

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE
(magisterská)

2015

Hana HOLOUBKOVÁ

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV ZVYŠUJÍCÍ SE INTENZITY ZATÍŽENÍ NA AKTIVITU VAGU U SENIOREK

Diplomová práce

(Magisterská)

Autor: Bc. Hana Holoubková, fyzioterapie

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

Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Bc. Hana Holoubková

Název diplomové práce: Vliv zvyšující se intenzity zatížení na aktivitu vagu u seniorek.

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby: 2015

Abstrakt:

V předkládané práci jsme hodnotili změny v aktivitě vagu během setrvalého stavu, v intenzitě v rozmezí 20 - 70 % maximální tepové rezervy (MTR). Měření se zúčastnilo 13 žen v rozmezí 60 - 68 let. Spektrální analýza variability srdeční frekvence (SA HRV) byla provedena pomocí diagnostického zařízení VarCor PF 7. Sledován byl spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty (P_{HF}). Z naměřených hodnot vyplývá závislost aktivity vagu na rostoucí intenzitě tělesné zátěže. U 7 probandů bylo naměřeno postupné klesání aktivity vagu se zvyšující se intenzitou zátěže. U 6 probandů byl výkon komponenty HF při intenzitě 30 % MTR v porovnání s 20 % MTR paradoxně vyšší.

Vlivem fyziologického stárnutí dochází ke změnám, které se promítají do všech orgánových soustav, včetně variability srdeční frekvence a řízení pohybu. Zpomalení zachycení a zpracování informace, spolu se snížením adekvátní odpovědi, vede k omezení koordinačních schopností jedince během prováděného pohybu, což se může v kombinaci s emocionální složkou promítat do variability srdeční frekvence.

Klíčová slova: autonomní nervový systém, variabilita srdeční frekvence, vagus, seniorky, chůze

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Hana Holoubková

Title of the master thesis: The effect of increasing the intensity of the load on the activity of vagus in female seniors.

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: PhDr. Michal Botek, Ph. D.

The year of presentation: 2015

Abstract:

In this thesis we were evaluating the changes in the activity of vagus while walking on a treadmill in a steady state, at the intensity of 20 - 70 % of the maximal heart rate reserve (MTR).

13 women between 60 - 68 years of age took part in this research. Spectral analysis of the heart rate variability (SA HRV) was performed with the diagnostic device VarCor PF 7. Spectral power of high-frequency component (PHF) was monitored. From the measured values we acquire the dependence of vagal activity on the growing intensity of physical load. In 7 probands gradual descent activity of vagus with increasing load of intensity were measured. In 6 probands the performance of HF components at an intensity of 30 % MTR was paradoxically higher compared with 20 % MTR.

Due to physiological aging there are changes, which affect all of the organ systems including heart rate variability and motion control. Deceleration of information interception and processing along with lowering of adequate response leads to the limitation of coordination skills of human beings during motion, which can in connection with the emotional element affect the heart rate variability.

Key words: autonomic nervous system, heart rate variability, vagus, seniors, gait

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

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

V Morávce dne 30. dubna 2015.....

Děkuji PhDr. Michalu Botkovi, Ph. D. za cenné poznatky a rady, díky kterým jsem mohla dokončit diplomovou práci. Děkuji také Matějovi.

OBSAH

Seznam vybraných zkratk.....	8
1 ÚVOD.....	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
2.1 Autonomní nervový systém.....	10
2.1.1 Centrální část ANS.....	10
2.1.2 Periferní část ANS.....	12
2.2 Srdeční činnost.....	15
2.3 Variabilita srdeční frekvence.....	16
2.3.1 Metody hodnocení variability srdeční frekvence.....	17
2.3.2 Spektrální analýza variability srdeční frekvence.....	18
2.4 Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence.....	21
2.4.1 Vliv věku.....	21
2.4.2 Vliv pohlaví.....	22
2.4.3 Vliv intenzity tělesné zátěže.....	23
2.4.4 Vliv psychické zátěže.....	24
2.4.5 Vliv tělesné teploty.....	25
2.5 Řízení pohybu.....	26
2.5.1 Mozková kůra.....	27
2.5.2 Limbický systém.....	27
2.5.3 Bazální ganglia.....	27
2.5.4 Retikulární formace.....	28
2.5.5 Kmenové struktury.....	28
2.5.6 Mozeček.....	28
2.6 Chůze.....	28
2.6.1 Krokový cyklus.....	29

2.6.2 Změny parametrů chůze ve stáří.....	32
2.6.3 Rovnováha.....	33
2.7 Gerontologie	36
2.7.1 Stáří a stárnutí.....	37
2.7.2 Fyziologické aspekty stárnutí.....	37
3 CÍL PRÁCE	43
4 METODIKA	44
4.1 Účastníci	44
4.2 Postup měření	44
4.3 Stanovení vagového prahu.....	46
4.4 Zpracování dat	46
5 VÝSLEDKY	47
5.1 Hodnocení aktivity vagu v jednotlivých intenzitách zatížení	47
5.1.1 Vyjádření k hypotéze H1	48
5.2 Hodnocení změn SF v jednotlivých intenzitách zatížení.....	49
5.2.1 Vyjádření k hypotéze H2	50
5.3 Stanovení vagového prahu u sledovaných osob.....	50
6 DISKUZE.....	52
7 ZÁVĚR	56
8 SOUHRN	57
9 SUMMARY	58
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	59

Seznam vybraných zkratk

%HF, %LF, %VLF	relativní spektrální výkony komponent VLF, LF, HF
ANS	autonomní nervový systém
AV	atrioventrikulární
CNS	centrální nervový systém
HF	high frequency (vysoká frekvence)
HRV	heart rate variability (variabilita srdeční frekvence)
LF	low frequency (nízká frekvence)
LF/HF, VLF/HF, VLF/LF	poměry spektrálních výkonů jednotlivých komponent
P_{HF} , P_{LF} , P_{VLF}	spektrální výkon komponenty P_{HF} , P_{LF} , P_{VLF}
P_T	celkový spektrální výkon
m.	musculus
MTR	maximální tepová rezerva
SA	sinoatriální
SA HRV	spektrální analýza variability srdeční frekvence
SF	srdeční frekvence
TK	krevní tlak
ULF	ultra low frequency (ultra nízká frekvence)
VLF	very low frequency (velmi nízká frekvence)

1 ÚVOD

Variabilita srdeční frekvence (HRV) patří mezi typické znaky autonomních, integračních a inhibičních funkcí živých organismů. V reakci na změny vnitřních (věk, dýchání, pohlaví, celkový zdravotní stav) a zevních (mentální, emoční nebo fyzická zátěž) podmínek dochází ke kolísání srdeční frekvence (SF), jakožto výsledku neustálé dynamické interakce mezi facilitačními a inhibičními vlivy. Vysoká HRV pak tedy svědčí o dobré přizpůsobivosti organismu změnám podmínek (Fráňa, Souček, Řiháček, Bartošíková, & Fráňová, 2005; Čalkovská & Javorka, 2008).

HRV lze hodnotit metodami založenými na sledování oscilací intervalů po sobě jdoucích srdečních stahů. Jednou z těchto metod je spektrální analýza variability srdeční frekvence (SA HRV), která umožňuje kvantifikovat aktivitu vagu a z ní následně usuzovat na aktivitu nervstva sympatiku (Ošťádal, 2005).

V této práci jsme se zaměřili na změny HRV u seniorek během setrvalého stavu zatížení, kdy jsme metodou SA HRV sledovali aktivitu vagu v jednotlivých intenzitách zatížení. Získané výsledky jsme porovnávali s českou i zahraniční literaturou. Literární zdroje popisují pokles hodnot parametrů parasympatiku během postupného zvyšování intenzity tělesné zátěže (Botek, Stejskal, Krejčí, Jakubec, & Gába, 2010; Hautala, Mäkikalli, Seppänen, Huikuri, & Tulppo, 2003), v rámci našeho měření však došlo u některých jedinců k opačnému jevu, tedy zvyšování aktivity parasympatiku při vyšší intenzitě zatížení. S podobnými výsledky se nesečkáme v české ani zahraniční literatuře. Jako jednu z možných příčin usuzujeme na vztah emocionální složky a složky řízení pohybu. V práci jsme se proto pokusili popsat faktory ovlivňující HRV a změny orgánových systémů, jež doprovázejí fyziologické stárnutí člověka. Pozornost byla zaměřena především na struktury podílející se na řízení pohybu a udržování rovnováhy. Ke zvýraznění poruch řízení pohybu na úrovni zachycení, zpracování informace a následné adekvátní odpovědi dochází ve stáří při provádění pohybů vyžadujících přesnost, obratnost a koordinaci (McArdle, Katch, & Katch, 2007; Shaffer & Harrison, 2007). Tyto požadavky úzce souvisí s rychlostí chůze, a pokud jsou na jedince kladeny vyšší nároky, které vyžadují značnou korovou aktivitu, mohou tyto faktory způsobit emocionální zátěž související se změnami HRV.

Cílem této práce je zhodnocení změn aktivity vagu u seniorek v setrvalém stavu zatížení a následné porovnání aktivity vagu v jednotlivých intenzitách zatížení.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Autonomní nervový systém

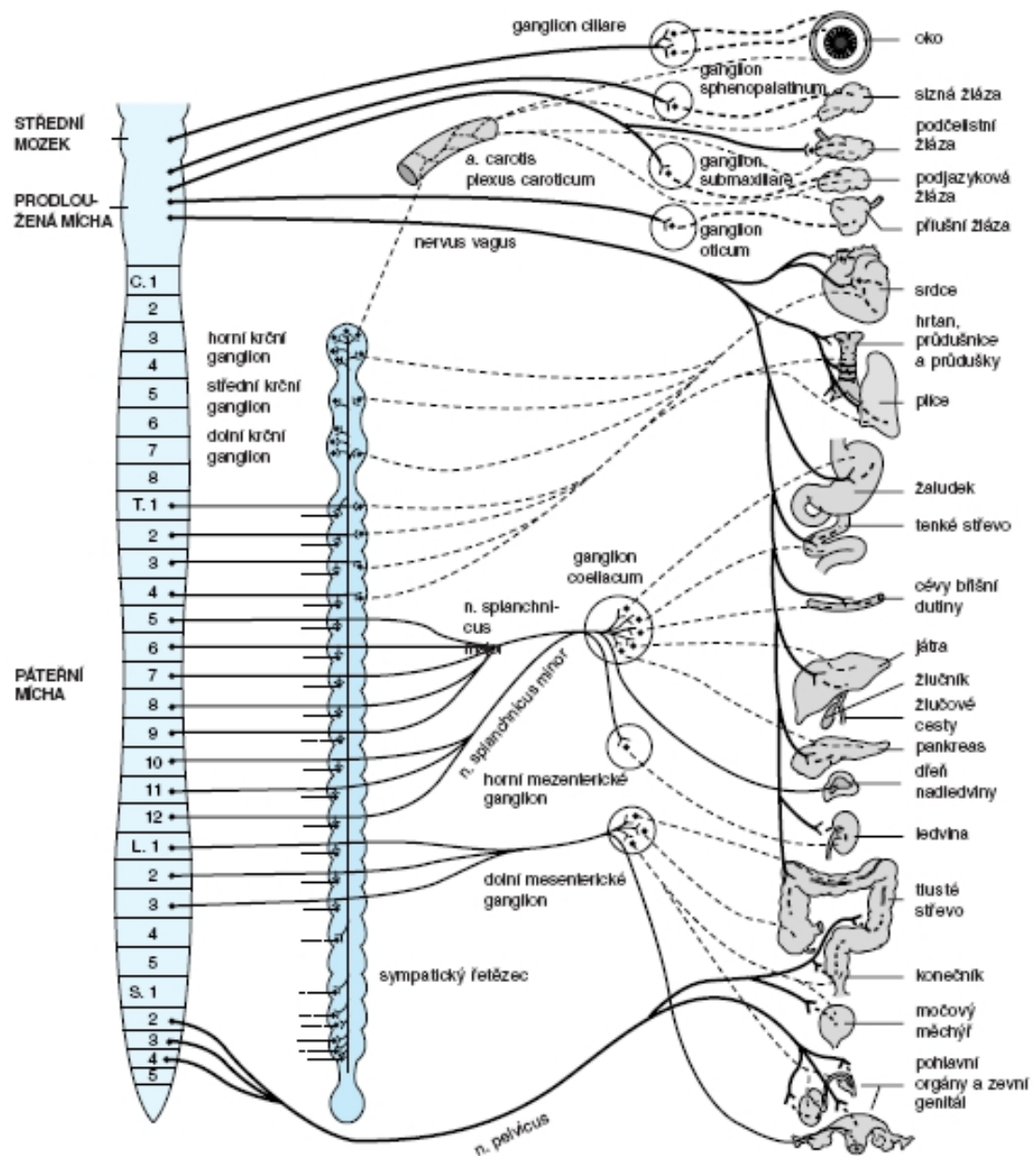
Autonomní nervový systém (ANS) představuje část nervové soustavy kontrolující činnost hladké svaloviny, myokardu, exokrinních i endokrinních žláz a zodpovídá tak za udržení dynamické rovnováhy základních životních funkcí. Ve srovnání se somatomotorickou soustavou je tento systém relativně vůli neovladatelný. Podobně, jako při řízení somatických funkcí, je většina autonomních regulací organizována na podkladě reflexního oblouku, rozlišujeme tedy část centrální a periferní (aferentní a eferentní) (Ganong, 2005; Králíček, 2011). Vzruchy vznikající ve viscerálních receptorech jsou přenášeny aferentními autonomními drahami do centrální nervové soustavy (CNS), kde jsou dále integrovány na různých úrovních a následně přenášeny eferentními drahami k viscerálním efektorům (Ganong, 2005).

2.1.1 Centrální část ANS

Centrální oddíl ANS je podobně jako somatický systém hierarchicky organizován. Jednoduché autonomní reflexy, související především s příjmem a zpracováním potravy, mají svá centra v ncl. intermediomedialis spinální míchy nebo v dolní části ncl. tractus solitarii mozkového kmene. Složitější reakce organismu, vyžadující integraci většího množství elementárních autonomních reflexů či koordinované fungování autonomního, endokrinního a somatického systému, jsou řízeny z retikulární formace mozkového kmene, především však z hypothalamu. Příkladem těchto reakcí je zvracení, polykání, kašel, orgasmus nebo reakce organismu na hroící podchlazení či přehřátí. Hypothalamus je tedy rozhodujícím regulačním centrem pro udržení stálosti vnitřního prostředí. V retikulární formaci jsou uložena také centra, která se podílí na regulaci dýchání a krevního tlaku, a nazýváme je jako vitální. Kardiovaskulární centrum ovlivňuje činnost srdce a průsvit cév, čímž udržuje konstantní perfúzní tlak v mozkovém cévním řečišti. Respirační ústředí sestává ze dvou subsystémů, generátoru automatického respiračního rytmu a premotorické oblasti obsahující vrozené programy vzruchových aktivit pro činnost svalů během inspira a expira (Ganong, 2005; Králíček, 2011).

Účast mozkové kůry na řízení autonomní aktivity je zatím nejméně známa, pravděpodobně však integruje somatickou a vegetativní aktivitu při volní motorické činnosti.

Vedle programování a realizace cílených pohybů aktivuje i odpovídající autonomní odezvu, jejímž úkolem je připravit vnitřní prostředí organismu na zvýšené metabolické nároky pracujících svalů. Mozková kůra také zprostředkovává vztahy mezi vnějším prostředím a viscerálními funkcemi organismu, kdy zajišťuje vegetativní doprovod emotivních stavů. V této souvislosti má mozkový kortex spoje s limbickým systémem, hypotalamem a retikulární formací středního mozku (Králíček, 2011).



Obrázek 1. Schéma autonomních eferentních drah. Plná čára – pregangliové neurony, přerušovaná čára – postgangliové neurony. Tučně – vlákna parasympatiku, tenčí - vlákna sympatiku (Ganong, 2005, 230).

2.1.2 Periferní část ANS

Periferní část ANS je tvořena senzoryckými nervovými vlákny přivádějícími informace z vnitřního prostředí a orgánů, dále pak drahami směřujícími k efektorům (Trojan, 2003). Jeho aktivita je do značné míry ovlivňována aktivitou centrální části ANS (Čihák, 2000).

Z funkčního a morfologického hlediska jej dělíme na aferentní a eferentní oddíl.

2.1.2.1 Aferentní oddíl

Aferentní část ANS tvoří viscerosenzitivní neurony, jejichž axony přivádějí informace od útrobních receptorů do centrální části autonomního nervstva. Jedná se o volná nervová zakončení fungující jako mechanoreceptory nebo chemoreceptory. Buněčná těla jsou uložena ve spinálních gangliích nebo v příslušných gangliích hlavových nervů (Čihák, 2000; Králíček, 2011).

2.1.2.2 Eferentní oddíl

Eferentní (výkonnou) část ANS tvoří visceromotorické neurony, které jsou dvouneronové. Buněčné tělo prvního, pregangliového, visceromotorického neuronu leží uvnitř CNS v příslušných visceromotorických jádrech, axony neuronů jsou myelinizované. Druhý visceromotorický neuron nazýváme jako postgangliový, axony těchto neuronů jsou nemyelinizované. Společně vytvářejí buněčná těla těchto neuronů autonomní (vegetativní) ganglia, v nichž také dochází k synaptickému kontaktu obou visceromotorických neuronů.

Jeden pregangliový neuron vytváří synaptický kontakt s větším množstvím postgangliových nervových buněk. Ty pak inervují cílovou tkáň nebo orgán, kde se rozpadají na terminální autonomní pleteň. Terminální pleteň obsahuje varikozity, z nichž se uvolňují do intersticia mediátory, které se pak difúzí dostávají až k receptorům povrchovým membrán cílových buněk (Ganong, 2005; Králíček, 2011; McCorry, 2007).

Terminální zakončení visceromotorických vláken uvolňují mediátory acetylcholin a noradrenalin. Neurony tvořící acetylcholin nazýváme jako cholinergní a patří mezi ně všechny pregangliové neurony sympatiku a parasympatiku, parasympatické postgangliové neurony a dále některé postgangliové sympatické neurony inervující potní žlázy a hladkou

svalovinu cév kosterních svalů. Nervové buňky tvořící noradrenalin jsou označovány jako adrenergní a patří k nim sympatické postgangliové neurony (Králíček, 2011).

Anatomicky rozdělujeme eferentní oddíl na část sympatickou, parasympatickou a enterickou.

2.1.2.2.1 Sympatikus

Pregangliová sympatická vlákna mají svá těla v míšních segmentech C8 - L3, proto je tento systém nazýván také jako cervikothorakolumbální. Axony neuronů opouštějí míchu předními kořeny Th1 – L3 nebo L4 a vstupují do sympatických ganglií stejnostranně lokalizovaného truncus sympatikus, kde část axonů komunikuje s postgangliovými neurony, zbylá část presynaptických axonů se přepojuje až ve vzdálenějších autonomních gangliích (Ganong, 2005; Králíček, 2011).

Vlákna sympatiku, inervující srdce, vychází ze segmentů C8 - Th4 a podílí se na vytvoření tří krčních sympatických ganglií, ganglion cervicothoracicum a 2. - 4. hrudního ganglia (Čalkovská & Javorka, 2008; Čihák, 2000).

2.1.2.2.2 Parasympatikus

Lokalizace 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; McCorry, 2007).

Činnost srdce je inervována kranialním parasympatikem. Nejvýznamnějšími jádry pro kardiální řízení jsou ncl. dorsalis nervi vagi a ncl. ambiguus. Axony těchto pregangliových vláken se v srdci přepojují na postgangliová vlákna, která pak přechází hlavně do sinoatriálního (SA) a atrioventrikulárního (AV) uzlu (Čalkovská & Javorka, 2008; Čihák, 2000).

2.1.2.2.3 Vzájemná interakce sympatiku a parasympatiku

Vzájemné ovlivnění obou systémů se pravděpodobně odehrává na všech úrovních CNS 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, stresu nebo nemoci převažuje činnost sympatikus zasahující do katabolických dějů, zároveň také aktivuje krevní oběh (McCorry, 2007; Trojan et al., 2003). 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., 2003).

Podle Stejskala (2003) je vysoká a vyrovnaná aktivita sympatiku a parasympatiku předpoklad pro dobré využití fyzických a psychických schopností, které se projeví optimální reakcí na zatížení, dobrou trénovatelností 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 trénovatelnosti 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, se setkáváme u řady chronických onemocnění, například infarktu 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
příče, trachea a bronchiální svaly	kontrakce	relaxace	beta
zornice	míóza	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. 2 Srdeční činnost

Řízení srdeční frekvence je zajištěno prostřednictvím ANS, hormonálními a vnitřními regulačními mechanismy. Z CNS přicházejí nervy sympatiku, nn. cardiaci, přes příslušná ganglia a následně působí na zrychlení frekvence srdce, sílu srdeční kontrakce a urychlují vedení vzruchů srdečním systémem převodním. Účinek parasympatiku je opačný, zpomaluje tedy srdeční frekvenci, zeslabuje srdeční kontrakce a zpomaluje vedení vzruchů. Základní princip fungování srdečního systému je koncept sympatiko-vagové rovnováhy, který se za fyziologických podmínek vyznačuje aktivací jednoho oddílu ANS spojené s inhibicí oddílu druhého (Čalkovská & Javorka, 2008). Na řízení srdeční činnosti se podílejí také intrakardiální ganglia, která obsahují těla sympatických a parasympatických postgangliových

neuronů, senzorní neurony, interneurony a další struktury, jenž tvoří komplexní integrační centra společně s extrakardiální sympatickou a vagovou inervací (Tillinger & Mravec, 2006).

V předsíních srdce je autonomní inervace větší než v komorách. V předsíních nacházíme větší zastoupení inervace vagu, v komorách naopak sympatiku. Srdeční komory jsou téměř výhradně pod vlivem sympatiku. Diferenciace autonomní inervace srdce má vliv na adekvátní modulaci srdeční činnosti (Trojan et al., 2003). Také autonomní regulace srdce je lateralizovaná. Pravostranná parasympatická a sympatická vlákna zásobují SA uzel, levostranná autonomní vlákna intenzivněji ovlivňují AV uzel a myokardiální kontraktilitu (Tillinger & Mravec, 2006; Trojan et al., 2003).

Srdeční stahy generuje SA uzel. Vznik impulsů je aktivován sympatikem a inhibován vagem, srdeční frekvence je pak dána okamžitým kombinovaným vlivem sympatiku, parasympatiku a vlastní aktivitou SA uzlu. Za klidových podmínek je srdeční frekvence ovlivňována převážně aktivitou parasympatiku, její zrychlení může být výsledkem zvýšené aktivity SA uzlu, snížením aktivity vagu, vzestupem aktivity sympatiku nebo kombinací působení těchto vlivů (Ganong, 2005; Trojan et al., 2003).

Informace parasympatiku jsou přenášeny vyššími frekvencemi následkem rychlého metabolismu acetylcholinu. Jeho účinek dozívá během 1,5 - 2 sekund, což odpovídá přenosu rytmických impulsů do frekvence 0,5 - 0,7 Hz. Účinek vagu tedy můžeme pozorovat rychle, často již během jednoho srdečního úderu. Efekt sympatiku je pomalejší. Nástup účinky se objevuje s latencí 1 - 3 sekundy, rovnovážného stavu dosáhne zhruba za 30 sekund. Následný návrat k původním hodnotám po ukončení stimulace je delší než nástup, což souvisí s pomalým metabolismem noradrenalinu (Čalkovská & Javorka, 2008; Task Force, 1996).

2.3 Variabilita srdeční frekvence

Srdeční rytmus není pravidelný, s každým úderem srdce se mění a je proměnlivý neboli variabilní. HRV je ovlivňována jak vnitřními (věk, dýchání, pohlaví, celkový zdravotní stav), tak zevními (mentální, emoční nebo fyzická zátěž) faktory. Reakcí na uvedené situace jsou změny rychlosti srdeční frekvence na různé typy zátěží, které jsou typickým znakem autonomních, integračních funkcí živých organismů. HRV je výsledkem neustálé dynamické interakce excitačních a inhibičních vlivů vedoucích k rytmickému kolísání srdeční frekvence. HRV je ukazatelem dobré adaptability organismu, naopak snížená HRV značí porušení adaptability systému (Fráňa et al., 2005; Čalkovská & Javorka, 2008). Nízká HRV může být

podle Čalkovské a Javorka (2008) způsobena faktory jako změnou signalizace z periferie (např. snížení baroreflexní senzitivity), centrální modulací jednotlivých vlivů na SF, sníženou schopností eferentních drah přenášet signál nebo sníženou schopností SA uzlu a srdečního svaly vytvořit a následně přenést odpovídající akční potenciály vedoucí ke kontrakci myokardu. Se sníženou HRV se setkáváme např. u starších osob nebo při autonomních neuropatiích (Fráňa et al., 2005).

2.3.1 Metody hodnocení variability srdeční frekvence

HRV 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 (Ošťádal, 2005). Metody hodnocení HRV se rozdělují do tří kategorií: kardiovaskulární testy, metody nelineární dynamiky, metody časové a frekvenční (spektrální) analýzy (Javorka, K., 2008a).

Kardiovaskulární testy (funkční reflexní testy) se využívají u organických postižení CNS, nejčastěji autonomních neuropatiích. Testování tvoří tzv. Ewingova baterie testů, do níž patří zkouška hlubokého dýchání, Valsalvův manévr, ortostatická zkouška a izometrická kontrakce ruky (hand grip). Během zkoušek jsou hodnoceny změny SF a TK (Opavský, 2004).

Na HRV a TK se významně podílejí především nelineární fenomény (Kurths et al., 1994). V současné době je analýze biosignálu pomocí metod nelineární dynamiky věnována zvýšená pozornost (Javorka, M., 2008).

Vyšetření prostřednictvím metod časové a spektrální (frekvenční) analýzy se provádí krátkodobým záznamem (trvání 5 minut, tzv. short-term variability, STV), během něhož se získávají krátkodobé variability, nebo dlouhodobým záznamem (trvání 24 hodin, tzv. long-term variability, LTV) EKG s využitím tzv. holterovského monitorování pro hodnocení dlouhodobé variability (Javorka, K. & Javorka, M., 2008). Krátkodobé monitorování je jednodušší a nezatěžuje sledovanou osobu, zaznamenává však jen frekvenční komponenty s periodou kratší než 1 minuta. K analýze se využívá nejčastěji frekvenční analýza časových řad (Berntson et al., 1997). Časová analýza je vhodná pro vyhodnocení holterovského EKG měření, kdy jsou zaznamenávány časové intervaly mezi po sobě následujícími QRS

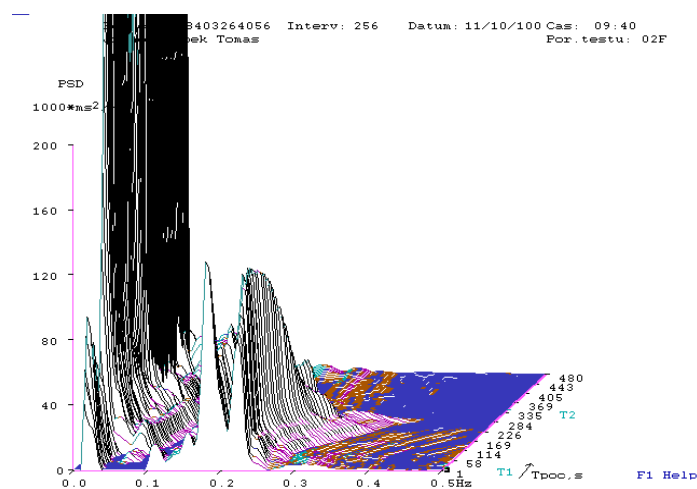
komplexy, umožňuje také vypočítat průměrnou hodnotu mocniny rozdílu délky po sobě následujících R-R intervalů (Fráňa et al., 2005).

2.3.2 Spektrální analýza variability srdeční frekvence

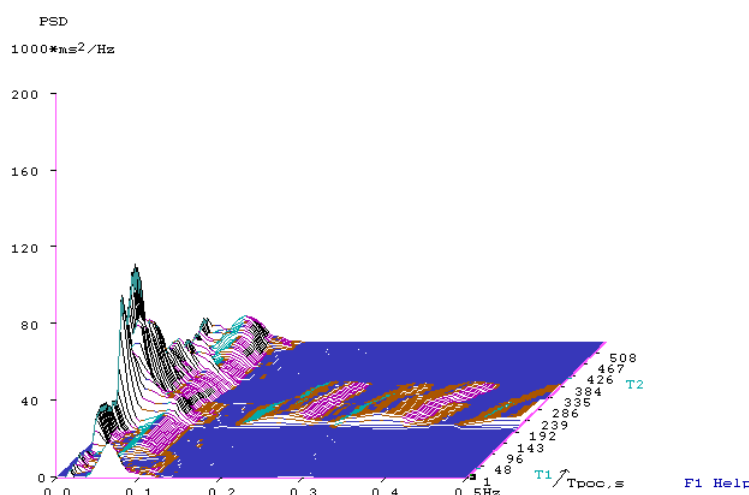
Spektrální analýza (SA) HRV umožňuje ve srovnání s ostatními metodami kvantifikovat aktivitu vagu a z ní usuzovat na aktivitu sympatického nervstva. V klinické praxi se SA HRV využívá k odhadu rizika maligních arytmií nebo v diagnostice autonomních neuropatií u diabetes mellitus. V poslední době je využívána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

Podstatou SA HRV je rozložení nepravidelného průběhu HRV na pravidelné cykly, které zobrazují procesy ovlivňující průběh srdeční frekvence. K tomu je nejčastěji používána rychlé Fourierova transformace nebo autoagresivní model (Fráňa et al., 2005). 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 (Fráňa et al., 2005; Stejskal & Salinger, 1996).

Hustota spektrálního výkonu vyjadřuje rozložení spektrálního výkonu (velikost variability R-R intervalů) ve sledovaném frekvenčním pásmu. Rozložení výkonu a frekvence jednotlivých komponent se liší v závislosti na změnách autonomních modulací srdečních period, variabilita těchto změn je vyjádřena plochou pod každým vrcholem výkonového spektra (Javorka, K. & Javorka, M., 2008; Stejskal & Salinger, 1996).



Obrázek 3. Graf spektrální analýzy normální variability srdeční frekvence.



Obrázek 4. Graf spektrální analýzy snížené variability srdeční frekvence.

2.3.2.1 Frekvenční spektrum

Sympatikus a parasympatikus pracují s různou frekvencí (sympatikus pomaleji v hodnotách pod 0,15 Hz, parasympatikus rychleji v hodnotách až do 1 Hz), což souvisí s odlišným metabolismem neurotransmiterů. Odlišné frekvence umožňují rozlišení obou subsystémů a kvantifikaci jejich aktivity (Fráňa et al., 2005; Čalkovská & Javorka, 2008).

Při SA HRV sledujeme výkon ve čtyřech frekvenčních pásmech:

- **Vysokofrekvenční pásmo (HF - high frequency)**
 - frekvenční rozsah pásma je 0,15 - 0,4 Hz, 9 - 24 dechů za minutu. Aktivita v tomto pásmu odráží vliv dýchání na činnost srdce, kdy dochází během inspiria ke zkrácení R-R intervalů a během expiria naopak k prodloužení intervalů. HF komponenta bývá nazývána také jako respirační (dechová) vlna. Je hlavním ukazatelem kontroly vagu na srdeční činnosti, k jejímu zvýšení dochází při činnostech souvisejících s aktivitou parasympatiku (např. chladová stimulace tváře) (Berntson et al., 1997; Javorka, K. & Javorka, M., 2008; Task Force, 1996).
- **Nízkofrekvenční pásmo (LF – low frequency)**
 - frekvenční rozsah pásma je 0,04 - 0,15 Hz, 2,4 - 9 cyklů za minutu. Vrchol aktivity složky se nachází v oblasti 0,1 Hz. LF složka je výsledkem aktivity baroreceptorů ovlivňovaných jak sympatikem, tak i parasympatikem a zároveň přes baroreflexní

oblouky odráží vazomotorickou aktivitu cév (Javorka, K. & Javorka, M., 2008). K fyziologickému zvýraznění LF složky dochází v situacích, které zvyšují aktivitu sympatiku. Příkladem je ortostáza (aktivní či pasivní), psychický stres nebo mírné cvičení u zdravých jedinců. Aktivita v LF pásmu se považuje především za projev aktivity sympatiku, podílí se však na ní také parasympatikus. Svědčí o tom podání betablokátorů nebo blokáda vagu atropinem, což vede k výrazné redukci variability LF (Javorka, K. & Javorka, M., 2008; Task Force, 1996).

- **Velmi nízkofrekvenční pásmo (VLF – very low frequency)**
 - frekvenční pásmo této komponenty je v rozmezí 0,003 - 0,04 Hz, 0,2 - 2,4 cyklů za minutu. Aktivita ve VLF pásmu je podmíněna především vlivem periferního vazomotorického tonu v souvislosti s termoregulačními a hormonálními systémy (např. systém renin-angiotenzin-aldosteron) (Javorka, K. & Javorka, M., 2008). Aktivita v tomto pásmu nemá zcela jasný původ, vagová modulace na ni má pravděpodobně jen malý podíl (Fráňa et al., 2005; Mamiy, 2006; Task Force, 1996).
- **Ultránížké frekvenční pásmo (ULF – ultra low frequency)**
 - frekvenční pásmo se pohybuje v hodnotách do 0,0033 Hz, 1 cyklus za den, a odráží cirkadiánní rytmus kolísání autonomního tonu. ULF pásmo se hodnotí v rámci dlouhodobých záznamů. Pravidelná pohybová aktivita vede ke zvýšení aktivity v pásmu ULF i VLF spektra (Javorka, K. & Javorka, M., 2008). Regulační mechanismy ULF spektra zatím také nejsou zcela objasněny (Berntson et al., 1997).

2.3.2.2 Parametry SA HRV

V rámci SA HRV hodnotíme řadu parametrů, kdy se zaměřujeme především na hodnoty spektrálního výkonu (P – power) jednotlivých frekvenčních komponent (P_{HF} , P_{LF} , P_{VLF}). Jejich součet je pak celkový spektrální výkon (P_T – Total power). Spektrální výkon jednotlivých frekvenčních komponent si lze představit jako integrální plochu pod křivkou, jejich hodnoty se většinou vyjadřují v absolutních jednotkách (ms^2). Větší výpovědní hodnotu mají relativní ukazatele, mezi něž patří např. relativní zastoupení jednotlivých složek na celkovém spektrálním výkonu (%HF, %LF, %VLF) a poměry spektrálních výkonů jednotlivých komponent (LF/HF, VLF/HF, VLF/LF) (Javorka, K. & Javorka, M., 2008). LF a HF se také mohou hodnotit v normalizovaných jednotkách, které představují relativní hodnotu vysokofrekvenční a nízkofrekvenční složky HRV ve vztahu k celkovému spektrálnímu výkonu (Javorka, K. & Javorka, M., 2008; Task Force, 1996).

Nejčastěji uváděnými parametry tedy jsou:

- **Total Spectral Power (P_T)** – celkový spektrální výkon [ms^2]
- **Spectral Power HF (P_{HF})** – spektrální výkon v pásmu HF [ms^2]
- **Spectral Power LF (P_{LF})** – spektrální výkon v pásmu LF [ms^2]
- **Spectral Power VLF (P_{VLF})** – spektrální výkon v pásmu VLF [ms^2]
- **rel HF, rel LF, rel VLF (%HF, %LF, %VLF)** – relativní zastoupení komponenty [%]
- **Ratio LF/HF** – poměr spektrálních výkonů v pásmu LF:HF
- **Ratio VLF/HF** – poměr spektrálních výkonů v pásmu VLF:HF
- **Ratio VLF/LF** – poměr spektrálních výkonů v pásmu VLF:LF

(Javorka, K. & Javorka, M., 2008; Task Force, 1996).

2.4 Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence

HRV je ovlivněna řadou faktorů. Nejvýznamnějšími vnitřními determinanty jsou věk, dýchání, pohlaví a celkový zdravotní stav. Mezi hlavní vnější faktory ovlivňující HRV patří fyzické a psychické zatížení, popisován je také vliv některých léků působících na ANS. V odpovědi na působící faktory dochází ke změnám srdeční frekvence, adaptuje se tedy na působící zátěž (Fráňa et al., 2005). Některé z faktorů budou popsány níže.

2.4.1 Vliv věku

HRV je ovlivněna změnami během vývoje člověka a aktuálním stavem srdce, stejně tak jako nervového systému, ostatních struktur a regulačních mechanismů. V časném ontogenetickém vývoji je významné dozrávání jednotlivých regulačních a efektorových struktur, ve vyšším věku jsou to naopak časté patologické nálezy (Javorka, K., 2008b).

Podle Migliaro et al. (2001) je věk jedním z hlavních determinantů HRV. HRV můžeme pozorovat již během embryonálního vývoje jedince, po narození dochází v 1. měsíci života k poklesu HRV a v následujících 6-ti měsících k jejímu opětovnému zvyšování. Další vzrůst hodnot HRV je patrný v předškolním a školním věku, maximálních hodnot dosahuje v období puberty, adolescenci a mladším dospělém věku, což je spojováno s dozráváním ANS. V dospělosti dochází s rostoucím věkem k poklesu HRV (Javorka, K., 2008b; Kantor & Javorka, 2004).

S přibývajícím věkem se zhoršuje komunikace mezi nervovým a kardiovaskulárním systémem (Šlachta et al., 2002). Dochází ke změnám jak celkového spektrálního výkonu HRV ve smyslu snížení, tak i jeho jednotlivých složek (Migliaro, 2001; Reardon & Malik, 1996; Srinivasan, Sucharita, & Vaz, 2002; Valentina et al., 2006). Závislost změn HRV a věku je však nelineární a mění se v průběhu různých věkových období. Na základě studie, které se zúčastnili probandi ve věku od 12 do 70 let, uvádí Šlachta et al. (2002) dvě věková rozmezí, pro která jsou charakteristické významné změny jednotlivých komponent SA HRV. Mezi 25. až 40. rokem nedochází k výrazným změnám P_{LF} , snižuje se však P_{HF} z čehož vyplývá zvýšení poměru LF/HF a %LF. V období mezi 45. až 50. rokem dochází ke zpomalení změn jednotlivých složek SA HRV, nejvýznamnější je však pokles HF komponenty. U jedinců starších 50 let pak pozorujeme stabilizaci sympato-vagové rovnováhy s poklesem hodnot ukazatelů vagové aktivity. Změny v průběhu závislosti věku a HRV jsou nejvyšší u mladších jedinců, s přibývajícím věkem již nejsou tolik výrazné. U osob starších 50 let dochází k signifikantním změnám především na podkladě patologie.

Snížení HRV ve vyšším věku je dáno nejen redukcí aktivity ANS, ale také snížením psychosomatických odpovědí organismu na změny vnějšího prostředí, což patří k fyziologickým aspektům stárnutí (Reardon & Malik, 1996).

2.4.2 Vliv pohlaví

Rozdíly mezi muži a ženami ve variabilitě srdeční frekvence jsou patrné již v novorozeneckém věku, kdy pozorujeme u chlapců vyšší HRV než u děvčat (Nagy, Orvos, Bárdos & Molnár, 2000). V dětském, pubertálním a adolescentním věku mají chlapci také signifikantně vyšší hodnoty celkové HRV, především zvýrazněním HF složky (Javorka, K., 2008). Rovněž v dospělosti vykazují ženy celkové snížení HRV oproti mužům. Snížen je celkový spektrální výkon, výkon v nízkofrekvenční (LF) oblasti a poměr LF/HF složky. Nálezy ve vysokofrekvenční oblasti (HF) jsou podle Evanse et al. (2001) nebo Kuo et al. (1999) u žen v porovnání s muži zvýšené, Neumann et al. (2005) však odlišnost ve své práci neuvádějí. Rozdílná HRV ve fertilním věku je výrazně ovlivněna působením ženských pohlavních hormonů, estrogenů (Leicht, Hirning, & Allen, 2003). U žen po menopauze jejich koncentrace klesá, což souvisí s minimálními rozdíly v chronotropní regulaci srdeční činnosti okolo 50. roku života. V 6. a 7. dekádě jsou parametry HRV mezi muži a ženami srovnatelné (Kuo et al., 1999).

Na rozdílné HRV se v období od adolescence po menopauzu podle Javoroky, K. (2008b) podílí jak hormonální vlivy, rozdílná tělesná konstituce, větší zastoupení tukové tkáně a menší metabolické nároky aktivních tkání u žen, tak i odlišná intenzita a typ tělesné zátěže, výkonnost a s tím spojená rozdílná rovnováha ANS.

2.4.3 Vliv intenzity tělesné zátěže

Změny kardiovaskulárního systému, ke kterým dochází během tělesné zátěže, jsou řízeny aktivitou sympatického a parasympatického oddílu ANS. Převaha jednoho ze subsystému je závislá na intenzitě tělesné zátěže (Botek et al., 2010). Změny aktivity ANS vedou ke zvýšení srdeční frekvence, systolického objemu a kontraktility myokardu, což umožňuje krytí energetický požadavků pracujících svalů. Zvýšení SF při nízké intenzitě zatížení je způsobeno převážně inhibicí vagu, s narůstajícím zatížením navíc také zvýšenou aktivací sympatiku a produkcí katecholaminů (Stejskal, 2008).

Stejskal (2008) uvádí jako hranici pro zvýšenou aktivitu sympatiku průměrnou intenzitu zatížení odpovídající 50 - 60 % maximální spotřeby kyslíku (VO_{2max}), stejné hodnoty uvádí ve své práci také Tulppo, Mäkikallio, Seppänen, Laukkanen a Huikuri (1998). Tato hranice je však pro každého jedince individuální. Hautala et al. (2003) například ve své studii udávají zvyšující se aktivitu sympatiku již při zatížení 40 % VO_{2max} .

Zvyšování SF během zatížení je spojeno s celkovou redukcí autonomní srdeční modulační, která se projevuje potlačením respirační sinusové arytmiie (Hatfield et al., 1998) a redukcí celkového spektrálního výkonu (P_T) (Arai et al., 1989; Perini, Milesi, Fisher, Pendergast, & Veicsteinas, 2000). Spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty (P_{HF}), jakožto ukazatel vagové kardiální modulační, je významně snižován se vzrůstající intenzitou zatížení až k 60 % předpokládaného respiračního prahu. Během dalšího zvyšování intenzity je pokles P_{HF} nižší (Yamamoto, Hughson, & Peterson, 1991). Respirační práh tak tvoří předěl v intenzitě zatížení, kdy už je aktivita vagu výrazně redukována a začíná vzrůstat intenzita sympatiku (Yamamoto, Hughson, & Nakamura, 1992). P_{HF} je tedy vhodný ukazatel vagové aktivity, což vyplývá i z práce Botka et al. (2010). Během testování chůze v setrvalém stavu v intenzitách zatížení 20 - 70 % MTR docházelo se zvýšením zátěže o 10 % k výraznému snížení spektrálního výkonu HF komponenty, tedy aktivity parasympatiku.

Vliv vagové aktivity se projevuje nejen v HF pásmu, ale v celkovém frekvenčním rozsahu. Jeho význam je patrný v dynamice spektrálního výkonu LF komponenty (P_{LF}).

S nízkou intenzitou zatížení, kdy senzitivita baroreceptorového kardiálního reflexu klesá jen mírně a aktivita sympatiku se téměř nemění, klesají hodnoty P_{LF} méně než při vyšším zatížení, což je zapříčiněno tlumením baroreceptorů působením mechanických a chemických vlivů z pracujících svalů, zároveň je však aktivita sympatiku zvýšená (Stejskal, 2008).

Podle Stejskala et al. (2001) dochází v rozmezí intenzity zatížení 40 - 80 % MTR k poklesu hodnot u některých ukazatelů HRV: P_T , P_{VLF} , P_{LF} , P_{HF} a % HF. Hodnoty % VLF, VLF/LF, VLF/HF se naopak zvyšují. Ukazatele korelující s intenzitou zátěže negativně tak charakterizují aktivitu vagu, ale i postupný přesun rovnováhy mezi subsystemy ANS směrem od vlivu parasympatiku k sympatiku.

Spektrální výkon HRV je výrazně ovlivňován změnami intenzity zatížení. Setrvalý stav způsobuje podstatně menší změny sledovaných hodnot (Stejskal, 2008). Ve své práci to potvrzuje Jurča (2000), kdy v průběhu setrvalého stavu v intenzitě zatížení do 70 % MTR trvajících 90 minut nedošlo k významné změně žádného ukazatele SA HRV. Změny ukazatelů však nejsou vyloučeny v případě několikahodinového trvání práce v souvislosti se změnami fyziologických parametrů.

2.4.4 Vliv psychické zátěže

Intenzivní mentální aktivita až mentální stres, psychická námaha a emoce ovlivňují výrazně kardiovaskulární systém, což se také odráží v srdeční frekvenci a její variabilitě (Tonhajzerová, 2008). Psychická zátěž vyvolává změny dynamické rovnováhy ANS ve směru převahy aktivity sympatiku, které se projevují změnami v kardiovaskulárním systému ve smyslu tachykardie, hypertenze a redistribuce krve v cévním řečišti (Tonhajzerová, 2008; Visnovcova, Calkovska, & Tonhajzerova, 2013). Změny dynamické rovnováhy ANS jsou výsledkem komplexních centrálních nervových mechanismů a interakce s humorálními změnami (Tonhajzerová, 2008).

Tyto fyziologické strategie umožňují savcům v přírodě v případě ohrožení přežít. V současné době však musí jedinec čelit především každodenní psychické zátěži a psychosociálnímu stresu, jež nepřímo souvisí s ohrožením života, jejich působení však trvá déle. Kardiovaskulární systém je dlouhodobě zatěžován a dochází k narušení tělesné homeostázy. Zdravý organismus je schopen udržet dynamickou rovnováhu ANS v klidu i ve stresové situaci, nedostatečná dynamická pružnost je tedy projevem nižší schopnosti

adaptace na zátěž, pramenící např. z dlouhodobého působení psychické zátěže (Visnovcova, Calkovska, & Tonhajzerova, 2013).

Psychická zátěž vyvolává vzestup sympatické a pokles vagové aktivity, což ve svých pracích popisují např. Taelman, Vundeput, Spaepen a Huffel (2009) nebo Delaney a Brodie (2000). Podle nich dochází při psychické zátěži ke zvýšení hodnot spektrálního výkonu LF složky, poměru LF/HF a snížení spektrálního výkonu HF složky SA HRV. Šlachta a Kocmáková (2003) uvádějí celkové snížení spektrálního výkonu HRV. Rovněž Berntson a Cacioppo (2004) popisují stejné změny v LF a HF parametrech SA HRV a poměru LF/HF v situacích vyžadujících při plnění úkolů zvýšenou mentální aktivitu a pozornost.

Výpovědní hodnota změn LF složky HRV během mentální zátěže je však v pracích Sloana et al. (1996) a/nebo Tonhajzerové, Javoroky a Petráškové (2000) zpochybňována. Autoři uvádějí pokles hodnot spektrálního výkonu LF složky i přes zvyšující se srdeční frekvenci, krevní tlak a koncentraci katecholaminů v průběhu mentální zátěže. Podle Tonhajzerové (2008) je zde rozhodující aktivita baroreceptorů a změna rovnováhy ANS.

Odpověď kardiovaskulárního systému na psychickou zátěž je závislá také na pohlaví. Tonhajzerová et al. (2000) popisuje u žen výrazně vyšší vzestup spektrálního výkonu LF složky a poměru LF/HF. V práci Sato a Miyake (2004) je uváděna vyšší aktivita sympatiku a nižší aktiva parasympatiku v reakci na mentální zátěže u mužů, ženy však vykazují vyšší reaktivitu v parametrech HRV. Při interpretaci výsledků je nutné brát v úvahu rozdílnou hormonální regulaci, kognitivní zpracování podnětů, psychosociální rozdíly, rozdíly mezi osobnostními rysy (ženy bývají více motivovány) a druh mentální zátěže a s tím spojené individuální předpoklady na řešení daných úkolů (Tonhajzerová, 2008).

2.4.5 Vliv tělesné teploty

Změny kožní a centrální tělesné teploty jsou podle Javoroky, K. (2008b) výraznými determinanty paramaterů 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 Gormana a Proppeho in Javorka, K. (2008b) výsledek komplexních mechanismů, na nichž se podílí změny transmembránového potenciálu, spontánní diastolická depolarizace a změny činnosti ANS ve smyslu snížení vagové a zvýšení sympatické aktivity. S rostoucí tělesnou teplotou dochází také k poklesu celkového spektrálního výkonu HRV, snižuje se spektrální výkon HF složky a zároveň se zvyšuje poměr LF/HF (Banjar, Gazzaz, Langley, Bradshaw, & Szabadi, 2000). Cooper in Javorka, K. (2008b) uvádí přímý vliv zvýšení tělesné teploty o 1 °C na zrychlení srdeční frekvence o 12 až 20 úderů/min. Rovněž působením chladu dochází ke změnám, projevujícím se srdeční bradykardií, postupným poklesem minutového srdečního výdeje a zvýšením HRV (Javorka, K., 2008b).

Změny HRV jsou pozorovány také v souvislosti se zvyšováním tělesné teploty během cirkadiálního rytmu, fyzické práce, emocionální nebo psychické zátěže a hormonálních změn (Javorka, K., 2008b).

2.5 Řízení pohybu

Regulační a řídicí vlivy se při řízení pohybu realizují prostřednictvím motorických vláken periferních nervů, α – motoneuronů, na které působí velké množství informací jak excitačního, tak inhibičního charakteru. Oba typy podnětů se uplatňují při řízení mimovolních (poloha, postoj) i volních (úmyslných) pohybů.

Volní pohyby jsou realizovány prostřednictvím kortikospinální dráhy končící v příslušném míšním segmentu, jemné řízení (doladění) volního pohybu se uskutečňuje až na úrovni segmentu. Výstupní motorický signál, kterým je úmyslný pohyb realizován je tedy výsledkem koordinace kortikospinální dráhy, míšních neuronů, γ – motoneuronů a příslušné míšní aferentace.

Do řízení pohybu zasahují vedle struktur na úrovni míchy také struktury kmenové, mozečkové a subkortikální. Mimopyramidové struktury, jako bazální ganglia, retikulární formace, mozeček a další, získávají potřebné informace především prostřednictvím proprioreceptorů aferentními drahami. (Dylevský, 1990).

2.5.1 Mozková kůra

Jedná se o primární řídicí centrum volných pohybů, jež jsou v podstatě realizací výstupní motorické informace, přicházející k α – motoneuronům z korového motorického analyzátoru v gyrus praecentralis frontálního laloku. Motorický impuls je výsledek aktivace korových neuronů, jež vychází u vědomých pohybů z limbického systému a po zpracování v okruhu limbický systém - bazální ganglia - mozková kůra, je impuls veden z korového pole kortikospinální dráhou k míšnímu segmentu (Dylevský, 1990).

2.5.2 Limbický systém

Je tvořen skupinou neuronů na vnitřní ploše mozkových hemisfér a mezimozku. Jedná se o hypothalamus a přední thalamická jádra, hippokampus, cingulární závit a amygdala (Ganong, 2005). Amygdala se společně s hippokampem podílí na řízení a zpracování emocí, dále mají významnou roli v procesech paměti, orientace v prostoru a čase. Hypothalamus zprostředkovává přenos informací týkajících se emocí mezi limbickým systémem a okolními částmi mozku (Ganong, 2005; Komárek, 2006).

Pro limbický systém je charakteristický malý počet neurálních spojů s neocortexem, emoce tedy nelze zahájit ani zastavit vlastní vůlí. Drážděním struktur limbického systému dochází k autonomním projevům, především změnám krevního tlaku a dýchání, které jsou součástí komplexnějších jevů, zejména emočních a behaviorálních reakcí (Ganong, 2005).

2.5.3 Bazální ganglia

Bazální ganglia zahrnují struktury na obou stranách mozku: nucleus caudatus, putamen a globus pallidus, nacházející se pod pláštěm kůry a nucleus subthalamicus a substantia nigra.

Funkčně se podílejí na plánování a programování pohybů, tedy procesech, kdy se abstraktní myšlení mění na volní pohyby. Bazální ganglia vysílají výboje přes thalamus do oblastí spojených s motorickou kůrou, kde dochází k jejich přepojení na kortikospinální dráhu (Ganonog, 2005).

2.5.4 Retikulární formace

Jedná se o síť buněk šedé hmoty míšni, která se rozkládá v celém mozkovém kmeni. Nachází se zde centra životně důležitých funkcí, jako centrum dýchací, vasomotorické, pneumotaktické, regulace srdeční činnosti a zvracení (Čihák, 2000).

Retikulární formace je také podkorové ústředí hybnosti. Dochází zde k realizaci přepojování motorický signálů z mozkové kůry, bazálních ganglií a dalších struktur (Dylevský, 1990).

2.5.5 Kmenové struktury

Kmenové struktury zasahují do řízení hybnosti prostřednictvím kmenových motorických drah. Rubrospínální dráha má excitační vliv na α – motoneurony flexorových svalových skupin, zároveň inhibuje motoneurony extenzorů. Dráhy vestibulospínální a retikulospínální zvyšují napětí extenzorových svalových skupin a zajišťují tak vzpřímené držení těla. Tektospínální dráha řídí pohyby hlavy a krku v závislosti na zrakových podnětech (Dylevský, 1990).

2.5.6 Mozeček

Mozeček se nachází nad hlavními motorickými a senzorickými systémy v mozkovém kmeni (Ganong, 2005). Je přiřazen k motorickým drahám kortikospínálním i mimopyramidovým a dochází v něm k integraci informací přicházejících z mozkové kůry, bazálních ganglií, retikulární formace a statokinetického čidla (Dylevský, 1990).

Funkcí mozečku je výběr neoptimálnější varianty pohybových aktivit, regulace svalového tonu a postojových reakcí, ovlivňuje také regulaci volních pohybů a účastní se řízení rovnováhy (Dylevský, 1990).

2.6 Chůze

Chůze je základní lokomoční stereotyp individuálně vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech, který je charakteristický pro každého jedince. Jedná se o střídavý cyklický pohyb dolních končetin se souhyby celého těla ve vzpřímené pozici za účelem přesunu z místa na místo (Gage, 1991; Dvořák, 2007). Chůze je zautomatizovaný,

individuální složitý úkon, který je ovlivňován subkortikálně i z periferie (Perry, 1992). Rytmičnou aktivitou svalstva se střídá fáze opory a letu dolních končetin, dochází neustále ke ztrátě a znovuzískání rovnováhy (Dvořák, 2007).

Mechanismus, přesnost, koordinace, rychlost a přizpůsobivost chůze je pro každého jedince individuální; ovlivňována je věkem, pohlavím, ale také onemocněními či traumaty (Perry & Burnfield, 2010).

Základními parametry chůze dle Whittle (2007) jsou:

- Rychlost (walking speed) - vyjadřuje se poměrem vzdálenosti k času, rychlost chůze závisí na délce kroku.
- Délka kroku (step length) – longitudinální vzdálenost zvolených bodů na chodidlech během dvouoporové fáze.
- Délka dvojkroku (stride length) – vzdálenost od počátečního kontaktu jedné nohy po následující počáteční kontakt té samé nohy.
- Šíře kroku (stride width) – kroková báze, laterální vzdálenost mezi středy patních kostí chodidel.
- Frekvence (cadence) - počet kroků za časovou jednotku, obvykle za minutu.

Tyto parametry se mohou v závislosti na různých faktorech měnit (Whittle, 2007). Hausdorff (2005) přirovnává chůzi k srdeční frekvenci. Stejně jako HRV, tak i variabilita v charakteristikách chůze odráží celkový psychický a fyzický stav jedince v závislosti na fyziologických a patofyziologických procesech organismu.

2.6.1 Krokový cyklus

Základní jednotkou lidské chůze je dvojkrok, nebo také krokový cyklus, během něhož se střídá stojná a švihová fáze dolních končetin (Perry & Burnfield, 2010).

Stojná fáze zaujímá 60 % z celého krokového cyklu, je tvořena počátečním a následným kontaktem chodidla s podložkou, kdy dochází k přenášení hmotnosti těla (Perry & Burnfield, 2010). Gage (1991) považuje za základní předpoklad nutný pro chůzi právě stabilitu ve stojné fázi, která je narušována polohou těžiště ležící vysoko nad bází opory a neustále se měnící pozicí tělesných segmentů během chůze. Fáze zahrnuje dvě období dvojí opory, tedy kontakt obou dolních končetin s podložkou.

Švihová fáze krokového cyklu je zahájena zvednutím chodidla od opěrné báze, což znemožňuje oporu o tuto končetinu a následně je přenesena váha celého těla na končetinu druhostrannou. Tato dynamická fáze tvoří 40 % krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010).

Trvání intervalů krokového cyklu se mění s rychlostí chůze. Pomalá chůze je spojena se zkrácením délky švihové fáze vzhledem k celkovému trvání cyklu, z čehož vyplývá prodloužení fáze stojné a snížení udržování pohybu setrvačností hmoty těla. Pomalá chůze tedy klade vyšší nároky na udržení vzpřímeného držení těla, rovnováhy a koordinaci pohybu (Vystrčilová & Kračmar, 2007).

2.6.1.1 Fáze krokového cyklu

Jak již bylo výše popsáno, v rámci krokového cyklu je rozlišována fáze stojná a švihová, z nichž se každá dále dělí na jednotlivé části.

Rozdělení krokového cyklu dle Perry a Burnfielda (2010) a Whittle (2007):

- **Stojná fáze (Stance phase)**

1. Iniciální kontakt (Initial contact) – Interval: 0 % - 2 % krokového cyklu.

Je zahájen kontaktem paty o podložku, při kterém dochází k absorpci nárazu, a počátku přenosu váhy těla. Předonoží se nachází v mírném supinačním postavení, pata v lehké inverzi. Kyčelní kloub je flektován, kolenní kloub extendován, hlezenní kloub v neutrálním postavení. Svaly zapojené v této části jsou podle Gage (1991) m. tibialis anterior, m. gluteus maximus a flexory kolenního kloubu.

2. Postupné zatěžování (Loading Response) – Interval: 2 % - 12 % krokového cyklu.

Dochází k přesunu hmotnosti těla na stojnou dolní končetinu, které se nachází vepředu. Kolenní kloub je flektován, což umožňuje absorbovat zbytek nárazu, v hlezenním kloubu se mění postavení do plantární flexe, kyčelní kloub je extendován. Zapojenými svaly jsou podle Gage (1991) m. gluteus maximus et minimus, m. adductor magnus, m. tibialis anterior a hamstringy. Loading response obsahuje první část fáze dvojí opory.

3. Mezistoj (Midstance) – Interval: 12 % - 31 % krokového cyklu.

Jedná se o období mezi odlepením palce kontralaterální končetiny a elevací homolaterální paty nad opornou bázi, kdy se těžiště těla nachází v nejvyšší poloze.

Svalová aktivita je popisována je podle Gage (1991) u m. soleus, m. quadriceps femoris a m. gluteus maximus.

4. Konečný stoj (Terminal Stance) – Interval: 31 % - 50 % krokového cyklu.

Tato část je zahájena elevací paty stejné dolní končetiny a trvá až do počátečního kontaktu druhostranné dolní končetiny. Svalová aktivita v této části je podle Gage (1991) popisována u m. triceps surae, m. tibialis posteriori, mm. peronei a dlouhých flexorů prstců.

5. Předšvih (Pre-Swing) – Interval: 50 % - 62 % krokového cyklu.

Tato část začíná kontaktem druhostranného chodidla s podložkou a je ukončena odlepením palce homolaterální dolní končetiny. Hmotnost těla je přenášena na druhou dolní končetinu, jedná se o druhou fázi dvojí opory. V kolenním kloubu je popisována flexe, která umožňuje přesunu končetiny vpřed. Zapojenými svaly jsou podle Gage (1991) m. gastrocnemisu (odemknutí kolenního kloubu), m. adductor longus (posun stehna vpřed), m. rectus femoris (flexe v kyčelním kloubu a zpomalení pohybu bérce) a plantární flexory.

- **Švihová fáze (Swing phase)**

6. Počáteční švih (Initial swing) – Interval: 62 % - 75 % krokového cyklu.

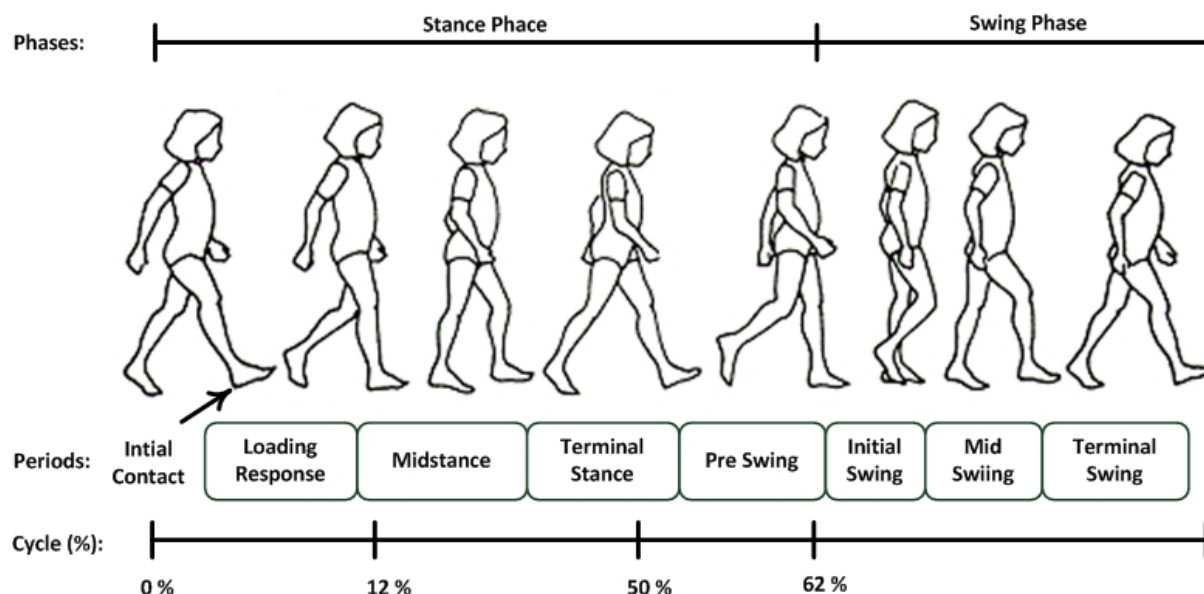
Tato část je zahájena zvednutím chodidla do vzduchu a končí v okamžiku, kdy švihová končetina míjí stojnou dolní končetinu. V kyčelním i kolenním kloubu je popisována flexe, v hlezenním kloubu dorzální flexe. Zapojenými svaly v této části jsou podle Gage (1991) m. iliacus, m. adductor longus, m. sartorius, m. gracillis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior a dlouhé extenzory prstců.

7. Mezišvih (Mid swing) – Interval: 75 % - 87 % krokového cyklu.

Tato část je zahájena maximální flexí kolenního kloubu v rámci chůzového mechanismu a končí pozicí tibie ve vertikální poloze. Flexe v kyčelním a dorzální flexe v hlezenním kloubu umožňuje udržet švihovou dolní končetinu nad opornou bází. Svalová aktivita v této části je podle Gage (1991) popisována jen u m. tibialis anterior.

8. Konečný švih (Terminal swing) – Interval: 87 % - 100 % krokového cyklu.

Noha se připravuje na kontakt s podložkou a následnou stojnou fází. Fáze je ukončena plnou extenzí v kolenním kloubu a dotykem nohy o podložku. Svalová aktivita je popisována podle Gage (1991) u m. quadriceps femoris, m. tibialis anterior a hamstringů.



Obrázek 5. Fáze krokového cyklu (Anonymous, a).

Dělení krokového cyklu se podle řady autorů liší, Gage (1991) např. rozděluje stojnou fázi jen na tři části (počáteční dvojitá končetinová opora, jednooporová fáze, druhá dvojitá končetinová opora), švihovou fázi popisuje shodně s Perry a Burnfieldem (2010).

2.6.2 Změny parametrů chůze ve stáří

Fyziologické stárnutí je provázeno řadou změn multisenzorického systému, jež ovlivňují chůzi a stabilitu jedince během ní. Tyto změny zahrnují snížení ostrosti zraku, povrchového a hlubokého čítí, zpracování vestibulárních informací, svalové síly dolních končetin a prodloužení reakčního času (Stephen, Lloyd, & Li, 1996). Byrne, Stergiou, Blanke, Houser a Kurz (2002) dále popisují omezení rotace pánve, flexe a extenze kyčelního kloubu a plantární flexe v hlezenním kloubu. Stárnutí se tedy projevuje typickými změnami

parametrů chůze, především snížením rychlosti chůze, délky kroku a dvojkroku (Öberg, Karsznia, & Öberg, 1993; Stephen et al., 1996), s čímž souvisí také prodloužení stejné fáze krokového cyklu (Jansen, Vittas, Hellberg, & Hansen, 1982). Frekvence kroků se podle řady studií s věkem nemění (Jansen et al., 1982; Stephen et al., 1996), Öberg et al. (1993) však uvádí mírné zvýšení frekvence kroků u starších žen. Callisaya et al. (2010) popisují u starších osob kromě výše zmíněných parametrů také zvětšení krokové báze při chůzi. Změny parametrů jsou výsledkem zhoršení kontroly dynamické rovnováhy jedince při chůzi.

Ve stáří nacházíme odlišnosti ve stereotypu chůze také mezi muži a ženami. Chůze žen je podle Ko, Tolea, Hausdorff a Ferrucci (2011) ve srovnání s muži charakteristická vyšší frekvencí kroků a kratší délkou kroku. U žen ve stáří byl také popsán nižší rozsah pohybu v kyčelních kloubech a vyšší rozsah pohybu v kloubech hlezenních, což výrazně ovlivňuje stereotyp chůze. Rozdíly v rychlosti chůze mezi pohlavím nebyly zjištěny.

Změny krokové báze u žen v závislosti na věku popisují ve svých pracích Callisaya et al. (2008) a Ko et al. (2011), kdy u žen dochází s věkem v porovnání s muži k zúžení krokové báze. Callisaya et al. (2010) uvádí změny parametrů chůze také v závislosti na snížení rychlosti chůze. Snížení rychlosti o 16 - 29 % vede u obou pohlaví ke zkrácení délky kroku, u mužů je popisováno zúžení krokové báze až o 5 %, zatímco u žen rozšíření až o 12 %.

2.6.3 Rovnováha

Rovnováha je definována jako schopnost udržet vzpřímené držení těla během statické i dynamické zátěže, jakožto výsledek interakce mezi vnitřními a vnějšími faktory. Vnitřní faktory zahrnují zrakovou, vestibulární a proprioreceptivní složku, dále také funkční propojení neurální sítě spolu s motorickým výstupem. Tyto faktory jsou výrazně ovlivňovány procesem stárnutí (Bird, Hill, Ball, & Williams, 2009).

Podle Vařeky (2002a) rovnováha označuje soubor statických a dynamických strategií k zajištění posturální stability.

Statické strategie představují rovnovážné reakce (balanční mechanismy), jimiž se snaží řídicí systém udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné opěrné plochy. Statické strategie využívají hlavně hlezenní a kyčelní mechanismy. V případě dynamických strategií jde o obnovení posturální stability, pokud je v labilních polohách překročena hranice bezpečného udržení působíště vektoru reakční síly podložky v opěrné bázi. Dynamické

strategie zahrnují mechanismus úkroku, uchopení pevné opory v okolí a další způsoby zvětšení opěrná báze (Vařeka, 2002b).

2.6.3.1 Posturálně pohybové strategie

Lidské tělo představuje model obráceného kyvadla s vysoko uloženým těžištěm a relativně malou plochou základny (Vařeka, 2002a). Vertikální poloha je proto pro člověka poměrně labilní, udržení stability je provázáno oscilací těžiště kolem rovnovážné polohy, tzv. posturálními titubacemi. Stabilita ve vertikální poloze je dynamický děj, pro její zachování jsou využívány korekční pohyby neboli pohybové strategie (Vařeka, 2002b).

V anterioposterním směru jsou rozlišovány tři typy posturálně pohybových strategií:

- **Kotníková strategie** – posturální výchylky jsou korigovány pohybem v kotníku, který je realizován kontrakcí distálních svalů dolních končetin. Následně jsou aktivovány svaly stehna a trupu, čímž je zajištěna stabilita v kyčelních a kolenních kloubech (Nashner, 1997). Zapojení jednotlivých svalů probíhá v disto-proximálním směru, vyžaduje zachovanou svalovou sílu a neporušený rozsah pohybu kloubů akra dolních končetin (Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Využívána je především při provádění pomalých posturálních výchylek, během nichž je vertikální projekce těžiště v mezích pevné opěrné báze (Nashner, 1997).
- **Kyčelní strategie** – jedná se o rychlé pohyby v kyčelních kloubech s protirotačí v kloubech hlezenních, jimiž tělo zajišťuje kontrolu pohybu těžiště (Horak, 2006). Zapojení jednotlivých svalů probíhá v proximo-distálním směru (Nashner, 1997). Nejeftektivnější je v situacích vyžadujících vyšší nároky na udržení stability, např. nerovný terén nebo užší opěrné báze, a kotníková strategie je nedostačující (Horak, 2006).
- **Kroková pohybová strategie** – k udržení vertikální polohy je nutné udělat krok. K této situaci dochází v případě vysokých požadavků na balanci, při nichž je využití kotníkové i kyčelní strategie nedostačující (Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Využívána je především u starších jedinců a osob s poruchou rovnováhy.

Zvolení vhodné pohybové strategie k udržení stability je podle Horaka (2006) založeno na fyziologických možnostech jedince, jeho biomechanických předpokladech a kvalitě senzorických informací. Shumway-Cook a Woollacott (2001) dále píš, že volba

pohybové strategie závisí také na charakteru vnějšího prostředí, očekávání jedince, jeho cílech a předešlých zkušenostech. Většinou jsou však pohybové strategie kombinovány (Horak, 2006).

V mediolaterálním směru je stabilita zajišťována především kyčelní strategií, aktivací abduktorů stejné dolní končetiny a adduktorů dolní končetiny kontralaterální. Takto vzniklý laterální pohyb pánve je dále sledován pohybem v hlezenním kloubu a aktivitou svalů v této oblasti. Aktivace svalů probíhá v proximo-distálním směru (Nashner, 1997; Winter, 1993).

2.6.3.2 Multisenzorický systém

Na udržování rovnováhy se podílí multisenzorický systém, který tvoří složka zraková, vestibulární a somatosenzorická. Jeho úkolem je při řízení rovnováhy udržení stabilního obrazu na sítnici při pohybu, spolu se zajištěním dynamické zrakové ostrosti a regulace stoje nebo chůze. Pro udržení stability retinálního obrazu je využíváno několik mechanismů, z nichž první zahrnuje stabilizaci zrakově navozených pohybů očí při pomalých pohybech, kterou zajišťují lokalizované buňky sítnice. V případě rychlých pohybů hlavy je stabilita retinálního obrazu udržována vestibulárním systémem, pomocí vestibulo-okulárního reflexu. Podnětem pro spuštění vestibulo-okulárního reflexu je rychlost pohybu hlavy a lineární pohyby (změny gravitačního pole), vyvolané úklonem hlavy. Tyto informace jsou pro udržování rovnováhy ve stoji a chůzi nezbytné (Jeřábek, 2000; Jeřábek, 2003).

Somatosenzorická složka se dělí na kožní čítí, zahrnující detekci mechanických, tepelných a bolestivých podnětů na povrchu těla, a propiocepci umožňující vnímání vzájemné polohy (statická propiocepcie) a pohybu (dynamická propiocepcie) jednotlivých částí těla. Kožní mechanoreceptory jsou uloženy v kůži, rozlišujeme Merkelovy disky (receptory pro lehký dotek), Meissnerova tělíska (detekují strukturu povrchu ohmatávaného předmětu), Ruffiniho tělíska (podílejí se na propiocepci) a Vater-Paciniho tělíska (detekují vibrace). Adekvátním podnětem pro podráždění kožních mechanoreceptorů je deformace kůže nebo chlupu (Králíček, 2011).

Proprioceptory tvoří ruffiniformní a paciniformní tělíska lokalizovaná v kloubních pouzdrech a vazech, jejichž úkolem je signalizace extrémní pozice v kloubu a pohybu v kloubu, tedy kinestezie. Dalšími propioceptory jsou svalová vřetenka a Golgiho šlachová tělíska informující o ustálené pozici v kloubu, neboli statestézii (Králíček, 2011). Vzruchy z propioceptorů jsou přenášeny zadními míšními provazci z velké části do mozečku, dále

do mozkové kůry. Informace z proprioceptorů, dotykových receptorů v kůži a ostatních tkání jsou se vzruchy ze svalových vřetének syntetizovány v mozkové kůře v uvědomění si pocitu polohy těla v prostoru (Ganong, 2005). Proprioceptory jsou uloženy v kůži a kloubech celého těla, jejich největší počet nacházíme v oblasti aker dolních končetin, sakra a atlantooccipitálního kloubu.

Podíl jednotlivých složek multisenzorického systému na udržování posturální stability není jednoznačný. Z experimentálních prací vyplývá rozhodující podíl propriocepce při udržování posturální stability v klidném stoji, stejná situace nastává při přímé plynulé chůzi. Role vestibulárního aparátu je uplatňována především při rotačních pohybech a jiných rychlých změnách polohy hlavy. Zrakový aparát se výrazně podílí na kontrole polohy a postavení hlavy, dále má (v menší míře i se sluchem) zásadní úlohu při celkové orientaci v prostoru a hlavně při anticipaci změn působení zevních sil a při pohybu. Informace z exteroceptorů, Maissnerových a Ruffiniho tělísek, umožňují identifikaci míst s různým zatížením a tedy i polohu působiště vektoru reakční síly podložky. Dále umožňují také kontrolu tření, významné při zajištění posturální stability (Vařeka, 2002b).

2.7 Gerontologie

„Gerontologie je nauka, soubor vědomostí o stárnutí a stáří, respektive o problematice starých lidí a života ve stáří.“ (Kalvach & Mikeš, 2004)

Biologické aspekty nejsou jádrem oboru, ale jedním z jeho zdrojů, což odpovídá stáří jako fázi ucelené ontogeneze a součásti vývoje hmoty vůbec.

Gerontologie se dělí na 3 hlavní oblasti:

- 1) Gerontologie experimentální** – zabývá se otázkami důvodu a způsobu stárnutí živých organismů. Spočívá především v biologickém výzkumu na celulární a molekulární úrovni.
- 2) Gerontologie sociální** – zkoumá vzájemné vztahy starých lidí a společnosti.
- 3) Gerontologie klinická (geriatrie)** – zabývá se zdravotním a funkčním stavem jedinců ve stáří (Kalvach & Mikeš, 2004).

2.7.1 Stáří a stárnutí

Stáří je podle Čevely, Kalvacha a Čeledové (2012) obecné označení pozdní fáze ontogeneze, kdy jde o poslední vývojovou etapu završující lidský život. Stáří je projev a důsledek involučních změn funkčních i morfologických, které probíhají druhově specifickou rychlostí s výraznou interindividuální variabilitou a vedou k typickému obrazu fenotypu stáří.

Obraz stáří pak může být modifikován vlivy prostředí, zdravotním stavem, životním stylem, vlivy sociálně ekonomickými i psychickými.

Jako stárnutí je označován souhrn zánikových změn morfologických a funkčních, objevujících se postupně se značnou interindividuální variabilitou. Tyto změny nastávají heterochronně, tedy v různých orgánech a systémech téhož organismu v různém věku, po dosažení sexuální dospělosti (Čevela, Kalvach a Čeledová, 2012).

2.7.1.2 Věkové vymezení stáří

Podle Jedličky a kol. (1991) je stárnutí soubor celé řady pochodů, jež mají svůj začátek mnohem dříve, než jsou postřehnuty první známky stárnutí. Věková hranice pro označení stáří se v publikacích různí, obecně je však označován za stáří věk 65 let a více (Taylor a Johnson, 2007).

Kalvach a Mikeš (2004) uvádí dělení stáří na 3 skupiny:

- 65 – 74 let – mladí senioři
- 75 – 84 let – staří senioři
- 85 let a více – velmi staří senioři

2.7.2 Fyziologické aspekty stárnutí

K největšímu rozvoji fyzických i psychických sil organismu dochází v průběhu dětství, vrcholu pak dosahují okolo 30. roku života (McArdle et al., 2007). Přibývajícím věkem nastává řada pochodů a změn, jež celkově snižují výkonnost organismu a označujeme je jako stárnutí (Jedlička a kol., 1991). Mezi charakteristické biomechanické a morfologické změny patří např. snížení látkové výměny, spotřeby kyslíku, zpomalení syntézy bílkovin, úbytek tkání a struktur nebo atrofie orgánově specifického parenchymu ve prospěch tkáně

tukové a vazivové (Jedlička a kol., 1991). Taylor a Johnson (2007) popisují dále psychické změny stárnoucího člověka, jako např. zvýšení úzkostlivosti jedince, projevující se delší dobou rozhodování či opatrností při pohybu. Snižování funkcí organismu probíhá v jednotlivých systémech různou rychlostí, některé funkce se mohou ve stáří dokonce kvalitativně měnit či zlepšovat jako výsledek adaptace (Jedlička a kol., 1991; McArdle et al., 2007).

2.7.2.1 Kardiovaskulární systém

Ve vyšším věku jsou zaznamenávány značné změny kardiovaskulárního systému. I přesto, že je s přibývajícím věkem úbytek srdeční svaloviny jen malý, snižuje se výrazně výkonnost srdce jako pumpy, což se projevuje značnou redukcí srdečního výdeje. Tyto změny nastávají po 65. roce života a jsou způsobeny ztluštěním a narušením celistvosti tunica intima cév, což vyvolá změnu funkce projevující se vzestupem rezistence arteriálního řečiště (Jedlička a kol., 1991; Taylor & Johnson, 2007). Zvýšení periferního odporu cévního řečiště a změny struktury cév jsou také výsledkem zvýšení aktivity vlivu sympatiku na kardiovaskulární systém. Autoři popisují jako příčinu zvýšení aktivity sympatiku snížení funkce baroreceptorů (inhibující aktivitu sympatiku a srdeční frekvence v případě zvýšení krevního tlaku), přímá souvislost s přibývajícím věkem však nebyla prokázána. Dlouhodobé působení sympatiku pak může vést ke vzniku arteriální hypertenze (Taylor & Johnson, 2007).

Taylor a Johnson (2007) popisují jako další změnu kardiovaskulárního systému prodloužení kontrakce srdečního svalu, což je způsobeno pomalejším vstřebáváním kalcia do sarkoplazmatického retikula a následným prodloužením akčního potenciálu. Delší kontrakce pak umožňuje pumpování krve do tužších cév, zároveň však způsobuje větší výskyt arytmií a fibrilací.

2.7.2.2 Respirační systém

Vlivem stárnutí dochází ke změnám kosterně svalového aparátu, projevující se omezením pohyblivosti kloubních spojení, snížením elasticity dýchacích cest a poklesem síly dýchacích svalů, což má za následek omezení pohyblivosti hrudníku a zpomalení ventilace. Na plíce jsou tak celkově kladeny vyšší nároky, dýchací svaly pracují více až o 20 % (Taylor & Johnson, 2007).

Dochází také k celkovému úbytku počtu alveolů a změnám jejich struktury ve smyslu ztlustění membrán, což způsobuje pokles alveolárního povrchu o 15 % v období mezi 20 - 70 lety (Spirduso, Francis, & MacRae, 2005). Podle Taylora a Johnsona (2007) dochází ve věku 70 let ke snížení vitální kapacity plic až o 50 %.

Spirduso, Francis a MacRae (2005) uvádějí také změny centrální nervové soustavy a snížení neurální odpovědi respiračních svalů, projevující se zpomalením odpovědi organismu na hypoxii.

2.7.2.3 Kosterně svalový aparát

2.7.2.3.1 Kosterní aparát

Kosti a klouby podléhají během stárnutí změnám, projevujícím se úbytkem kostních trámčů nebo zpomalení činnosti kostních buněk, které způsobují řídnutí kostní hmoty a zvyšují tak křehkost kosti (Jedlička a kol., 1991). McArdle et al. (2007) uvádí úbytek kostní hmoty u jedinců nad 60 let o 30 - 50 %. Dále dochází ke snižování meziobratlových plotének a kloubních chrupavek, stárnutí vláken kolagenu a kloubních vazů, které ztrácejí svou délku a pružnost (Jedlička a kol., 1991).

2.7.2.3.2 Svalový aparát

Podle McArdle et al. (2007) dosahuje jedinec maximální svalové síly mezi 20. - 30. rokem života. Ve třetí dekádě dochází ke snížení síly až o 16,5 %, další postupný pokles se s přibývajícím věkem pohybuje v rozmezí 24 až 45 % původní hodnoty. McArdle et al. (2007) a Taylor a Johnson (2007) popisují jako jeden z důvodů poklesu svalové síly snížení objemu svalové hmoty až o 20 %, na kterém se podílí úbytek svalových vláken. Příčinou je jak omezení pohybové aktivity starších lidí, tak i snížení počtu funkčních motoneuronů, který má za následek denervaci vláken a jejich následnou atrofii či přestavbu v pojivovou tkáň. Vedle celkové redukce svalových vláken dochází také ke snížení počtu rychlých vláken (typ II) ve prospěch vláken pomalých (typ I).

Zmenšení objemu svalstva, ztráta jeho pružnosti a síly pak snižuje schopnost rychlé reakce organismu (Jedlička a kol., 1991). U starých lidí se projevuje svalovou slabostí, únavou a zhoršením balančních schopností (McArdle et al., 2007).

2.7.2.4 Nervový systém

Podle Andertona (2002), Jedličky a kol. (1991) a McArdle et al. (2007) dochází u osob starších 60 let vlivem stárnutí k úbytku mozkových buněk, ztrátě elasticity mozkových cév, snížení celkové váhy mozku a poklesu počtu axonů spinální míchy až o 37 %. Spolu se zmenšováním objemu mozku dochází ke zvětšování mozkomíšních komor. Anderton (2002) uvádí jako nejvíce postižené oblasti mozku hippokampus a frontálních laloky, kdy u hippokampu popisuje snížení objemu o 35 % a frontálních laloků o 14 %. Od 50. roku života dochází také k významnému úbytku bílé hmoty míšni uvnitř hemisfér o 26 %. Snížení počtu neuronů vlivem stárnutí je rovněž uváděno především v oblasti hippokampu, amygdal a mozkové kůry. V oblasti bazálních ganglií dochází za fyziologických podmínek pouze ke zmenšování objemu nervových buněk.

Mezi projevy fyziologického stárnutí nervového systému následně patří postupný pokles kapacity paměti (především krátkodobé), snížení rychlosti vedení o 10 - 15 %, zpomalení zpracování informací a prodloužení doby reakce (Jedličky a kol., 1991; McArdle et al., 2007). Jeřábek (2000) dále popisuje postupný úbytek senzitivních a motorických center. Podle Benjua et al. in Bird et al. (2009) je snížení počtu receptorů dalším důležitým činitelem ovlivňující volní a reflexní pohyby. Úbytek receptorů má spolu s dalšími faktory za následek negativní změny jak ve smyslu zachycení informace, rychlosti jejího vedení a zpracování, tak i rychlosti adekvátní odpovědi, což se může projevit poruchami udržování rovnováhy (McArdle et al., 2007; Shaffer & Harrison, 2007).

2.7.2.5 Senzorický systém

Změny senzorického systému jsou patrné již ve středním věku. Mezi první známky stárnutí patří snížení ostrosti vidění, která spolu s postupnou ztrátou sluchu a morfologickými změnami vestibulárního systému může vést ke zhoršené orientaci jedince v prostoru (Taylor & Johnson, 2007).

2.7.2.5.1 Zrak

Zrak představuje jeden ze základních senzorických systémů podílejících se na udržování rovnováhy, jeho změny tak mohou vyvolat nestabilitu nebo krátkodobou závrať (Jeřábek, 2003). Podle Taylora a Johnsona (2007) jsou první známky stárnutí zraku

pozorovány již po 30. roku života a projevují se především snížením ostrosti visu. Zhoršení zraku sebou nese omezení v provádění běžných denních aktivit, komunikaci a orientaci, což ve výsledku snižuje kvalitu života jedince.

2.7.2.5.2 Sluch

Ztráta sluchu postihuje 30 % jedinců ve věku 65 až 74 let, ve věku 75 až 80 let je to téměř 50 % osob (Wallhagen in Taylor & Johnson, 2007). Příčinou je snížení počtu sluchových buněk, který klesá s věkem a projevuje se především zhoršením sluchu ve frekvencích nad 2 kHz. Na poškození sluchu ve stáří se podílí jak složka periferní, snížením počtu sluchových buněk, tak i složka centrální, tedy zhoršení analytické funkce centrálního sluchového systému (Vohlídková, 2009). Poruchy sluchového aparátu snižují možnosti efektivní komunikace a mohou tak vést k izolaci a depresím. Sluch se také podílí na udržování rovnováhy, změnám sluchově-rovnovážného ústrojí spojených se stárnutím je však v této práci věnována samostatná část (Taylor & Johnson, 2007).

2.7.2.5.3 Vestibulární systém

Vestibulární systém je uložen ve skalní kosti, dělí se na kostěný (tvořen vestibulem a kostěnými polokruhovitými kanálky) a blanitý labyrint (tvořen třemi polokruhovitými kanálky a dvěma blanitými váčky – saculus a utriculus). Prostor mezi blanitým a kostěným labyrintem vyplňuje tekutina perilymfa, blanitý labyrint vyplňuje endolymfa. Polokruhovité kanálky obsahují vlastní receptorové vláskové buňky a buňky podpůrné, které jsou drážděny rotačním zrychlením hlavy, tedy na začátku a konci otáčivého pohybu hlavy. Utrikulus a sakulus detekují polohu hlavy v prostoru vzhledem k vektoru gravitační síly, dále lineární zrychlení hlavy. Receptorem je zde tzv. makula, skládající se opět z vláskových a podpůrných buněk (Králíček, 2011).

Vestibulární systém člověka podléhá vlivem stárnutí degenerativním změnám jak na periférii, tak i v centrech. Podle Jeřábka (2000) dochází ke změnám struktury vláskových buněk, snížení počtu nervových buněk ve vestibulárních jádrech a celkovému zpomalení centrálního zpracování sensorických informací, což může u starších lidí vést k poruchám rovnováhy.

2.7.2.5.4 Hmat

Podle Jedličky a kol. (1991) se začíná pocit hmatu a doteku oslabovat již po 50. roce života, přitom na nohou se citlivost snižuje dříve než na rukou. Shaffer a Harrison (2007) popisují snížení funkční kapacity mechano, termo a nociceptorů uložených v kůži, jejichž úkolem je přenos informace do mozku, kde je následně zpracována a odeslána adekvátní odpověď na podnět. Stárnutím dochází především ke snížení funkční kapacity proprioreceptorů, vibračního a diskriminačního cití, což má za následek také snížení rovnovážných schopností.

2.7.2.6 Rovnovážený systém

Vestibulární systém, zrak a somatosenzorická složka tvoří multisenzorický systém, který se výrazně podílí na udržování rovnováhy. Informace z vestibulárního systému, zraku a proprioreceptorů přicházejí z jednotlivých systémů, konvergují na vestibulárních jádrech mozkového kmene a zpětnovazebně tak řídí udržování rovnováhy (Jeřábek, 2000).

V průběhu stárnutí pozorujeme degenerativní změny, týkající se vestibulárního systému (Fife & Baloh in Jeřábek, 2000), snížení reaktivity vestibulookulárního reflexu i plynulých sledovacích pohybů očí. Jeřábek (2000) dále uvádí aterosklerotické změny cirkulace v oblasti vertebrobasilárního povodí a úbytek Purkyňových buněk mozečku spolu s jeho celkovou atrofií. Tyto degenerativní změny mohou významně ovlivňovat balanční schopnosti u starších osob.

Úbytek funkčních proprioreceptorů popisují ve svých studiích Morisawa (1998) nebo Aydog, Korkusuz a Doral (2006). Stárnutím dochází k postupnému snižování počtu kloubních receptorů podílejících se na statezezii a kinestezií. Úbytek proprioreceptorů není ve všech segmentech těla rovnoměrný. Podle Pickarda, Sullivan, Allison a Singer (2003) dochází k postupnému snižování proprioreceptorů nejprve v distálních kloubech těla, tedy akrech dolních končetin.

3 CÍL PRÁCE

Hlavní cíl práce

Hlavním cílem této práce bylo analyzovat změny v aktivitě vagu během setrvalého stavu v intenzitě v rozsahu 20 – 70 % maximální tepové rezervy u seniorek.

Vedlejší cíl

1. Hodnocení aktivity vagu v jednotlivých intenzitách zatížení.
2. Hodnocení změn SF v jednotlivých intenzitách zatížení.
3. Stanovení vagového prahu u sledovaných osob.

Hypotézy:

H1: V intenzitě zatížení mezi 20 - 70 % MTR vede každé zvýšení o 10 % k poklesu aktivity vagu.

H2: V intenzitě zatížení mezi 20 - 70 % MTR vede každé zvýšení o 10 % ke zvýšení SF.

4 METODIKA

4.1 Účastníci

Měření se zúčastnilo 13 žen ve věku 64,7 (\pm 2,5) let, fyzicky i psychicky zdravých, nekuřáček, bez medikace. Studie byla prováděna v souladu s etickým kodexem a schválena Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Dobrovolníci, zúčastnění měření, podepsali informovaný souhlas.

Účastnice měření minimálně dvě hodiny před testováním nejedly, nepily kávu, čaj a neužívaly jiné látky ovlivňující ANS. Absence namáhavé fyzické aktivity a konzumace alkoholu byla dodržena 48h před měřením. 14 dní před vlastním testováním každý jedince podstoupil vstupní vyšetření pro vyloučení zdravotních potíží limitující fyzickou zátěží.

Tabulka 1. Charakteristika výzkumného souboru.

n=13	Průměr	SD	Max	Min
Věk [roky]	64,70	2,53	68,00	60,00
Váha [kg]	72,60	10,08	90,00	55,00
Výška [cm]	164,54	6,01	174,00	154,00
BMI [%]	26,78	3,23	32,37	20,44
SFklid [tep/min]	61,54	6,73	78,00	48,00
SFmax [tep/min]	164,54	8,89	187,00	157,00
MTR	103,00	10,58	121,00	86,00

Vysvětlivky: n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, Max- maximální hodnota, Min – minimální hodnota.

4.2 Postup měření

Měření byla prováděna vždy v čase od 8:00 do 11:00. Pro stanovení klidové srdeční frekvence (HRrest) byl kontinuálně odebírán elektrokardiogram (EKG) prostřednictvím diagnostického zařízení VarCor PF 7 (Salinger & Gwozdziwicz, 2008) po dobu 5 minut, zatímco měřená žena ležela na zádech v lůžku. Měření proběhlo v tiché místnosti. Ženám bylo dále zjištěno procento podkožního tuku metodou bioimpedance prostřednictvím přístroje In Body 720 (Jižní Korea).

Postupné zvyšování fyzické zátěže bylo prováděno na běžícím pásu (Lode Valliant, Holandsko) za účelem měření VO₂peak a maximální srdeční frekvence (SF_{max}). Testování se skládalo z fáze postupného zahřívání trvající 8 minut. První 4 minuty se měřené osoby pohybovaly rychlostí 7 - 8 km/h, v dalších 4 minutách rychlostí 8 - 10 km/h. Současně docházelo ke zvýšení sklonu běžícího pásu do 5,0 %. Následně byla zvyšována rychlost o 0,5 - 1 km/h každou minutu až do vyčerpání měřeného jedince. Množství a složení dýchacích plynů bylo analyzováno během měření průměrně každých 30 sekund přístrojem ZAN 600 Ergo USB (Německo), jako VO₂peak byla označena hodnota nejvyšší spotřeby kyslíku během měření. HR během maximálního výkonu byla průběžně sledována přístrojem S810 Polar (Finsko). Hodnoty SF_{klid} a SF_{max} byly použity k dalšímu výpočtu MTR, kdy MTR je rovna rozdílu SF_{max} – SF_{klid}.

Cvičební protokol byl pro každého měřeného dobrovolníka vypracován zvlášť. Cílová HR (HR target - HR_t) byla vypočtena pro 6 různých intenzit v rozmezí 20–70 % MTR podle Karvonen et al. (1957). HR_t se pohybovala v rozmezí ± 5 tepů za minutu (beats per minute - BPM). R-R intervaly srdečního rytmu zaznamenával diagnostický přístroj VarCor PF 7 (Salinger & Gwozdziwicz, 2008) s přesností 1 ms, výsledky byly ukládány do počítače pro následné výpočty HRV. HRV byla analyzována při chůzi na běžecím pásu během setrvalého stavu zatížení v intenzitách 20 - 70 % MTR po dobu 5 min, přičemž každé intenzitě předcházelo zhruba 5 minutové rozcvičení sloužící k dosažení stanovení HR_t. V jednom bloku probandky podstoupily intenzity zatížení 20, 30, 40 % MTR. Zatížení ve zbylých intenzitách (50, 60, 70 % MTR), bylo realizováno v odlišné dny. Intenzity zatížení byly postupovány v náhodně losovaném pořadí.

K posouzení HRV během zátěže byla použita metoda spektrální analýzy krátkodobého EKG záznamu v délce 300 s, minimálně však 300 tepů. Na základě EKG byla posuzována přítomnost jakýchkoliv předčasných kontrakcí komor či nefyziologických změn, které byly filtrovány. Opravený EKG záznam byl poté upraven metodou frekvenční analýzy (Salinger & Gwozdziwicz, 2008). Spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty (PowerHF) je vyjádřen jako integrální plocha pod křivkou ve frekvenčním rozsahu 0,15 - 0,5 Hz.

4.3 Stanovení vagového prahu

Pro výpočet TVA byl použit již vyvinutý algoritmus. Jednalo se o aplikaci metodiky stanovení TVA popsané v práci Botka et al. (2010). Na základě tohoto navrženého matematického postupu byla stanovena hraniční intenzita zatížení, nad kterou se již výrazně nemění aktivita vagu a SF je dominantně regulována sympatoadrenálním systémem.

4.4 Zpracování dat

Při vyhodnocování výsledků byla data zpracována v počítačovém programu MS Excel 2007. Naměřené hodnoty byly rozneseny do tabulek, jež umožňovaly další zpracování a vytvoření grafů. Ze základních početních funkcí byl použit aritmetický průměr, směrodatná odchylka, maximum a minimum. Statistické zpracování dat proběhlo v programu SPSS Statistics za použití Wilcoxonova testu. Jako signifikantní hodnota byla stanovena hladina významnosti $p \leq 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 Hodnocení aktivity vazu v jednotlivých intenzitách zatížení

Tabulka 2 ukazuje hodnoty parametru P_{HF} [ms^2] v jednotlivých intenzitách zatížení u sledovaných seniorek. Z grafu 1 pak lze vyčíst závislost hodnot parametru P_{HF} na rostoucí intenzitě tělesné zátěže ve smyslu jejich snižování. Nárůst intenzity o 10 % MTR má za následek průměrné snížení P_{HF} o $25,21 \pm 26,89 ms^2$, přičemž k nejvýraznějšímu poklesu hodnot došlo v intenzitách mezi 30 – 40 % MTR.

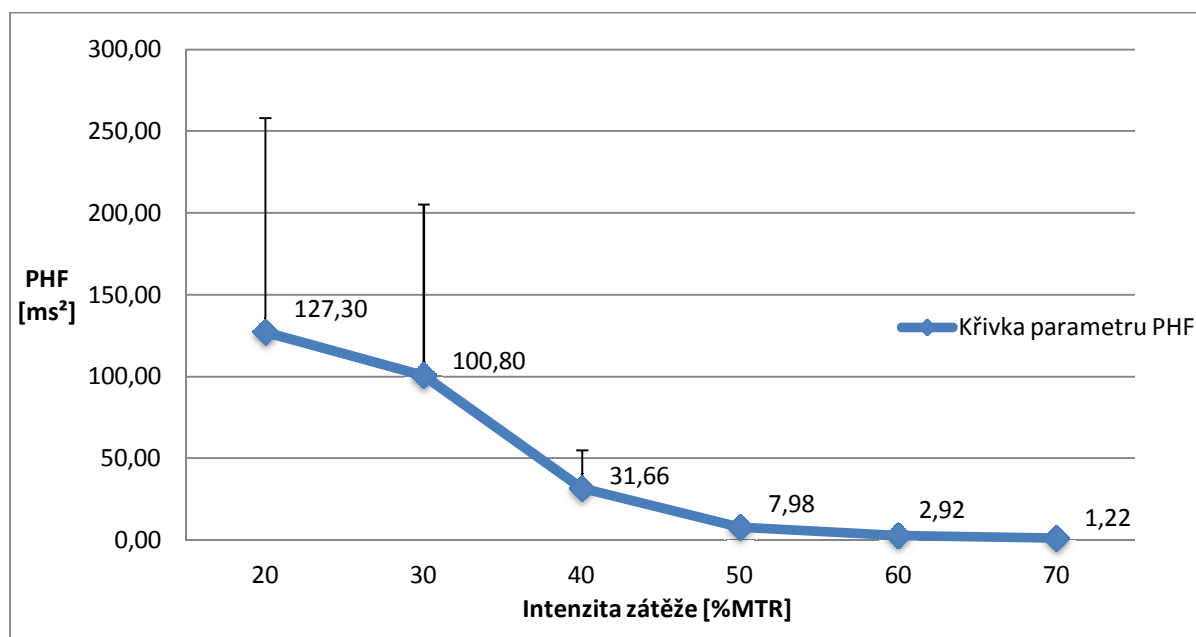
Tabulka 2. Hodnoty spektrálního výkonu P_{HF} v jednotlivých intenzitách zatížení.

[ms^2]

Proband	20 % MTR	30 % MTR	40 % MTR	50 % MTR	60 % MTR	70 % MTR
P1	52,40	64,75	26,47	9,28	2,63	1,39
P2	43,98	19,94	12,15	3,14	2,11	1,38
P3	55,74	68,74	18,43	8,09	2,81	1,25
P4	381,39	395,26	54,59	12,87	3,21	2,68
P5	86,14	48,85	21,14	8,87	4,18	1,23
P6	120,11	91,02	40,15	8,45	2,42	1,67
P7	130,56	163,31	24,52	6,47	2,01	0,53
P8	23,66	46,50	30,01	11,63	3,77	1,26
P9	26,27	47,90	14,37	6,21	1,78	0,99
P10	143,34	75,89	44,83	8,75	4,19	1,08
P11	88,39	39,49	15,47	4,83	3,15	1,82
P12	435,45	217,63	95,41	11,74	3,60	0,21
P13	67,42	31,16	14,05	3,40	2,11	0,42
M	127,30	100,80	31,66	7,98	2,92	1,22
SD	130,78	104,44	23,19	3,09	0,83	0,64

Vysvětlivky: MTR – maximální tepová rezerva, P – proband, M – průměr, SD – směrodatná odchylka.

Graf 1. Závislost aktivity vagu na zvyšující se intenzitě tělesné zátěže.



Vysvětlivky: PHF – parametr vysokofrekvenční komponenty HF, MTR – maximální tepová rezerva.

5.1.1 Vyjádření k hypotéze H1

H1: V intenzitě zatížení mezi 20 - 70 % MTR vede každé zvýšení o 10 % k poklesu aktivity vagu.

Pomocí jednovýběrového Wilcoxonova testu jsme porovnávali hodnoty parametru PHF mezi jednotlivými intenzitami zatížení (Tabulka 3). Mezi 20 % a 30 % MTR nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$).

Proto hypotézu H1 nelze přijmout.

Tabulka 3. Hladina statistické významnosti (p) porovnání aktivity vagu v jednotlivých intenzitách zatížení.

MTR	20 %	30 %	40 %	50 %	60 %	70 %
20 %		0,116 ns	0,002*	0,001*	0,001*	0,001*
30 %	0,116 ns		0,001*	0,001*	0,001*	0,001*
40 %	0,002*	0,001*		0,001*	0,001*	0,001*
50 %	0,001*	0,001*	0,001*		0,001*	0,001*
60 %	0,001*	0,001*	0,001*	0,001*		0,001*
70 %	0,001*	0,001*	0,001*	0,001*	0,001*	

Vysvětlivky: MTR – maximální tepová rezerva, ns – nesignifikantní hodnota, * $p \leq 0,05$.

5.2 Hodnocení změn SF v jednotlivých intenzitách zatížení

Tabulka 4 popisuje hodnoty SF [tep/min] v jednotlivých intenzitách zatížení. Naměřené hodnoty vykazují závislost srdeční frekvence na rostoucí intenzitě tělesné zátěže ve smyslu jejího postupného zvyšování. Nárůst intenzity o 10 % MTR má za následek průměrný nárůst SF o $9,51 \pm 1,79$ tepů/min.

Tabulka 4. Hodnoty SF v jednotlivých intenzitách zatížení.

[tep/min]

Proband	20 % MTR	30 % MTR	40 % MTR	50 % MTR	60 % MTR	70 % MTR
P1	95,37	106,72	113,66	122,50	129,81	140,12
P2	77,15	86,37	97,18	108,95	119,40	126,40
P3	81,60	82,58	95,97	103,36	117,81	124,40
P4	81,36	91,67	101,94	113,44	119,86	133,16
P5	77,15	86,37	97,18	106,82	115,76	127,23
P6	86,37	93,30	103,45	113,14	125,29	132,63
P7	102,18	105,47	114,03	128,70	147,28	157,27
P8	95,22	100,81	116,75	129,56	135,96	147,75
P9	85,19	93,01	103,47	109,91	123,92	134,11
P10	96,39	92,86	105,36	111,30	124,97	132,63
P11	96,17	98,09	104,68	117,62	132,10	141,18
P12	78,96	93,30	102,02	113,83	118,84	128,73
P13	88,04	93,87	104,15	112,40	122,12	133,72
M	87,78	94,19	104,60	114,73	125,62	135,33
SD	8,45	7,14	6,58	7,93	8,79	9,24

Vysvětlivky: MTR – maximální tepová rezerva, P – proband, M – průměr, SD – směrodatná odchylka.

5.2.1 Vyjádření k hypotéze H2

H2: V intenzitě zatížení mezi 20 - 70 % MTR vede každé zvýšení o 10 % ke zvýšení SF.

Pomocí jednovýběrového Wilcoxonova testu jsme porovnávali hodnoty parametru P_{HF} mezi jednotlivými intenzitami zatížení (Tabulka 5). Existuje statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,001$) v hodnotách SF pro různé kombinace intenzity tělesné zátěže v rozmezí 20 % až 70% MTR. Méně významný rozdíl ($p \leq 0,05$) byl zjištěn pro hodnoty 20 % a 30 % MTR.

Hypotézu H2 přijímáme.

Tabulka 5. Hladina statistické významnosti (p) porovnání změn srdeční frekvence v jednotlivých intenzitách zatížení.

MTR	20 %	30 %	40 %	50 %	60 %	70 %
20 %		0,004*	0,001*	0,001*	0,001*	0,001*
30 %	0,004*		0,001*	0,001*	0,001*	0,001*
40 %	0,001*	0,001*		0,001*	0,001*	0,001*
50 %	0,001*	0,001*	0,001*		0,001*	0,001*
60 %	0,001*	0,001*	0,001*	0,001*		0,001*
70 %	0,001*	0,001*	0,001*	0,001*	0,001*	

*Vysvětlivky: MTR – maximální tepová rezerva, ns – nesignifikantní hodnota, * $p \leq 0,05$.*

5.3 Stanovení vagového prahu u sledovaných osob.

Na základě navrženého matematického postupu (Botek et al., 2010) byla stanovena hraniční intenzita zatížení, nad kterou se již výrazně nemění redukováná aktivita vagu (Tabulka 6). Tato hodnota odpovídá u testovaného souboru ($n = 7$) intenzitě zatížení $47,16 \pm 2,77$ % MTR, pro SF činí $110,50 \pm 6,20$ tep/min. Pro parametr P_{HF} je hodnota vagového prahu $8,58 \pm 3,80$ ms².

U šesti testovaných osob nebylo možné vagový práh stanovit z důvodu neklesající hodnoty P_{HF} při zvyšující se intenzitě zatížení, která je esenciální podmínkou užití tohoto algoritmu pro výpočet TVA.

Tabulka 6. Vagový práh vyjádřený různými parametry.

Parametry	M	SD	Max	Min
Intenzita[%MTR]	47,16	2,77	50,37	41,43
SF [tep/min]	110,50	6,20	118,99	101,36
PHF[ms²]	8,58	3,80	13,26	3,30

Vysvětlivky: MTR- maximální tepová rezerva, SF – srdeční frekvence, PHF – parametr vysokofrekvenční komponenty HF, M – průměr, SD – směrodatná odchylka, Max- maximální hodnota, Min – minimální hodnota.

6 DISKUZE

HRV je ovlivňována jak vnitřními, tak vnějšími faktory, které vedou ke změnám rychlosti srdeční frekvence v reakci na různé typy zátěží. HRV je výsledkem neustálé dynamické interakce excitačních a inhibičních vlivů, zároveň je také ukazatelem dobré adaptability organismu (Fráňa et al., 2005; Čalkovská & Javorka, 2008). Snížení HRV pozorujeme jako následek změny signalizace z periferie nebo snížení schopnosti eferentních drah přenášet signál, s čímž se setkáváme například u starších jedinců (Fráňa et al., 2005).

Změny intenzity tělesné zátěže, ve smyslu jejího stupňování, sebou nesou zvýšení srdeční frekvence, systolického objemu a kontraktility myokardu, což umožňuje krytí zvýšených energetických požadavků pracujících svalů. Při nižší intenzitě zátěže je zvýšení SF způsobeno především inhibicí vagu, s rostoucím zatížením také zvýšenou aktivací sympatiku a produkcí katecholaminů (Stejskal, 2008). Pokles vysokofrekvenční komponenty P_{HF} , coby ukazatele vagové kardiální modulace, s rostoucí intenzitou tělesné zátěže popisuje jak česká, tak i zahraniční literatura. Yamamoto et al. (1991), Tulppo et al. (1998) nebo Hautala et al. (2003) uvádějí významné snižování P_{HF} komponenty se vzrůstající intenzitou zatížení, stejné informace nacházíme také v práci Botka et al. (2010) nebo Stejskala et al. (2001).

Během našeho měření jsme však u některých probandů zjistili v nízkých intenzitách zatížení mezi 20 a 30 % MTR opačnou reakci, tedy zvýšení hodnot P_{HF} komponenty v intenzitě 30 % MTR. V české, ani zahraniční literatuře se s podobnými výsledky nesetkáváme. Domníváme se, že se jedná o výsledek působení degenerativních změn jednotlivých systémů, podílejících se na udržování rovnováhy, které se promítají v psychickém stavu jedince a následně i v regulaci srdeční frekvence.

Za významné v této souvislosti považujeme degenerativní fyziologické změny systémů, které pozorujeme v souvislosti s adaptací organismu na zátěž. Ve vyšším věku jsou jimi změny kardiovaskulárního systému, projevující se redukcí srdečního výdeje (Jedlička a kol., 1991; Taylor & Johnson, 2007) a prodloužení kontrakce srdečního svalu (Taylor & Johnson, 2007). U respiračního systému je pozorováno zpomalení ventilace a snížení vitální kapacity plic (Taylor & Johnson, 2007). Dalšími významnými aspekty stárnutí jsou změny kosterně svalového aparátu. Důležitou roli v udržování rovnováhy zde má postupné snižování kloubních chrupavek, stárnutí vláken kolagenu a kloubních vazů (Jedlička a kol.,

1991), stejně tak i celková redukce svalových vláken a snížení počtu rychlých vláken ve prospěch vláken pomalých (Taylor & Johnson, 2007).

U nervové soustavy je v literatuře popisováno snížení rychlosti vedení impulsů, zpomalení zpracování informací a prodloužení doby reakce (Jedlička a kol., 1991; McArdle et al., 2007). Samotný rovnovážný systém je ve vyšším věku ovlivňován změnami vestibulárního systému, zraku a somatosenzorické složky. Aydog et al. (2006) nebo Morisawa (1998) zdůrazňují úbytek funkčních proprioreceptorů, s nimiž souvisí statestézie a kinestézie. Podle Jedličky a kol. (1991) nebo Pickarda et al. (2003) dochází ke snížení počtu proprioreceptorů nejprve na akrech dolních končetin.

Stárnutí se projevuje také ve změnách parametrů chůze. Patří k nim snížení rychlosti chůze, délka kroku a dvojkroku (Öberg, Karsznia, & Öberg, 1993; Stephen et al., 1996), s čímž souvisí prodloužení stejné fáze krokového cyklu (Jansen, Vittas, Hellberg, & Hansen, 1982). Jedná se o výsledek adaptace organismu na snížené schopnosti kontroly dynamické rovnováhy při chůzi (Callisay et al., 2010). Tyto změny směřují jak k prodloužení doby trvání a rychlejšímu znovunabytí opory, tak i ke zvětšení opěrné báze, čímž jsou sníženy nároky na udržování dynamické rovnováhy.

Ve výsledku způsobují tyto změny v jednotlivých oblastech snížení rovnovážných schopností a kvality pohybu jedince. Během našeho měření se tento deficit patrně projevil u některých senierek především v nižších intenzitách zatížení (20 % MTR), při kterých se probandky pohybovaly velmi pomalou chůzí. Podle Vystrčilové a Kračmara (2007) je spojena pomalá chůze se zkrácením délky švihové fáze vzhledem k celkovému trvání cyklu, z čehož vyplývá prodloužení fáze stejné a snížení udržování pohybu setrvačností hmoty těla. Pomalá chůze tak klade vyšší nároky na udržení vzpřímeného držení těla, rovnováhy a koordinaci pohybu (Vystrčilová & Kračmar, 2007). V intenzitě zatížení 30 - 70 % MTR, kdy se probandky pohybovaly vyšší rychlostí, již nejsou nároky na balanci tak vysoké, uplatňuje se také udržování pohybu setrvačností hmoty těla.

Pomalá chůze v nejnižších intenzitách zatížení tedy vyžaduje také zvýšené zapojení kortikální složky při kontrole pohybu. Pohyb není zcela zautomatizován, jeho zvýšená kontrola sebou nese zvýšení mentální aktivity jedince. Taelman et al. (2009), Delaney a Brodie (2000) nebo Berntson a Cacioppo (2004) popisují vliv psychické zátěže na vzestup sympatické a pokles vagové aktivity, projevující se zvýšením LF a snížením HF parametru SA HRV a/nebo zvýšením poměru LF/HF. V pracích Sloana et al. (1996) nebo Tonhajzerové

et al. (2000) je však uváděn pokles hodnot spektrálního výkonu LF složky i přes zvyšující se srdeční frekvenci v průběhu mentální zátěže. Tonhajzerová (2008) zde uvádí jako rozhodující aktivitu baroreceptorů a změny rovnováhy ANS. Aktivita baroreceptorů tedy může být modulována jak parasympatickým, tak i sympatickým systémem, a to podle intenzity zatížení (Tonhajzerová, 2008).

Lze tedy předpokládat, že zvýšení intenzity zatížení, a s ním i rychlosti chůze spojené s nižšími nároky na udržování rovnováhy, způsobilo snížení mentální zátěže probandů související s poklesem sympatické aktivity ve prospěch vagu.

V rámci naší studie jsme pracovali s naměřenými výsledky žen. Současně však byly v rámci doposud nepublikované studie hodnoceny obdobné parametry také u mužů stejné věkové kategorie. Nebyla však zde zaznamenána shodná reakce organismu na zátěž 20 % a 30 % MTR, tedy zvýšení aktivity vagu. Přesný důvod tohoto rozdílu mezi pohlavími není znám. Na základě prostudované literatury zde mohou hrát roli odlišnosti ve stereotypu chůze seniorů mezi muži a ženami, kdy chůze žen je podle Ko et al. (2011) charakteristická vyšší frekvencí kroků a kratší délkou kroku, což může souviset s vyššími nároky žen na udržování rovnováhy. Calisaya et al. (2010) uvádí u žen závislost opěrné báze na snížení rychlosti chůze, kdy snížení rychlosti o 16 - 29 % vede u žen k rozšíření krokové báze až o 12 %, zatímco u mužů k této reakci nedochází. Významná zde také může být rozdílná odpověď kardiovaskulárního systému na psychickou zátěž. Tonhajzerová et al. (2000) popisuje u žen výrazně vyšší vzestup spektrálního výkonu LF složky a poměru LF/HF. Podle Sato a Miyake (2004) je mentální zátěž spojena se zvýšenou aktivitou sympatiku naopak u mužů, ženy však vykazují vyšší reaktivitu v parametrech HRV.

V rámci měření SF během zvyšující se intenzity zatížení došlo k očekávané odpovědi kardiovaskulárního systému na zátěž, tedy postupnému zvyšování SF. Opačná reakce, snížení hodnot SF, v intenzitě zatížení 20 - 30 % MTR byla naměřena u jednoho probanda. Předpokládanou příčinou mohou být opět výše uvedené vlivy degenerativních změn pohybové soustavy v souvislosti s psychickou zátěží jedince.

Vedlejším cílem naší práce bylo stanovení vagového prahu u sledovaných osob. V literatuře se setkáváme v pracích Botka et al. (2010), Stejskala (2008) nebo Tulppo et al. (1998) s hranicí pro zvýšenou aktivitu sympatiku odpovídající průměrné intenzitě zatížení 50 - 60 % VO₂max. Tulppo (2003) uvádí rostoucí aktivitu vagu již při zatížení 40 % VO₂max. Tato hranice je tedy pro každého individuální, ovlivňována řadou faktorů, v nichž

hraje věk důležitou roli. V naší práci se hodnota vagového prahu pohybovala průměrně v rozmezí 40 - 50 % VO₂max. U šesti probandů nemohl být vagový práh stanoven z důvodu opačné reakce aktivity parasymptatiku v průběhu zvyšující se intenzity zatížení.

7 ZÁVĚR

Hlavním cílem této práce bylo posouzení změn aktivity vagu u seniorek v setrvalém stavu zatížení pomocí neinvazivní metody SA HRV. Hodnoty P_{HF} komponenty, coby ukazatele vagové kardiální modulace, byly zaznamenávány v intenzitách zatížení mezi 20 - 70 % MTR při chůzi na běhacím pásu. Vedlejším cílem práce bylo porovnání aktivity vagu v jednotlivých intenzitách zatížení, stejně tak i hodnot SF a stanovení vagového prahu u sledovaných osob.

Výsledky vykazují změny aktivity ANS s rostoucí intenzitou zátěže, ve smyslu poklesu vagu ve prospěch aktivity sympatiku, jakožto reakce organismu na zvýšenou tělesnou zátěž. Nejvýraznější změny nacházíme v intenzitě zatížení 20 - 30 % MTR, kde pozorujeme jak snížení hodnot parametru P_{HF} , tak i v řadě případů opačnou reakci, tedy jeho zvýšení. S dalším postupným nárůstem intenzity zatížení již hodnoty parametr P_{HF} klesají u všech testovaných osob.

Dále jsme sledovali hodnoty SF. Výsledky vykazují rostoucí hodnoty SF v závislosti na zvyšování tělesné zátěže. Také zde pozorujeme v intenzitě zatížení 20 - 30 % MTR pokles hodnot SF, pouze však u jedné měřené osoby.

Celkově lze říci, že se zvýšenou intenzitou zatížení dochází k přesunu sympatovagové aktivity směrem na stranu sympatiku. Pozorujeme tedy snižování hodnot parametru P_{HF} a nárůst hodnot SF. Příčina opačné reakce v intenzitách 20 - 30% MTR, kterou pozorujeme u některých probandek, může být působení emocionálního stresu ve spojitosti se zvýšenými balančními nároky nutnými k udržení rovnováhy.

Hodnota vagového prahu byla určena pomocí vyvinutého algoritmu, průměrné hodnoty se pohybovaly v rozmezí 40 - 50 % MTR. Naměřené hodnoty odpovídají prostudované literatuře. Tato hranice udává intenzitu zatížení, při které je ještě zachován regulační vliv vagu na srdeční činnost.

Příčiny opačné odpovědi aktivity vagu na zvyšující se intenzitu zatížení nejsou přesně známé, s touto reakcí se setkáváme poprvé. Může být tedy předmětem k dalšímu zkoumání.

8 SOUHRN

Cílem předkládané práce bylo zhodnocení aktivity vagu u senierek během setrvalého stavu zatížení v intenzitách 20 - 70 % MTR. Součástí práce bylo také porovnání aktivity vagu v jednotlivých intenzitách zatížení, hodnot SF a stanovení vagového prahu u měřených osob. Měření se zúčastnilo 13 žen v rozmezí 60 - 68 let bez zdravotních komplikací a medikace.

Z naměřených hodnot vyplývá, že s rostoucí intenzitou zátěže dochází ke změnám aktivity ANS. Pozorujeme snižování aktivity vagu ve prospěch aktivity sympatiku. Při porovnání hodnot vagu v jednotlivých intenzitách zatížení nacházíme v intenzitě 20 – 30 % MTR u šesti měření zvýšené hodnoty vagu, tedy opačnou reakci. Příčinou zde může být vliv věku na kardiovaskulární systém, multisenzorický systém a pohybový aparát, který se projevuje fyziologickými degenerativními změnami v těchto oblastech. Ty se ve výsledku promítají v chůzi a krokovém cyklu, kde nacházíme zkrácení délky kroku a dvojkrok, zvýšení frekvence kroků a změny šířky stojné báze. Balanční schopnosti jedince v seniorském věku klesají, změny tedy směřují ke zvýšení opory při chůzi. Nízká intenzita zátěže, spojená s velmi pomalou chůzí, klade vyšší nároky na udržování rovnováhy, stejně jako psychiku jedince, která hraje významnou roli ve změně aktivity ANS.

Zvyšující se intenzita zátěže vedla ke zvyšování hodnot srdeční frekvence. Opačnou odpověď kardiovaskulárního systému jsme zaznamenali u jednoho probanda opět v intenzitě zatížení 20 - 30 % MTR. Hodnota vagového prahu byla stanovena jako průměrná intenzita zatížení 40 - 50 % MTR, u šesti testovaných osob nebylo možné stanovit hranici z důvodu opačné reakce aktivity vagu na zátěž.

9 SUMMARY

The aim of the thesis was the research of vagal activity while walking on a treadmill in a steady state at intensity of 20 - 70 % MTR in elderly women. The comparison of vagal activity in individual intensities of load, heart rate and the determination of vagal threshold is also a part of the thesis. 13 women between 60 - 68 years of age without any health problems or medication took part in this research.

The result of the research is that with the increasing load intensity there are changes in the autonomic nervous system. We observe lowering of the vagal activity in favour of activity of sympatheticus. While comparing the activity of vagus we can observe an opposite reaction (increase of the vagus) by the intensity between 20 and 30 % MTR in 6 cases. The reason for that can be the effect of age on the cardiovascular system, multi-sensor system and the motion control system, which results in physiological degenerative changes in these areas. Those are reflected in walking and frequency of movement. Low load intensity connected to very slow walk puts greater demands on balance control as well as psyche of the human being, which has an important role in the changes of autonomous nerve system activity.

The increasing load intensity leads to increase in the values of the heart rate. We encountered an opposite response of the cardiovascular system in one proband in the load intensity of 20 - 30% MTR. The value of vagal threshold was set as an average load intensity of 40 - 50%. With 6 tested women we were unable to determine the threshold because the value of PHF was not decreasing during the increase of load intensity.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anderton, B.H. (2002). Ageing of the brain. *Mechanisms of Ageing and Development*, 123, 811-817.
- Anonymous a. (n. d.). Retrieved 18.6.2014 from the World Wide Web: <http://biometrics.derawi.com/wp-content/uploads/2011/01/gaitcycle.png>
- Arai, Y. et al. (1989). Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *American Journal of Physiology*, 256, H132-41.
- Aydog, S.T., Korkusuz, P., & Doral, M.N. (2006). Decrease in the numbers of mechanoreceptors in rabbit ACL: the effects of ageing. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14, 325–329.
- Banjar, W.M.A., Gazzaz, J., Langley, R.W., Bradshaw, C.M., & Szabadi, E. (2000). Effects of high ambient temperature on parasympathetically mediated cardiovascular reflexes in normal man. *British Journal of Clinical Pharmacology*, 50, 360-365.
- Berntson, G.G. et al. (1997). Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats. *Psychophysiology*, 34, 623-648.
- Berntson, G.G., & Cacioppo, J.T. (2004). Heart Rate Variability: Stress and Psychiatric Conditions. In M. Malik & J. Camm, *Electro Cardiography* (pp. 56-63). Oxford: Blackwell.
- Bird, M., Hill, K., Ball, L., & Williams, A.D. (2009). Effects of Resistance- and Flexibility - Exercise Interventions on Balance and Related Measures in Older Adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 17, 444-454.
- Botek, M., Stejskal, P., Krejčí, J., Jakubec, A., & Gába, A. (2010). Vagal treshold determination. Effect of age and gender. *International Journal of Sports Medicine*. 31, 768-772.
- Byrne, J.E., Stergiou, N., Blanke, D., Houser J.J., & Kurz, M.J. (2002). Comparison of gait patterns between young and elderly women: an examination of coordination. *Perceptual and Motor Skills*, 94, 265-280.

- Callisaya, M.L. et al. (2008). Sex Modifies the Relationship Between Age and Gait: A Population-Based Study of Older Adults. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*, 63A(2), 165-170.
- Callisaya, M.L. et al. (2010). Ageing and gait variability - a population-based study of older people. *Age and Ageing*, 39(2), 191-197.
- 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.
- Čevela, R., Kalvach, Z., & Čeledová, L. (2012). *Sociální gerontologie*. Praha: Grada Publishing.
- Čihák, R. (2000). *Anatomie 3* (2nd ed.). Praha: Grada Publishing.
- Delaney, J.P., & Brodie, D.A. (2000). Effect of short-term psychological stress on the time and frequency domains of heart rate variability. *Percept Motor Skills*, 91, 515-524.
- Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Dylevský, I. (1990). *Funkční a aplikovaná anatomie člověka V*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Evans, J.M. et al. (2001). Gender differences in autonomic cardiovascular regulation: spectral, hormonal and hemodynamic indexes. *Journal of Applied Physiology*, 91, 2611-2618.
- Fráňa, P., Souček, M., Řiháček, I., Bartošíková, L., & Fráňová, J. (2005). Hodnocení variability srdeční frekvence, její klinický význam a možnosti ovlivnění. *Farmakoterapie*, 4, 375-377.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in Cerebral Palsy*. New York: Mac Keith Press.
- Ganong, W. (2005). *Přehled lékařské fyziologie* (20th ed.). Praha: Galén.
- Hatfield, B.D. et al. (1998). Respiratory sinus arrhythmia during exercise in aerobically trained and untrained men. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30, 206-214.
- Hausdorff, J.M. (2005). Gait variability: methods, modeling and mening. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(19), 1-9.

- Hautala, A. J., Mäkikallio, T. H., Seppänen, T., Huikuri, H. V., & Tulppo, M. P. (2003). Short term correlation properties of R–R interval dynamics at different exercise intensity levels. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 23(4), 215–223.
- Horak, F.B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(2), ii7-ii11.
- Jansen, E.C., Vittas, D., Hellberg S., & Hansen, J. (1982). Normal gait of young and old men and women. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 53, 193-196.
- Javorka, K. (2008a). Kardiovaskulárne testy. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 39-45). Martin: Osveta.
- Javorka, K. (2008b). Vplyv endogénnych a exogénnych faktorov na variabilitu frekvencie srdca. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 66-103). Martin: Osveta.
- Javorka, M. (2008). Hodnotenie variability frekvencie srdca metódami nelineárnej dynamiky. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 52-54). Martin: Osveta.
- Javorka, K., & Javorka, M. (2008). Hodnotenie variability frekvencie srdca časovou a frekvenčnou analýzou. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 47-51). Martin: Osveta.
- Jedlička, V. a kol. (1991). *Praktická gerontologie*. Brno: Idvpz.
- Jeřábek, J. (2000). *Závratě a poruchy rovnováhy ve stáří*. Praha: Galén.
- Jeřábek, J. (2003). Diferenciální diagnostika závratí. *Interní medicína pro praxi*, 1, 86-91.
- Jurča, R. (2000). CHR-test jako metodika vyšetření výkonnosti kardiovaskulárního systému. Dizertační práce. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Kantor, L., & Javorka, K. (2004). Jakou variabilitu srdeční frekvence mají zdraví novorozenci?. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp. 30-34). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kalvach, Z., & Mikeš, Z. (2004). Základní pojmy – stáří, gerontologie a geriatric. In Z. Kalvach, Z. Zadák, R. Jiráček, H. Zavázalová, P. Sucharda et al. *Geriatric a gerontologie* (pp. 47-50). Praha: Grada Publishing.

- Karvonen, M.J., Kentala, E., & Mustala, O. (1957). The effects of training on heart rate; longitudinal study. *Annales Medicinæ Experimentalis et Biologiae Fenniae*, 35, 307-315.
- Ko, S., Tolea, M.I., Hausdorff, J.M., & Ferrucci, L. (2011). Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Journal of Biomechanics*, 44(10), 1974-1979.
- Komárek, V. (2006). Funkční a vývojová neuroanatomie limbického systému. *Psychiatrie*, 10, 35-37.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie* (Ed.). Praha: Galén.
- Kuo, T.B. (1999). Effect of aging on gender differences in neural control of heart rate. *American Journal of Physiology*, 277, H2233-2239.
- Kurths, J. et al. (1995). Quantitative analysis of heart rate variability. *American institute of Physics*, 5(1), 88-94.
- Leicht, A.S., Hirning, D.A., & Allen G.D. (2003). Heart rate variability and endogenous sex hormones during the menstrual cycle in young women. *Experimental Physiology*, 88, 441-446.
- Mamiy, V. I. (2006). Spectral Analysis and Interpretation of Spectral Components of Heart Rate Variability. *Human physiology*, 32(2), 169-176.
- McArdle, W., Katch, F., & Katch, V. (2007). Physical Activity, Health, and Aging in *Exercise Physiology – Energy, nutrition, & Human Performance*, 6th ed., (pp. 883-921). USA: Lippincott W&W.
- McCorry, L. K. (2007). Physiology of the Autonomic Nervous System. *American Journal of Pharmaceutical Educatio*,. 71(4), 1-11.
- Migliaro et al. (2001). Relative influence of age, rating heart rate and sedentary life style in short-term analysis of heart rate variability. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 34, 493-500.
- Morisawa, Y., (1998). Morphological study of mechanoreceptors on the coracoacromial ligament. *Journal of Orthopaedic Science*, 3, 102–110.

- Nagy, E., Orvos, H., Bárdos, G., & Molnár, P. (2000). Gender-related heart rate differences in human neonates. *Pediatric Research*, 47, 778-780.
- Nashner, L.M. (1997). Practical biomechanics and physiology of Balance. In Jacobson, G.P., Newman, G.W., Kartush, J.M. (Eds.), *Handbook of balance function testing* (pp. 261-279). New York: Thomson Delmar Learning.
- Neumann, S.A. et al. (2005). Heart Rate Variability Is Associated With Polymorphic Variation in the Choline Transporter Gene. *Psychosomatic Medicine*, 67, 168-171.
- Nevšimalová, S., Růžička, E., & Tichý, J. (2002). *Neurologie*. 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 v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi: IV. odborný seminář s mezinárodní účastí* (pp. 81-85). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Ošřádal, R. (2005). Spektrální analýza variability srdeční frekvence – ukazatel aktuálního stavu ANS a regulace vytrvalostního tréninku. *Česká kinantropologie*. 9 (1), 15-26.
- Öberg, T., Karsznia, A., & Öberg, K. (1993). Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 30(2), 210-223.
- Perini, R., Milesi, S., Fisher, N.M., Pendergast, D.R., & Veicsteinas, A. (2000). Heart rate variability during dynamic exercise in elderly males and females. *European Journal of Applied Physiology*, 82, 8-15.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. USA: SLACK Incorporated.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare, N. J.: Slack Incorporated.
- Pickard, C.M., Sullivan, P.E., Allison, G.T., & Singer, K.P. (2003). Is there a difference in hip joint position sense between young and older groups? *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 58, 631-635.

- Reardon, M., & Malik, M. (1996). Changes in heart rate variability with age. *Pace*, 19, 1863-1866.
- Salinger, J., & Gwozdziwicz, M. (2008). Systémy používané pro vyšetření krátkodobé variability srdeční frekvence. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 57-60). Martin: Osveta.
- Sato, N., & Miyake, S. (2004). *Cardiovascular Reactivity to Mental Stress. Relationship with Menstrual Cycle and Gender. Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 23, 215-223.
- Shaffer, S.W., & Harrison, A.L. (2007). Aging of the Somatosensory System: A Translation Perspective. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 87(2), 193-207.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2001). *Motor Control: Theory and practical applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sloan, R.P. et al. (1996). Relationship Between Circulating Catecholamines and Low Frequency Heart Period Variability as Indices of Cardiac Sympathetic Activity During Mental Stress. *Psychosomatic Medicine*, 58, 25-31.
- Spiriduso, W.W., Francis, K.L., & MacRae, P.G. (2005). *Physical Dimension of Aging (2nd ed.)*. USA: Human Kinetics.
- Srinivasan, K., Sucharita, S., & Vaz, M. (2002). Effect of standing on short term rate variability across age. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 22(6), 404-408.
- Stejskal, P. (2003). Využití nové metodiky hodnocení SAHRV pomocí komplexních indexů v klinické a sportovní praxi. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínský oborech – od teorie ke klinické praxi: IV. odborný seminář s mezinárodní účastí* (pp. 105-116). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- 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. (2008). Využití hodnocení variability srdeční frekvence ve sportovní medicíně. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 168-195). Martin: Osveta.

- Stejskal, P., & Salinger, J. (1996). Spektrální analýza variability srdeční frekvence. *Základy metodiky a literární přehled o jejím klinickém využití. Medicina Sportiva Bohemica & Slovaca*, 5(2), 33-42.
- Stephen, R.L., Lloyd, D.G., & Li, S.K. (1996). Sensori-motor Function, Gait Patterns and Falls in Community-dwelling Women. *Age and Ageing*, 25, 292-299.
- Šlachta, R., & Kocmánková, P. (2003). Impact of mental tension on heart rate frequency and heart rate variability during ropes courses. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.), *Pohyb a zdraví* (pp. 258-264). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Šlachta, R., Stejskal, P., Elfmark, M., Salinger, J., Kalina, M., & Řehová, I. (2002). Age and spectral analysis of heart rate variability. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 32(1), 59-67.
- Taelman, J., Vundeput, S., Spaepen, A., & Huffel, S. (2009). Influence of Mental Stress on Heart Rate and Heart Rate Variability. *IFMBE Proceedings*, 22, 1366-1369.
- 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.
- Taylor, A. W., & Johnson, M. J. (2007). *Physiology of Exercise and Healthy Aging*. USA: Human Kinetics.
- Tillinger, A., & Mravec, B. (2006). Autonómny nervový systém srdca – funkčný význam intrakardiálnych neurónov. *Československá fyziologie*, 2(55), 76-82.
- Tonhajzerová, I. (2008). Mentálna aktivita a variabilita frekvencie srdca. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 96-100). Martin: Osveta.
- Tonhajzerová, I., Javorka, K., & Petrášková, M. (2000). Zmeny variability frekvencie srdca (VFS) při mentálnej záťaži. *Česko-slovenská pediatrie*, 55, 562-567.
- Trojan, S. et al. (2003). *Lékařská fyziologie* (4th ed.). Praha: Grada Publishing.
- Tulppo, P. M., Mäkikallio, H. T., Seppänen, T., Laukkanen, T. R., & Huikuri, V. H. (1998). Vagal modulation of heart rate during exercise: Effects of age and physical fitness. *American Journal of Physiology: Heart and Circulatory Physiology*, 274(2), 424-429.

- Valentina, D.A. et al. (2006). Long-term heart rate variability as a predictor of patient age. *Computer methods and programs in biomedicine*, 82, 248-257.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 122-129.
- Visnovcova, Z., Calkovska, A., & Tonhajzerova, I. (2013). Heart rate variability and electrodermal activity as noninvasive indices of sympathovagal balance in response to stress. *Acta Medica Martiniana*, 13(1), 5-13.
- Vohlídková, M. (2009). Poruchy sluchu ve stáří. *Interní medicína*, 11(6), 291-293.
- Vystrčilová, M., & Kračmar, B. (2007). Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – III. Chůze. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 73(5), 2-7.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis: An Introduction* (4th ed.). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.
- Winter, D. A. (1993). Knowledge base for diagnostic gait assessment. *Medical Progress through Technology*, 19(2), 61-81.
- Yamamoto, Y., Hughson, R.L., & Nakamura, Y. (1992). Autonomic nervous system responses to exercise in relation to ventilatory threshold. *Chest*, 101, 206S- 210S.
- 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.

