

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV JACOBSONOVY PROGRESIVNÍ SVALOVÉ RELAXACE NA VARIABILITU
SRDEČNÍ FREKVENCE

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Ivana Kamínková, fyzioterapie

Vedoucí práce: PhDr. Petr Uhlíř, Ph.D.

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Bc. Ivana Kamínková

Název diplomové práce: Vliv Jacobsonovy progresivní svalové relaxace na variabilitu srdeční frekvence

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: PhDr. Petr Uhlíř, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt:

Cílem diplomové práce bylo posoudit vliv Jacobsonovy progresivní svalové relaxace na reaktivitu autonomního nervového systému hodnocenou vybranými ukazateli spektrální analýzy variability srdeční frekvence pomocí diagnostického systému VarCor PF7.

Teoretická část se zabývá autonomním nervovým systémem, spektrální analýzou variability srdeční frekvence a Jacobsonovou progresivní svalovou relaxací. Praktická část popisuje samotnou výzkumnou studii. Výzkumný soubor tvořilo 14 žen a 6 mužů ve věku $24,08 \pm 1,94$ let, kteří byli součástí jak výzkumné, tak kontrolní skupiny. Spektrální analýza variability srdeční frekvence byla měřena před a po aplikaci Jacobsonovy progresivní svalové relaxace. Kontrolní skupina byla měřena za stejných podmínek pouze bez aplikace progresivní svalové relaxace. Probandi také vyplnili anamnestický dotazník, dotazník na autonomní funkce a dotazníky zaměřené na hodnocení subjektivního stavu.

Z výsledků studie plyne, že došlo ke staticky významnému zvýšení parametru R-R intervalu po aplikaci Jacobsonovy progresivní svalové relaxace. Z toho lze usoudit, že došlo ke snížení srdeční frekvence, tj. se projevil relaxační efekt progresivní svalové relaxace na autonomní nervový systém.

Klíčová slova: variabilita srdeční frekvence, spektrální analýza, autonomní nervový systém, relaxace, Jacobsonova progresivní svalová relaxace, progresivní svalová relaxace

Souhlasím s půjčováním magisterské práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Ivana Kamínková

Title of the master thesis: The effect of Jacobson's progressive muscle relaxation on heart rate variability

Department: Department of Physiotherapy

Thesis supervisor: PhDr. Petr Uhlíř, Ph.D.

Year of presentation: 2021

Abstract:

This thesis aimed to evaluate the effect of Jacobson's progressive muscle relaxation on the reactivity of an autonomic nervous system. The evaluation was done by examining selected indicators of spectral analysis of the heart rate variability which was measured using the VarCor PF7 diagnostic system.

The theoretical part describes the autonomic nervous system, spectral analysis of heart rate variability, and Jacobson's progressive muscle relaxation. The practical part describes the research study itself. Research and control groups consisted of 14 women and 6 men aged $24,08 \pm 1,94$ years. The spectral analysis of heart rate variability was measured before and after the Jacobson's progressive muscle relaxation took place. The conditions were the same for the control group, although there was no progressive muscle relaxation involved. The probands also filled in an anamnestic questionnaire, an autonomic functions questionnaire, and a questionnaire assessing their subjective status.

The results show a statistically significant increase in the R-R interval after Jacobson's progressive muscle relaxation was finished. Therefore, it is assumable that the heart rate was reduced, and the progressive muscle relaxation had a soothing effect on the autonomic nervous system.

Key words: heart rate variability, spectral analysis, autonomic nervous system, relaxation, Jacobson's progressive muscle relaxation, progressive muscle relaxation

I agree that the thesis paper can be lent within the library services.

Prohlašuji, že jsem magisterskou práci zpracovala samostatně pod vedením PhDr. Petra Uhlíře, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

Děkuji PhDr. Petrovi Uhlířovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování magisterské práce. Dále děkuji Mgr. Jiřímu Novotnému za softwarové vybavení pro měření variability srdeční frekvence a také děkuji Mgr. Františkovi Chmelíkovi, Ph.D. za pomoc při statistickém zpracování výsledků.

V Olomouci dne

.....

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK.....	9
1 ÚVOD.....	11
2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	12
2.1. AUTONOMNÍ NERVOVÝ SYSTÉM	12
2.1.1. Centrální část ANS.....	13
2.1.2. Periferní část ANS.....	14
2.1.2.1. Sympatikus.....	15
2.1.2.2. Parasympatikus	16
2.1.2.3. Enterický systém	17
2.1.3. Mediátory ANS	18
2.1.3.1. Acetylcholin	18
2.1.3.2. Noradrenalin	19
2.1.4. Funkce ANS	20
2.1.5. Autonomní regulace srdce.....	21
2.1.6. Respirační sinusová arytmie.....	25
2.2. SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍ FREKVENCE	26
2.2.1. Variabilita srdeční frekvence (VSF)	26
2.2.2. Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence	27
2.2.2.1. Dýchání	27
2.2.2.2. Pohlaví	28
2.2.2.3. Věk	28
2.2.2.4. Poloha těla.....	29
2.2.2.5. Stres.....	30
2.2.2.6. Fyzická aktivita.....	31
2.2.2.7. Další vlivy	32
2.2.3. Metody hodnocení variability srdeční frekvence.....	34
2.2.3.1. Časové měření.....	35
2.2.3.2. Frekvenční měření	35
2.2.4. Spektrální analýza variability srdeční frekvence.....	36
2.2.4.1. Pásmo s ultra nízkou frekvencí (ULF).....	37
2.2.4.2. Pásmo s velmi nízkou frekvencí (VLF).....	37
2.2.4.3. Pásmo s nízkou frekvencí (LF).....	37
2.2.4.4. Pásmo s vysokou frekvencí (HF).....	38
2.2.5. Parametry časové analýzy variability srdeční frekvence	39

2.2.6.	Parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence	40
2.2.7.	Komplexní parametry SA VSF	42
2.2.8.	Diagnostické systémy pro vyšetření SA VSF	43
2.2.9.	Standardizace vyšetření SA VSF	44
2.3.	PROGRESIVNÍ SVALOVÁ RELAXACE	46
2.3.1.	Pojem relaxace	46
2.3.2.	Neurofyzilogické aspekty relaxace	46
2.3.3.	Měření svalové relaxace	47
2.3.4.	Jacobsonova progresivní svalová relaxace	48
2.3.4.1.	Příprava na PSR	49
2.3.4.2.	Klasický postup dle Jacobsona	49
2.3.3.1.	Aktualizovaný postup PSR	50
2.3.4.3.	Indikace PSR	53
2.3.4.4.	Kontraindikace PSR	53
3	CÍLE A HYPOTÉZY	54
3.1.	HYPOTÉZY	54
4	METODIKA	56
4.1.	VÝZKUMNÝ SOUBOR	56
4.2.	PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ	56
4.3.	MĚŘENÉ PARAMETRY SA VSF	56
4.4.	DESIGN A ORGANIZACE STUDIE	57
4.5.	ANALÝZA DAT	59
4.6.	LIMITY VÝZKUMU	59
5	VÝSLEDKY	60
5.1.	SROVNÁNÍ VYBRANÝCH UKAZATELŮ VSF U VYBRANÝCH POLOH	60
5.1.1.	Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF výzkumné skupiny v pozici: leh 2 a leh 4	60
5.1.2.	Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF kontrolní skupiny v pozicích: leh 2 a leh 4 (bez využití metody PSR)	61
5.2.	VÝSLEDKY HYPOTÉZ	62
5.3.	GRAFICKÉ ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ	63
5.4.	VÝSLEDKY Z DOTAZNÍKŮ	67
5.4.1.	Anamnestický dotazník	67
5.4.2.	Dotazník na autonomní funkce	67
5.4.3.	Hodnocení subjektivního stavu probandů před a po měření	67
6	DISKUZE	68
7	ZÁVĚR	80
8	SOUHRN	82

9	SUMMARY	83
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	84
11	SEZNAM TABULEK.....	92
12	TABULKY.....	94
13	PŘÍLOHY.....	113

SEZNAM ZKRATEK

ANS	autonomní nervový systém
AV	atrioventrikulární
BMI	body mass index
Ca ²⁺	vápenatý iont
CNS	centrální nervový systém
EEG	elektroencefalografie
EKG	elektrokardiografie
HF power	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma
HF	složka vysoké frekvence variability srdeční frekvence
K ⁺	draselný iont
KV	kardiovaskulární
LF	složka nízké frekvence variability srdeční frekvence
LF power	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma
LF/HF	poměr spektrálních výkonů složek nízkofrekvenční a vysokofrekvenční
Na ⁺	sodný iont
NN	normal-to-normal
p	hladina statistické významnosti
pH	power of hydrogen – chemická míra acidity či alkality vodného roztoku
pNN50	podíl zastoupení počtu sousedních NN intervalů lišících se o více než 50 ms z celkového počtu NN intervalů v průběhu záznamu
PSD	výkonová spektrální hustota
PSR	progresivní svalová relaxace
RF	retikulární formace

rMSSD	druhá odmocnina průměrné hodnoty druhých mocnin rozdílů délek sousedních RR intervalů v průběhu záznamu
RSA	respirační sinusová arytmie
RV	relativní vlhkost (vzduchu)
SA	sinoatriální uzel
SA HRV	spectral analysis of heart rate variability
SA VSF	spektrální analýza variability srdeční frekvence
SD	směrodatná odchylka
SDANN	směrodatná odchylka průměrných NN intervalů z pětiminutových úseků za 24 hodin
SDNN	směrodatná odchylka NN intervalů
SDNN index	průměr směrodatných odchylek všech NN intervalů pro každý pětiminutový úsek záznamu po dobu 24 hodin
TK	tlak krevní
TP	total power – celkový spektrální výkon
ULF	složka ultranízké frekvence variability srdeční frekvence
VLF	složka velmi nízké frekvence variability srdeční frekvence
VSF	variabilita srdeční frekvence
\bar{x}	aritmetický průměr

1 ÚVOD

V dnešní uspěchané době je důležité najít si čas sám na sebe a věnovat se psychohygieně. S uvolněním duševního napětí nám mohou pomoci relaxační techniky, které jsou zároveň prevencí i léčbou různých psychosomatických onemocnění. Ačkoliv častokrát mluvíme o relaxaci tělesné či duševní, pravdou však je, že relaxace je dějem komplexním a nelze tyto dvě složky oddělit. Při relaxaci dochází k přeladění autonomního nervového systému a aktivuje se parasympatikus, na rozdíl od stresové reakce, kdy se aktivuje sympatikus. Kromě toho dochází při relaxaci k poklesu svalového tonu, snížení tepové a dechové frekvence, snižuje se krevní tlak a zpomaluje se celkový metabolismus atd.

Jednou z nejčastěji užívaných relaxačních technik je Jacobsonova progresivní svalová relaxace. Je to účinná a univerzálně aplikovatelná metoda, která je vhodná i pro lidi, jimž jiné relaxační techniky nesedí. Při progresivní svalové relaxaci postupně uvolňujeme jednotlivé svalové skupiny, čímž pociťujeme na vlastní kůži rozdíl mezi napětím a uvolněním, a tím můžeme dosáhnout hlubokého stavu uvolnění, tedy celkové relaxace.

Jedním z nejslibnějších metodických postupů, který umožňuje kvantifikovat aktivitu vegetativního systému, je spektrální analýza variability srdeční frekvence. Tato metoda neinvazivně a citlivě reflektuje nejen aktivitu parasympatiku, ale také balanci sympatiku a vagu. Analýza variability srdeční frekvence je založena na posouzení fluktuace mezi normálními, po sobě následujícími srdečními stahy, nejčastěji mezi vlnami R (tj. R-R intervaly).

Tato diplomová práce se zabývá tím, jak Jacobsonova progresivní svalová relaxace ovlivňuje reaktivitu autonomního nervového systému hodnocenou vybranými ukazateli spektrální analýzy variability srdeční frekvence.

2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

2.1. AUTONOMNÍ NERVOVÝ SYSTÉM

Autonomní nervový systém (ANS) je součástí nervového systému a je také nazývaný jako vegetativní či viscerální. Tento systém je totiž odpovědný za kontrolu viscerálních funkcí a orgánů. Efektorovou složku představují visceromotorická vlákna, která inervují hladké svalstvo cév, trávicího systému, močového měchýře, dolních dýchacích cest, dále srdeční sval a žlázy (potní, trávicí, slzné a nadledvinky). ANS nepodléhá volní kontrole a má významný podíl na homeostáze, tedy na mechanismu, který udržuje stálost vnitřního prostředí. Stejně jako ostatní části nervové regulace tvoří reflexní okruhy, kterými propojuje CNS s periferií (Hudák, & Kachlík, 2015; Javorka, 2014; Rokyta et al., 2015).

Reflexní oblouky autonomního nervového systému začínají na visceroreceptorech a částečně v receptorech kůže. Aferentní vlákna spojují receptory s centry v páteřní míše a mozkovém kmeni. Mezi aferentními a eferentními neurony se nacházejí interneurony. Typickým znakem eferentní části reflexního oblouku je pregangliový a postgangliový úsek. Buněčná těla pregangliových neuronů se nacházejí ve viscerálním, eferentním míšním sloupci, nebo v homologních motorických jádrech hlavových nervů, nacházejících se v mozkovém kmeni. Jejich axony (pregangliová vlákna) jsou tenké, většinou myelinizované, pomalu vedoucí vlákna typu B a končí synapsí na buněčných tělech postgangliových neuronů, které se nacházejí v autonomních gangliích mimo CNS. Axony postgangliových neuronů (postgangliová vlákna) jsou nemyelinizovaná vlákna typu C, a právě tato vlákna inervují vnitřní orgány (Javorka, 2014; Ganong, 2005).

Autonomní nervový systém se dělí na centrální a periferní část. Centrální část představuje různé regulační úrovně pro vegetativní funkce a periferní část tvoří senzická nervová vlákna, která přivádějí informace z vnitřního prostředí a orgánů, a také dráhy, které směřují k efektorům (Trojan, 1999).

2.1.1. Centrální část ANS

Centrální část ANS zahrnuje hned několik úrovní CNS: mozkovou kůru, hypothalamus, retikulární formaci a páteřní míchu. Spolu řídí činnost sympatiku a parasympatiku. Z anatomického hlediska se jedná o shluky buněk neboli jádra (centra), která svou aktivitou ovlivňují smršťování buněk hladké svaloviny. V CNS je tato aktivita rozváděna drahami k buňkám jader hlavových nervů a k buňkám páteřní míchy. Výběžky těchto buněk tvoří periferní autonomní vlákna (Dylevský, 2007; Rokyta et al., 2015).

Páteřní mícha realizuje vegetativní reflexy a integraci somatických a vegetativních reakcí, které se uskutečňují autonomním reflexním okruhem. Mezi autonomní reflexy patří například reflex kardio-kardinální a intestino-intestinální. Jak aferentní, tak eferentní část těchto reflexů jsou tvořeny autonomním nervstvem. Příkladem reflexů, u kterých aferentní dráhu tvoří somatický nerv a eferentní autonomní nerv, jsou kožně-viscerální reflexy (Rokyta, et al., 2015).

Retikulární formace mozkového kmene zajišťuje životně důležité funkce jako dýchání, činnost srdce, cév a příjem potravy. Navíc RF koordinuje souhru motility a sekrece trávicího systému. Taktéž se podílí na koordinaci některých sexuálních funkcí a termoregulaci. Mozkový kmen zahrnuje prodlouženou míchu, Varolův most a střední mozek (Rokyta et al., 2015; Trojan, 1999).

Hypothalamus přijímá informace ze specifických aferentních drah, z RF, z limbického systému (alokortexu) a z neokortexu. Hypothalamus má s těmito oblastmi i zpětná spojení a díky tomu zajišťuje vysoký stupeň integrace somatických a vegetativních funkcí (např. změna dýchání při pohlavním styku), i komplexní změny vegetativních funkcí při různých emocích (změna krevního tlaku, srdečního rytmu či dýchání). Kromě toho, že se podílí na řízení autonomních reakcí, taktéž se podílí i na řízení endokrinních funkcí. Můžeme tedy konstatovat, že hypothalamus je rozhodujícím článkem pro zajištění homeostázy. Hypothalamus participuje na řízení termoregulace, příjmu potravy a vody, sexuálního a emočního chování (Rokyta, et al., 2015; Trojan, 1999).

Mozková kůra obsahuje dvě části, které mají vztah k autonomním nervovým funkcím – alokortex a neokortex. Alokortex je nejmladší integrační oblastí autonomních a somatických funkcí a řadíme ji k limbickému systému. Neokortex je hierarchicky nejvyšší řídicí oblast autonomních výkonných funkcí CNS. Vliv mozkové kůry se projevuje především vrozenými a získanými asociacemi hlavně oběhového a dýchacího systému (Rokyta et al., 2015; Trojan, 1999).

2.1.2. Periferní část ANS

Periferní část autonomního nervového systému můžeme rozdělit dle funkčních účinků na orgánové systémy na **pars sympatica** (sympatikus, kraniosakrální část) a **pars parasympatica** (parasympatikus, torakolumbální část). V trávicím ústrojí jsou obě složky napojeny na střevní neboli enterický nervový systém, který můžeme považovat za třetí oddíl periferní části ANS (Čihák, 2004; Ganong, 2005; Rokyta, et al., 2015).

Mnoho tkání je inervováno oběma systémy. Protože sympatický a parasympatický systém mají obvykle antagonistické účinky na danou tkáň, zvyšování aktivity jednoho systému při současném snižování aktivity druhého vede k velmi rychlé a přesné kontrole funkce tkáně. Pravidlo, že jedna část ANS výkonný orgán aktivuje a druhá část jej utlumuje, však neplatí absolutně. Příkladem mohou být apokrinní a ekkrinní potní žlázy – při podráždění sympatiku dochází ke zvýšené sekreci potu, kdežto podráždění parasympatiku nevyvolá žádnou reakci. Podobně to můžeme pozorovat u hladkého svalstva cév. Podráždění sympatiku vyvolá kontrakci hladkého svalstva cév, a naopak dráždění parasympatiku žádnou reakci nevyvolá. V některých případech je to i naopak. Dráždění sympatiku je bez reakce, kdežto podráždění parasympatiku vede k funkčnímu efektu. Například při podráždění parasympatiku dochází k vazodilataci cév arteriol v penisu či klitorisu, která vede k jejich erekci. Naopak sympatikus žádnou reakci těchto arteriol nevyvolá (Javorka, 2014; McCorry, 2007).

Každý systém je za určitých podmínek dominantní. Sympatikus převládá při nouzových reakcích typu „útok nebo útěk“. Celkovým účinkem sympatiku je za těchto podmínek příprava těla na namáhavou fyzickou aktivitu. Přesněji řečeno, sympatikus zvýší průtok krve do tkání, které ji potřebují, zejména do kosterních svalů. Parasympatikus naopak převládá v klidových podmínkách. Celkovým účinkem parasympatického systému je zachování a ukládání energie, a regulace základních tělesných funkcí, jako třeba trávení a močení (McCorry, 2007).

Jak sympatikus, tak parasympatikus jsou visceromotorické systémy, které začínají v CNS. Na rozdíl od somatomotorických nervů nejdou k cílovým tkáním a orgánům přímo, ale jsou v průběhu mnohonásobně přepojovány na dalších neurony v autonomních gangliích. Podle polohy, zda se nachází před gangliem, či z něj vychází, je dělíme na **pregangliové** a **postgangliové**. Toto přepojování významně snižuje rychlost vedení v autonomním nervstvu, která je 1–20 m/s. Pregangliová vlákna jsou obalena myelinem, jedná se o vlákna typu B, jejichž rychlost je 3–15 m/s. Každé pregangliové vlákno se dělí na 8–9 postgangliových neuronů, tudíž je autonomní informace rozptýlena. Postgangliová vlákna jsou nemyelinizovaná a rychlost jejich vedení je výrazně pomalejší (0,7–2,3 m/s). U většiny vnitřních orgánů se přepojení

na efektor realizuje až ve stěně cílového orgánu. Postgangliové vlákno se v cílovém orgánu větví na preterminální a následně na terminální vlákna, která tvoří v daném orgánu pleteň s varikozitami, ve kterých jsou uloženy váčky s mediátorem (Čihák, 2004; Dylevský 2007; Ganong, 2005; Rokyta et al., 2015).

Periferní část autonomního systému můžeme také dělit podle toho, zda jsou informace z vnitřních orgánů přiváděny do CNS, nebo jsou naopak z CNS odváděny, tedy na **aferentní** a **eferentní část**. Aferentní větev ANS tvoří viscerosenzitivní nervová vlákna z mechanoreceptorů, baroreceptorů, chemoreceptorů a nociceptorů, které se nacházejí ve stěnách vnitřních orgánů. Tato větev je anatomicky uspořádána stejně jako somatický nervový systém, to znamená, že spojení mezi CNS a efektozem je realizováno pomocí jednoho neuronu. Tato viscerosenzitivní nervová vlákna jsou nemyelinizovaná (typu C) s pomalou rychlostí vedení vzruchu (0,5–2 m/s). Stejně jako u somatického systému jsou těla aferentních neuronů uložena ve spinální gangliích (v gangliích pro hlavové nervy). Eferentní část ANS již byla zmíněna. Z morfologického a funkčního hlediska ji dělíme na sympatikus a parasympatikus. Eferentní dráhy jsou dvouneuronové – pregangliový a postgangliový neuron. To znamená, že reflexy jsou polysynaptické (Kittnar et al., 2011; Lüllmann-Rauch, 2012; Rokyta et al., 2015).

2.1.2.1. Sympatikus

Sympatikus je z morfologického hlediska **část torakolumbální**, to znamená, že jeho míšní jádra jsou uložena v postranních rozích šedé hmoty míšní (míšní segmenty C8–L3, někdy je uváděno Th1–L2). Tato jádra se také označují jako *nuclei intermediolaterales*. Axony těchto pregangliových neuronů opouštějí míchu předními kořeny míšními (spolu s motorickými vlákny), a vystupují meziobratlovými otvory z páteřního kanálu. Jako **rami communicantes albi** (axony neuronů uložených v *nucleus intermediolateralis*) vstupují do paravertebrálních ganglií, které se nachází po obou stranách páteře. Tyto paravertebrální ganglia tvoří *truncus sympathicus*, kde se většina neuronů přepojuje. Část pregangliových vláken vytváří synapse s neurony daného ganglia. Druhá část vstupuje do sousedních ganglií nad a pod ním. Třetí část pokračuje dále a přepojuje se v prevertebrálních gangliích a vytváří synaptické spojení s jejich neurony. Jen poznamenám, že prevertebrální ganglia leží při odstupu velkých větví břišní aorty, a patří sem například ganglion *coeliacum*, ganglion *mesentericum superius et inferius*. Postgangliová vlákna postupují dále k vnitřním orgánům pomocí *rami viscerales* (z *truncus sympathicus*) nebo **rami communicantes grisei** a dále senzitivním neuronem do periferie

(inervuje kožní žlázy a hladké svaly kůže). Vlákná, která vystupují z rami viscerales, se splétají do pletení a postupují nejčastěji periarteriálně. Výjimku z uspořádání dvojité části sympatiku představují pregangliová vlákna směřující přes ganglia (ale bez synaptického přepojení) do dřene nadledviny. Tyto vlákna končí ve speciálních buňkách produkujících noradrenalin a adrenalin (Čihák, 2004; Dylevský, 2007; Hudák & Kachlík, 2015; Kittnar et al., 2011; Javorka, 2014; Rokyta et al., 2015).

Fyziologicky je jak sympatikus, tak parasympatikus neustále aktivní. Hovoříme o určitém tonu sympatiku (i parasympatiku). Sympatikus svoji činnost výrazně zvyšuje v situacích ohrožení, zvýšených nároků organismu či v rámci stresové reakce. Cílem je nabudit a aktivizovat organismus. Dochází ke zvýšení srdeční a dechové frekvence, rozšíření průdušek, tlumí činnost trávicího systému. Jako tonus vegetativního nervstva označujeme tvorbu vzruchů v jeho neuronech a jejich vysílání k jejich efektorům. Aktivita těchto neuronů je vybavována impulzy z čidel, z různých etází CNS a hormonálním účinkem. Aktivace sympatiku je spojena s aktivací dřene nadledvin, která produkuje adrenalin a noradrenalin. Sympatikus spolu s dřeni nadledvin tvoří funkční celek – **sympatoadrenální systém**. K jednotné aktivaci sympatoadrenálního systému dochází při stresové reakci. Díky tomu je maximálně zajištěna účinnost a součinnost nervového a hormonálního systému (Orel & Facová, 2007; Trojan, 1999).

2.1.2.2. Parasympatikus

Parasympatikus neboli kraniosakrální část ANS se podle umístění jader rozděluje na hlavovou (**pars cranialis**) a křížovou část (**pars sacralis**). Parasympatická pregangliová vlákna jsou axony neuronů, které se nachází v mozkovém kmeni (hlavová část) a v postranních rozích sakrální části míchy. Pars cranialis je vázaná na hlavové nervy, které mají vlastní parasympatický ganglion (pozn.: tam se nachází těla postgangliových neuronů). V oblasti hlavy jsou to: nervus oculomotorius, nervus facialis, nervus glossopharyngeus. V oblasti hlavy, krku, břicha a hrudníku je to nervus vagus. V nervus vagus se nachází 75 % všech parasympatických vláken. Hranice parasympatické inervace z kranialní a sakrální části se nachází v oblasti flexura coli sinistra, která se nazývá Cannon-Boehmův bod. Pregangliová vlákna sakrální části parasympatiku jsou axony neuronů v křížových segmentech míchy, které jsou součástí 2.–4. křížového nervu. Pro upřesnění tato vlákna vycházejí z nucleus intermediolateralis. Dále pokračují jako nervi splanchnici sacrales do plexus hypogastricus inferior. Pregangliová vlákna obou výstupů (pars cranialis et sacralis) končí na krátkých postgangliových neuronech, které jsou umístěny v blízkosti, nebo uvnitř viscerálních orgánů (tzv. intramurální ganglia).

Proto jsou postgangliová vlákna velmi krátká. **Kraniální úsek** inervuje duhovku, slzné a slinné žlázy, srdce, játra, slezinu, žaludek, slinivku břišní, tenké střevo a část tlustého střeva (colon ascendens). **Sakrální část** inervuje orgány uropoetického systému a části tlustého střeva: colon descendens, sigmoideum a rectum (Ganong, 2005; Hudák & Kachlík, 2015; Javorka, 2014; Orel & Facová, 2007; Rokyta et al., 2015).

Aktivita parasymptiku je zvýšena spíše v klidu (typicky v době odpočinku po jídle). Má opačné účinky než sympatikus: snížení srdeční frekvence, zúžení průdušek, zpomalené dýchání, stimuluje činnost trávicího systému atd (Orel & Facová, 2007).

2.1.2.3. Enterický systém

Třetí část autonomního nervového systému se označuje jako enterický (střevní, intramurální) systém, který obsahuje obrovský počet neuronů (cca 100 milionů neuronů), které přímo ve stěnách trávicí trubice tvoří intramurální pleteně s malými ganglii a s jednotlivými gangliovými buňkami. Těsně pod sliznicí se nachází Meissnerova podslizniční pleteň (plexus submucosus Meissneri). Tato pleteň obsahuje méně neuronů než plexus myentericus, ganglia jsou menší a jsou spojena slabšími intergangliovými spojkami. Většina neuronů inervuje mukózu a submukózu (tj. sliznici a podslizniční vazivo), pouze 10 % neuronů vysílá své axony zpět do myenterické pleteně. Druhá pleteň, Auerbachova myenterická pleteň (plexus myentericus Auerbachii), je uložena ve vrstvě hladké svaloviny trávicí trubice (mezi longitudinální a cirkulární vrstvou). Dvě třetiny neuronů této pleteně inervují hladkou svalovinu trávicí trubice a pouze třetina inervuje submukózní pleteň a sliznici (Čihák, 2004; Kittnar, 2011; Orel & Facová, 2007; Trojan, 1999).

Myenterická a submukózní ganglia enterického systému dostávají signály z CNS sympatickými a parasympatickými nervy ANS, a z receptorů ve stěně trávicí trubice (mechanoreceptory, chemoreceptory, termoreceptory). Úkolem těchto receptorů je předávat informace o stavu trávicí trubice a jejího nitra. Tyto signály (z CNS a receptorů) jsou v gangliích enterického systému převedeny do sítí interneuronů. Interneurony kontrolují aktivitu enterických motoneuronů, které jsou konečnými drahami k výkonným orgánům, a ty dle potřeby buď aktivují nebo inhibují (Čihák, 2004).

Význam tohoto systému není zanedbatelný. Kontroluje sekreci trávicích šťáv a lokální krevní průtok (plexus submucosus). Dále kontroluje motilitu gastrointestinálního traktu (plexus myentericus). Enterický systém má dokonce schopnost pracovat nezávisle na CNS, přestože je částečně pod kontrolou sympatiky a parasymptiku. Je to tím, že pouze malá část střevního

systemu je inervována vlákny sympatiku a parasympatiku, tudíž většina funkcí enterického systému zůstává zachována i po přerušení těchto vláken (Čihák, 2004; Kittnar 2011).

2.1.3. Mediátory ANS

Myslivoček a Trojan (2004) dělí mediátory ANS na klasické mediátory, tj. **primární mediátory**, kam řadíme **acetylcholin** a **noradrenalin**, a na mediátory non-katecholaminové a non-acetylcholinové. Tam řadíme například puriny a peptidy (tj. neuromodulátory), které se mohou uplatňovat v přenosu informace. Mezi tyto non-katecholaminové a non-acetylcholinové mediátory patří například: polypeptid uvolňující gastrin, vazoaktivní intestinální peptid, neuropeptid Y, somatostatin, enkefaliny, adenosintrifosfát atd (Silbernagl & Despopoulos, 2016).

Pregangliová vlákna sympatiku a parasympatiku jsou cholinergní, což znamená, že na svých zakončení uvolňují **acetylcholin**. Postgangliová vlákna parasympatiku také uvolňují ze svých zakončení acetylcholin, ale na rozdíl od většiny postgangliových vláken sympatiku, které jsou adrenergní. To, že jsou adrenergní, znamená, že uvolňují noradrenalin. Výjimku ale tvoří vlákna sympatiku, která inervují potní žlázy a hladkou svalovinu kapilár kosterních svalů, jelikož jejich postgangliová sympatická inervace je cholinergní. To způsobí vazodilataci těchto kapilár (Javorka, 2014; Rokyta et al., 2015).

2.1.3.1. Acetylcholin

Acetylcholin je neurotransmiterem jak na neurosvalové ploténce, tak v autonomním nervovém systému, kde je mediátorem cholinergních neuronů. Uvolňuje se na všech pregangliových (sympatiku i parasympatiku), všech parasympatických postgangliových a jen na některých postgangliových sympatických zakončeních. Jak vidíme, acetylcholin je nejvíce zastoupen v parasympatiku. Acetylcholin se syntetizuje z acetylkoenzymu A a cholinu v cytoplazmě nervových zakončení působením cholinacetyltransferázy a je ukládán v synaptických váčcích v terminální části axonu. Akční potenciál způsobí vzestup koncentrace vápenatých iontů a vyprazdňují se vezikuly presynaptického nervového zakončení do synaptické štěrbin. Na postsynaptické části jsou umístěny cholinergní receptory ve vegetativních gangliích nebo orgánech, které parasympatikus inervuje. Cholinergní receptory jsou dvojího typu, a to buď nikotinový acetylcholinový receptor nebo muskarinový acetylcholinový receptor. Nikotinový receptor se nachází ve vegetativních gangliích, v kosterních svalech a v mozku, a jejich aktivace má rychlý, depolarizační (excitační) účinek

na gangliové neurony. Existuje pět typů muskarinových receptorů a tyto receptory se vyskytují v srdečním a hladkém svalstvu, ve žlázách a také v mozku. Muskarinové receptory mohou být excitační nebo inhibiční, záleží totiž na tom, v jaké tkáni se nachází. Například stimulace muskarinových receptorů v myokardu má inhibiční účinek a dochází ke snížení srdeční frekvence, zatímco stimulace těchto receptorů v plicích má excitační účinek a dochází ke kontrakci hladkého svalstva dýchacích cest a zúžení průdušek. Vazba acetylcholinu na receptor je krátkodobá, acetylcholin je dále degradován na cholin a acetát díky působení enzymu acetylcholinesterázy (Javorka, 2014; McCorry, 2007; Rokyta et al., 2015; Silbernagl & Despopoulos, 2016; Trojan 1999).

2.1.3.2. Noradrenalin

Noradrenalin patří mezi katecholaminy, kam řadíme dopamin, noradrenalin a adrenalin. Jsou uvedené v pořadí, jak postupně enzymaticky vznikají. Dřeň nadledvin produkuje adrenalin a noradrenalin, ale pouze noradrenalin jakožto neurotransmitter se uvolňuje v synaptických váčcích v terminální části axonu (s výjimkou potních žláz a hladké svaloviny kapilár kosterního svalu). Když dorazí akční potenciály na nervová zakončení, dojde ke vstupu vápenatých iontů do nervových zakončení a noradrenalin se exocytózou uvolní do synaptické štěrbině. Jak adrenalin, tak noradrenalin se kombinují s dvěma typy membránových receptorů a to alfa-adrenoreceptory (α_1 a α_2) a beta-adrenoreceptory (β_1 a β_2). Oba typy těchto receptorů jsou spřažené s G-proteinem. Výsledkem kombinací těchto receptorů jsou rozdílné odpovědi cílových orgánů. Například stimulace alfa-receptorů katecholaminy vede k vazokonstrikci hladkého svalstva cév (zvýšení krevního tlaku), ale stimulace beta-receptorů hladkého svalstva průdušek vede k bronchodilataci. V těle se noradrenalin váže spíše na alfa-receptory a adrenalin na beta-receptory, ale existuje spousta výjimek. Stimulace vláken sympatiku, které inervují dřeň nadledvin vyvolává tvorbu adrenalinu a noradrenalinu, které se dostávají do cirkulující krve. Cirkulující hormony mají stejný účinek jako hormony, které se uvolňují na terminálních postgangliových sympatických vláknech, ale s tím rozdílem, že jejich účinek je 5–10x delší (až dvě minuty). Nutno podotknout, že adrenalin má 10x silnější účinek než noradrenalin a celkový metabolismus těla může až zdvojnásobit. Podporuje totiž katabolické procesy, tedy glykogenolýzu a uvolňování glukózy do krve (Javorka, 2014; Rokyta et al., 2015; Silbernagl & Despopoulos, 2016).

2.1.4. Funkce ANS

Sympatikus se aktivuje především při hněvu, vzrušení, strachu či stresu. Jeho aktivace vede k difúzní reakci, která připravuje orgány na reakci „fight or flight“ (v překladu: bojuj, nebo uteč). Naopak parasympatikus převládá v klidových podmínkách. Aktivace parasympatiky vede k úsporné a více lokalizované odpovědi, která souvisí s úsporou energie a udržení činnosti orgánů během snížené aktivity a menších nároků na energii (Ambler, Bednařík, & Růžička, 2004; McCorry, 2007).

Jinými slovy, všechny změny funkce orgánů a tkání vyvolané sympatikem podporují namáhavou fyzickou aktivitu. Dochází ke zvýšení dodávky okysličené krve ke kosterním svalům. Zvyšuje se srdeční frekvence, krevní tlak i kontraktilita myokardu, takže srdce pumpuje více krve za minutu. Dochází k redistribuci krve z metabolicky neaktivních tkání, jako jsou orgány gastrointestinálního systému a ledviny (vazokonstrikce), ke kosterním svalům, srdci a mozku (vazodilatace). Bronchodilatace v plicích rozšiřuje dýchací cesty, a tak usnadňuje dýchání. Díky tomu je maximalizován příjem kyslíku ze vzduchu a výdej oxidu uhličitého. Zvýšená rychlost glykogenolýzy a glukoneogeneze v játrech zvyšuje koncentraci molekul glukózy v krvi. Zvýšená rychlost lipolýzy v tukové tkáni zvyšuje koncentraci molekul mastných kyselin v krvi. Kosterní svaly pak tyto mastné kyseliny využívají k vytváření energie. Generalizované pocení vyvolané sympatikem funguje jako termoregulační nástroj. Nakonec dochází k rozšíření zornic (mydriáza) a akomodaci čočky při pohledu do dálky (McCorry, 2007; Rokyta et al., 2015).

Parasympatikus reguluje funkce, které souvisí s relaxací a trávením, a je zodpovědný za reakci „rest and digest“ (v překladu: odpočívej a zažívej). Díky snížení srdeční frekvence pomáhá šetřit energii za klidových podmínek. Obecně platí, že parasympatikus aktivuje gastrointestinální systém. Stimuluje sekreci všech žláz gastrointestinálního traktu (slinných, žaludečních, střevních; žlučníku a pankreatu). Dále zvyšuje motilitu žaludku a střev, taktéž způsobuje dilataci sfinkterů. Enzymy uvolňované z exokrinních žláz slinivky břišní přispívají k chemickému rozkladu potravy ve střevě a inzulín uvolněný z ostrůvků pankreatu podporuje ukládání živin do tkání. Další funkcí parasympatického systému je defekace a mikce. To vše souvisí s redistribucí krve z kosterních svalů, srdce a mozku do splachnické oblasti (vazodilatace). Nakonec dochází k mióze zornic a přizpůsobení čočky pro vidění na blízko. Taktéž způsobuje zvýšenou sekreci slzných žláz (McCorry, 2007; Rokyta et al., 2015).

2.1.5. Autonomní regulace srdce

Regulace srdeční činnosti je výsledkem komplexního a velice sofistikovaného procesu, na kterém se podílí nervové, humorální a buněčné vlivy (Botek et al., 2017).

Srdce má schopnost generovat vzruchy a stahy i bez zevního ovlivnění, tuto vlastnost nazýváme autonomie. Autonomní nervový systém je schopen ovlivnit frekvenci srdečního svalu, nikoliv stahy samotné. Další základní vlastností srdce je automacie, což je opakované střídání systoly a diastoly, která vzniká především činností sinoatriálního uzlu (Rokyta et al., 2015).

Se schopností automacie srdce úzce souvisí převodní systém srdeční (tj. převodní soustava). Jedná se o soubor specializovaných částí myokardu, které jsou schopny samovolně generovat vzruchy, které následně vedou ke kontrakci myokardu a dále je rozvádějí srdeční svalovinou. Převodní systém srdeční je tvořen sinoatriálním uzlem (SA uzel), síňovými internodálními drahami, atrioventrikulárním uzlem (AV uzel), Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny. Všechny části převodní soustavy jsou schopny vytvářet vzruchy, avšak vedoucí roli v generování vzruchů má právě sinoatriální uzel. SA uzel se nachází v pravé síni u ústí horní duté žíly a je přirozeným srdečním pacemakerem. SA uzel obsahuje P-buňky neboli pacemakerové buňky vykazující spontánní depolarizaci, a jsou zodpovědné za generování srdečního rytmu. Frekvence této depolarizace je modulována jak sympatickou, tak parasympatickou eferentní inervací. Mimo jiné SA uzel obsahuje i další specifické buňky, a to T-buňky neboli elektrické převodní buňky, které zajišťují převod vzruchu z P-buněk na okolní buňky myokardu a v podstatě tvoří takovou elektrickou rozvodnou srdeční síť. Impulzy tvořené sinoatriálním uzlem se šíří třemi internodálními drahami svaloviny síní do AV uzlu, který je na rozhraní síní a komor (přesněji v pravé zadní části síňové přepážky). V AV uzlu dochází k převodu vzruchu ze síní na komory, ale i jeho zpomalení a tím je zajištěna dostatečná doba pro dokončení síňové systoly během komorové diastoly. Díky pomalému vedení AV uzlem dochází k synchronizaci systoly síní a komor. Na AV uzel plynule navazuje Hisův svazek, který se na komorové přepážce dále dělí do Tawarových ramének a dále do Purkyňových vláken, která rozvádějí vzruch po celé svalovině komor (Čihák, 2004; Ganong, 2005; Laske et al., 2009; Opavský, 2002; Rokyta et al., 2015; Thaler, 2013; Trojan, 1999).

Jak již bylo zmíněno, rytmické vyvolávání srdečních stahů je myogenního původu, a to z převodního systému srdečního. To je důvod, proč srdce tepe i když je zbaveno nervů. Srdce však musí reagovat na stávající a měnící se potřeby organismu. Díky nervům je schopno měnit intenzitu a frekvenci srdečního svalu, a tím i výdej krve do cév. Činnost srdce je řízena kardiovaskulární ústředím v mozkovém kmeni. Jeho aktivita je modulována na základě informací přicházejících z periferních receptorů KV systému a z nadřazených oblastí CNS. Eferentní inervace srdce je zajišťována oběma větvemi ANS, sympatickou i parasympatickou. Sympatická větev má na srdce kardiostimulační účinek, to znamená, že na srdeční činnost má pozitivní chronotropní (zvyšuje srdeční frekvenci), dromotropní (zrychluje šíření vzruchu ze síní na komory), inotropní (zvyšuje sílu srdeční kontrakce) a batmotropní účinek (zvyšuje vzrušivost myokardu). Parasympatická větev má efekt přesně opačný, tedy kardioinhibiční účinek (Čihák, 2004; Ganong, 2005; Trojan, 1999; Švíglerová, Kuncová & Štengl, 2014).

Vlákna sympatiku pocházející z kmene sympatiku a nazývají se **nervi cardiaci**. Mezi ně patří: nervus cardiacus cervicalis superior, medius et inferior (z krční části kmene sympatiku) a nervi cardiaci thoracici (z kraniálního úseku hrudní části kmene sympatiku). Nadřazená pregangliová vlákna přicházejí z buněk laterálních sloupců šedé hmoty míšni v úrovni prvních 5–6 hrudních segmentů. Tato vlákna posléze končí na třech krčních gangliích a na horních hrudních gangliích kmene sympatiku. Vlákna parasympatiku (**rami cardiaci**) vycházejí buď přímo z X. hlavového nervu (nervus vagus), nebo z jeho větví. Pregangliová vlákna začínají z buněk příslušného parasympatického jádra v prodloužené míši a opouštějí kmen nervus vagus jako rami cardiaci. V těsné blízkosti srdce se tato pregangliová vlákna dostávají k buňkám gangliích a pokračují jako postgangliová vlákna k srdci. Nervové větévky sympatiku a parasympatiku se na srdci různě propojují a tvoří smíšenou pleteň plexus cardiacus. Nervy z plexus cardiacus sahají do síní, komor, SA uzlu, AV uzlu, do koronárních tepen a do velkých cév (Čihák, 2004; Naňka, Elišková, & Eliška, 2009; Weinhaus & Roberts, 2009).

Vlákna pravostranného parasympatiku (tj. vagu) inervují pravou předsíň a SA uzel. Díky tomu mají tato vlákna na srdce negativní chronotropní efekt. Levostranná vlákna vagu inervují především AV uzel a působí tak na srdce negativním dromotropním účinkem (tj. zpomalují síňokomorový převod a tím dochází k prodloužení intervalu mezi systolou síní a systolou komor). Vlákna pravostranného sympatiku inervují více SA uzel, zatímco levostranný AV uzel. Sympatická vlákna, na rozdíl od vagu, inervují rovnoměrně celé srdce. Z toho vyplývá, že předsíň jsou pod vlivem jak sympatiku, tak parasympatiku, zatímco komory jsou výhradně pod vlivem sympatiku (Opavský, 2002; Trojan 1999).

Vliv ANS na srdeční frekvenci je vyvolán jeho působením na rychlost spontánní diastolické depolarizace. Parasympatikus spontánní depolarizaci v SA uzlu zpomaluje, zatímco sympatikus rychlost diastolické depolarizace zvyšuje. Vliv vegetativního nervstva na diastolickou depolarizaci je realizován chemicky prostřednictvím mediátorů, které se při šíření akčních potenciálů uvolňují z nervových zakončení a vážou se na specifické receptory na membránách srdečních buněk. Klasickým mediátorem sympatiku je noradrenalin. Noradrenalin snižuje proud K^+ iontů z buněk, současně stimuluje únikový sodíkový kanál a tím se zvyšuje přísun sodíkových iontů do buněk. Díky tomu se zrychluje diastolická depolarizace jak SA uzlu, tak i v Purkyňových vláknech. Již samotné zvýšení srdeční frekvence má na srdce pozitivní inotropní efekt. Kromě toho mají vegetativní nervy i přímý vliv na sílu stahu. Stimulace sympatiku zvyšuje prostřednictvím β -adrenergních receptorů sílu kontrakce a zkracuje kontrakční dobu myokardu předsíní i komor. To je dáno tím, že noradrenalin stimuluje Ca^{2+} a Na^+ kanály, což zvyšuje přísun vápenatých iontů do srdečních buněk a dochází i k nárůstu množství vápníku v sarkoplasmatickém retikulu. Mediátorem parasympatických vláken je acetylcholin. Acetylcholin prostřednictvím muskarinových receptorů vykazuje v srdečních síních přímé negativně chronotropní a negativně inotropní účinky. To je způsobeno zvýšením propustnosti membrán buněk myokardu pro K^+ . V srdečních komorách se negativně inotropní účinek projeví pouze po předchozí stimulaci β -adrenergními agonisty (Švíglerová et al., 2014; Trojan, 1999).

Kromě eferentní inervace je nutno zmínit i aferentní inervaci srdce. Senzitivní nervy srdce vedou od stěny srdeční přes věnčité tepny a pokračují v sympatických a parasympatických nervech až do míchy. Tyto nervy například informují CNS o bolesti při infarktu myokardu či angině pectoris. Další aferentní vlákna vedou informace z baroreceptorů a chemoreceptorů do vaskulárních a srdečních center prodloužené míchy (Naňka et al., 2009).

Baroreceptory jsou receptory reagující na napětí cévní stěny a monitorují tak krevní tlak. Seskupení těchto receptorů nalezneme především ve stěnách aortálního oblouku či v karotickém sinu. Zvýšení krevního tlaku je baroreceptory zaznamenáno a cestou aferentních vláken je tato informace předána do vasomotorického a kardioinhibičního centra v mozgovém kmeni. Díky zpětnovazebnému mechanismu dochází cestou eferentních drah z těchto oblastí k dilataci arteriol a k poklesu minutového srdečního výdeje. Dochází tedy k útlumu sympatiku a aktivaci parasympatiku. Opačná autonomní reakce by nastala při snížení krevního tlaku. Tento zpětnovazebný mechanismus nazýváme baroreceptorový reflex, a jeho

úkolem je rychlá (několik desítek sekund) kontrola udržování krevního tlaku v úzkém rozmezí. Je důležitý pro zachování dostatečné perfuze tkání (především mozku) během změn polohy těla. Při jeho zpomalení (či vyhasnutí) dochází při změně polohy k ortostatickému kolapsu, který se projeví pádem jedince. Schopnost baroreflexu okamžitě regulovat TK („beat to beat“) je dána aktivací vagu. Hodnocení senzitivity baroreflexu (BRS) se používá pro hodnocení autonomní kontroly kardiovaskulárního systému. Kromě toho že tento reflex pomáhá udržovat homeostázu, tak je výborným ukazatel stavu KV systému. KV choroby (hypertenze, ICHS, infarkt myokardu) jsou často doprovázeny narušením mechanismů baroreceptorového reflexu (Fitzgerald, Wilson, & Iaizzo, 2009; Ganong, 2005; La Rovere, Pinna, & Raczak, 2008; Rokyta et al., 2015; Trojan 1999).

Dalšími reflexy působícími na krevní tlak a srdeční činnost jsou reflexy zprostředkované předsíňovými receptory, které jsou dvojího typu. Receptory typu A reagují na zvýšené aktivní napětí ve stěně předsíní při jejich systole (především pravé předsíně). To vyvolá aktivaci sympatiku, inhibici parasympatiku a dochází tak ke zvýšení srdeční frekvence. Jedná se o reflexní reakci srdce na zvýšený žilní návrat, která se nazývá Bainbridgeův reflex. Receptory B reagují na zvýšené pasivní napětí v předsíních na konci systoly komor. Výsledkem je inhibice sympatiku a aktivace parasympatiku. Vazodilatační efekt je v tomto případě nejvýraznější v ledvinách. Zvýšení celkového objemu krve vede k většímu roztažení předsíní, čímž dochází ke stimulaci B receptorů. Ta vyvolá pokles krevního tlaku a snížení minutového srdečního výdeje, což způsobí pokles žilního návratu. Zároveň se zvýší prokrvení ledvin, díky němuž dochází ke zvýšení tvorby moči, a tedy i k poklesu celkového objemu krve (Rokyta et al., 2015; Trojan, 1999).

V karotických a aortálních tělískách se mimo jiné nacházejí i chemoreceptory, které reagují na změny chemického složení krve. Především na pokles parciálního tlaku kyslíku, ale také na zvýšení parciálního tlaku oxidu uhličitého a koncentrace vodíkových iontů $[H^+]$ v arteriální krvi. Tyto změny zvyšují úroveň aktivity neuronů v prodloužené míše a stimulují respirační centrum (hyperventilace). Dochází tak k aktivaci sympatiku a v KV systému se projeví zvýšením srdečního výdeje (zvýšení srdeční frekvence i stažlivosti myokardu) a zvýšením periferní rezistence (Ganong, 2005; Rokyta et al., 2015).

2.1.6. Respirační sinusová arytmie

Respirační sinusová arytmie (RSA) je rytmická oscilace srdeční frekvence, která je závislá na dechové frekvenci. Jedná se o fyziologický jev, který odráží interakci mezi respiračním a oběhovým systémem (Draghici & Taylor, 2016; Yasuma & Hayano, 2004).

V klinické praxi se hodnotí míra RSA alespoň orientačně a je považována za ukazatel vydatné aktivace vagu při expiriu. Na EKG se tato oscilace projeví zkrácením R-R intervalu během nádechu, což znamená, že se srdeční frekvence zvýší, a prodloužením R-R intervalu během výdechu, tzn. snížení srdeční frekvence. Respirační sinusovou arytmií ovlivňuje typ dýchání, jeho frekvence i hloubka. Velikost RSA se zvyšuje se zvýšeným dechovým objemem a sníženou dechovou frekvencí, a naopak se snižuje při snížení dechového objemu a zvýšení dechové frekvence. Kromě toho pravidelnost dechových cyklů, ale i míra aktivace dýchacích svalů jsou významnými faktory, které zasahují do autonomních regulací srdeční činnosti (Draghici & Taylor; Eckberg, 2003; Opavský, 2002; Yasuma & Hayano, 2004).

Vznik respirační sinusové arytmie je komplexním dějem, na kterém se podílejí jak centrální, tak periferní mechanismy: centrální generátory prodloužené míchy, receptory registrující rozpětí plic, vliv chemoreceptorů (registrující oscilaci kyslíku, oxidu uhličitého a pH), aktivita baroreceptorů, vliv změn venózního návratu a různé lokální vlivy. Respirační sinusová arytmie má i svůj fyziologický význam. Pomáhá zlepšovat výměnu plynů v plicích a může šetřit práci myokardu tím, že redukuje počet úderů srdce v expiriu, napomáhá stabilizaci středního tlaku krve proti mechanickému efektu intratorakálního tlaku apod (Javorka, 2008; Tonhajzerová, 2017).

2.2. SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍ FREKVENCE

2.2.1. Variabilita srdeční frekvence (VSF)

Zdravé srdce není metronom. Srdeční frekvence se v průběhu času neustále mění, což umožňuje KV systému se neustále přizpůsobovat náhlým změnám vnitřních a vnějších podmínek: psychika, termoregulace, acidobazická rovnováha, krevní plyny, koncentrace hormonů, dýchání atd (Shaffer & Ginsberg, 2017; Placheta, Siegelová, & Štejfá 1999).

Srdeční frekvence se tedy vyznačuje neustálým kolísáním (oscilacemi) kolem své průměrné hodnoty. Tento fyziologický fenomén, který byl kdysi považován za určitý „artefakt“, je označován jako variabilita srdeční frekvence. Tento pojem se stal běžně přijímaným termínem, a v anglosaské literatuře je označován jako variabilita srdeční frekvence (heart rate variability, zkratka: HRV). Kromě těchto termínů se již méně používají i jiné pojmy. K popisu oscilace po sobě jdoucích srdečních cyklů byly v literatuře použity další termíny: například variabilita délky cyklu, variabilita srdeční periody, variabilita RR a tachogram RR intervalu. Tyto termíny sice vhodněji upozorňují na skutečnost, že se jedná o interval mezi po sobě následujícími údery srdce, ale nezískaly tak široké přijetí jako pojem variabilita srdeční frekvence (Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996; Tonhajzerová, 2017; Van Ravenswaaij-Arts et al., 1993).

Variabilita srdeční frekvence je odrazem sofistikovaných komplexních centrálních i periferních regulačních mechanismů, a to zejména přes aktivitu autonomního nervového systému. Je ovlivněna endogenními i exogenními faktory jako je dědičnost, věk, pohlaví, psychický i fyzický stav jedince a další (Tonhajzerová, 2017).

VSF je v podstatě zrcadlem kardiopulmonálního systému. Jedná se o cenný nástroj pro vyšetřování sympatické a parasympatické funkce ANS. V klinické praxi se VSF používá pro svou vysokou citlivost zachytit odchylku od běžného stavu. Lze ji využít při screeningu kardiomyopatií a srdečních autonomních neuropatií různé etiologie. Nejdůležitější aplikací analýzy variability srdeční frekvence je dispenzarizace pacientů po infarktu myokardu či pacientů s diabetes mellitus. Variabilita srdeční frekvence totiž poskytuje informace o sympatovagové rovnováze, a umožňuje tak do jisté míry predikovat riziko náhlé srdeční smrti u těchto pacientů. VSF taktéž může být užitečná i při sledování pacientů po transplantaci srdce.

Vyšší VSF souvisí s přijímáním transplantátu, zatímco pokles VSF s jeho rejekcí. Analýza VSF se používá i při diagnostice funkčních poruch neurovegetativní regulace krevního tlaku a prokrvení mozku – ortostatické synkopy, kolapsové stavy, závratě apod. (Placheta et al., 1999; Van Ravenswaaij-Arts et al., 1993).

Výhodou měření VSF je, že se provádí snadno, je neinvazivní a má dobrou reprodukovatelnost. To vše pouze za dodržení standardizovaných podmínek. Standardizované podmínky jsou nezbytné, protože variabilita srdeční frekvence je ovlivněna různými faktory (Van Ravenswaaij-Arts et al., 1993).

2.2.2. Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence

2.2.1.1. Dýchání

Při posuzování stavu autonomního nervového systému je nutno zohlednit i vliv dýchání na autonomní regulaci srdce. Respirační sinusová arytmie je pravděpodobně nejčastěji zkoumanou složkou variability srdeční frekvence, protože se předpokládá, že tato složka odráží aktivaci vagu v expiriu (Opavský, 2002; Stauss, 2003).

Respirační sinusovou arytmií se rozumí rytmická oscilace srdeční frekvence, která je synchronizována s dechovou frekvencí. Velikost RSA je hodnocena jako amplituda vysokofrekvenční složky (obvykle $> 0,15$ Hz) ve výkonovém spektru R-R intervalů. Vyznačuje se zkrácením R-R intervalů při nádechu a jejich prodloužením při výdechu (Draghici & Taylor, 2016; Yasuma & Hayano, 2004). Typ dýchání, jeho hloubka, množství vzduchu nasávaného do plic a frekvence dýchání významně ovlivňuje míru respirační sinusové arytmie. RSA vykazuje vyšší amplitudu při prohloubeném dýchání a při nižších dechových frekvencích (Laborde, Mosley, & Thayer, 2017; Opavský, 2002).

Předpokládá se, že HF složka odráží tonus vagu pouze tehdy, když je frekvence dýchání vyšší než devět cyklů za minutu. Přesněji řečeno, HF složka odpovídá tonu parasympatiku, když je mezi 0,15 a 0,40 Hz, což znamená, že dechová frekvence je mezi 9 a 24 dechy za minutu. Je-li dechová frekvence nad nebo pod tímto intervalem, tak složka HF nemusí přesně zobrazovat tonus parasympatiku. Při spontánním dýchání se nedoporučuje, aby se vědečtí pracovníci zabývali rutinní korekcí VSF pro dýchání, ale doporučuje se monitorovat dýchání, abychom porozuměli neurobiologickým mechanismům a faktorům, které jsou odpovědné za komplexní interakce mezi respiračním a kardiovaskulárním systémem. Vědečtí pracovníci by dále měli kontrolovat, zda dechová frekvence zůstává mezi 9 a 24 cykly za minutu. Pokud

je třeba učinit závěry týkající se tonu parasymptiku, je důležité nemít rozdíly v dechové frekvenci mezi jednotlivými experimentálními úkoly nebo mezi experimentálními a kontrolními skupinami (Laborde, Mosley, & Thayer, 2017).

2.2.2.2. Pohlaví

Z výsledku metaanalýzy z roku 2016 (Koenig & Thayer) vyplynulo, že ženy mají vyšší průměrnou tepovou frekvenci. To je dáno tím, že mají kratší průměrný R-R interval. Také mají oproti mužům nižší směrodatnou odchylku R-R intervalů (SDNN). Výkonová spektrální hustota VSF je u žen charakterizována výrazně nižším celkovým výkonem, který obsahuje výrazně vyšší Power HF a nižší Power LF. Tím pádem poměr LF/HF složky je u žen nižší. Tyto nálezy naznačují, že autonomní kontrola srdce ženy je charakterizována relativní dominancí parasymptické aktivity, navzdory vyšší průměrné tepové frekvenci, zatímco srdce muže je charakterizováno relativní dominancí sympatiku, navzdory nižší průměrné tepové frekvenci. Podkladem intersexuálních rozdílů ve VSF jsou pravděpodobně hormonální vlivy (Koenig & Thayer, 2016; Vlčková, Bednařík, Buršová, Šajgalíková, & Mlčáková, 2010).

2.2.2.3. Věk

Velmi významným parametrem, který ovlivňuje variabilitu srdeční frekvence je věk vyšetřovaného. Vlčková a kol. (2010) prokázali, že s rostoucím věkem dochází k signifikantnímu snížení hodnot Power LF, Power HF, ale i Total Power. Významně menší vliv měl věk na poměr LF/HF, i když i zde byl patrný trend postupného zvyšování této hodnoty od nejmladších věkových skupin s maximem ve věku 50–60 let, a poté s přibývajícím věkem docházelo k postupnému snižování poměru LF/HF.

Ve studii Bonnemeier et al. (2003) získali 24hodinové záznamy VSF na 166 zdravých dobrovolnících ve věku 20–70 let. Výsledkem bylo, že všechny parametry VSF se se zvyšujícím věkem snižovaly, nejmarkantnější rozdíl byl viděn mezi druhou a třetí dekadou života. Došli k závěru, že stárnutí je spojeno s neustálým poklesem vagové modulace srdečního rytmu. Co se týče cirkadiálního rytmu, tak v noci docházelo k signifikantnímu zvýšení parasymptické aktivity, kdežto ve dne převažovala fáze plató. Tato rozdílná amplituda den/noc a charakteristické zvýšení aktivity vagu v noci se s rostoucím věkem snižovala. Se zvyšujícím věkem se také snižovaly intersexuální rozdíly.

V jiné studii (Almeida-Santos, 2016) potvrdili, že s rostoucím věkem klesá celková autonomní modulace srdeční frekvence. Byly v ní vyhodnoceny 24hodinové EKG záznamy

od 1743 probandů ve věku 40–100 let, kde prokázali lineární pokles SDNN, SDANN a SDNN-indexu s rostoucím věkem a BMI. U parametrů rMSSD a pNN50 došlo ve věku 40–60 let k poklesu těchto hodnot a od věku 70 let docházelo k jejich postupnému zvyšování (připomíná tvar písmene U).

Opavský (2002) navíc dodává, že s rostoucím věkem dochází ke snižování respirační sinusové arytmie u zdravých osob. Jedná se o fyziologický fenomén závislý na věku.

2.2.2.4. Poloha těla

Poloha těla je dalším významným faktorem, který ovlivňuje činnost kardiovaskulárního a respiračního systému. Při vertikalizaci (tj. v ortostáze) dochází k přesunu krve kaudálně a klesá objem cirkulující krve o 15 %, snižuje se žilní návrat, plnění srdce krví, systolický i minutový srdeční objem a systolický tlak krve. Přes baroreceptory se aktivuje sympatikus a inhibuje část parasympatiku, jejímž výsledkem jsou adaptační změny zaměřené na udržení středního systémového tlaku a perfuzi orgánů (Javorka et al., 2008).

Změny okamžité srdeční frekvence mají typický časový průběh. Na začátku dochází k rychlému zvýšení srdeční frekvence, přičemž maxima dosáhne cca v 10. sekundě. Tato fáze je součástí ortostatického reflexu, která je výsledkem centrálních i periferních mechanismů (proprioceptory). Posléze srdeční frekvence lehce klesá, ale pořád je vyšší než před postavením. Po přechodném relativním poklesu se srdeční frekvence začne opět zvyšovat díky aktivitě sympatiku. Aktivita sympatiku je sice opožděná, ale na rozdíl od parasympatiku trvá déle (Javorka et al., 2008).

Těchto poznatků se využívá při vyšetření reaktivity ANS na regulaci srdeční činnosti a tento základní aktivační manévr se nazývá **ortostatický test**. Během ortostázy se aktivita v oblasti LF nemění (jelikož je výsledkem aktivity sympatiku, i parasympatiku), případně se zvyšuje či snižuje. Aktivita v oblasti HF se snižuje. Pokud je pokles v oblasti HF vyšší, tak se poměr složky LF/HF zvyšuje. To i v případě, že klesají absolutní hodnoty LF power. Nejlépe jsou tyto změny vidět na normalizovaných jednotkách spektrálního výkonu. Výkon v pásmu LF v normalizovaných jednotkách se zvyšuje (Javorka et al., 2008).

Naopak při změně polohy ze stoje do lehu dochází k tzv. klinostatické reakci, kdy se náhle zvyšuje žilní návrat a probíhají opačné reakce než při vertikalizaci. Na začátku klinostázy se vlivem motorické aktivity vyšetřovaného okamžitá srdeční frekvence zvyšuje, ale v další fázi (cca 20.–40. sekunda v lehu) se snižuje (Javorka et al., 2008).

Z empirické zkušenosti byla do funkčních zkoušek zařazena zkouška **leh-stoj-leh**,

kteřá spočívá v aktivní vertikalizaci, a stala se hlavním vyšetřovacím manévrem k posuzování regulačních vlivů ANS na srdeční frekvenci. Při této zkoušce lze citlivěji zachytit aktivitu vagu, kteřá je reprezentovaná respiračně vázanou složkou HF. Po opakovaném lehu dochází k přestřelení vagové odpovědi, což se projeví zvýšením spektrálního výkonu HF pásma (Opavský, 2002).

Ve studii Watanabe, Reece a Polus (2007) zjišťovali vliv dalších poloh: lehu na břicho, lehu na zádech a sedu. Byla měřena tepová frekvence, VSF a krevní tlak. První den měřili hodnoty v lehu na břicho a v lehu na zádech, a druhý den pak v lehu na břicho a v sedu. Při srovnávání lehu na břicho a lehu na zádech zjistili, že se srdeční autonomní aktivita příliš nelišila, zato krevní tlak a srdeční frekvence byly významně vyšší v lehu na břicho. Naopak při srovnávání lehu na břicho a sedu se ukázalo, že krevní tlak byl vyšší a srdeční frekvence byla nižší v poloze na břicho. Taktéž byly zjištěny významné rozdíly v některých složkách variability srdeční frekvence. Při měření VSF zjistili, že v sedu byly normalizované výkony složky LF významně vyšší a normalizované i absolutní hodnoty HF složky byly významně nižší. Tyto rozdíly se projeví i v poměru LF/HF, kteřý byl také významně vyšší v sedu. Mezi těmito polohami se celkový výkon a absolutní hodnota složky LF významně nelišily.

2.2.2.5. Stres

V jedné metaanalýze z roku 2018 (Kim, Cheon, Bai, Lee, & Koo) se zaměřili na studie, kteřé poskytly důvody pro výběr variability srdeční frekvence jako indikátoru psychologického stresu. Nejčastěji uváděným faktorem spojeným s variací proměnných VSF byla nízká parasympatická aktivita, kteřá se vyznačovala poklesem aktivity v oblasti HF, a naopak zvýšením v oblasti LF. Ukázalo se, že při stresu docházelo ke zkrácení R-R intervalu. Dále byl stres významně spojen s nárůstem poměru LF/HF, což naznačuje zvýšenou aktivitu sympatiku.

Taktéž bylo prokázáno, že VSF je ukazatelem dynamické regulace autonomní činnosti. Nízká VSF je spojena s narušenými regulačními a homeostatickými mechanismy autonomního nervového systému, kteřá se vyznačuje sníženou schopností těla zvládat vnitřní a vnější stresory. Jedinci s nízkou VSF (na rozdíl od jedinců, kteří mají vysokou VSF) navíc vykazují opožděné zotavení z psychických stresorů na kardiovaskulární, endokrinní a imunitní úrovni. Ukazuje se, že jedinci s vyšší VSF lépe reagují na stresové situace a rychleji se ze stresu zotavují (Kim, Cheon, Bai, Lee, & Koo, 2018; Thayer, Åhs, Fredrikson, Sollers, & Wager, 2012).

2.2.2.6. Fyzická aktivita

Při fyzické aktivitě dochází ke zvýšení nároků organismu na dodávku kyslíku, energie, a také na odvod oxidu uhličitého a zplodin metabolismu. Jelikož je ANS součástí stresové osy a zároveň dominantním regulátorem činnosti srdce, dochází v závislosti na intenzitě zátěže k typickým funkčním změnám. Dochází ke zvýšení srdeční frekvence, systolického objemu a kontraktility myokardu, což umožní pokrýt energetické požadavky pracujících svalů. Vzestup srdeční frekvence je při nižších intenzitách způsoben především poklesem kardiální vagové eferentace. Při vyšších intenzitách narůstá podíl aktivity sympatiku a zvyšuje se podíl vyplavujících se katecholaminů (Botek, Krejčí, & McKune, 2017; Stejskal, 2008).

Vzestup srdeční frekvence v průběhu fyzické aktivity je spojen s celkovou redukcí autonomní srdeční modulace, která se projevuje potlačováním RSA a celkového spektrálního výkonu. Čím je intenzita zatížení větší, tím je míra redukce celkového spektrálního výkonu vyšší (Stejskal, 2008).

Je všeobecně přijímáno, že Power HF je ukazatelem vagové kardiální modulace, takže není divu, že korelace mezi Power HF a RR intervalem je během cvičení velmi významná. Se zvyšující se intenzitou cvičení se spektrální výkon v pásmu HF významně snižoval až k 60 % predeterminovanému respiračnímu prahu. Při dalším zvýšení intenzity byl již pokles menší. Intenzita cvičení na úrovni respiračního prahu představuje mezník, kdy je aktivita vagu výrazně redukována a začíná se zvyšovat aktivita sympatiku. Jelikož účinky parasympatiku se projevují v celém frekvenčním pásmu, tak i v Pásmu LF hrají významnou roli. Power LF je ovlivněna jak přítomností baroreceptorového kardiálního reflexu, tak aktivitou sympatiku. Snížení Power LF může být způsobeno proměnami baroreflexní odpovědi (zprostředkované aktivitou parasympatiku), které souvisí se změnou citlivosti baroreceptorů. Při nízké intenzitě cvičení byl pokles Power LF menší než při vyšší intenzitě cvičení. Je to dáno tím, že citlivost baroreceptorového kardiálního reflexu je snížena jen mírně a aktivita sympatiku se téměř neměnila. Při vyšší intenzitě zatížení se zvyšuje aktivita sympatiku a baroreflexní kontrola kardiovaskulární regulace je silně inhibována. Během cvičení s vysokou intenzitou může složka Power LF nakonec zmizet. Z důvodu, že relativní hodnoty LF a HF (vyjádřené v normalizovaných jednotkách) klesají s rostoucí intenzitou cvičení, lze předpokládat, že aktivita parasympatiku hraje nejdůležitější roli v regulaci Power LF a Power HF. Naopak % VLF, poměr VLF/LF a poměr VLF/HF se významně zvyšovaly se zvyšující se intenzitou cvičení. Změna hodnot power VLF je v mnohem menší míře ovlivněna aktivitou parasympatiku (Stejskal, 2001; 2008).

Po ukončení fyzické aktivity dochází v prvních minutě k rychlému poklesu srdeční frekvence, a to i přes zvýšenou aktivitu sympatiku. Ve druhé minutě dochází k poklesu koncentrace noradrenalinu. Mezi 2. až 5. minutou je pokles srdeční frekvence a koncentrace noradrenalinu pomalejší. Další fáze je spojena s ještě pomalejšími změnami srdeční frekvence, které jsou způsobeny vagovou reaktivací, což je v podstatě reakce na metabolické, tlakové, hormonální a termoregulační změny. V této fázi je další pokles srdeční frekvence způsoben redukcí aktivity sympatiku (Stejskal, 2008).

Rychlost poklesu srdeční frekvence a doba do zotavení po středně těžkém cvičení se běžně používá jako indikátor kardiovaskulární zdatnosti. Během zotavení po tréninku došlo k významnému zvýšení všech parametrů časové a frekvenční domény VSF. Bylo zjištěno, že po cvičení (při zatížení na úrovni 70 % maximálního výkonu) dochází k pozitivní korelaci mezi rychlostí poklesu srdeční frekvence a všemi indexy VS, především v 5. a 10. minutě po zatížení. Ale ve srovnání s výchozími hodnotami (před zátěží) během 30 min. zotavení zůstaly všechny parametry VSF snižené. Rychlost kardiodecelerace po cvičení se používá jako index kardiální vagové reaktivity (Javorka, Zila, Balhárek, & Javorka, 2002).

Metaanalýza z roku 2005 (Sandercock, Bromley, & Brodie) studovala vliv pravidelného cvičení na variabilitu srdeční frekvence. Výsledky ukázaly, že pravidelné cvičení vede k významnému prodloužení RR intervalu a zvýšení spektrálního výkonu HF složky. Tyto změny jsou však ovlivněny věkem studované populace. Největší nárůst RR intervalu byl zjištěn u nejmladších subjektů. To však bylo doprovázeno mnohem menším a statisticky nevýznamným zvýšením Power HF. Menší velikost účinku pro Power HF a slabá korelace mezi Power HF a RR intervalem naznačují, že za tréninkovou bradykardii jsou odpovědné i jiné faktory, které zde ale nebyly studovány. Metaanalýza však došla k závěru, že pravidelné cvičení u zdravých jedinců indukuje klidovou bradykardii doprovázenou zvýšením vagové modulace srdce. Tímto mechanismem může mít trénink antiarytmický účinek.

2.2.2.7. Další vlivy

Změny tělesné teploty výrazně ovlivňují kardiovaskulární systém. Činnost srdce je ovlivňována přímo buď působením tělesné teploty na sinoatriální uzel, nebo na biochemické procesy myokardu. Kromě toho je při změně teplotních podmínek ovlivňována i nepřímo díky působení ANS (Javorka, 2008; Stauss, 2003). Je známo, že ochlazení srdce způsobuje bradykardii. Využívá se v medicíně při operacích srdce (tzv. řízená hypotermie). K podchlazení dochází při snížení teploty jádra pod 35°C. Tělo se zpočátku snaží této změně zabránit a dochází

k periferní vazokonstrikci (ve snaze snížit ztráty tepla), k tvorbě tepla zvýšením svalové tonu, čímž dochází ke svalovému třesu a zrychluje se tepová frekvence. Když teplota tělesného jádra dosáhne teploty nižší než 33,3 °C, tak se srdeční frekvence snižuje. U tělesné teploty pod 32,3 °C se mohou objevit poruchy srdečního rytmu (Javorka et al., 2008; Rokyta et al., 2015). Naopak zvýšení tělesné teploty při horečce způsobuje tachykardii. Kolísání teploty je tedy důležitým zdrojem variability srdeční frekvence, který by neměl být podceňován. Bylo zjištěno, že termoregulace ovlivňuje variabilitu srdeční frekvence spektrální komponenty VLF (Stauss, 2003).

Také spánek ovlivňuje variabilitu srdeční frekvence. Spánkový cyklus se dělí na dvě fáze: non-REM a REM fáze. Non-REM fáze představuje spánek pomalý, synchronizovaný s pomalými vlnami na EEG. Dochází ke zpomalení srdeční frekvence, klesá systolický krevní tlak, zpomaluje se a prohlubuje dýchání. Samozřejmě i VSF je ovlivněna: celkový spektrální výkon, včetně komponent VLF a LF klesá, zatímco spektrální výkon v pásmu HF se zvyšuje. Fáze REM reprezentuje spánek rychlý, synchronizovaný a paradoxní. Sice ve fázi REM je spánek nejhlubší, ale mozková aktivita na EEG je dokonce vyšší než v bdělém stavu. V této fázi se tepová frekvence zvyšuje, stoupá krevní tlak, zrychluje se dýchání, které je nepravidelné. Taktéž celkový spektrální výkon VSF se v této fázi zvyšuje. Co se týče jednotlivých spektrálních komponent, tak v REM spánku se zvyšují hodnoty VLF a LF pásma, zatímco spektrální výkon LF pásma klesá (Javorka et al., 2008, Rokyta et al., 2015).

Ve studii Molfino et al. (2009) posuzovali, zda index tělesné hmotnosti souvisí s aktivitou ANS. Autonomní nervová aktivita byla hodnocena analýzou VSF během 24hodinového záznamu EKG u neobězních zdravých jedinců. Osoby byly rozděleny dle jejich BMI do třech skupin (BMI <20 kg/m², BMI 20–25 kg/m² a BMI >25 kg/m²). Spektrální výkon v pásmu HF (v normalizovaných jednotkách) byl u jedinců s BMI <20 kg/m² významně vyšší než u zbývajících subjektů. Autoři této studie zjistili, že vyšší BMI koreluje s vyšší sympatickou a nižší parasympatickou aktivitou. O podobnou studii se pokusili Koenig et al. (2014), ve které se zaměřili na zkoumání vztahu mezi VSF a BMI pomocí krátkodobých záznamů v délce 5minut. Výsledky této studie podporují obecné zjištění, že vyšší BMI je spojeno s nižší parasympatickou aktivitou, což dokazuje negativní korelace BMI a rMSSD, a BMI a pNN50.

Kromě výše uvedených faktorů vstupují do hry i endokrinní a neurohumorální faktory. Například u žen bylo zjištěno, že spektrální výkon v pásmu LF a poměr LF/HF má tendenci se zvyšovat v luteální fázi ve srovnání s folikulární fázi, což ukazuje na vyšší aktivitu sympatiku. Mohlo by to být způsobenou různou koncentrací hormonů v těchto fázích menstruačního cyklu – estrogeneru (vyvolávající parasympatickou aktivitu) a progesteronu

(zvyšující aktivitu sympatiku). Také se ukázalo, že ženy podstupující estrogenní substituční terapii mají vyšší baroreceptorovou citlivost a celkovou VSF než ženy bez této substituční terapie (Ernst, 2014).

Variabilitu srdeční frekvence lze významně ovlivnit různými skupinami léků. Při interpretaci VSF je třeba vzít v úvahu vliv léčby. Na druhou stranu lze variabilitu srdeční frekvence použít ke kvantifikaci účinků určitých léků na autonomní nervový systém (Acharya, Joseph, Kannathal, Min, & Suri, 2007).

Na VSF má vliv také užívání alkoholu a kouření cigaret. Kuřáci a alkoholici mají nízkou VSF. Tento účinek je reverzibilní, pokud jedinci s užíváním již zmíněných návykových látek přestanou (Fatisson, Oswald & Lalonde, 2016).

2.2.3. Metody hodnocení variability srdeční frekvence

Variabilita srdeční frekvence se skládá ze změn v časových intervalech mezi normálními, po sobě následujícími srdečními stahy, nejčastěji vlnami R, tzv. R-R intervaly (Shaffer & Ginsberg, 2017; Pumprla, Sovová, & Howorka, 2014). Díky výpočetním technologiím jsme schopni neinvazivně a rychle posuzovat kardiovaskulární autonomní regulace. Při vyšetření pomocí VSF vidíme časové zobrazení srdeční frekvence, kdy jeden sloupek znázorňuje jeden srdeční stah. Když si proložíme křivku mezi jednotlivými sloupkami, tak pozorujeme variabilitu srdeční frekvence. VSF poté může být analyzována buď v časové doméně anebo sofistikovaněji, pomocí spektrální frekvenční analýzy (Pumprla et al., 2014).

Bývá pravidlem, že při hodnocení krátkodobých záznamů by měla být použita frekvenční analýza, zatímco pro analýzu dlouhodobých záznamů je vhodné použít analýzu v časové doméně. Krátkodobá analýza VSF je vhodná metoda pro odhad stavu ANS a dokáže sledovat dynamické změny kardiovaskulární autonomní regulace během několika minut. Dlouhodobá analýza VSF je však stabilním nástrojem pro hodnocení autonomních funkcí, popisuje změnu autonomních funkcí v průběhu hodin (nebo dokonce déle), a může spolehlivě předpovědět prognózu. Obě časová okna mají však svá určitá omezení. Hlavní nevýhodou krátkodobých záznamů je, že krátkodobá analýza VSF nemusí být stabilní kvůli konstantní fluktuaci parametrů VSF. Navíc krátkodobé záznamy nemusí detekovat oscilace nízkofrekvenčních složek, tj. ULF a VLF složky. Dlouhodobá analýza VSF může shromažďovat informace EKG od 1 hodiny do celého dne. Je stabilnější než krátkodobá analýza

a můžeme díky ní odhadnout i výkyvy nízkofrekvenčních složek. Dlouhodobé záznamy jsou však nákladnější a časově náročnější, a také jsou náchylnější k ovlivnění vnějšími podmínkami prostředí (Li, Rüdiger, & Ziemssen, 2019; Xhyheri, Manfrini, Mazzolini, Pizzi, & Bugiardini, 2012).

2.2.3.1. Časové měření

Snad nejjednodušší metodou pro vyhodnocení VSF je provést analýzu v časové oblasti. Analýza v časové doméně měří kolísání okamžité srdeční frekvence v čase nebo intervaly mezi normálními srdečními stahy. V kontinuálním záznamu EKG je detekován každý komplex QRS a jsou určovány intervaly mezi sousedními komplexy QRS, vyplývající z depolarizace sinusových uzlů. Tyto intervaly se označují jako RR intervaly či NN intervaly (z angličtiny normal-to-normal). Jednoduché proměnné časové domény, které lze vypočítat, zahrnují: průměrný NN-interval, průměrnou srdeční frekvenci, rozdíl mezi nejdelším a nejkratším NN intervalem atd (Ernst, 2014; Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996).

V časové doméně lze analyzovat kardiovaskulární reflexní testy. Jedny z nejužívanějších testů na autonomní funkce KV systému vypracovali Ewing et al. Tyto testy nejsou náročné na vybavení. Postačí nám hodinky, stopky, případně tonometr. Ewingova baterie testů zahrnuje zkoušku hlubokého dýchání, ortostatickou zkoušku, Valsalvův manévr a izometrickou kontrakci ruky (tzv. handgrip test). Dokážou spolehlivě poskytnout objektivní diagnózu postižení autonomního nervového systému a uvést jakékoli abnormality do souvislosti s klinickými příznaky. Na druhou stranu těmito testy nedokážeme odlišit a kvantifikovat aktivitu jednotlivých subsystémů. Posuzuje se při nich především funkce vagu (Ewing et al., 1985; Opavský, 2018; Pumplra, 2001).

2.2.3.2. Frekvenční měření

Každý variabilní fenomén, jako třeba srdeční frekvence či krevní tlak, může být popisován jako suma elementárních zpětnovazebných oscilačních komponent. Tyto komponenty jsou definovány svou frekvencí a amplitudou (tedy jejich intenzitou). Když transformujeme časové údaje o rozdílech mezi po sobě následujícími R-R intervaly do frekvenčních hodnot, tak získáme výkonové spektrum, které obsahuje frekvenčně specifické oscilace. Analýzou hustoty tohoto spektrálního výkonu získáme základní informace o tom, jak je tento výkon rozložen ve sledovaném frekvenčním pásmu (Stejskal & Salinger, 1996).

Podstatou frekvenční analýzy je, že ukazatele kardiovaskulárních funkcí oscilují současně v různých rytmech, které mají z fyziologického hlediska různý význam. Pro tuto analýzu je důležitý poznatek, že sympatikus a parasympatikus pracují s různou frekvencí. Parasympatikus rychleji a sympatikus pomaleji. To má zřejmě souvislost s odlišnými charakteristikami jejich neurotransmiterů. Toto zjištění umožňuje rozlišit oba subsystémy a kvantifikovat jejich aktivitu. Všeobecně se přijímá, že sympatikus má vliv především v nízkofrekvenčním pásmu, tedy v rozsahu 0,04–0,15 Hz, a parasympatikus ve vysokofrekvenčním pásmu, v rozsahu 0,15–0,4 Hz (Vlčková et al., 2010; Pumprla, 2001).

K analýze frekvenční domény se používá rychlá Fourierova transformace. Podstatou je rozklad vstupního signálu na součet sinusových funkcí o různých frekvencích a amplitudách. Pro každou frekvenční složku (v rozsahu 0 až 500 mHz) je vyjádřený amplitudový podíl na celkové variabilitě signálu (Stejskal & Salinger, 1996).

2.2.4. Spektrální analýza variability srdeční frekvence

Spektrální analýza variability srdeční frekvence (SA VSF; SA HRV) dokáže neinvazivně a rychle kvantifikovat kardiovaskulární autonomní regulace, a navíc i posoudit podíl sympatiku a parasympatiku. Kromě toho dokáže posoudit i sympatovagální rovnováhu. Podstatou SA VSF je rozložení nepravidelného průběhu variability srdeční frekvence na pravidelné cykly, které reprezentují procesy ovlivňující její kolísání. V rámci vyšetření SA VSF hodnotíme intenzitu oscilace srdeční frekvence na jednotlivých frekvencích (tzv. výkonová spektrální hustota – power spectral density – PSD). Jako spektrální výkon (power) označujeme součet výkonových spektrálních hustot na všech frekvencích určitého pásma (Pumprla et al., 2014; Vlčková et al., 2010).

Spektrální výkon lze rozdělit do 4 frekvenčních pásem (komponent), z nichž každému je z fyziologického hlediska připisován odlišný význam (Javorka, 2008; Opavský, 2002):

- Pásmo s ultra nízkou frekvencí (ULF = ultra low frequency)
- Pásmo s velmi nízkou frekvencí (VLF = very low frequency)
- Nízkofrekvenční pásmo (LF = low frequency)
- Vysokofrekvenční pásmo (HF = high frequency)

Celkovým výsledkem vyšetření pomocí SA VSF je trojrozměrný graf, který zobrazuje spektrum variací srdeční frekvence (Pumprla, 2001).

2.2.4.1. Pásmo s ultra nízkou frekvencí (ULF)

Výkonové spektrum ULF zahrnuje frekvenční složky menší než 0,0033 Hz. Toto pásmo bývá hodnoceno v dlouhodobých, 24hodinových záznamech a vysoce koreluje s indexem časové domény SDANN, což je směrodatná odchylka průměrných NN intervalů z 5minutových úseků během 24hodinového záznamu. Dosud nejsou jasné mechanismy, které generují výkon složky ultranízké frekvence. Mohlo by však jít o velmi pomalu působící biologické procesy jako jsou: cirkadiánní rytmy, teplota těla, metabolismus a systém renin-angiotensin aj. V klinické praxi se měření tohoto pásma moc nepoužívá (Shaffer & Ginsberg, 2017; Yilmaz, Kayancicek, & Cekici, 2018).

2.2.4.2. Pásmo s velmi nízkou frekvencí (VLF)

Pásmo s velmi pomalou frekvencí je hodnoceno v rozsahu od 0,0033 do 0,04 Hz. Při hodnocení tohoto pásma je nutné mít alespoň 5minutový záznam, při kterém naměříme cca 0–12 úplných period oscilace. Lepší je tuto složku hodnotit v dlouhodobém záznamu po dobu 24 hodin (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Ačkoliv fyziologické mechanismy odpovědné za aktivitu v tomto pásmu nejsou zatím objasněny, bývá výkon komponenty VLF vztahován k termoregulační sympatické aktivitě cév, k hladinám cirkulujících katecholaminů, k oscilacím v renin-angiotenzinovém systému, a taktéž svou roli mohou sehrát i endoteliální vlivy na srdce. Navíc je složka VLF považována za hlavní determinant fyzické aktivity a je pravděpodobné, že odráží aktivitu sympatiku (Ernst, 2014; Shaffer & Ginsberg, 2017; Stejskal & Salinger, 1996).

Snížení složky VLF je spojováno se zvýšenými zánětlivými markery jako jsou CRP (C-reaktivní protein), interleukin-6 a leukocyty. Také se ukázalo, že nízký výkon složky VLF souvisí s náhlou srdeční smrtí (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Bylo prokázáno, že jak složka VLF, tak složka ULF je ovlivněna fyzickou aktivitou. Pravidelná pohybová aktivita přispívá ke zvýšení aktivity v těchto dvou pásmech spektra VSF (Javorka, 2008).

2.2.4.3. Pásmo s nízkou frekvencí (LF)

Nízkofrekvenční pásmo je charakterizované frekvenčním rozsahem 0,04–0,15 Hz, tj. 2,4–9 cyklů/min, s vrcholem aktivity v oblasti 0,1 Hz (Javorka, 2008).

LF komponenta spektrálního výkonu bývá označována jako Mayerova tlaková vlna, protože výkon této komponenty bývá nejvíce ovlivněn baroreflexní sympatickou aktivitou,

ale koresponduje také s pomalými oscilacemi variability arteriálního tlaku (Stejskal & Salinger, 1996).

Zvýšení výkonu v LF komponentě bývá často interpretováno jako důsledek aktivity sympatiku – duševní či fyzický stres, sympatomimetika aj (Ernst, 2014). Avšak ve studii Hayano a Yuda (2019) upozorňují na úskalí, že ačkoli výkon LF složky a její odvozené indexy byly široce používány jako indikátor aktivity sympatiku, tak neexistuje přesvědčivý fyziologický základ, který by odůvodňoval hodnocení aktivity sympatiku spektrálním výkonem v pásmu LF nebo poměrem LF/HF. Ke stejnému závěru dospěli i Houle a Billman (1999) a dodávají, že změny v sympatické aktivitě mohou přispět ke zvýšení LF složky, ale upozorňují na fakt, že je zde také velký vliv parasympatické aktivity. Interpretace nízkofrekvenční složky spektra VSF se stává problematickou a za většiny okolností ji nelze brát jako přesné měření srdečního sympatického vstupu.

Oba subsystemy ANS se na složce LF podílejí různou měrou a záleží na poloze těla: v lehu je více zastoupena aktivita vagu, zatímco po postavení se významně zvyšuje podíl aktivity sympatiku (Opavský, 2002).

2.2.4.4. Pásmo s vysokou frekvencí (HF)

Jedná se o oblast s frekvencí od 0,15 do 0,4 Hz, tj. 9–24 dechových cyklů za minutu (Javorka, 2008). Hayano a Yuda (2019) však upozorňují, že mezní frekvence 0,15 Hz je hodnota, která byla zjištěna při měření VSF psů, takže neexistují žádné přesvědčivé důkazy o tom, zda se tato hodnota vztahuje na lidi všech věkových skupin a za všech podmínek.

HF pásmo odráží především aktivitu parasympatiku. Frekvence s oscilací kolem 0,25 Hz až 0,3 Hz odpovídá dechové frekvenci. To je důvodem, proč se této komponentě říká „respirační vlna“. Tyto fázové změny srdeční frekvence jsou známé jako respirační sinusová arytmie (Shaffer & Ginsberg, 2017; Stejskal & Salinger, 1996).

Důležitým poznatkem bylo zjištění, že při snižování dechové frekvence dochází k posunu frekvenčního středu pásma HF až pod hodnotu 0,15 Hz, tedy do pásma, které je vymezeno pro LF složku spektrální analýzy (Opavský, 2002). Podle studie Catai et al. (2020) je tedy důležité, aby dechová frekvence při vyšetření neklesla pod 9 dechů/min, jelikož bychom se dostali pod hodnotu 0,15 Hz.

2.2.5. Parametry časové analýzy variability srdeční frekvence

Jak již bylo zmíněno, v kontinuálním záznamu EKG jsou registrovány vzdálenosti mezi po sobě následujícími RR (či NN) intervaly. Vypočítané proměnné časové domény zahrnují průměrný NN interval, což je ukazatel, který úzce souvisí s průměrnou srdeční frekvencí (Javorka, 2008).

R-R intervaly představují průměrnou hodnotu všech naměřených R-R intervalů během určitého časového úseku (Salinger et al., 1994; Salinger et al., 1998):

$$R - R \text{ INTER} = \frac{1}{n} \sum RR_i \quad [\text{ms}]$$

n počet R-R intervalů v průběhu měřeného časového úseku

RR_i časový interval odpovídající délce tepové periody

Některá běžně používaná měření VSF jsou založena na rozdílech mezi RR intervaly, jako je rMSSD, NN50, pNN50. Jelikož všechny tyto parametry používají rozdíly intervalu RR, tak odrážejí hlavně vysokofrekvenční (HF) variace srdeční frekvence, a jsou téměř nezávislé na dlouhodobých trendech (Kuusela, 2012).

- **NN50** je počet RR intervalů, které se liší o více než 50 ms,
- **pNN50** je podíl NN50 k celkovému počtu RR intervalů, vyjádřených v procentech,
- **rMSSD** je definován jako druhá odmocnina průměrné hodnoty druhých mocnin rozdílů délek sousedních RR intervalů v průběhu záznamu (Botek, Krejčí, McKune, 2017; Javorka, 2008; Opavský 2002).

MSSD (mean square successive differences) je hodnota odpovídající průměrné hodnotě mocniny postupných diferencí R-R intervalů v průběhu měřeného časového úseku. MSSD je vyjádřeno vztahem (Salinger et al., 1994; Salinger et al., 1998):

$$MSSD = \frac{1}{n-1} \sum_1^n (RR_i - RR_{i-1})^2 \quad [\text{ms}^2]$$

SDNN je směrodatná odchylka NN intervalů (v ms). Jedná se o globální index VSF a je formálně směrodatnou odchylkou všech běžných vzdáleností QRS na EKG. SDNN závisí na délce záznamu, proto je nutné standardizovat délku záznamu. Pro krátkodobé záznamy

se zdá být vhodná délka záznamu – 5 minut, pro dlouhodobé – 24 hodin (Ernst, 2014; Javorka et al., 2008).

SDANN je směrodatnou odchylkou průměrných NN intervalů z 5minutových úseků během 24hodinového záznamu a taktéž se měří v ms. SDANN není náhradou za SDNN, protože se počítá s použitím 5minutových segmentů místo celé 24hodinové časové řady (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Index SDNN (SDNNI) je průměr směrodatných odchylek všech NN intervalů pro každý 5minutový úsek záznamu VSF po dobu 24 hodin. Toto měření proto pouze odhaduje variabilitu kvůli faktorům ovlivňujícím VSF během 5minut. Vypočítá se tak, že se nejprve 24hodinový záznam rozdělí na 288 pětiminutových úseků a poté se vypočítá standardní odchylka všech NN intervalů obsažených v každém úseku. SDNNI je tedy průměrem těchto 288 hodnot (Shaffer & Ginsberg, 2017).

2.2.6. Parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence

Parametr **PSD (power spectral density)** je spektrální výkonová hustota, kterou získáme transformováním časových údajů o rozdílech mezi po sobě jdoucími RR intervaly do frekvenčních hodnot. Analýza denzity tohoto spektrálního výkonu nám tedy říká, jak je tento výkon rozložen ve sledovaném frekvenčním pásmu (VLF, LF, nebo HF). Výpočet spektrální denzity je založen na rychlé Fourierově transformaci, při níž dochází k rozkladu vstupního signálu na součet sinusových funkcí o různých frekvencích a amplitudách; pro každou frekvenční složku v rozsahu 0 až 0,5 Hz je vyjádřen její amplitudový podíl na celkové variabilitě signálu. Jednotkou spektrální výkonové hustoty je ms^2/Hz . (Stejskal & Salinger, 1996).

PSD určíme pomocí částečně upraveného algoritmu CGSA (coarse-graining spectral analysis) a spočívá ve výpočtu rozdílu spektrální hustoty S_{xx} datového souboru $x(t)$ a absolutní hodnoty vzájemné výkonové spektrální hustoty S_{xy} souborů $x(t)$ a $y(t)$, což znázorňuje následující vztah (Salinger et al., 1994):

$$PSD = S_{xx} - S_{xy} = F[x(t)] \cdot F^*[x(t)] - F[x(t)] \cdot F^*[y(t)]$$

$x(t)$ soubor hodnot R-R intervalů analyzovaného úseku,

$y(t)$ pomocný soubor vytvořený zdvojením souboru $x(t)$ pro výpočet algoritmu CGSA,

$F[x(t)]$ Fourierova transformace funkce $x(t)$,

$F^*[x(t)]$...komplexně sdružená Fourierova transformace funkce $x(t)$,

$F^*[y(t)]$...komplexně sdružená Fourierova transformace funkce $y(t)$.

Základním vypočteným parametrem SA VSF je spektrální výkonová hustota jednotlivých komponent: PSD VLF, PSD LF a PSD HF. Od těchto parametrů je odvozena řada dalších parametrů (Javorka, 2008). Jedná se o parametry:

Hodnoty spektrálního výkonu – **SPECTRAL POWER** jednotlivých komponent jsou obvykle udávány v absolutních hodnotách v ms^2 :

$$POWER VLF = \int_{0,02}^{0,05} PSD df \quad [ms^2]$$

$$POWER LF = \int_{0,05}^{0,15} PSD df \quad [ms^2]$$

$$POWER HF = \int_{0,15}^{0,5} PSD df \quad [ms^2]$$

TP (TOTAL POWER) = Celkový spektrální výkon udává součet všech dílčích spektrálních výkonů v daných frekvenčních pásmech:

$$TOTAL POWER = POWER VLF + POWER LF + POWER HF \quad [ms^2]$$

RELATIVE SPECTRAL POWER = Relativní spektrální výkon, což je parametr, který představuje poměr dílčích spektrálních výkonů v daném frekvenčním pásmu k celkovému spektrálnímu výkonu. Vyjadřujeme jej v procentech:

$$REL. POWER VLF = \frac{POWER VLF}{TOTAL POWER} \quad [\%]$$

$$REL. POWER LF = \frac{POWER LF}{TOTAL POWER} \quad [\%]$$

$$REL. POWER HF = \frac{POWER HF}{TOTAL POWER} \quad [\%]$$

RATIO OF THE SPECTRAL POWER = Poměr jednotlivých spektrálních výkonů v jednotlivých pásmech. Jelikož jde o poměr dvou hodnot, tak tento parametr nemá svou fyzikální jednotku.

$$RATIO \frac{VLF}{HF} = \frac{POWER VLF}{POWER HF}$$

$$RATIO \frac{LF}{HF} = \frac{POWER LF}{POWER HF}$$

$$RATIO \frac{VLF}{LF} = \frac{POWER VLF}{POWER LF}$$

(Javorka, 2008; Salinger et al., 1998)

U zúženého spektra (od 0,05 do 0,5 Hz) charakterizujeme tzv. **normalizované jednotky** (n. u.). Jedná se o podíl komponenty HF nebo LF na celkovém spektru, ochuzeném o výkon VLF (Salinger & Stejskal, 1996). LFnu či HFnu se vyjadřuje:

$$LFnu = \frac{LF}{LF+HF} * 100 \quad \text{nebo} \quad LFnu = \frac{Power LF}{Total Power - Power VLF} * 100 \quad [\%]$$

$$HFnu = \frac{HF}{LF+HF} * 100 \quad \text{nebo} \quad HFnu = \frac{Power HF}{Total Power - Power VLF} * 100 \quad [\%]$$

(Botek, Krejčí, & McKune, 2017; Metelka, et al., 2018)

2.2.7. Komplexní parametry SA VSF

Pro optimalizaci tréninkového procesu byly vytvořeny komplexní indexy VSF. Na rozdíl od dílčích ukazatelů jsou citlivější a umožňují kvantifikovat i relativně malé změny ANS. Tyto tři komplexní indexy, kombinující všechny věkově závislé parametry získané z ortoklinostatického testu (zkouška leh-stoj-leh), byly vypočítány na základě vlivu věku a intenzity zatížení na krátkodobý záznam SA VSF. Jedná se o tyto indexy:

- komplexní index vagové aktivity
- komplexní index sympatovagální rovnováhy
- celkové skóre SA VSF

Při vyšetření aktuálního stavu kardiovaskulárních autonomních funkcí posuzujeme, zda jsou komplexní ukazatelé vztažené k hodnotám příslušného kalendářního věku jedince v normě či nikoliv. Hodnoty komplexních ukazatelů vyjádříme na bodové škále v rozsahu od -5 do 5: normální hodnoty, hraniční hodnoty a abnormální hodnoty.

Komplexní index vagové aktivity (VA)

Tento ukazatel sdružuje ukazatele a faktory, jejichž hodnota s věkem a rostoucí intenzitou zatížením klesá. Normální hodnoty VA jsou v rozsahu od -2 do +2,5 bodů. Vyšší hodnoty VA ukazují na vyšší aktivitu parasympatiku, což je hodnoceno pozitivně. Ve sportovním tréninku zvyšování VA svědčí o dostatečné regeneraci a zvyšování adaptační kapacity sportovce.

Komplexní index sympatovagální rovnováhy (SVB)

Tento ukazatel sdružuje ukazatele a faktory, jejichž hodnota s věkem a se zvyšující se intenzitou zatížení klesá. I tady se za normální hodnoty považují ty, které nabývají hodnot od -2 do +2,5 bodů. Vzestup SVB považujeme jako posun sympatovagální rovnováhy směrem k vagu, což je hodnoceno pozitivně.

Celkové skóre SA VSF (TS)

Celkové skóre odráží všechny kombinované parametry závislé na věku. Normální hodnoty nabývají od -1,5 do +1,5 bodů. Vzestup hodnoty TS vnímáme pozitivně, jelikož to značí vzestup výkonnosti ANS. S trochou obezřetnosti bychom mohli celkové skóre nazvat funkčním věkem ANS. Avšak ve skutečnosti je výpočet funkčního věku složitější. Funkční věk je založen na: celkovém skóre (TS), na věkovém spektru celé skupiny testovaných jedinců a na kalendářním věku každého z testovaných jedinců (Metelka et al., 2018; Stejskal, 2004; Stejskal, 2008; Stejskal, Šlachta, Elfmark, Salinger, & Gaul-Aláčová, 2002).

2.2.8. Diagnostické systémy pro vyšetření SA VSF

Diagnostické systémy pro vyšetření variability srdeční frekvence prochází vývojem. Všechny níže uvedené systémy umožňují vyhodnocování jak časových, tak frekvenčních parametrů spektrální analýzy. Jsou zde řazeny chronologicky (Salinger & Gwozdiewicz, 2008):

Systém VariaPulse TF2 je mikropočítačový měřicí systém, který umožňuje telemetricky přenášet signály, charakterizující s přesností 10^{-3} velikosti R-R intervalů EKG záznamu. Systém TF2 obsahuje programové vybavení, které zahrnuje proces měření dat, filtraci a výpočty parametrů SA VSF. Kromě automatické filtrace je tento systém doplněn o ruční filtraci artefaktů, přičemž je archivován i původní nefiltrovaný soubor. Už i tento systém dokáže

vypočítat parametry frekvenčního spektra v režimu on-line, tj. v průběhu měření (Salinger et al., 1994).

Systém VariaPulse TF3 k telemetrickému přenosu R-R intervalů využívá zdroje infračerveného záření. Tento systém se také vyznačuje přesností signálu 10^{-3} s (tj. 1ms). Systém je doplněn o speciální software pro výpočet parametrů kardiovaskulárních testů podle Ewinga a parametrů SA VSF (Salinger et al., 1995).

Systém VariaCardio TF4 přenáší data telemetricky pomocí radiového UHF vysílače. Kromě samotných R-R intervalů (přesnost ± 1 ms) dokáže systém TF4 přenášet i signály EKG se vzorkovací frekvencí 500 Hz (Salinger et al., 1999).

Přenosný systém **VarCor PF** je inovativní verzí systémů VariaPulse TF3 a VariaCardio TF4, které se již dlouho používali v klinické a výzkumné praxi. VarCor PF taktéž slouží k neinvazivní diagnostice ANS (Salinger et al., 2004).

VarCor PF6 využívá záznamu EKG signálu kapesního počítače typu iPAQ, který spravuje vyšetření, provádí výpočet RR intervalů s přesností do 1 ms, filtruje artefakty a vytvoří on-line grafický obrázek o parametrech PSD, EKG signálu a RR intervalech. Poté data předává do počítače k dalšímu zpracování (Salinger et al., 2004; Salinger & Gwozdiewicz, 2008).

VarCor PF7 shrnuje výhody předchozích verzí. Tento systém umožňuje telemetricky přenášet EKG signál a dechovou frekvenci miniaturním UHF vysílačem do UHF přijímače. VarCor PF7 navíc obsahuje přímé kabelové připojení z UHF přijímače do počítače – PC IBM (Salinger & Gwozdiewicz, 2008; Salinger, Štěpaník, Krejčí, & Stejskal, 2006).

DiANS PF8 je nejnovější diagnostický systém využívající pro telemetrický přenos dat technologii Bluetooth (Uhlíř, 2013).

2.2.9. Standardizace vyšetření SA VSF

Vzhledem k tomu, že je srdeční frekvence a variabilita srdeční frekvence jsou velmi citlivé parametry, které jsou ovlivňované různými faktory a reagují na různé stimuly, je při jejich vyšetření nutná maximální standardizace podmínek. Tyto parametry jsou ovlivňované věkem, pohlavím, stavem výživy, stavem aktivity CNS (bdění, spánek, typ spánku, aj.), aktivací či inhibicí retikulárního aktivačního systému, polohou těla, trénovaností, dýcháním, krevními plyny, patologickými stavy, a mnohými dalšími faktory (Javorka, 2008).

Nutno podotknout, že podkladem pro vyhodnocení VSF mohou být pouze srdeční stahy sinusového původu. Musíme tedy odstranit ze série EKG záznamu ventrikulární

i supraventrikulární extrasystoly. Samozřejmě je nutné eliminovat veškeré ektopické stahy a záznamové artefakty (Stejskal & Salinger, 1996).

Před vyšetřením by měla vyšetřovaná osoba obdržet pokyny týkající se faktorů, které mohou ovlivnit ANS, a tedy i vyšetření VSF. Den před testem a v den testu by vyšetřovaný neměl užívat žádné stimulační látky a nápoje (alkohol, kofein, nikotin, energetické nápoje aj.). Den před vyšetřením by se vyšetřovaný měl vyvarovat extrémní fyzické zátěži a měl by se dobře vyspat. Také by neměl užívat léky, které by mohli potenciálně ovlivnit VSF, což posoudí vyšetřující (Catai et al., 2020).

Jak již bylo několikrát zmíněno, dýchání výrazným způsobem ovlivňuje VSF. Proto je důležité si uvědomit, že při dechové frekvenci nižší než 9 dechů/min (tj. pod 0,15 Hz) bude rozklad dechového signálu generovat hodnoty výkonového spektra, které odpovídají nízkofrekvenčnímu pásmu (LF) spektrální analýzy. V těchto podmínkách by tato komponenta neměla být interpretována. Někteří vědci používají metronom k řízení dechové frekvence. Použitím tohoto zařízení můžeme však u subjektů vyvolat emoční stres, který ovlivní autonomní modulaci VSF a dojde ke zvýšení aktivity sympatiku. U vyšetřovaných subjektů je vhodné používat takové dechové frekvence, které jsou blízké jejich přirozené dechové frekvenci (Catai et al., 2020). Zejména při použití spektrální analýzy variability srdeční frekvence při studiu autonomních srdečních regulací se doporučuje udržovat dechovou frekvenci nad hodnotou 12 dechových cyklů za minutu (Opavský, 2002).

Experimenty by měly být prováděny v klidném prostředí, měla by být řízena teplota a relativní vlhkost vzduchu (ideálně $t = 20\text{--}24\text{ }^{\circ}\text{C}$; $RV = 40\text{ až }60\%$), měření by mělo probíhat ve stejnou denní dobu s přihlédnutím k možným vlivům cirkadiánních rytmů (Catai et al., 2020).

Při vyšetření je nutno zaznamenat polohu těla a také zda je vertikalizace aktivní či pasivní. Pro diagnostiku autonomního nervového systému byl vytvořen modifikovaný vyšetřovací postup s ortostatickou zátěží, který se nazývá „leh-stoj-leh“. Při tomto vyšetření sledovaná osoba 5 minut leží, poté 5 minut stojí a poté opět 5 minut leží. U zdravého jedince sledujeme v lehu převahu aktivity parasympatického systému, ve stoje poté pokles parasympatiku a zvýšení tonu sympatiku, a v poslední fázi sledujeme pokles tonu sympatiku a opětovný nástup tonu parasympatiku (kompenzační zvýšení aktivity parasympatiku, tzv. overshoot). Při rozvoji poruchy kardiovaskulárních autonomních regulací dochází především k poruše v oblasti parasympatiku. Při pokročilé dysfunkci kardiovaskulární autonomní regulace dochází k redukci variability v obou částech spektra, v HF i LF pásmu (Opavský, 2002; Pumprla, 2001).

Na standardizování různých studií vyšetřujících VSF v krátkodobém záznamu byla stanovena délka záznamu R-R intervalů 5 minut (Javorka, 2008).

2.3. PROGRESIVNÍ SVALOVÁ RELAXACE

2.3.1. Pojem relaxace

Opakem stresu je relaxace. Jedná se o stav uvolnění, a to jak somatického, tak psychického. Stejně jako stres, je relaxace vždy reakcí celostní. Taktéž se relaxace označuje jako stav klidového období mimo pohyb. V tomto stavu je napětí svalů na bazální úrovni ovládáno regulačními mechanismy tonu. Tento pojem také vyjadřuje proces, který k tomuto stavu směřuje (Stackeová, 2011; Dvořák, 2003).

Relaxaci dělíme na lokální a celkovou. Lokální relaxaci míníme například uvolnění svalů končetiny. Snížením napětí svalstva můžeme dosáhnout celkové relaxace, kdy dochází ke snížení duševní tenze. I když většinou hovoříme o relaxaci tělesné či duševní, faktem je, že tyto složky od sebe nelze oddělit, jelikož se vyznačují těsnou vzájemnou vazbou. Relaxace je dějem komplexním, týká se všech úrovní organismu a celé osobnosti. Techniky navození relaxace se používají jak v rehabilitaci k dosažení somatického efektu, tak v psychoterapii. (Knížetová & Kos, 1989; Dvořák, 2003)

2.3.2. Neurofyziologické aspekty relaxace

V průběhu relaxace se aktivuje parasympatická větev vegetativního nervového systému, na rozdíl od stresové reakce, kdy se aktivuje sympatikus. Při relaxaci dochází k těmto fyziologickým jevům: pokles svalového napětí, snížení prokrvení svalů, snížení dechové a tepové frekvence, snižuje se spotřeba kyslíku a výdej oxidu uhličitého, snižuje se krevní tlak, zpomaluje se celkový metabolismus a dochází také k biochemickým změnám (převaha anabolických dějů, nižší sekrece některých hormonů nadledvin a štítné žlázy, vyšší kožní galvanický odpor, změny elektrické aktivity mozku). Relaxace je nezbytným předpokladem pro průběh regeneračních dějů (Drotárová & Drotárová, 2003; Stackeová, 2011).

Co se týče neurofyziologie svalové relaxace, je nutné si uvědomit, že všechna eferentní vlákna přicházející ke svalovým vláknům jsou excitační, tj. vyvolávají stah svalových vláken. Neexistují žádná vlákna, jejichž drážděním by došlo k relaxaci svalu, tj. neexistují inhibiční eferentní nervy. Stah kosterního svalu je vyvolán výbojem motorických neuronů, a k jeho relaxaci dochází snížením či přerušením výboje motorických neuronů. Centrem řízení procesů uvolnění zůstává centrální nervový systém, kde hlavním faktorem ovlivňující uvolňování svalů

je proces útlumu (Juřinová, 1974).

Relaxace je tedy spjata s inhibičními funkcemi nervového systému a je umožněna funkcí vymezených inhibičních neuronů. Není to tedy „stav bez aktivity“, ale stav, kterého můžeme dosáhnout aktivně, když využijeme změny celkové reaktivity CNS, nebo místním využitím reflexních vztahů s inhibičním efektem. Mezi regulační funkce nervového systému řadíme jak specifické řídicí okruhy, tak nespecifické systémy. Úkolem specifických řídicích okruhů je regulace motorických projevů a zpracování senzitivních a sensorických informací. Nespecifické systémy jsou zodpovědné za nastavení úrovně činnosti CNS, udržují stupeň vigility a zajišťují obecnou pohotovost CNS. Funkce nespecifických systémů jsou zajištěny díky multineuronální retikulární formaci míchy a mozkového kmene. Ty doprovázejí jakoukoliv činnost specifických systémů. Kolaterály dlouhých specifických drah končí na jádrech RF a má tonizační efekt. Tok specifických dostředivých informací do mozku má za následek činnost ascendentního systému retikulární formace, který má tonizační efekt na CNS a tím dochází k modulaci svalového tonu (Dvořák, 2003).

Významnou roli v ovládní svalového tonu má limbický systém. Ten integruje informace z periferie s aktuálním psychickým stavem. Díky paměťovým funkcím limbického systému je iniciátorem pohybu a centrem emocí, které spoluodpovídá za hodnocení objektů a situací na základě předchozích zkušeností. Nesmíme však opomenout, že na regulaci svalového tonu se podílejí všechny regulační okruhy pohybového aparátu, a jsou to: pyramidový a extrapyramidový systém, mozeček, vestibulum, retikulární formace a spinální motorický okruh. Finálním výstupem těchto regulačních okruhů je ovlivnění gama systému prostřednictvím sestupné retikulospinální dráhy. Pro dosažení relaxace je nesmírně důležité odstranit případnou nocicepční aferentaci, která je zodpovědná za zvýšení svalového tonu (Dvořák, 2003).

2.3.3. Měření svalové relaxace

Zjišťování úrovně svalové relaxace v běžné praxi a v terénu je velmi obtížné, jelikož nemáme vhodné použitelné testy. Subjektivně můžeme usuzovat stupeň svalového napětí podle tuhosti svalové tkáně palpací, či podle kloubních rozsahů při pasivních pohybech. Problémem je, že rozsah pohybu není závislý jen na stupni relaxaci svalové tkáně. Objektivně zjišťujeme při svalové relaxaci pokles srdeční a dechové frekvence, změnu elektrických potenciálů a kožní teploty. Avšak u těchto jednotlivých dílčích ukazatelů je problém přesně určit stupeň svalové relaxace (Knížetová & Kos, 1989).

2.3.4. Jacobsonova progresivní svalová relaxace

Progresivní svalová relaxace podle Jacobsona (dále jen PSR) je relaxační postup, který má vést podobně jako Schutzův autogenní trénink k zintenzivnění schopnosti vnímání těla. PSR se lze snadno naučit. Je to účinná, univerzálně aplikovatelná relaxační metoda, která je vhodná také pro lidi, jimž jiné relaxační techniky nesedí (Olschewski, 2019). Tato technika dnes patří k nejrozšířenějším a nejčastěji používaným metodám. Tvůrcem PSR byl Edmund Jacobson, který tuto metodu od roku 1914 používal a v roce 1924 tuto metodu poprvé publikoval. Dnes se nejčastěji používá Jacobsonova progresivní svalová relaxace podle vzoru, který v roce 1975 vypracovali Bernstein a Borkovec (Stackeová, 2012).

Edmund Jacobson, který působil na Chicagské univerzitě jako psycholog na katedře fyziologie, používal při svých výzkumech elektromyograf (EMG). EMG používal jako objektivní metodu při měření svalového tonu. Zjistil, že i pouhá myšlenka na pohyb určité končetiny způsobí změnu na EMG (Drotárová & Drotárová, 2003).

Při PSR podle Jacobsona se několik vteřin napíná a poté hned uvolňuje jedna ze šestnácti různých svalových skupin. Poté následuje fáze klidu a uvolnění, načež přecházíme na další svalové skupiny. Podstatou této metody je, abychom pocítili rozdíl mezi napětím a uvolněním, a dosáhli tak hlubokého stavu uvolnění. V klasickém postupu se zachovává toto pořadí: 1. pravá ruka a předloktí, 2. pravá horní končetina, 3. levá ruka a předloktí, 4. levá horní končetina, 5. horní část čela, 6. oči, nos a tváře, 7. ústa, jazyk, krk, 8. oblast ramen a šíje, 9. ramenní pletenec a prsní svaly, 10. svaly břišní a zádové, 11. pravé stehno, 12. pravé lýtko, 13. pravé chodidlo s prsty, 14. levé stehno, 15. levé lýtko, 16. levé chodidlo s prsty. Přitom se osvědčilo přidávat k těmto svalovým skupinám také hýžd'ové svaly a svaly pánevního dna. Cvičení těchto svalových skupin se vkládá mezi 10. a 11. svalovou skupinu (Olschewski, 2019).

Jacobsonova progresivní svalové relaxace se postupem času vyvíjela a v současné době existuje spousta variant PSR, kde se mění pořadí napínání různých svalových skupin. (Olschewski, 2019).

2.3.4.1. Příprava na PSR

PSR by měla být prováděna nejlépe vleže, v tiché místnosti, bez rušivých podnětů. Během relaxace by cvičící neměli být oslňováni jasným světlem, místnost bychom tedy měli mírně zatemnit, aby se zde cvičící cítili příjemně. Lehátko by mělo být dostatečně široké, aby mohli být ruce položeny volně podél těla. Cvičící by na sobě měli mít pohodlné oblečení, nejlépe sportovní, které by mělo být přizpůsobeno okolní teplotě. Pod hlavu se doporučuje menší polštář, aby hlava byla v neutrálním postavení, a ne v přílišném záklonu. Základní poloha je vleže na zádech, ruce podél těla, nohy mírně od sebe. Nutno podotknout, že Jacobsonovu progresivní svalovou relaxaci lze cvičit i vsedě na pohodlném křesle či relaxační židli (Drotárová & Drotárová, 2003; Olschewski, 2019).

2.3.4.2. Klasický postup dle Jacobsona

Sednete si na pohodlnou židli, která vám umožní sedět uvolněně. Nejprve začínáme pravou rukou a pravým předloktím (u leváků začínáme levou stranou). Pravou ruku sevřete v pěst, přičemž se snažte maximálně napnout svaly této ruky a předloktí. Vnímejte intenzivní napětí, na chvílku ho udržte (cca 5–7 vteřin) a opět povolte (pauza 15–20 vteřin). Toto cvičení ještě jednou zopakujte. Poté přejděte k pravému nadloktí, které můžeme napnout tak, že s ohnutou paží přitisknete nadloktí ke hrudníku a intenzivně napnete svaly nadloktí. Dbejte při tom na to, aby svaly předloktí a ruky byly uvolněné. Nyní je pevně napněte ...ted'... držte, držte (5-7 vteřin) a povolte. To stejné zopakujte u levé horní končetiny (nejprve svaly levé ruky a předloktí; poté následují svaly levého nadloktí).

Poté budeme uvolňovat svaly obličeje. Vytáhněte obočí nahoru, napněte oblast čela a lebky. Pak následuje napnutí středních partií obličeje – při něm zavřete oči, současně krčte nos, abyste vytvořili napětí v celé střední části obličeje. Posléze napínáme svaly dolní části obličeje a to tak, že pevně tisknete zuby a koutky úst silně táhněte ke krku a směrem ven.

Dále napínáte svaly šíje, tak že přitahujete bradu k hrudníku a současně však proti tomuto napětí působíte protikladným napínáním šíje, a tudíž se napětí přední strany krku a šíje vzájemně ruší.

Poté napínáte svaly ramenního pletence, hrudníku a horní části zad. Při tom táhnete ramena dozadu k záďům, lopatky stahujete dovnitř k sobě. Současně byste měli napínat prsní svaly mírným táhnutím ramen směrem dolů.

Následuje břišní svalstvo. Napněte břišní svaly a současně ho držte opačným působením bederních svalů tak, aby se trup nepohnul dopředu – což bys stalo, kdybyste zapojili pouze břišní svaly.

Nyní přejděte ke svalům pravého stehna (u leváků – levého stehna). Napněte svaly přední části stehna, jako byste ji chtěli natáhnout a současně udržujte napětí protichůdným působením svalů zadní části stehna. Pak můžete nohu lehce zvednout od země a trochu natáhnout dopředu.

Přejděte ke svalům pravého bérce. Tahejte prsty na nohou směrem k hlavě a současně napínejte zadní část bérce, takže k tomuto napínání vznikne protichůdná síla.

Poté napínejte svaly pravého chodidla. Nejprve nadzvedněte chodidlo od země, natáhněte ho směrem k zemi, ohněte prsty a případně chodidlo mírně otočte dovnitř. Ve svalech chodidla tak vytvoříte maximální napětí.

Stejným způsobem napínáme a uvolňujeme svaly levé dolní končetiny (svaly stehna; svaly bérce; svaly chodidla).

Nakonec jen několik minut seděte na židli a všemi smysly vnímejte, jaké změny nastaly a poté se pomalu protáhněte.

Doplnění: Ke cvičení se svalovými skupinami podle klasické Jacobsonovy metody se osvědčilo zařadit ještě cvičení hýžd'ových svalů a svalů pánevního dna, které se vkládá mezi fázi napínání břišních a stehenních svalů. (Olschewski, 2019).

2.3.3.1. Aktualizovaný postup PSR

Výchozí polohou je leh na zádech. Po každé fázi napínání svalových skupin následuje jejich uvolnění. Začínáme pravým chodidlem a pravým lýtkem. Propněte prsty u nohou a chodidlo přitahujte směrem k zemi, čímž napínáte lýtkové svaly. Pak je začněte napínat do max. polohy: Teď – zkuste napnout svaly ještě intenzivněji – držte (po dobu 6–7 vteřin) – a povolte.

Svalstvo pravého lýtka pak plně uvolněte. S výdechem se uvolněně spust'ete na podložku a nechte se jí nést. Porovnejte rozdíl s výchozím stavem před cvičením. Jak nyní cítíte pravé lýtko? Co se v něm změnilo? Co se změnilo kromě toho? Jak nyní dýcháte?

Poté přejděte k pravému stehnu. Propněte nohu v kolenu, až se napnou svaly předního strany stehna (popřípadě zároveň přitahujte chodidlo do flexe tzv. fajky). Poté vyvíjejte maximální napětí: Ted' – možná s ještě větší intenzitou – držte – a (po 6–7 vteřinách) povolte.

Na tomto místě si dejte krátkou přestávku. Ve výdechu nechte tělo volně klesnout na podložku. Nyní pozorujte a procit'ujte rozdíly mezi pravou a levou nohou. Vědomě se nechte nést zemí pod vámi. Zaposlouchejte se do sebe. Všimněte si rozdílů se stavem před prováděním relaxace. Co se změnilo? Jak se změnilo vaše dýchání?

Dále přejděte k levému chodidlu a lýtku. Napněte svaly – držte – a povolte. Poté přijde na řadu levé stehno. Napněte svaly – chvíli držte napětí – a povolte.

Nyní se dostáváme k oblasti pánve a hýždí. I zde maximálně napněte svaly, přičemž pánev lehce nadzvedněte od země – držte napětí – a uvolněte. Zde si udělejte krátkou pauzu – ve výdechu nechte své tělo volně klesnout na podložku. Volně dýchejte. Po výdechu si dejte pauzu a sledujte spontánní impuls těla k nádechu. Možná nyní bude nádech povstávat sám od sebe, aniž byste se vědomě nadechovali. Ještě jednou zopakujte napínání svalů pánevní oblasti. Opět věnujte pozornost svému dechu. Jak se nyní cítíte? Jaké vnitřní obrazy se vynořují? Co kromě toho vnímáte?

Tahejte ramena dolů a současně dozadu směrem k zádům, aby se lopatky vzájemně pohnuly směrem k sobě. Maximálně napněte – držte napětí – a uvolněte.

Přejděte k pravému nadloktí. Pokrčte pravou paži a napněte biceps. Přitlačte paži k trupu. Nyní svaly maximálně napněte – udržte napětí – a uvolněte. Pak následuje pravé předloktí a pravá ruka. Zatněte pravou ruku v pěst (prsty by neměli zakrývat palec). Ruku mírně ohněte v zápěstí, abyste mohli napnout svaly předloktí. Napněte je – ted' – držte a povolte.

Přejděte k pravému nadloktí (stejně jako u techniky levého nadloktí) – svaly maximálně napněte – držte a povolte. Přejděte k levému předloktí a levé ruce (stejně jako jste prováděli na pravé). Svaly napněte – držte – a uvolněte.

Následuje oblast šíje. Zde napněte svaly šíje tak, že zvednete ramena k uším a hlavu vtáhněte mezi ramena. Napněte – napětí chvíli držte – a povolně napětí spuštěním ramen dolů.

Dále přejděte k oblasti čela a kůže na hlavě. Vytáhněte obočí nahoru, napněte skalp – napětí chvíli držte – a povolte.

Nyní budete napínat svaly obličeje. Stáhněte obličej do této grimasy: sevřete rty pevně k sobě, ústa stiskněte a pokrčte nos. Svaly napněte – udržte napětí – a opět uvolněte.

Dále se dostáváme k oblasti hlavy a krku. Přitáhněte bradu k hrudníku a koutky zavřených úst tahejte směrem ven. Maximálně napněte: Ted' – držte napětí – a co nejvíce povolte.

Následují břišní svaly: napětí vytvoříte tak, že se budete jakoby chystat zvednout dolní končetiny od podložky (trénování jedinci mohou opravdu nohy zvednout o pár centimetrů nad podložku). Tato cvičební varianta ale zatěžuje oblast beder. Hlídejte si, abyste se neprohýbaly v bedrech. Bederní páteř se snažte natáhnout a záda by se měli dotýkat podložky. Toto cvičení si nejprve vyzkoušejte a vnímejte, jak velký tlak vzniká na oblast bederní páteře. Poté to zkuste ještě jednou s více a poté s méně prohnutou páteří. Napněte: Ted' – držte napětí – a poté povolte.

Nakonec přejděte k zádovním svalům. Záhlaví a ramena tiskněte dolů k podložce. Velmi dobře trénovaní jedinci mohou napětí zvyšovat, až se mezi záhlavím a křížovou oblastí vytvoří oblouk a trup se mírně zvedne od země. Napněte: Ted' – udržte chvíli napětí – a povolte.

V závěru bychom mohli ještě jednou napnout všechny svaly v těle současně, od chodidel až po hlavu.

Poté zůstaňte ještě nějaký čas ležet a všemi smysly vnímejte, jaké změny během cvičení proběhly a jak se nyní cítíte. Cvičení ukončíme tím, že nejprve pomalu pohneme prsty na rukách a na nohách, poté pozvolna uvedeme do pohybu paže a nohy, a zhluboka dýchejte. Natáhněte se, zazívejte, a pokud chcete protáhněte se. Poté několikrát přimhuřte oči, udělejte pár grimas, zamžouřte a oči pak otevřete.

Jste-li již opět zpátky „tady a teď“, anebo musíte ještě jednou napnout některé skupiny svalů a protáhnout si je, abyste se vrátili ze stavu navozeného touto relaxací? Dbejte na správný a úplný návrat! (Olschewski, 2019).

V příloze č.3 uvádím přepis nahrávky z CD Adama Suchého (2014), kde hned první zvukový záznam obsahuje 16minutovou nahrávku Jacobsonovy progresivní svalové relaxace, která byla použita i v této studii. Základní polohou v této nahrávce byl leh na zádech.

2.3.4.3. Indikace PSR

- zdravotní prevence,
- nespavost,
- tenzní bolest hlavy,
- cefalea, migréna (jako adjuvantní terapie),
- celkové poruchy napětí a nervozita,
- občasný strach a úzkost,
- tréma (strach ze zkoušky atd.),
- určité formy fobií,
- adjuvantní terapie při stresovém vředu a dalších onemocněních ovlivněných vnitřním napětím, resp. stresovými faktory,
- adjuvantní terapie během omezení nebo úplného vysazení analgetik.

V případech výše uvedených indikací může být metoda PSR použita částečně jako metoda výlučná nebo jako podpůrná terapeutická metoda. Vždy je nutné potíže konzultovat s lékařem, aby stanovil diagnózu, už kvůli zjištění možné kontraindikace této metody (Olschewski, 2019).

2.3.4.4. Kontraindikace PSR

- akutní ústřel,
- myositida,
- akutní svalový revmatismus,
- akutní artritidy,
- dekompenzovaná srdeční insuficience,
- částečně kompenzovaná srdeční insuficience,
- jiná kardiovaskulární onemocnění (jako je aortální aneurysma, při němž je kontraindikován Valsalvův manévr),
- určité formy neuróz, při nichž je třeba předcházet úbytku svalového napětí (Olschewski, 2019).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv Jacobsonovy progresivní svalové relaxace na reaktivitu autonomního nervového systému hodnocenou vybranými ukazateli spektrální analýzy variability srdeční frekvence měřené pomocí diagnostického systému VarCor PF7 u zdravých jedinců v období rané dospělosti.

3.1. HYPOTÉZY

Hypotéza H₀₁:

V pozici čtvrtého lehu (leh 4) po aplikaci relaxační metody Jacobsonovy progresivní svalové relaxace nedojde ke statisticky významné změně hodnoty u žádného ze sledovaných spektrálních ukazatelů variability srdeční frekvence (POWER HF, POWER LF, POWER VLF, LF/HF, REL. LF, REL. HF, TOTAL POWER) ve srovnání s pozicí druhého lehu (leh 2) před aplikací metody Jacobsonovy progresivní svalové relaxace.

Hypotéza H₀₂:

V pozici čtvrtého lehu (leh 4) po aplikaci relaxační metody Jacobsonovy progresivní svalové relaxace nedojde ke statisticky významné změně hodnoty u žádného ze sledovaných časových ukazatelů variability srdeční frekvence (R-R INTERVALY, MSSD) ve srovnání s pozicí druhého lehu (leh 2) před aplikací metody Jacobsonovy progresivní svalové relaxace.

Hypotéza H₀₃:

V pozici čtvrtého lehu (leh 4) po lehu bez aplikace relaxační metody Jacobsonovy progresivní svalové relaxace nedojde ke statisticky významné změně hodnoty u žádného ze sledovaných spektrálních ukazatelů variability srdeční frekvence (POWER HF, POWER LF, POWER VLF, LF/HF, REL. LF, REL. HF, TOTAL POWER) ve srovnání s pozicí druhého lehu (leh 2) před lehem bez aplikace relaxační metody Jacobsonovy progresivní svalové relaxace.

Hypotéza H₀₄:

V pozici čtvrtého lehu (leh 4) po lehu bez aplikace relaxační metody Jacobsonovy progresivní svalové relaxace nedojde ke statisticky významné změně hodnoty u žádného ze sledovaných časových ukazatelů variability srdeční frekvence (R-R INTERVALY, MSSD) ve srovnání s pozicí druhého lehu (leh 2) před lehem bez aplikace relaxační metody Jacobsonovy progresivní svalové relaxace.

4 METODIKA

4.1. VÝZKUMNÝ SOUBOR

Výzkumné studie se zúčastnilo 20 zdravých probandů. Výzkumná skupina byla tvořena ze 14 žen a 6 mužů v období rané dospělosti. Průměrný věk probandů byl $24,08 \pm 1,94$ let a průměrné BMI bylo $22,96 \pm 3,14$ kg/m² (viz tabulka č. 3). Probandi byli součástí jak skupiny výzkumné, tak skupiny kontrolní. Všichni probandi byli předem srozuměni s cíli diplomové práce a podepsali informovaný souhlas (viz příloha č. 7). Také byli předem seznámeni s pokyny, které museli probandi striktně dodržovat, aby nedošlo ke zkreslení výsledků SA VSF (viz příloha č. 8). Pokud nebyli schopni tyto pokyny dodržet, byli ze studie vyloučeni. Výzkum byl schválen Etickou komisí FTK UP Olomouc (viz příloha č. 6).

4.2. PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ

V rámci výzkumné skupiny probandi poslouchali instrukce z nahrávky Jacobsonovy progresivní svalové relaxace z CD „Psychoterapeutické relaxační techniky“ (Suchý, 2014). Nahrávka jim byla puštěna z mobilního telefonu, kterou poslouchali ze skládacích sluchátek značky Sony MDR-ZX110B, jejichž výhodou je nízká hmotnost, a hlavně čistý a hlasitý zvuk.

Měřené ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence byli měřeny pomocí diagnostického systému VarCor PF7. Probandům byl nasazen hrudní elektrodový pás typu Polar Electro, který snímá EKG a frekvenci dýchání. Hrudní pás je pomocí kabelu propojen s UHF vysílačem. Pomocí UHF vysílače je realizován telemetrický přenos dat do UHF přijímače, který připojen k počítači pomocí USB kabelu (Salinger et al., 2006). Aby bylo možné zpracovávat a ukládat data (dechová frekvence, parametry VSF a EKG záznam), je nutné mít nainstalovaný speciální program – například Medical DiANS PC, který byl využit i v této studii.

4.3. MĚŘENÉ PARAMETRY SA VSF

Při výzkumném měření byly hodnoceny tyto parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence: Power VLF (spektrální výkon komponenty VLF), Power LF (spektrální výkon komponenty LF), Power HF (spektrální výkon komponenty HF), poměr spektrálních komponent LF/HF, dále relativní spektrální výkony složek HF a LF – Rel. HF a Rel. LF, a také celkový spektrální výkon Total Power. Z časových ukazatelů byly hodnoceny R-R

intervaly a MSSD, což je průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů.

4.4. DESIGN A ORGANIZACE STUDIE

Měření na diplomovou práci probíhalo od února 2020 do února 2021 v laboratoři RRR centra v Olomouci. Měření VSF u probandů probíhalo dvakrát – jednou v rámci výzkumné skupiny, podruhé v rámci kontrolní skupiny. Rozestup mezi oběma měřeními byl minimálně 24 hodin a maximálně týden mezi jednotlivými měřeními. Měření VSF probíhalo vždy v dopoledních hodinách (7-11 hod). Všichni probandi byli měřeni za stejných, standardizovaných podmínek. Před samotným měřením VSF bylo probandům zapůjčeno CD „Psychoterapeutické relaxační techniky“ (Suchý, 2014) domů a byli poučeni, že nahrávku Jacobsonovy progresivní svalové relaxace si mají zacvičit celkem pětkrát během časového období třech týdnů, aby se probandi naučili vnímat rozdíl mezi napětím a uvolněním, a nejednalo se tedy o naivní subjekty. V den prvního měření VSF si probandi nejprve vylosovali, zda ten den budou figurovat v rámci výzkumné (s PSR) nebo kontrolní (bez PSR) skupiny. Jednalo se tedy o komparativní studii.

Před prvním měřením VSF byli probandi poučeni o tom, jak bude měření probíhat. Podepsali informovaný souhlas (příloha č. 7), vyplnili anamnestický dotazník (příloha č. 9), dotazník na autonomní funkce (příloha č. 10), a dotazník týkající se hodnocení subjektivního stavu, který vyplnili před a po proceduře (příloha č. 11–14). Součástí dotazníku hodnotící subjektivní stav probanda je i vizuální analogová škála, která slouží k určení míry duševního napětí.

Dotazník na autonomní funkce vytvořil profesor Opavský v roce 1984 a zaměřuje se na projevy činnosti sympatiku a parasympatiku. Dotazník obsahuje 16 položek. Odpovědi »A« nasvědčují absolutní či relativní převaze sympatiku a odpovědi »B« pak převaze parasympatiku. Odpověď »C« je neutrální a je uvedena jako jedna z možností u šesti otázek. Poměr odpovědí A:B:C slouží k určení sympatovagální balance. Empiricky bylo zjištěno, že by se poměr odpovědí u zdravých jedinců měl pohybovat v hodnotách 5,41 ($\pm 1,97$) : 6,05 ($\pm 2,01$) : 4,18 ($\pm 1,71$). Jak vidíme, tento poměr nasvědčuje mírné převaze parasympatiku (Opavský, 2002).

Před samotným měřením byli probandi poučeni, že by neměli mluvit a že by si měli vypnout mobilní telefon, aby je nerušil. Na hrudník (pod prsy) jim byl připevněn elektroodvody pás, který byl potřen navlhčeným ubrouskem. Na paži jim byl pomocí pásky připevněn UHF vysílač, který byl připojen konektorem k elektroodovému pásu. UHF přijímač byl USB kabelem připojen k notebooku. Obě měření se skládaly z 5 naměřených úseků. Každý úsek se skládal z minimálně 300 tepů, což trvalo přibližně 5 minut. První měřenou pozicí byl leh na zádech (leh 1), další měřený úsek probíhal taktéž vleže na zádech (leh 2). V tuto chvíli začala ortoklinostatická zkouška (leh-stoj-leh). Třetí pozicí byl stoj (stoj 1). Čtvrtá pozice byla měřena opět vleže na zádech (leh 3). Poté byl záznam zastaven, uložen, byly odstraněny artefakty a takto upravený záznam byl znovu uložen, čímž jsme získali filtrovaný soubor. Poté byla probandům, ležících na zádech na lehátku, podána sluchátka a puštěna nahrávka Jacobsonovy progresivní svalové relaxace (Suchý, 2014) a oni podle instrukcí z nahrávky prováděli PSR. Přepis nahrávky je k dispozici v příloze č. 3. Nahrávka byla po 15 minutách zastavena a probandi nadále leželi na lehátku dalších pět minut, kdy se znovu měřila VSF (leh 4), o čemž byli předem informováni. I tento záznam byl uložen, byly odstraněny artefakty a opět byl záznam uložen. Důvodem k zastavení nahrávky po 15 minutách bylo, že nahrávka poté pokračovala slovy: „A nyní se zhluboka nadechněte. Protáhněte se. Otevřete oči. A až vám to bude příjemné, můžete se posadit.“ (Suchý, 2014) V rámci studie bylo nutné, aby proband ještě 5 minut po svalové relaxaci ležel v klidu. Další měření proběhlo v rámci kontrolní skupiny. Toto měření probíhalo obdobně jako měření předchozí, pouze s tím rozdílem, že místo cvičení podle nahrávky Jacobsonovy progresivní svalové relaxace leželi v klidu na zádech se sluchátky na uších po dobu 15 minut v rámci kontrolní skupiny.

V rámci výzkumné studie byly porovnávány ukazatele spektrální a časové analýzy variability srdeční frekvence v pozici leh 2 před aplikací Jacobsonovy progresivní svalové relaxace a v pozici leh 4 po aplikaci svalové relaxace. Stejným způsobem byly porovnány i parametry u kontrolní skupiny: pozice leh 2 před lehem (trvajícím 15 minut) bez aplikace svalové relaxace a pozice leh 4 po lehu (trvajícím 15 minut).

4.5. ANALÝZA DAT

U naměřených dat bylo nutno odstranit artefakty pomocí automatické i ruční filtrace. Data poté byli z programu Medical DiANS PC převedeny do Excelu. Naměřená data poté byla zpracována ve statistickém programu – Statistica 8.0. Pro každý ukazatel byl vyhodnocen průměr a směrodatná odchylka.

Pro vyhodnocení časových i spektrálních ukazatelů VSF byl použit Wilcoxonův párový test. Hladina významnosti (p-hodnota) byla stanovena na hladině $p < 0,05$.

4.6. LIMITY VÝZKUMU

Jak již bylo zmíněno v teoretické části, variabilita srdeční frekvence je ovlivněna různými endogenními a exogenními faktory. Takže i při dodržení standardizovaných podmínek neovlivníme psychický a fyzický stav probandů. Taktéž je nutno zmínit, že studie byla prováděna na relativně malém vzorku lidí a výsledná data byla interpretována bez ohledu na pohlaví účastníků studie. Tyto skutečnosti je nutno zohlednit i při interpretaci výsledků.

5 VÝSLEDKY

5.1. SROVNÁNÍ VYBRANÝCH UKAZATELŮ VSF U VYBRANÝCH POLOH

5.1.1. Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF výzkumné skupiny v pozici: leh 2 a leh 4

- Statisticky významná vzestupná tendence se projevila pouze u jednoho parametru, a to u RR intervalu, což je časový ukazatel VSF.
- Statisticky nevýznamná vzestupná tendence se projevila u následujících parametrů: Power VLF, Power HF, Rel. HF, MSSD a Total Power.
- Statisticky nevýznamná sestupná tendence se projevila u parametrů Power LF, LF/HF a Rel. LF.
- Statisticky významná sestupná tendence se neprojevila u žádného ze sledovaných ukazatelů VSF (viz níže, tabulka 1).

Tabulka 1. Výsledky: Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF výzkumné skupiny v pozici leh 2 před Jacobsonovou progresivní svalovou relaxací a v pozici leh 4 po Jacobsonově progresivní svalové relaxaci.

	\bar{x} L2	SD L2	\bar{x} L4	SD L4	p
Power VLF	211,28	172,93	325,77	234,56	0,135
Power LF	741,78	906,04	703,86	656,89	0,911
Power HF	2023,84	1710,23	2212,32	1791,24	0,263
LF/HF	0,72	1,33	0,64	1,39	0,179
RR	0,97	0,13	1,02	0,14	*0,009
Rel. LF	26,49	19,19	22,76	18,51	0,296
Rel. HF	64,07	20,88	64,99	18,68	0,852
MSSD	5653,72	5162,24	6163,26	5503,73	0,332
Total power	2976,9	2020,98	3241,95	2204,99	0,37

Vysvětlivky:

Power VLF spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms²]

Power LF spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms²]

Power HF spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms²]

LF/HF poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky

RR délka R-R intervalu [ms]

Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms ²]
Total power	celkový spektrální výkon [ms ²]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka
p	hladina statistické významnosti, * $p < 0,05$

5.1.2. Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF kontrolní skupiny v pozicích: leh 2 a leh 4 (bez využití metody PSR)

- Statisticky významná vzestupná tendence se projevila u těchto vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF: Power VLF, Power HF, RR intervaly a MSSD.
- Statisticky nevýznamná vzestupná tendence se projevila u spektrálního ukazatele VSF – Rel. HF a Total power.
- Statisticky nevýznamná sestupná tendence se projevila u parametrů Power LF, LF/HF a Rel. LF.
- Statisticky významná sestupná tendence se neprojevila u žádného ze sledovaných ukazatelů VSF (viz níže, tabulka 2).

Tabulka 2. Výsledky: Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF kontrolní skupiny v pozici leh 2 před lehem (trvajícím 15 minut) a v pozici leh 4 po lehu (trvajícím 15 minut).

	\bar{x} L2	SD L2	\bar{x} L4	SD L4	p
Power VLF	178,41	143,28	353,24	308,4	*0,014
Power LF	969,35	1394,66	868,6	603,26	0,455
Power HF	1385,26	1917,65	1722,98	1651,06	*0,044
LF/HF	1,3	1,67	0,86	0,91	0,351
RR	0,91	0,14	0,95	0,12	*0,006
Rel. LF	37,9	23,91	33,31	17,6	0,654
Rel. HF	51,22	23,17	53,74	19,23	0,765
MSSD	4904,6	7584,77	5363,17	5712,28	*0,028
Total power	2533,02	2626,29	2944,81	1936,05	0,108

Vysvětlivky k tabulce 2:

Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka
p	hladina statistické významnosti, * $p < 0,05$

5.2. VÝSLEDKY HYPOTÉZ

Hypotézu H_01 potvrzujeme, jelikož nedošlo ke statisticky významné změně spektrálních ukazatelů VSF (POWER VLF, POWER LF, POWER HF, LF/HF, REL. LF, REL. HF, TOTAL POWER) při porovnání pozic leh 2 před PSR a leh 4 po PSR.

Hypotézu H_02 zamítáme, jelikož došlo ke statisticky významné změně v časovém ukazateli VSF při porovnání pozic leh 2 před PSR a leh 4 po PSR. Statisticky významný nárůst byl zaznamenán v časovém ukazateli R-R intervalu.

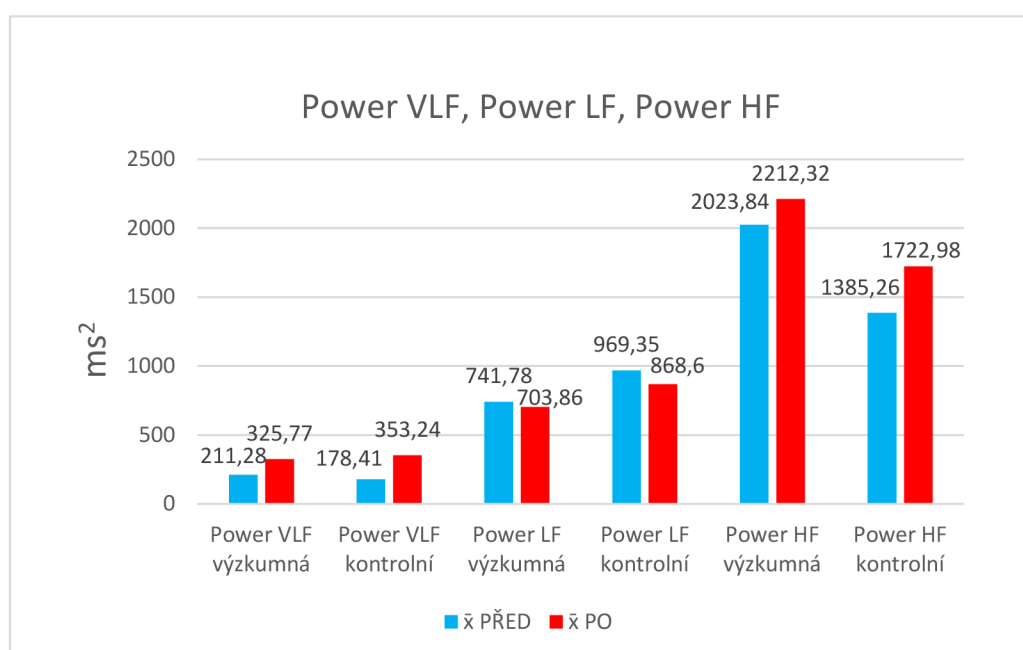
Hypotézu H_03 zamítáme, jelikož došlo ke statisticky významným změnám ve vybraných spektrálních ukazatelích VSF při porovnání pozic leh 2 a leh 4. Statisticky významný nárůst byl zaznamenán u těchto parametrů: Power VLF a Power HF.

Hypotézu H_04 zamítáme, jelikož došlo ke statisticky významným změnám ve vybraných časových ukazatelích VSF při porovnání pozic leh 2 a leh 4. Statisticky významný nárůst byl zaznamenán u těchto parametrů: R-R intervaly a MSSD.

5.3. GRAFICKÉ ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ

Následující grafy znázorňují výsledky z předchozích tabulek (tabulka 1 a 2). V tabulce 1 a 2 jsme viděli výsledky – srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF v pozici leh 2 a leh 4 u skupiny výzkumné a kontrolní. Z těchto tabulek jsem do grafů použila výsledný aritmetický průměr v pozicích leh 2 a leh 4. V textu jsem se vyjádřila dle p-hodnoty, zda u těchto parametrů dochází či nedochází ke statisticky významné změně.

Graf 1. Grafické porovnání průměrů spektrálních výkonů složek VLF, LF a HF v pozici leh 2 a leh 4 u výzkumné a kontrolní skupiny.

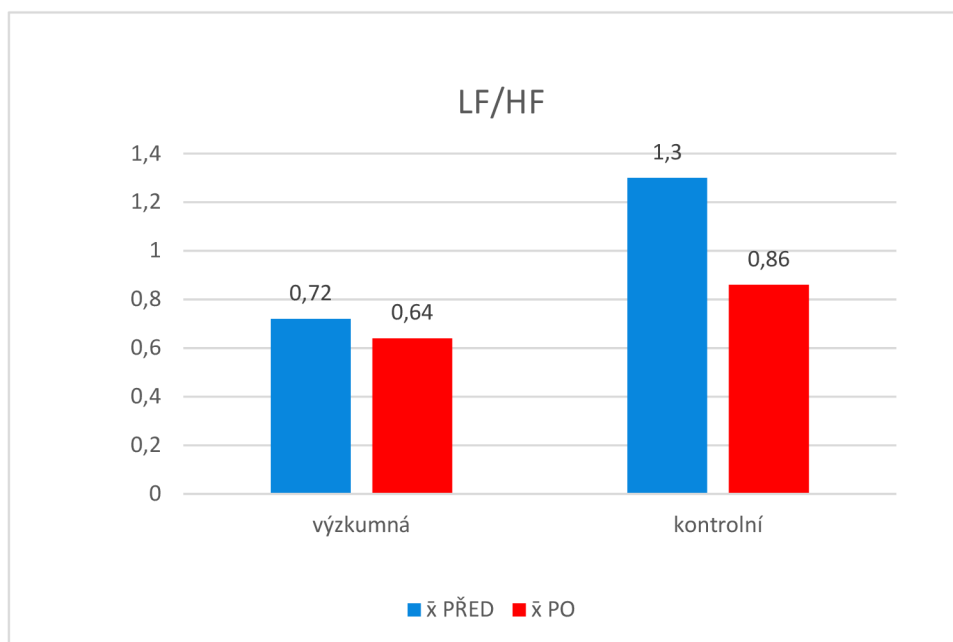


Po aplikaci Jacobsonovy progresivní svalové relaxaci (tj. ve skupině výzkumné) nedochází ke statisticky významným změnám hodnot parametru Power VLF při porovnání pozic leh 2 a leh 4. Naopak ve skupině kontrolní dochází ke statisticky významnému zvýšení parametru Power VLF.

V obou skupinách (výzkumné i kontrolní) nedošlo ke statisticky významným změnám parametru Power LF.

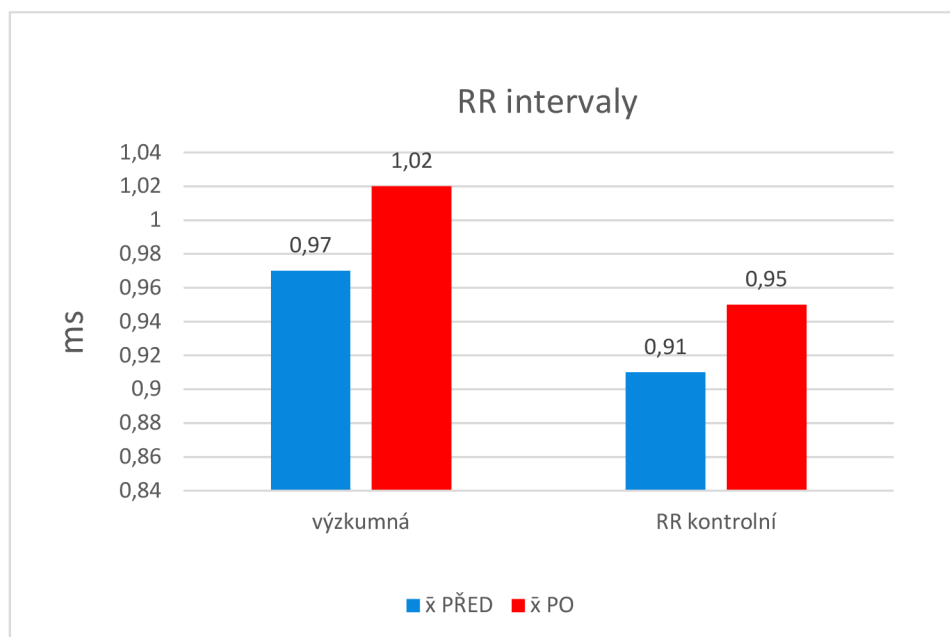
Ve skupině výzkumné nedochází ke statisticky významné změně parametru Power HF, ale ve skupině kontrolní dochází ke statisticky významnému zvýšení parametru Power HF.

Graf 2. Graf porovnávající aritmetické průměry poměrů LF/HF složky v pozici leh 2 a leh 4 u výzkumné a kontrolní skupiny.



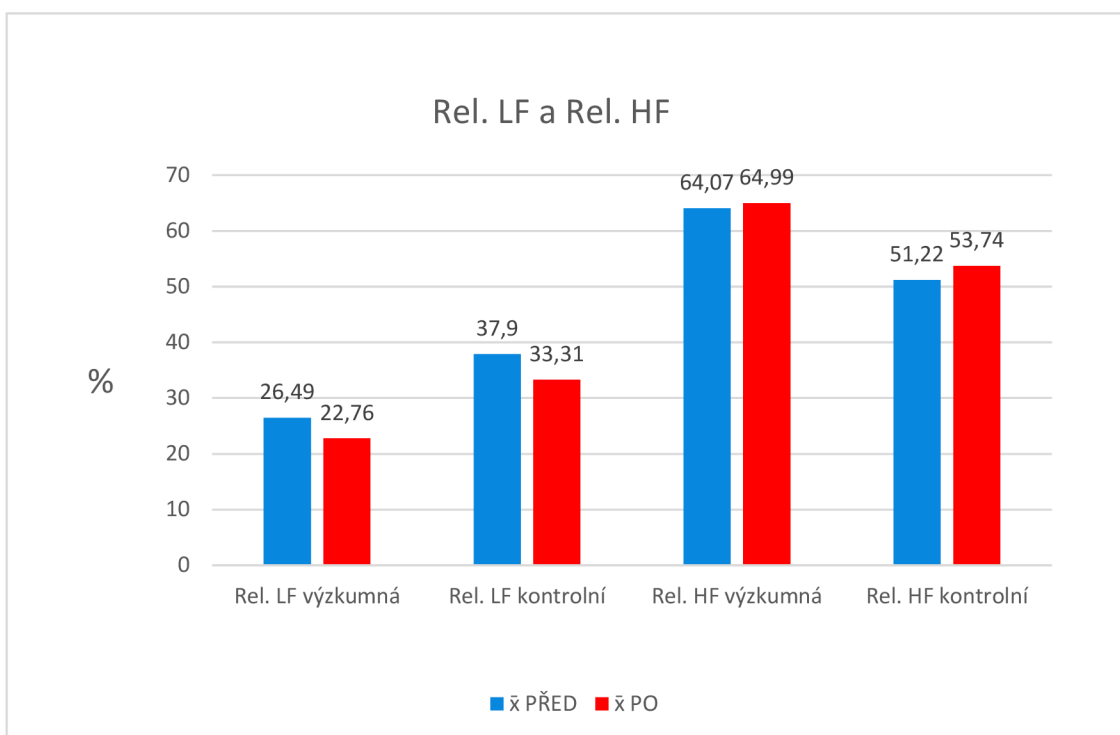
Při porovnání parametru LF/HF v pozici leh 2 a leh 4 nedochází ke statisticky významným změnám ani ve skupině výzkumné, ani ve skupině kontrolní.

Graf 3. Grafické porovnání průměrů časového ukazatele RR intervalu v pozici leh 2 a leh 4 u výzkumné a kontrolní skupiny.



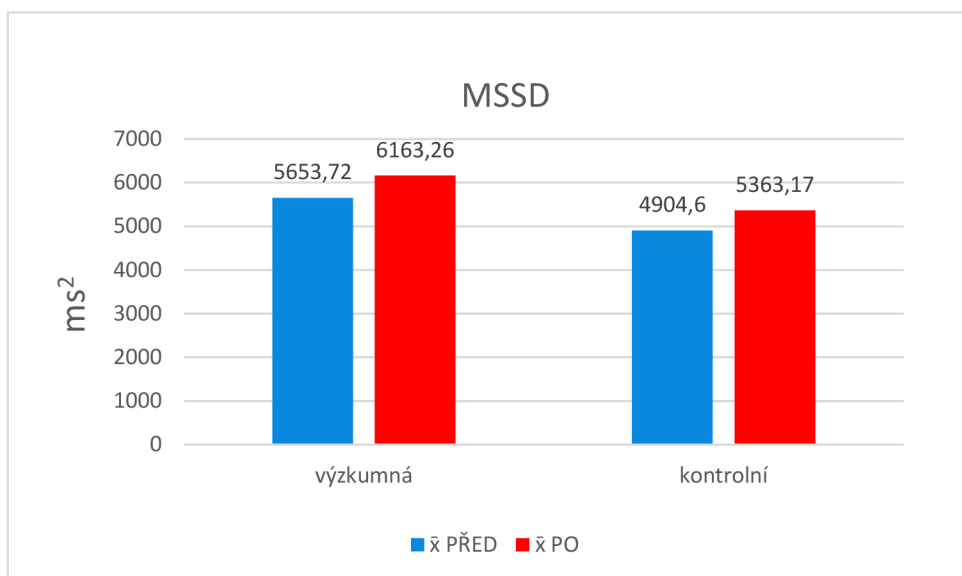
V předchozím grafu (graf 3) jsme viděli, že při porovnání časového parametru RR intervalu v pozici leh 2 a leh 4 dochází ke statisticky významnému zvýšení ve skupině výzkumné i ve skupině kontrolní.

Graf 4. Grafické porovnání průměrů relativních spektrálních výkonů složek LF a HF v pozici leh 2 a leh 4 u výzkumné a kontrolní skupiny.



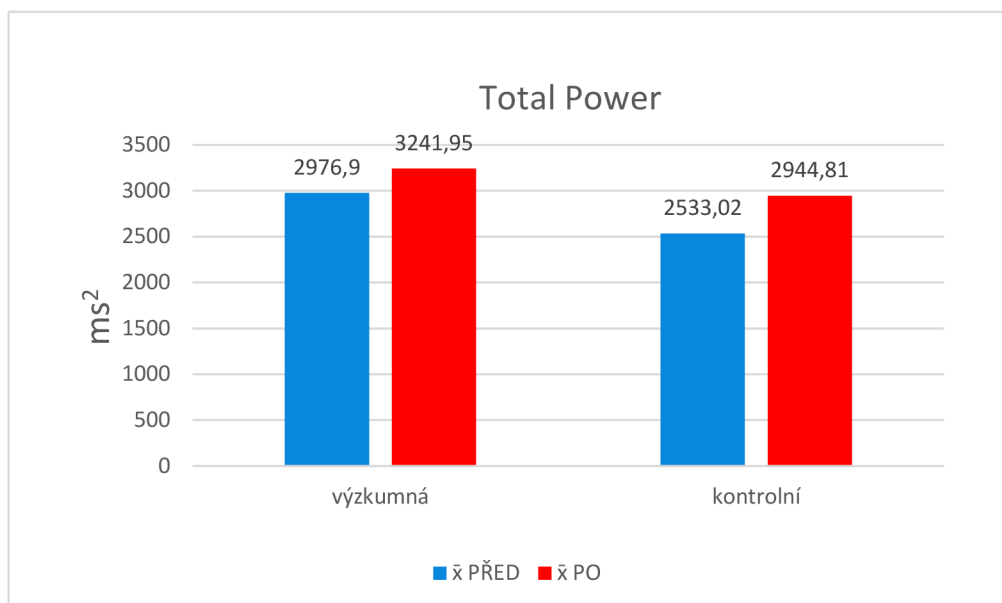
Po aplikaci Jacobsonovy progresivní svalové relaxaci nedošlo ke statisticky významným změnám relativních spektrálních výkonů složek LF a HF. Ani u kontrolní skupiny (po 15 min. lehu v klidu) nedošlo ke statisticky významným změnám spektrálních ukazatelů VSF – Rel. LF a Rel. HF při porovnání pozic leh 2 a leh 4.

Graf 5. Grafické porovnávání průměru časového ukazatele MSSD v pozici leh 2 a leh 4 u výzkumné a kontrolní skupiny.



Ve výzkumné skupině nedochází ke statisticky významné změně časového ukazatele MSSD. Ve skupině kontrolní dochází ke statisticky významnému zvýšení parametru MSSD.

Graf 6. Grafické porovnání průměrů celkových spektrálních výkonů u výzkumné a kontrolní skupiny při porovnání pozic leh 2 s lehem 4.



Ani ve skupině výzkumné ani ve skupině kontrolní nedochází ke statisticky významným změnám ukazatele celkového spektrálního výkonu – Total Power.

5.4. VÝSLEDKY Z DOTAZNÍKŮ

5.4.1. Anamnestický dotazník

Všichni účastníci studie před samotným měřením vyplnili anamnestický dotazník. Žádný z probandů neuvedl, že by trpěl nějakou nemocí, měl nějaké potíže či bolesti. Probandi neužívali farmaka, kromě dvou účastnic studie, které uvedly, že užívají hormonální antikoncepci. Šest probandů uvedlo, že nesportují. Ostatní uvedli, že dělají nějaký typ sportu či cvičení (př. jóga), ale žádný z probandů není sportovec na vrcholové úrovni. Všichni probandi jsou nekuřáci. Sedm probandů nepije kávu vůbec, ostatní pijí kávu občasně. Probandi uvedli, že spí nejméně 6 hodin, nejvíce 9 hodin.

5.4.2. Dotazník na autonomní funkce

Všichni probandi také vyplnili dotazník na autonomní funkce (DAF). Výsledky jsou uvedeny v tabulce 4. Cílem tohoto dotazníku je zjistit, jaký je poměr zastoupení sympatiku a parasympatiku u dané skupiny. Výsledný poměr otázek A:B:C u vzorku probandů této studie je 5,95 ($\pm 1,79$) : 6,35 ($\pm 1,60$) : 3,70 ($\pm 1,53$). Tento poměr vypovídá o vyvážené aktivitě obou subsystémů s mírnou převahou parasympatiku.

5.4.3. Hodnocení subjektivního stavu probandů před a po měření

Probandi před každým měřením (výzkumným i kontrolním) vyplnili dotazník, který hodnotí míru duševního napětí probandů pomocí vizuální analogové škály (VAS). Výsledky jsou uvedeny v tabulce 5 a 6. Tendence snížení míry duševního napětí se projevilo u 85 % probandů (tj. 17/20) výzkumné skupiny, kdežto u kontrolní pouze u 40 % (tj. 8/20). Pro zpracování výsledků byl použit Wilcoxonův párový test, a hladina statistické významnosti byla určena $p < 0,05$.

U výzkumné skupiny došlo ke statisticky významnému snížení duševního napětí ($p = 0,003$): průměrná hodnota míry duševního napětí na VAS před PSR byla průměrně 5,31 ($\pm 0,73$) cm a po PSR 4,73 ($\pm 0,90$) cm.

Naopak u kontrolní skupiny došlo ke statisticky nevýznamnému zvýšení duševního napětí ($p = 0,061$): před lehem bez PSR byla hodnota míry duševního napětí na VAS 4,98 ($\pm 0,51$) cm a po lehu 5,29 ($\pm 0,71$) cm.

6 DISKUZE

Stres je považován za určitý fenomén naší uspěchané doby. Z fyziologického hlediska stresem rozumíme fylogeneticky zakódovanou nervově-humorální a metabolicko-funkční odpověď organismu na působení zevních a vnitřních faktorů, které narušují integritu jedince. Z psychologického hlediska se jedná o stav vědomého či nevědomého ohrožení integrity, na které jedinec reaguje úzkostí, napětím či dalšími obrannými mechanismy. Určitá (optimální) intenzita stresových podnětů je však životně důležitá. Eustres (tj. pozitivní stres) či mírný stres, „prestres“, hraje pro člověka významnou roli, tím že zlepšuje odolnost organismu vůči závažnému stresu. Distres (tj. negativní stres) je pro organismus škodlivý. V současnosti se používá termín alostatický stres, což je stres, který vede k patologickým změnám organismu. Působí-li stres dlouhodobě, tak nastává adaptace (tj. rezistence) na daný stresor, která je buď úplná, částečná nebo žádná. Poslední fází stresové reakce je vyčerpání – to vzniká buď poruchou adaptačních mechanismů nebo následkem působení nadměrně silného stresoru. Porucha adaptačních mechanismů se projevuje buď vznikem posttraumatické stresové poruchy nebo vznikem různých psychosomatických onemocnění, které se manifestují ve všech tělesných systémech (Bartůňková, 2010).

Opakem stresu je relaxace (Stackeová, 2011). Relaxací rozumíme stav klidového období mimo pohyb. V tomto stavu je napětí svalů na bazální úrovni ovládáno regulačními mechanismy tonu. Tento pojem taktéž znamená proces, který k tomuto stavu směřuje. Sice z didaktického hlediska rozlišujeme relaxaci celkovou a místní (svalová relaxace), pravdou však je, že tyto dvě složky od sebe nelze oddělit. Relaxace tělesná i psychická jsou navzájem propojeny těsnou vazbou a nelze provádět jednu bez druhé – proto techniky k navození relaxace využíváme jak v rehabilitaci, tak v psychoterapii. (Dvořák, 2003). V průběhu relaxace se aktivuje parasympatická větev autonomního nervového systému, na rozdíl od stresové reakce, kdy se aktivuje sympatikus. Při relaxaci dochází k poklesu svalového napětí, snížení prokrvení svalů, snížení tepové a dechové frekvence, snižuje se spotřeba kyslíku a výdej oxidu uhličitého, snižuje se krevní tlak, zpomaluje se celkový metabolismus. Relaxace je nezbytným předpokladem pro průběh regeneračních dějů (Drotárová & Drotárová, 2003; Stackeová, 2011).

Zjišťování úrovně svalové relaxace v běžné praxi a v terénu je velmi obtížné, jelikož nemáme vhodné použitelné testy. Subjektivně můžeme usuzovat stupeň svalového napětí podle tuhosti svalové tkáně palpací, či podle kloubních rozsahů při pasivních pohybech. Problémem je, že rozsah pohybu není závislý jen na stupni relaxace svalové tkáně. Objektivně zjišťujeme

při svalové relaxaci pokles srdeční a dechové frekvence, změnu elektrických potenciálů a kožní teploty. Avšak u těchto jednotlivých dílčích ukazatelů je problém přesně určit stupeň svalové relaxace (Knížetová & Kos, 1989).

K navození relaxace využíváme relaxační techniky, které slouží jako prevence a léčba řady onemocnění. Je to pochopitelné vzhledem k faktu, že stres bývá častou příčinou nebo komplikací těchto stavů. Relaxačními technikami můžeme pozitivně ovlivnit poruchy spánku, psoriázu, úzkostné stavy a řadu dalších poruch. Také jimi lze mírnit bolest. Princip relaxačních technik je jednoduchý – navodíme jednu či více tělesných nebo psychických změn, které jsou typické pro relaxaci. To pak vede k dalším změnám. Daří se jimi ovlivnit i tělesné funkce, které bychom jinak ovlivňovali obtížně (například zvýšení sekrece hormonů nadledvin). Nutno podotknout, že mezi tělesným cvičením a relaxací existuje úzké spojení. Po předchozí fyzické aktivitě je uvolnění snazší – to se týká jak relaxace celkové, tak relaxace místní (Nešpor & Baková, 2012).

Jednou z metod, která k navození celkové relaxace využívá střídavého napínání a uvolňování svalových skupin, je Jacobsonova progresivní svalová relaxace. Slovo progresivní znamená, že se procvičují jednotlivé svalové skupiny postupně. Přitom se učíme vnímat rozdíl mezi napětím a uvolněním, čímž jsme schopni navodit uvolnění v jednotlivých částech těla, a nakonec dosáhneme celkového tělesného i duševního uvolnění (Grofová & Černý, 2015). Techniku progresivní svalové relaxace vytvořil psycholog Edmund Jacobson, který působil na katedře fyziologie na Chicagské univerzitě. Ke zjištění svalového tonu využíval elektromyograf (EMG). Zjistil, že i pouhá myšlenka na pohyb určité končetiny způsobí změnu na EMG (Drotárová & Drotárová, 2003).

Jak již bylo zmíněno, při relaxaci se snižuje krevní tlak a tepová frekvence, a taktéž se aktivuje parasympatická větev vegetativního nervového systému (Drotárová & Drotárová, 2003). Jedním z nejslibnějších metodických postupů, který umožňuje kvantifikovat aktivitu vegetativního systému, je spektrální analýza variability srdeční frekvence (Stejskal & Salinger, 1996). Tato metoda citlivě reflektuje nejen aktivitu parasympatiku, ale také balanci sympatiku a vagu (Vlčková et al., 2010). Analýza VSF je založena na posouzení fluktuace mezi normálními, po sobě následujícími srdečními stahy, nejčastěji mezi vlnami R (tj. R-R intervaly). Záznamem vyšetření je časové zobrazení průběhu srdeční frekvence na monitoru počítače, obvykle ve formě sloupkového grafu, kdy jeden sloupek reprezentuje jeden srdeční stah. Když proložíme křivku mezi vrcholy jednotlivých sloupků, tak pozorujeme variabilitu

srdeční frekvence. VSF můžeme analyzovat v časové doméně nebo také sofistikovaněji pomocí spektrální, frekvenční analýzy. Spektrální analýza, na rozdíl od časové domény, je schopna kvantifikovat zastoupení sympatiku a parasympatiku. SA VSF využívá toho, že oba řídicí subsystémy pracují s různými frekvencemi. Parasympatikus reaguje rychleji a sympatikus pomaleji, což pravděpodobně souvisí s odlišnou charakteristikou jejich neurotransmiterů (Pumprla et al., 2014). Tento poznatek umožňuje rozlišení obou subsystémů, kdy se všeobecně přijímá vliv sympatiku v rozsahu frekvencí 0,04-0,15 Hz (tzv. nízkofrekvenční pásmo, LF pásmo) a parasympatiku v rozsahu 0,15-0,40 Hz (tj. vysokofrekvenční pásmo, HF pásmo). Nutno ale podotknout, že na LF složce se nepodílí pouze sympatikus, ale svou roli hraje i částečné zastoupení parasympatiku (Pumprla et al., 2014; Stejskal & Salinger, 1996).

Je známo, že HF složka je ovlivněna výhradně eferentní aktivitou parasympatiku. Frekvence oscilací kolem 0,25 až 0,3 Hz odpovídá dechové frekvenci (Stejskal & Salinger, 1996). Tato komponenta se tedy významně podílí na klinicky známém jevu – respirační sinusová arytmie (Opavský, 2002). Respirační sinusovou arytmií se rozumí rytmická oscilace srdeční frekvence, která je synchronizována s dechovou frekvencí. Jedná se o fyziologický jev, který odráží interakci mezi respiračním a oběhovým systémem. Velikost RSA je hodnocena jako amplituda vysokofrekvenční složky (obvykle $> 0,15$ Hz) ve výkonovém spektru R-R intervalů. Vyznačuje se zkrácením R-R intervalů při nádechu a jejich prodloužením při výdechu (Draghici & Taylor, 2016; Yasuma & Hayano, 2004). Zvyšující se dechový objem zvyšuje velikost komponenty HF. Naopak zvyšující se dechová frekvence tuto komponentu redukuje. Dechová frekvence a dechový objem tedy přímo ovlivňují výkonové spektrum VSF (Stejskal & Salinger, 1996).

Ve studii Catai a ostatní (2020) upozorňují na fakt, že při dechové frekvenci nižší než 9 dechů/min (tj. pod 0,15 Hz) bude rozklad dechového signálu generovat hodnoty výkonového spektra, které odpovídají nízkofrekvenčnímu pásmu spektrální analýzy. U vyšetřovaných subjektů je vhodné používat takové dechové frekvence, které jsou blízké jejich přirozené dechové frekvenci. Opavský (2002) doporučuje, aby se při vyšetřeních dodržovala dechová frekvence 12–15 dechů/min, aby se střed frekvenčního pásma pohyboval kolem 0,2 až 0,25 Hz. Botek, Krejčí a McKune (2017) zmiňují poměrně překvapivý názor autorů Wittling a Wittling (2012), podle kterých se vliv na výsledky SA VSF přeceňuje a dechová frekvence v rozmezí 9–20 dechů/min se jim nejeví s ohledem na výsledky SA VSF jako problematická. Pravdou však je, že HF komponenta je definována frekvenčním rozsahem 0,15–0,40 Hz, což odpovídá dechové frekvenci 9–24 dechů/min (Javorcka, 2008).

V naší studii byla dechová frekvence hlídána na obrazovce monitoru, ale do spontánní dechové frekvence probandů se nezasahovalo. U žádného z probandů neklesla dechová frekvence pod 10 dechů/min., takže nikdo z nich nemusel být ze studie vyřazen.

Nízkofrekvenční pásmo je charakterizované frekvenčním rozsahem 0,04–0,15 Hz, tj. 2,4–9 cyklů/min, s vrcholem aktivity v oblasti 0,1 Hz (Javorka, 2008). LF komponenta spektrálního výkonu bývá označována jako Mayerova tlaková vlna, protože výkon této komponenty bývá nejvíce ovlivněn baroreflexní sympatickou aktivitou, ale koresponduje také s pomalými oscilacemi variability arteriálního tlaku (Stejskal & Salinger, 1996). Ve studii Hayano a Yuda (2019) upozorňují na úskalí, že ačkoli výkon LF složky a její odvozené indexy byly široce používány jako indikátor aktivity sympatiku, tak neexistuje přesvědčivý fyziologický základ, který by odůvodňoval hodnocení aktivity sympatiku spektrálním výkonem v pásmu LF nebo poměrem LF/HF. Ke stejnému závěru dospěli i Houle a Billman (1999) a dodávají, že změny v sympatické aktivitě mohou přispět ke zvýšení LF složky, ale upozorňují na fakt, že je zde také velký vliv parasympatiku. Interpretace LF spektra VSF se stává problematickou a za většiny okolností ji nelze brát jako přesné měření srdečního sympatického vstupu.

Oba subsystemy ANS se na složce LF podílejí různou měrou a záleží na poloze těla: v lehu je více zastoupena aktivita vagu, zatímco po postavení se významně zvyšuje podíl aktivity sympatiku (Opavský, 2002). Pro diagnostiku autonomního nervového systému byl vytvořen modifikovaný vyšetřovací postup s ortostatickou zátěží, který se nazývá „leh-stoj-leh“. Při tomto vyšetření sledovaná osoba 5 minut leží, poté 5 minut stojí a poté opět 5 minut leží. U zdravého jedince sledujeme v lehu převahu aktivity parasympatického systému, ve stoji poté pokles parasympatiku a zvýšení tonu sympatiku, a v poslední fázi sledujeme pokles tonu sympatiku a opětovný nástup tonu parasympatiku (kompenzační zvýšení aktivity parasympatiku, tzv. overshoot). Při rozvoji poruchy kardiovaskulárních autonomních regulací dochází především k poruše v oblasti parasympatiku. Při pokročilé dysfunkci kardiovaskulární autonomní regulace dochází k redukci variability v obou částech spektra, v HF i LF pásmu (Opavský, 2002; Pumprla, 2001).

V této studii byla provedena zkouška leh-stoj-leh, abychom mohli zhodnotit, zda došlo k optimální reakci ANS souboru z hlediska přestřelení (overshoot) vagu při porovnání lehu 2 a lehu 3. Zjistili jsme, že došlo ke statisticky významnému zvýšení parametrů Power HF, MSSD a Total power. Na základě těchto výsledků usuzujeme, že soubor reagoval optimálně (viz tabulka č.20).

Kromě toho probandi vyplnili dotazník na autonomní funkce (DAF), který vytvořil profesor Opavský. Tento dotazník slouží k určení vegetativní rovnováhy. Výstupem tohoto dotazníku je poměr odpovědí A:B:C, kdy odpovědi A nasvědčují převaze sympatiku, odpovědi B převaze parasympatiku a odpovědi C jsou neutrální. Empiricky bylo zjištěno, že by se poměr odpovědí u zdravých jedinců měl pohybovat v hodnotách 5,41 ($\pm 1,97$) : 6,05 ($\pm 2,01$) : 4,18 ($\pm 1,71$). Jak vidíme, tento poměr nasvědčuje mírné převaze parasympatiku (Opavský, 2002). Výsledný poměr odpovědí A:B:C u vzorku probandů této studie je 5,95 ($\pm 1,79$) : 6,35 ($\pm 1,60$) : 3,70 ($\pm 1,53$). Tento poměr vypovídá o vyvážené aktivitě obou subsystémů s mírnou převahou parasympatiku.

Kromě již zmíněného dýchání a polohy těla ovlivňují variabilitu srdeční frekvence další endogenní a exogenní vlivy. Významnými faktory, které ovlivňují variabilitu srdeční frekvence jsou: věk, pohlaví, BMI, změny tělesné teploty, endokrinní a neurohumorální faktory, stres, fyzická aktivita, spánek, léky, nadužívání alkoholu či kouření aj (Acharya et al., 2007; Ernst, 2014; Javorka et al., 2008; Vlčková et al., 2010). Vzhledem k tomu, že srdeční frekvence a variabilita srdeční frekvence jsou velmi citlivé parametry, které jsou ovlivňované různými faktory a reagují na různé stimuly, je při jejich vyšetření nutná maximální standardizace podmínek (Javorka et al., 2008).

Naší studie se zúčastnilo 14 žen a 6 mužů v období rané dospělosti ve věku 19,42 až 27,83 let. Průměrný věk probandů byl $24,08 \pm 1,94$ let a průměrné BMI bylo $22,96 \pm 3,14$ kg/m². V této věkové kategorii neočekáváme velké rozdíly ve variabilitě srdeční frekvence. Vlčková a kol. (2010) prokázali, že s rostoucím věkem dochází k signifikantnímu snížení hodnot LF power, HF power, ale i total power. V jiné studii (Almeida-Santos, 2016) potvrdili, že s rostoucím věkem klesá celková autonomní modulace srdeční frekvence. Opavský (2002) navíc dodává, že s rostoucím věkem dochází ke snižování respirační sinusové arytmie u zdravých osob. Jedná se o fyziologický fenomén závislý na věku.

Limitem této studie bylo, že studie byla prováděna na relativně malém vzorku a výsledná data byla interpretována bez ohledu na pohlaví účastníků studie. Metaanalýza, na které se podíleli Koenig a Thayer (2016) zjistili, že ženy mají vyšší průměrnou tepovou frekvenci. To je dáno tím, že mají kratší průměrný R-R interval. Také mají oproti mužům nižší směrodatnou odchylku R-R intervalů (SDNN). Výkonová spektrální hustota VSF je u žen charakterizována výrazně nižším celkovým výkonem, který obsahuje výrazně vyšší power HF a nižší power LF. Tím pádem poměr LF/HF složky je u žen nižší. Tyto nálezy naznačují, že autonomní kontrola srdce ženy je charakterizována relativní dominancí parasympatické

aktivity, navzdory vyšší průměrné tepové frekvenci, zatímco srdce muže je charakterizováno relativní dominancí sympatiku, navzdory nižší průměrné tepové frekvenci.

Aby bylo dosaženo standardizovaných podmínek při měření VSF v naší studii, tak byli probandí předem seznámeni s pokyny, které museli probandí striktně dodržovat, aby nedošlo ke zkreslení výsledků SA VSF (viz příloha č. 8). Pokud nebyli schopni tyto pokyny dodržet, byli ze studie vyloučeni. Probandi ve studii negovali výraznější psychickou zátěž, stres či spánkovou deprivaci před samotným měřením VSF. Kromě toho dostali před prvním měřením anamnestický dotazník (příloha č. 9), díky němuž byli ze studie vyřazeni kuřáci. V anamnestickém dotazníku žádný z probandů nevedl, že by trpěl nějakou nemocí, měl nějaké potíže či bolesti. Probandi neužívali farmaka, kromě dvou účastnic studie, které uvedly, že užívají hormonální antikoncepci, což by nemělo ovlivnit výsledky SA VSF. Rozestup mezi oběma měřeními (výzkumné/kontrolní) byl minimálně 24 hodin a maximálně týden mezi jednotlivými měřeními. Měření VSF probíhalo vždy v dopoledních hodinách (7-11 hod). I přes striktní dodržování standardizovaných podmínek, byly patrné interindividuální rozdíly. Vlčková a kol. (2010) uvádějí, že významným faktorem podílejícím se na vysoké interindividuální variabilitě je odlišné autonomní ladění probandů a různá míra oscilací mezi vyšetřovanými probandy. Jedná se o fyziologickou proměnu, která jedince charakterizuje podobně jako somatotyp. V této studii jsme z důvodu nízkého počtu probandů nerozlišovali probandy podle jejich autonomního ladění.

Tato studie se zabývala tím, jak Jacobsonova progresivní svalová relaxace ovlivňuje reaktivitu autonomního nervového systému – hodnocenou vybranými ukazateli spektrální analýzy variability srdeční frekvence. Podobných studií, zabývajících se tímto tématem je známo jen málo.

Leonaitė, Vainoras a Poderys (2010) provedli pilotní studii, která zkoumala účinek tří relaxačních technik na variabilitu srdeční frekvence – Mindfulness Body Scan Meditation (dále jen MBSM), Heart Lock-in technique a Progresivní svalovou relaxaci. MBSM je v podstatě řízeným skenováním těla. Probandi jsou požádáni, aby věnovali pozornost různým částem těla, jejich dýchání a tyto oblasti pozorovali a nechali ostatní myšlenky volně plynout. Druhá metoda, Heart Lock-in technique, se zaměřuje na budování kapacity k udržení upřímných pozitivních emocí a soudržnosti. Probandi byli požádáni, aby se zaměřili na pozitivní pocity lásky a vděčnosti. Třetí relaxační metoda progresivní svalová relaxace je klasická relaxační metoda, která zahrnuje napínání a uvolňování různých svalových skupin. Studie se zúčastnilo 17 zdravých mladých mužů (ve věku $44,17 \pm 13,46$), kteří prostřednictvím sluchátek

poslouchali zvukové instrukce z nahrávky. Na prvním sezení poslouchali Progresivní svalovou relaxaci, na druhém MBSM a na třetím sezení probandi prováděli Heart Lock-in technique. EKG bylo monitorováno během každého sezení po dobu 30 minut. EKG bylo zaznamenáno 5 minut vleže před uvedenými technikami, poté 20 minut během každé relaxační techniky a 5 minut po každé provedené technice. Co se týče výsledků, tak Power VLF a Power LF mělo během všech tří relaxačních podobnou tendenci. Nejdříve se Power VLF i Power LF významně zvýšilo od počáteční periody 5 minut, kdy probandi jen v klidu leželi. Po ukončení všech relaxačních technik Power VLF začalo klesat ($p < 0,05$) a Power LF začalo klesat již od poloviny relaxačních technik. Během posledního hodnotícího období po dobu 5 minut klidného lehu po provedených technikách se Power VLF a Power LF výrazně ($p < 0,05$) zvýšilo ve srovnání s klidným lehem před uvedenými technikami. Rozdíly v účinku technik se objevily pouze v pásmu HF, ale nejvíce statisticky nevýznamné ($p > 0,05$). V polovině časového intervalu při provádění uvedených technik se Power HF u MBSM statisticky nevýznamně snížilo, a naopak u PSR a Heart Lock-in technique se zvýšilo. Když srovnáme Power HF před a po provádění relaxačních technik, tak došlo ke statisticky nevýznamnému zvýšení tohoto parametru. Nejvyšší bod u parametru Total power byl současně v 15. až 20. minutě během Heart Lock-in technique a během progresivní svalové relaxace, zatímco během MBSM byl parametr Total power nízký v tomto časovém intervalu. Během posledního hodnotícího období po dobu 5 minut klidného lehu po provedených technikách se Total Power významně ($p < 0,05$) zvýšilo ve srovnání s výchozím lehem (5 min před provedením technik). Závěrem studie bylo, že parametry Power VLF, Power LF a Total power se statisticky významně zvýšily při použití jakékoli relaxační techniky, ale změny Power HF byly statisticky nevýznamné. V této studii však chybí srovnání s kontrolní skupinou (tj. měření VSF v klidném lehu bez užití jakékoliv relaxační techniky).

V tom samém roce (2010) provedli Leonaitė a Vainoras další studii, která zkoumala okamžitý účinek dvou relaxačních technik (Progresivní svalová relaxace a Mindfulness Body Scan Meditation – dále jen MBSM) na variabilitu srdeční frekvence u pacientů po infarktu myokardu. MBSM je řízeným skenováním těla. Posluchači byli požádáni, aby se věnovali různým částem těla a jejich dýchání, tyto oblasti pozorovali a nechali ostatní myšlenky plynout. Studie se zúčastnilo 25 hospitalizovaných mužů (průměrný věk $59 \pm 8,06$ let) 2–3 dny po zavedení stentu po infarktu myokardu. Probandi se celkem zúčastnili dvou laboratorních sezení, na kterých praktikovali MBSM a PSR. EKG bylo zaznamenáno 5 minut vleže před uvedenými technikami, poté každých 5 minut během každé relaxační techniky a 5 minut

po každé provedené technice. Výsledky ukázaly, že obě relaxační techniky statisticky významně snížily ($p < 0,05$) Total Power a VSF ve všech spektrech, s výjimkou parametru Power LF. Power LF se signifikantně zvýšilo po MBSM, ale po PMR se signifikantně snížilo ve srovnání s počátečním obdobím klidného lehu po dobu 5 minut před provedením relaxačních technik. I v této studii však chybí srovnání s kontrolní skupinou.

Další studie, která se zabývala vlivem progresivní svalové relaxace na variabilitu srdeční frekvence, provedli Dolbier & Rush (2012). V této studii zkoumali okamžité účinky jednorázové intervence progresivní svalové relaxace mezi vysokoškoláky s vysokým skóre na stupnici vnímaného stresu (Perceived Stress Scale). Účastníci studie byli převážně ženy (z 58,6 %) a měli v průměru $19 \pm 1,6$ let. Probandi byli náhodně rozděleni do experimentální a kontrolní skupiny, přičemž experimentální skupinu tvořilo 66 probandů a kontrolní 62 probandů. Progresivní svalová relaxace trvala 20 minut a měření VSF probíhalo 5 minut před a 5 minut po intervenci. Kontrolní skupina pouze v klidu 20 minut ležela. Výsledky ukazují, že u experimentální skupiny došlo na rozdíl od kontrolní skupiny ke statisticky významnému zvýšení HF v normalizovaných jednotkách (dále jen „nu“), přičemž kontrolní skupina vykazovala pokles HFnu (ve srovnání před a po intervenci), který se blížil statistické významnosti. Co se týče parametru Power HF, tak mezi skupinami nebyl významný rozdíl, ačkoliv u experimentální skupiny se projevilo statisticky významné zvýšení parametru Power HF ve srovnání před a po PSR. Ve srovnání s kontrolní skupinou experimentální skupina také prokázala statisticky významný rozdíl u poměru LF/HF: pokles u experimentální skupiny a zvýšení u kontrolní skupiny při porovnání tohoto parametru před a po intervenci. Ačkoliv pro parametr Power LF nebyl statisticky významný rozdíl mezi skupinami, tak kontrolní skupina vykazovala statisticky významné zvýšení při porovnání parametru před a po intervenci. Při porovnání obou skupin došlo ke změně parametru LFnu, která se blížila statistické významnosti – pokles LFnu u experimentální skupiny a zvýšení LFnu u kontrolní skupiny.

Jedna korejská studie Je-Kyun a Jae-Hyok (2007) se taktéž zabývala vlivem progresivní svalové relaxace na variabilitu srdeční frekvence. Studie se účastnilo 38 dospělých probandů – 31 mužů a 7 žen v různých věkových kategoriích: 18 probandů bylo ve věkové skupině 20–29 let, 18 probandů ve věkové skupině 30–39 let, 1 proband ve věkové skupině 40–49 let a 1 proband ve věkové skupině 50–59 let. Probandi byli měřeni před PSR, poté jim byla puštěna 15 min nahrávka s instrukcemi k PSR a poté byla znovu měřena SA VSF. Byly měřeny tyto parametry: tepová frekvence, SDNN, SDSD, LFnu, HFnu a poměr LF/HF. Zjistili, že došlo ke statisticky významnému snížení tepové frekvence. Také zjistili, že SDNN (standardní odchylka všech NN

intervalů) a SDDS (standardní odchylka rozdílů mezi sousedními NN intervaly) variability srdeční frekvence byla po PSR významně zvýšena u všech subjektů. V této studii nezmiňují kontrolní skupinu.

Studii, zabývající se Jacobsonovou progresivní svalovou relaxací z dlouhodobého hlediska, provedli Malátová, Bahenský a Maršálek (2018). Zkoumali vliv Jacobsonovy progresivní svalové relaxace a Schultzova autogenního tréninku na změnu srdeční frekvence během osmítýdenní intervence. Tato studie je kvalitativní a jedná se o formu případové studie. Studie se zúčastnili dva probandi – zápasníci MMA ve věku 21 a 24 let. První proband (24 let; BMI = 24,8 kg/m²) prováděl Jacobsonovu progresivní svalovou relaxaci každé pondělí v 17 hodin. Relaxace byla čtena dle Drotárové a Drotárové (2003). Proband si lehl na lehátko v tiché, klidné místnosti a srdeční frekvence se začala zaznamenávat po 10 min sporttestrem Polar. Během PSR se každých 5 minut zaznamenávala srdeční frekvence do připraveného archu. Druhý proband (21 let; BMI: 22,2 kg/m²) prováděl Schultzův autogenní trénink. Instrukce mu byli předčítány. Stejně jako u předchozího probanda, se SF začala měřit po 10 min klidném lehu a SF se zaznamenávala do záznamového archu každých 5 minut. Zjistili, že během osmítýdenní aplikace vybraných regeneračních prostředků došlo v průběhu procedur ke snížení SF. U probanda, který prováděl PSR došlo po osmítýdenní intervenci ke snížení SF v průběhu procedury v průměru o 10,5 tepů/min. U druhého probanda, pravidelně provádějícího autogenní trénink, došlo po osmi týdnech ke snížení SF o 13,13 tepů/min. Nutno však zohlednit fakt, že PSR trvala 20 minut a autogenní trénink jen 15 minut.

V této souvislosti bych ráda zmínila vztah mezi srdeční frekvencí (počet tepů za minutu) a R-R intervalem. Čím vyšší je srdeční frekvence, tím je délka R-R intervalu kratší. A naopak při nižší srdeční frekvenci se R-R interval prodlužuje (Bernaciková, et al., 2017).

V naší studii jsme využili relaxační metodu Progresivní svalové relaxace, která je založena na systematickém uvolňování kosterního svalstva prostřednictvím rozvoje schopnosti uvědomovat si rozdíly mezi napětím a uvolněním, jejíž autorem je Edmund Jacobson (Drotárová & Drotárová, 2003). V rámci výzkumné skupiny byla použita 15 min nahrávka Jacobsonovy progresivní svalové relaxace z CD „Psychoterapeutické relaxační techniky“ (Suchý, 2014). V rámci kontrolní skupiny probandi jen leželi na zádech v klidné, tiché místnosti po dobu 15 minut. Nutno podotknout, že probandi figurovali jak v rámci výzkumné skupiny, tak v rámci skupiny kontrolní. Před samotným měřením VSF bylo probandům zapůjčeno CD „Psychoterapeutické relaxační techniky“ (Suchý, 2014) domů a byli poučeni, že nahrávku Jacobsonovy progresivní svalové relaxace si mají zacvičit celkem pětkrát

během časového období třech týdnů, aby se probandi naučili vnímat rozdíl mezi napětím a uvolněním kosterního svalstva, a nejednalo se tedy o naivní subjekty. Byly porovnávány spektrální a časové ukazatele v polohách leh 2 před (PSR nebo lehem) a leh 4 po (PSR nebo lehu). Co se týče výsledků došlo ke statisticky významnému zvýšení parametru R-R interval (z 0,97 ms na 1,2 ms) v experimentální skupině. Z toho lze usoudit, že došlo ke snížení srdeční frekvence. Ostatní spektrální i časové ukazatele VSF se statisticky významně nezměnili. Došlo však ke statisticky nevýznamnému zvýšení parametrů: Power VLF, Power HF, Rel. HF, MSSD a Total Power. A naopak ke statisticky nevýznamnému snížení parametrů Power LF, LF/HF a Rel. LF.

V kontrolní skupině došlo ke statisticky významnému zvýšení parametrů Power VLF, Power HF, RR intervaly a MSSD. Ostatní spektrální i časové ukazatele VSF se statisticky významně nezměnili. Došlo však ke statisticky nevýznamnému zvýšení u spektrálních ukazatelů VSF – Rel. HF a Total power. Ke statisticky nevýznamnému snížení došlo u parametrů Power LF, poměru LF/HF a Rel. LF.

Olschewski (2019) mluví o progresivní svalové relaxaci jako o cvičení a zdůrazňuje, že při cvičení PSR máme nejprve vědomě vnímat napětí ve svalech, přičemž jednotlivé svalové skupiny záměrně uvedeme do pokud možno nejintenzivnějšího stavu napětí, následně je necháme zcela ochabnout a úplně je uvolníme.

Při cvičení o nízké intenzitě dochází ke kardioakceleraci, která je způsobena inhibicí parasympatiku. Kardioakcelerace při cvičení o střední intenzitě je způsobena jak inhibicí parasympatiku, tak aktivací sympatiku. Exponenciální pokles srdeční frekvence po cvičení je dán vnitřní vlastností intaktní cirkulace, která je nezávislá na autonomní kontrole (Javorka et al., 2002). Po ukončení fyzické aktivity dochází v prvních minutě k rychlému poklesu srdeční frekvence, a to i přes zvýšenou aktivitu sympatiku. Ve druhé minutě dochází k poklesu koncentrace noradrenalinu. Mezi 2. až 5. minutou je pokles srdeční frekvence a koncentrace noradrenalinu pomalejší. Další fáze (5.-10. minuta) je spojena s ještě pomalejšími změnami srdeční frekvence, které jsou způsobeny vagovou reaktivací, což je v podstatě reakce na metabolické, tlakové, hormonální a termoregulační změny. V této fázi je další pokles srdeční frekvence způsoben redukcí aktivity sympatiku. Rychlost poklesu srdeční frekvence v průběhu zotavení po zatížení se používá v řadě testů kardiovaskulární zdatnosti. Zpomalení SF, ke kterému dojde v 5.-10. minutě, může sloužit jako index kardiální vagové reaktivity. Tento index sice nekoreluje s parametry VSF před začátkem práce, ale pozitivně koreluje s ukazateli VSF v časně fázi zotavení. To znamená, že vzestup vagové aktivity v průběhu zotavení, která

je rozhodujícím faktorem pro pokles srdeční frekvence po zátěži, není závislý na aktivaci vagu před tělesnou zátěží. Z většiny studií vyplývá, že v prvních minutách po ukončení poměrně lehké práce přetrvává redukce spektra, která byla indukovaná zátěží (Stejskal, 2008).

V první uvedené studii Leonaitė, Vainoras a Poderys (2010) došli k závěru, že se parametry Power VLF, Power LF a Total power statisticky významně zvýšily při použití všech tří relaxačních technik (Mindfulness Body Scan Meditation, Heart Lock-in technique a Progresivní svalová relaxace). To by mohlo být způsobeno výběrem věkové kategorie (44,17 ± 13,46 let). Doba zotavení ANS po cvičení PSR mohla být pravděpodobně pomalejší, než u probandů ve studii Dolbier & Rush (2012). V této studii (Dolbier & Rush, 2012) zkoumali vliv PSR na variabilitu srdeční frekvence u vysokoškolských studentů v průměrném věku 19 let, kteří vykazovali vysokou míru stresu. Po PSR došlo ke statisticky významnému nárůstu HFnu a poklesu poměru LF/HF ve srovnání s kontrolní skupinou. Ve studii Je-Kyun a Jae-Hyok (2007) měli poměrně široké věkové zastoupení probandů (20-59 let) a zjistili, že po PSR došlo ke statisticky významnému snížení tepové frekvence a statisticky významnému zvýšení časových ukazatelů VSF – SDNN a SDSD. V poslední zmíněné (kvalitativní) studii zjistili Malátová, Bahenský a Maršálek (2018), že po osmitýdenní intervenci u probanda, který prováděl PSR došlo ke snížení SF v průběhu procedury v průměru o 10,5 tepů/min.

Naše studie prokázala statisticky významné zvýšení parametru R-R intervalu u experimentální skupiny, z čehož můžeme usuzovat, že došlo ke snížení srdeční frekvence po aplikaci progresivní svalové relaxaci. Na druhou stranu v kontrolní skupině došlo ke statisticky významnému zvýšení parametrů Power HF, RR intervaly a MSSD – tyto výsledky ukazují na zvýšenou aktivitu parasymptiku a na posun autonomní rovnováhy směrem k parasymptiku.

Vzhledem k našim výsledkům a tomu, že kardiální vagová reaktivace začíná přibližně po 5 minutách po zátěži (Stejskal, 2008), je pravděpodobné, že pro plné projevení parasymptiku by bylo vhodné použít delší dobu měření SA VSF po aplikaci progresivní svalové relaxace. Otázkou však zůstává, zda a za jak dlouho dochází k signifikantnímu nárůstu dalších spektrálních a časových ukazatelů parasymptiku (vagu). To by mohlo být předmětem zkoumání dalších studií, navazujících na tuto diplomovou práci.

Budoucí studie, zabývající se touto problematikou, by mohli být designovány z dlouhodobého hlediska u většího množství účastníků ve stejné věkové kategorii. Také by bylo vhodné provést studii u reálných pacientů s určitou mírou distresu či úzkosti aj.

Porovnání výsledků spektrální analýzy variability srdeční frekvence již během provádění PSR by mohli přinést zajímavé výsledky o reaktivitě ANS. Také porovnání ukazatelů SA VSF podle pohlaví u probandů provádějících PSR by mohli přinést nové poznatky, týkající se rozdílné reakce ANS mužů a žen po PSR.

7 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo posoudit vliv Jacobsonovy progresivní svalové relaxace na reaktivitu autonomního nervového systému hodnocenou vybranými ukazateli spektrální analýzy variability srdeční frekvence. Vybranými ukazateli SA VSF byly: Power VLF, Power LF, Power HF, poměr LF/HF, dále Rel. HF a Rel. LF, a také celkový spektrální výkon – Total Power. Z časových ukazatelů byly hodnoceny R-R intervaly a MSSD. Kromě toho probandi vyplnili anamnestický dotazník, dotazník na autonomní funkce a dotazníky zaměřené na hodnocení subjektivního stavu.

Dotazník na autonomní funkce má za cíl zjistit, jaký je poměr zastoupení sympatiku a parasympatiku u dané skupiny. Výsledný poměr otázek A:B u vzorku probandů této studie je 5,95 ($\pm 1,79$) : 6,35 ($\pm 1,60$). Tento poměr vypovídá o vyvážené aktivitě obou subsystémů s mírnou převahou parasympatiku.

Probandi před a po měření VSF vyplnili dotazník zaměřený na hodnocení subjektivního stavu probandů. Tento dotazník hodnotí míru duševního napětí probandů pomocí vizuální analogové škály. Statisticky významné snížení míry duševního napětí se projevilo u 85 % probandů výzkumné skupiny. Na rozdíl od kontrolní skupiny, kde nedošlo ke statisticky významné změně míry duševního napětí. Z toho lze usoudit, že aplikace progresivní svalové relaxace měla na probandy této studie zklidňující efekt.

V naší studii se podařilo prokázat, že v lehu 4 po aplikaci progresivní svalové relaxaci nedojde ke statisticky významným změnám hodnot vybraných spektrálních ukazatelů VSF (POWER HF, POWER LF, POWER VLF, LF/HF, REL. LF, REL. HF, TOTAL POWER) ve srovnání s lehem 2 před aplikací progresivní svalové relaxace. Tudíž hypotézu H_01 nelze zamítnout.

Nepodařilo prokázat, že v lehu 4 po aplikaci progresivní svalové relaxace nedojde ke statisticky významné změně časových ukazatelů (R-R intervaly a MSSD) ve srovnání s lehem 2 před aplikací progresivní svalové relaxace. Projevila se statisticky významně vzestupná tendence R-R intervalu. Hypotézu H_02 tedy zamítáme.

Co se týče kontrolní skupiny, nepodařilo se nám prokázat, že v lehu 4 po lehu bez aplikace PSR nedojde ke statisticky významným změnám hodnot vybraných spektrálních ukazatelů VSF (POWER HF, POWER LF, POWER VLF, LF/HF, REL. LF, REL. HF, TOTAL POWER) ve srovnání s lehem 2 před lehem bez aplikace PSR. Projevila se statisticky významně vzestupná tendence parametrů Power VLF a Power

HF. Hypotézu H_03 tedy zamítáme.

Dále se nám nepodařilo prokázat, že v lehu 4 po lehu bez PSR nedojde ke statisticky významné změně časových ukazatelů (R-R intervaly a MSSD) ve srovnání s lehem 2 před lehem bez PSR. Projevila se statisticky významně vzestupná tendence R-R intervalu a MSSD. Hypotézu H_04 tedy zamítáme.

Naše studie prokázala statisticky významné zvýšení parametru R-R intervalu u experimentální skupiny, z čehož můžeme usuzovat, že došlo ke snížení srdeční frekvence, což mohlo být způsobeno zvýšenou aktivitou parasympatiku a posunem sympatovagové rovnováhy směrem k parasympatiku. Na druhou stranu u kontrolní skupiny došlo k signifikantním změnám ve více parametrech. Došlo ke statisticky významnému zvýšení parametrů: Power HF, R-R intervalu a MSSD. Tyto výsledky ukazují na zvýšenou aktivitu parasympatiku a na posun autonomní rovnováhy směrem k parasympatiku. Vzhledem k uvedeným výsledkům, je pravděpodobné, že k plnému projevení parasympatiku (vagu) je nutný delší časový úsek měření SA VSF po aplikaci progresivní svalové relaxace.

Závěrem lze říci, že posouzením vlivu Jacobsonovy progresivní svalové relaxace na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence byl splněn cíl této diplomové práce.

8 SOUHRN

Tato diplomová práce se zaměřila na posouzení vlivu Jacobsonovy progresivní svalové relaxace na autonomní nervový systém, který byl hodnocen vybranými ukazateli spektrální analýzy variability srdeční frekvence.

V teoretické části diplomové práce jsou popsány poznatky týkající se daného tématu: autonomní nervový systém, variabilita srdeční frekvence, spektrální analýza variability srdeční frekvence, pojem relaxace a Jacobsonova progresivní svalová relaxace. V praktické části diplomové práce je stanoven cíl a čtyři nulové hypotézy. Dále je popsána metodika této studie, zhodnocení výsledků a jejich grafické znázornění. Diskuze obsahuje vyjádření k dosaženým výsledkům a v závěru práce jsou shrnuty výsledky této diplomové práce.

Naší studie se zúčastnilo 14 žen a 6 mužů v období rané dospělosti (průměrný věk = $24,08 \pm 1,94$ let; průměrné BMI = $22,96 \pm 3,14$ kg/m²). Tito probandi byli součástí jak skupiny výzkumné, tak kontrolní. Před samotným měřením VSF probandi celkem pětkrát během časového období třech týdnů prováděli Jacobsonovu progresivní svalovou relaxaci podle instrukcí ze zapůjčeného CD, aby se naučili vnímat rozdíl mezi napětím a uvolněním kosterního svalstva. Měření VSF poté probíhalo v laboratoři RRR centra za standardizovaných podmínek v dopoledních hodinách. První měřenou pozicí byl leh na zádech, který sloužil pro zklidnění probanda po příchodu. Dalším lehem (leh2) byla zahájena ortoklinostatická zkouška leh-stoj-leh. Po ní byla probandům puštěna nahrávka s instrukcemi progresivní svalové relaxace trvající 15 minut. Poslední měřenou pozicí byl leh 4 po aplikaci progresivní svalové relaxace. Měření VSF u kontrolní skupiny probíhalo obdobně pouze bez aplikace progresivní svalové relaxace. Vyšetření VSF bylo doplněno dotazníky. Pro posouzení vlivu progresivní svalové relaxace na autonomní nervový systém byly porovnány pozice leh 2 a leh 4.

Z výsledků studie uvádím, že došlo ke staticky významnému zvýšení parametru R-R intervalu po aplikaci relaxační metody progresivní svalové relaxace. Z toho lze usoudit, že došlo ke snížení srdeční frekvence, tj. se projevil relaxační efekt PSR na autonomní nervový systém.

9 SUMMARY

This thesis is focused on the evaluation of Jacobson's progressive muscle relaxation effect on the autonomic nervous system. The evaluation was done by examining selected indicators of spectral analysis of the heart rate variability.

The theoretical part describes the knowledge related to the topic: autonomic nervous system, heart rate variability, spectral analysis of heart rate variability, the concept of relaxation, and Jacobson's progressive muscle relaxation. The practical part of this thesis contains its aim, four null hypotheses, the methodology of this study, evaluation of results, and their graphical representation. The discussion part consists of a commentary on the results which are then summarized at the end of the thesis.

Our study involved 14 women and 6 men in their early adulthood (the average age was $24.08 \pm 1,94$ years and the average BMI was 22.96 ± 3.14 kg/m²). These probands were part of both the research and control groups. The probands took part in Jacobson's progressive muscle relaxation programme five times in three weeks by following the instructions recorded on a CD. The purpose of this was to make them feel the difference between tensed and relaxed skeletal muscles before the measurement of the heart rate variability was carried out. The measurement of the heart rate variability was conducted in the RRR Centrum laboratory under the standard conditions in the morning. After arrival, the probands were instructed to lie on their back in order to calm them down. The ortho-clinostatic maneuver of lying-standing-lying started after the probands laid down again (lying 2). The probands then listened to a 15-minute recording with instructions on progressive muscle relaxation. After progressive muscle relaxation took place, the last measured position was lying 4. Heart rate variability of the control group was measured in a similar manner, only this time the probands were not taking part in the progressive muscle relaxation programme. The research was supplemented by questionnaires. Positions lying 2 and lying 4 were then compared in order to evaluate the effect of the progressive muscle relaxation on the reactivity of an autonomic nervous system.

The results show a statistically significant increase in the R-R interval after the progressive muscle relaxation method was carried out. Therefore, it is assumable that the heart rate was reduced, and the autonomic nervous system was influenced by a PMR relaxation effect.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Acharya, U. R., Joseph, K. P., Kannathal, N., Min, L. C., & Suri, J. S. (2007). Heart Rate Variability. In U. R. Acharya et al. (Eds.), *Advances in Cardiac Signal Processing* (pp. 121–165). Verlag Berlin Heidelberg: Springer.
- Almeida-Santos, M. A., Barreto-Filho, J. A., Oliveira, J. L. M., Reis, F. P., da Cunha Oliveira, C. C., & Sousa, A. C. S. (2016). Aging, heart rate variability and patterns of autonomic regulation of the heart. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 63(1), 1–8.
- Ambler, Z., Bednařík, J., & Růžička, E. (2004). *Klinická neurologie*. Praha: Triton
- Bartůňková, S. (2010). *Stres a jeho mechanismy*. Praha: Karolinum.
- Bernaciková, M., et al. (2017). *Regenerace a výživa ve sportu*. Brno: Masarykova univerzita.
- Bonnemeier, H., Wiegand, U. K. H., Brandes, A., Kluge, N., Katus, H. A., Richardt, G., & Potratz, J. (2003). Circadian Profile of Cardiac Autonomic Nervous Modulation in Healthy Subjects. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 14(8), 791–799.
- Botek, M., Krejčí, J., & McKune, A. J. (2017). *Variabilita srdeční frekvence v tréninkovém procesu: historie, současnost a perspektiva*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci
- Catai, A. M., Pastre, C. M., Godoy, M. F. de, Silva, E. da, Takahashi, A. C. de M., & Vanderlei, L. C. M. (2020). Heart rate variability: are you using it properly? Standardisation checklist of procedures. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 24(2), 91-102.
- Čihák, R. (2004). *Anatomie 3: Druhé, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing.
- Dolbier, C. L., & Rush, T. E. (2012). Efficacy of abbreviated progressive muscle relaxation in a high-stress college sample. *International Journal of Stress Management*, 19(1), 48–68.
- Draghici, A. E., & Taylor, J. A. (2016). The physiological basis and measurement of heart rate variability in humans. *Journal of Physiological Anthropology*, 35(22), 1-8.
- Drotárová, E. & Drotárová, L. (2003). *Relaxační metody – malá encyklopedie*. Praha: Epoque.
- Dvořák, R. (2003) *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého.

- Dylevský, I. (2007). *Základy funkční anatomie člověka*. 1. vydání. Praha: Manus.
- Eckberg, D. L. (2003). The human respiratory gate. *The Journal of Physiology*, 548(2), 339-352.
- Ernst, G. (2014). *Heart rate variability*. London: Springer.
- Ewing D. J., et al. (1985). The value of cardiovascular autonomic function tests: 10 years experience in diabetes. *Diabetes Care*, 8(5), 491-498.
- Fatissou, J., Oswald, V., & Lalonde, F. (2016). Influence Diagram of Physiological and Environmental Factors Affecting Heart Rate Variability: An Extended Literature Overview. *Heart International*, 11(1), 32-40.
- Fitzgerald, K., Wilson, R.F. & Iaizzo, P.A. (2009). Autonomic Nervous System. In P. Iaizzo (Ed.), *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices* (pp. 177-189). Switzerland: Springer International Publishing.
- Ganong, W. F. (2005) *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén.
- Grofová, K. & Černý, V. (2015). *Relaxační techniky pro tělo, dech a mysl: návrat k přirozenému uvolnění*. Brno: Edika.
- Hayano, J., & Yuda, E. (2019). Pitfalls of assessment of autonomic function by heart rate variability. *Journal of Physiological Anthropology*, 38(3), 1-8.
- Houle, M. S., & Billman, G. E. (1999). Low-frequency component of the heart rate variability spectrum: a poor marker of sympathetic activity. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 276(1), 215-223.
- Hudák, R. & Kachlík, D. (2015). *Memorix anatomie*. 3. vydání. Praha: Triton.
- Javorka, K., et al. (2008). *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy hodnotenie klinické využítie*. Martin: Osveta.
- Javorka, K. (2014). *Lekárska fyziológia: učebnica pre lekárske fakulty*. 4. vydání. Martin: Osveta.
- Javorka, M., Zila, I., Balhárek, T., & Javorka, K. (2002). Heart rate recovery after exercise:

- relations to heart rate variability and complexity. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 35(8), 991–1000.
- Je-Kyun, L. & Jae-Hyok, L. (2007). The Effect of Progressive Muscle Relaxation Therapy on Autonomic Nerve System. *Journal of Oriental Neuropsychiatry*, 18(1), 111-122.
- Juřinová, I. (1974). Charakteristika některých parametrů svalové relaxace. *Teorie a praxe tělesné výchovy*, 22(5), 309-314.
- Kim, H. G., Cheon, E. J., Bai, D. S., Lee, Y. H., & Koo, B. H. (2018). Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature. *Psychiatry Investigation*, 15(3), 235–245.
- Kittnar, O., a kol. (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing
- Knížetová, V. & Kos, B. (1989). *Strečink, relaxace, dýchání*. Praha: Olympia.
- Koenig, J., & Thayer, J. F. (2016). Sex differences in healthy human heart rate variability: A meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 64(17), 288–310.
- Koenig, J., et al. (2014) Body mass index is related to autonomic nervous system activity as measured by heart rate variability – A replication using short term measurements. *The Journal of Nutrition, Health & Aging*, 18(3), 300–302.
- Kuusela, T. (2012). Methodological Aspects of Heart Rate Variability Analysis. In M. V. Kamath, M. Watanabe, A. Upton (Eds.), *Heart Rate Variability (HRV) Signal Analysis* (pp. 9–42). Boca Raton: CRC Press.
- La Rovere, M. T., Pinna, G. D., & Raczak, G. (2008). Baroreflex Sensitivity: Measurement and Clinical Implications. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 13(2), 191–207.
- Laborde, S., Mosley, E., & Thayer, J. F. (2017). Heart Rate Variability and Cardiac Vagal Tone in Psychophysiological Research – Recommendations for Experiment Planning, Data Analysis, and Data Reporting. *Frontiers in Psychology*, 8(212), 1-18.
- Laske T.G., Shrivastav M., Iaizzo P.A. (2009) The Cardiac Conduction System. In P. Iaizzo (Ed.), *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices* (pp. 159-175). Switzerland: Springer International Publishing.

- Leonaitė, A. & Vainoras, A. (2010). Heart Rate Variability during two Relaxation Techniques in Post-MI Men. *Electronics and Electrical Engineering*, 5(101), 107-110.
- Leonaitė, A., Vainoras A., & Poderys, J. L. (2010). Heart rate variability during three relaxation techniques: a pilot study. *Sporto mokslas*, 61(3), 19-23.
- Li, K., Rüdiger, H., & Ziemssen, T. (2019). Spectral Analysis of Heart Rate Variability: Time Window Matters. *Frontiers in Neurology*, 10(545), 1-12.
- Lüllmann-Rauch, R. (2012). *Histologie*. Praha: Grada Publishing
- Malátová, R., Bahenský, P., & Maršálek, M. (2018). Analýza vlivu Schultzova autogenního tréninku a Jacobsonovy progresivní relaxace na změnu srdeční frekvence během osmítýdenní intervence. *Studia Kinanthropologica*, 19(3), 235-243.
- McCorry, L. K. (2007). Physiology of the Autonomic Nervous System. *American Journal of Pharmaceutical Education*, 71(4), 1-11.
- Metelka, R., et al. (2018) Heart rate variability evaluation in the assessment of cardiac autonomic neuropathy in patients with type 2 diabetes, *Cor et Vasa*, 60(4), 335-344.
- Molfino, A., et al. (2009). Body mass index is related to autonomic nervous system activity as measured by heart rate variability. *European Journal of Clinical Nutrition*, 63(10), 1263–1265.
- Myslivoček, J., & Trojan, S. (2004). *Fyziologie do kapsy*. Praha: Triton.
- Naňka, O., Elišková, M. & Eliška, O. (2009). *Přehled anatomie* (2nd ed.). Praha: Galén.
- Nešpor, K. & Baková, A. (2012). Relaxační techniky: co uvolnit a proč? *Praktický lékař*, 92(3), 171-172.
- Olschewski, A. (2019). *Progresivní svalová relaxace: jak se zbavit stresu pomocí klasických i nových cvičení podle Jacobsona*. Olomouc: Poznání.
- Opavský, J. (2018). Diagnostika, symptomatika a nálezy u onemocnění a poruch autonomního nervového systému v neurologii. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 81(114), 625-643.

- Opavský, J., & Salinger, J. (1995). Vyšetřovací metody funkcí autonomní nervové soustavy – přehled pro potřeby klinické praxe. *Klinické aspekty a diagnostika. Neinvazivna kardiológia*, 4(3), 139-153.
- Opavský, J. (2002). *Autonomní nervový systém a diabetická autonomní neuropatie: Klinické aspekty a diagnostika*. Praha: Galén.
- Orel, M., & Facová, V. (2007). *Základy stavby a funkce nervového systému*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Placheta, Z., Siegelová J. & Štejfá M. (1999). *Zátěžová diagnostika v ambulantní a klinické praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Pumprla, J. (2001). Variabilita srdeční frekvence: význam měření pro praxi. *Kapitoly z kardiologie*, 3(2), 66-70.
- Pumprla, J., Sovová, E., & Howorka, K. (2014). Variabilita srdeční frekvence: Využití v interní praxi se zaměřením na metabolický syndrom. *Interní Medicína pro praxi*, 16(5), 205-209.
- Rokyta, R., a kol. (2015). *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing
- Salinger, J. & Gwozdiewicz, M. (2008). Systémy používané pro vyšetření krátkodobé variability srdeční frekvence. In K. Javorka, et al. (Eds.), *Variabilita frekvencie srdca. Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 57-65). Martin: Osveta.
- Salinger, J., et al. (1995). Telemetric, computer aided system for non-invasive examination of heart rate variability, type VariaPulse TF 3. *Computers in Cardiology 1995*, 437-440.
- Salinger, J., Opavský, J., Bůla, J., Vychodil, R., Novotný, J., & Vaverka, F. (1994). Programové vybavení měřicího systému, typ TF-2, určené pro spektrální analýzu variací R-R intervalů v kardiologii. *Lékař a technika*, 25, 58-62.
- Salinger, J., Opavský, J., Stejskal, P., Vychodil, R., Olšák, S., & Janura, M. (1998). The evaluation of heart rate variability in physical exercise by using the telemetric variapulse TF 3 system. *Acta Gymnica Universitatis Palackianae Olomucensis*, 28, 13-23.
- Salinger, J., Pumprla, J., Vychodil, R., Stejskal, P., Opavský, J., Novotný, J., Bula, J. (1999).

- Microcomputer System for Telemetric Assessment of Short Term Heart Rate Variability in Time and Frequency Domain, Type VariaCardio TF4. *Computers in Cardiology*, 26, 599-602.
- Salinger, J., Stejskal, P., Opavský, J., Gwozdziejewicz, M., Gwozdziejewiczová, S., Novotný, J., Elfmark, M., & Bula, J. (2004). System type VarCor PF for non-invasive diagnostics of the heart rate variability and of the respiratory rate. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínkách oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp. 96-104). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Salinger, J., Štěpaník, P., Krejčí, J., & Stejskal, P. (2006). Non-invasive investigation of the function of the autonomic nervous system with the use of the VarCor PF7 system. In Z. Borysiuk (Ed.), *5th International Conference Movement and Health – Proceedings* (pp. 486-493). Opole: Opole University of Technology.
- Sandercock, G. R. H., Bromley, P. D., & Brodie, D. A. (2005). Effects of Exercise on Heart Rate Variability: Inferences from Meta-Analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(3), 433–439.
- Shaffer, F., & Ginsberg, J. P. (2017). An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*, 5(258), 1-17.
- Silbernagl, S., & Despopoulos, A. (2016). *Atlas fyziologie člověka: překlad 8. německého vydání*. Praha: Grada Publishing.
- Stackeová, D. (2011). *Relaxační techniky ve sportu: autogenní trénink, dechová cvičení, svalová relaxace*. Praha: Grada.
- Stackeová, D. (2012). *Cvičení na bolavá záda*. Praha: Grada.
- Stauss, H. M. (2003). Heart rate variability. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 285(5), 927–931.
- Stejskal, P. (2004). Využití nové metodiky hodnocení SA HRV pomocí komplexních indexů v klinické a sportovní praxi. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínkách oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp. 105-116). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

- Stejskal, P. (2008). Využití hodnocení variability srdeční frekvence ve sportovní medicíně. In K. Javorka, et al. (Eds), *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy hodnotenie klinické využítie* (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 et Slovaca*, 5(2), 33-42.
- Stejskal, P., et al. (2001). Power spectrum of heart rate variability in exercising humans: The effect of exercise intensity. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*, 10(1), 39–57.
- Stejskal, P., Šlachta, R., Elfmark, M., Salinger, J., Gaul-Aláčová, P. (2002) Spectral analysis of heart rate variability: *New evaluation method. Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 32 (2), 13-18.
- Suchý, A. (2014). Jacobsonova progresivní svalová relaxace. On *Psychoterapeutické relaxační techniky* [CD]. Brno: Tribun EU.
- Švíglerová, J., Kuncová, J., Štengl, M. (2014). Kontraktální funkce myokardu a jejich regulace. *Československá fyziologie*, 63(1), 25-33.
- 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. *Circulation*, 93(5), 1043-1065.
- Thaler, M. S. (2013). *EKG a jeho klinické využití*. Praha: Grada.
- Thayer, J. F., Åhs, F., Fredrikson, M., Sollers, J. J., & Wager, T. D. (2012). A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(2), 747–756.
- Tonhajzerová, I. (2017). Variabilita frekvence srdeční: okno do regulace chronotropní činnosti srdce. In: Ptáček, R. & M. Novotný et al. (Eds), *Biofeedback v teorii a praxi* (pp. 122-134). Praha: Grada Publishing.
- Trojan, S. (1999). *Lékařská fyziologie*. 3. vydání. Praha: Grada Publishing.

- Uhlíř, P. (2013). Spektrální analýza variability srdeční frekvence u vybraných diagnóz pacientů v léčebné rehabilitaci. Olomouc. Disertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury. Vedoucí práce prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.
- Van Ravenswaaij-Arts, C. M. A., et al. (1993). Heart Rate Variability. *Annals of Internal Medicine*, 118(6), 436-447.
- Vlčková, E., Bednařík, J., Buršová, Š., Šajgalíková K. a Mlčáková L. (2010) Spektrální analýza variability srdeční frekvence – normativní data. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 73(6), 663-372.
- Watanabe, N., Reece, J., & Polus, B. I. (2007). Effects of body position on autonomic regulation of cardiovascular function in young, healthy adults. *Chiropractic & osteopathy*, 15(19), 1-8.
- Weinhaus A.J., Roberts K.P. (2009) Anatomy of the Human Heart. In: Iaizzo P. (Ed.) *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices* (pp. 51-79) Switzerland: Springer International Publishing.
- Wittling, W. & Wittling, R. A. (2012) Herzs Schlagvariabilität: Frühwarnsystem, Stress – und Fitnessindikator. Heiligenstadt: Eichsfeld. In M. Botek, J. Krejčí, & A. J. McKune (2017), *Variabilita srdeční frekvence v tréninkovém procesu: historie, současnost a perspektiva* (p. 89), Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Xhyheri, B., Manfrini, O., Mazzolini, M., Pizzi, C., & Bugiardini, R. (2012). Heart Rate Variability Today. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 55(3), 321–331.
- Yasuma, F., & Hayano, J. (2004). Respiratory Sinus Arrhythmia. *Chest*, 125(2), 683–690.
- Yilmaz, M., Kayancicek, H., Cekici, Y. (2018). Heart rate variability: Highlights from hidden signals. *Journal of Integrative Cardiology*. 4(5), 1-8.

11 SEZNAM TABULEK

- Tabulka 1. Výsledky: Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF výzkumné skupiny v pozici leh 2 před Jacobsonovou progresivní svalovou relaxací a v pozici leh 4 po Jacobsonově progresivní svalové relaxaci.
- Tabulka 2. Výsledky: Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF kontrolní skupiny v pozici leh 2 před lehem (trvajícím 15 minut) a v pozici leh 4 po lehu (trvajícím 15 minut).
- Tabulka 3. Základní charakteristiky probandů ve studii.
- Tabulka 4. Dotazník na autonomní funkce vyplněný účastníky studie.
- Tabulka 5. Hodnocení subjektivního stavu (míry duševního napětí) před a po Jacobsonově progresivní svalové relaxaci pomocí vizuální analogové škály – měřeno v cm.
- Tabulka 6. Hodnocení subjektivního stavu (míry duševního napětí) u kontrolní skupiny – před a po lehu pomocí vizuální analogové škály – měřeno v cm.
- Tabulka 7. Spektrální a časové ukazatele VSF u výzkumné skupiny (s PSR) v poloze leh 1 před PSR.
- Tabulka 8. Spektrální a časové ukazatele VSF u výzkumné skupiny (s PSR) v poloze leh 2 před PSR.
- Tabulka 9. Spektrální a časové ukazatele VSF u výzkumné skupiny (s PSR) v poloze stoj 1 před PSR.
- Tabulka 10. Spektrální a časové ukazatele VSF u výzkumné skupiny (s PSR) v poloze leh 3 před PSR.
- Tabulka 11. Spektrální a časové ukazatele VSF u výzkumné skupiny v lehu 4 po Jacobsonově progresivní svalové relaxaci.
- Tabulka 12. Spektrální a časové ukazatele VSF u kontrolní skupiny (bez PSR) v poloze leh 1 před lehem, trvajícím 15 minut.

- Tabulka 13. Spektrální a časové ukazatele VSF u kontrolní skupiny (bez PSR) v poloze leh 2 před lehem, trvajícím 15 minut.
- Tabulka 14. Spektrální a časové ukazatele VSF u kontrolní skupiny (bez PSR) v poloze stoj 1 před lehem, trvajícím 15 minut.
- Tabulka 15. Spektrální a časové ukazatele VSF u kontrolní skupiny (bez PSR) v poloze leh 3 před lehem, trvajícím 15 minut.
- Tabulka 16. Spektrální a časové ukazatele VSF u kontrolní skupiny (bez PSR) v poloze leh 4.
- Tabulka 17. Spektrální a časové ukazatele u jednotlivých probandů v pozicích: leh 2 před Jacobsonovou progresivní svalovou relaxací a lehu 4 po Jacobsonově progresivní svalové relaxaci.
- Tabulka 18. Spektrální a časové ukazatele VSF u jednotlivých probandů kontrolní skupiny (bez PSR) v pozicích: leh 2 a leh 4.
- Tabulka 19. Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF výzkumné skupiny s kontrolní skupinou v pozici leh 4.
- Tabulka 20. Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů mezi pozicemi leh 2 a leh 3 (viz zkouška leh 2-stoj-leh 3).

12 TABULKY

Tabulka 3. Základní charakteristiky probandů ve studii.

Č.P	Pohlaví	Věk [roky]	Výška [cm]	Váha [kg]	BMI [kg/m ²]
1	M	24,58	186,00	73,00	21,10
2	M	26,75	179,00	87,00	27,15
3	Ž	20,83	178,00	60,00	18,94
4	Ž	25,92	157,00	65,00	26,37
5	Ž	23,33	181,00	66,00	20,15
6	Ž	25,33	182,00	70,00	21,13
7	M	27,83	177,00	85,00	27,13
8	M	23,92	173,00	66,00	22,05
9	Ž	24,50	163,00	65,00	24,46
10	M	22,25	182,00	98,00	29,59
11	Ž	24,33	174,00	80,00	26,42
12	Ž	25,17	170,00	60,00	20,76
13	Ž	23,58	164,00	65,00	24,17
14	Ž	19,42	165,00	55,00	20,20
15	Ž	24,67	175,00	59,00	19,27
16	Ž	22,17	175,00	63,00	20,57
17	Ž	24,08	169,00	54,00	18,91
18	M	24,33	170,00	69,00	23,88
19	Ž	23,08	169,00	68,00	23,81
20	Ž	25,50	174,00	70,00	23,12
\bar{x}	-	24,08	173,15	68,90	22,96
SD	-	1,94	7,37	11,11	3,14

Vysvětlivky

Č.P.	číslo probanda
BMI	body mass index (index tělesné hmotnosti)
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka

Tabulka 4. Dotazník na autonomní funkce vyplněný účastníky studie.

Č.P.	A	B	C
1	9	5	2
2	3	10	3
3	7	4	5
4	7	5	4
5	4	7	5
6	6	7	3
7	3	8	5
8	8	6	2
9	8	5	3
10	5	7	4
11	8	7	1
12	5	8	3
13	7	6	3
14	6	5	5
15	8	7	1
16	6	4	6
17	5	6	5
18	4	6	6
19	6	5	5
20	4	9	3
\bar{x}	5,95	6,35	3,70
SD	1,79	1,60	1,53

Vysvětlivky:

- Č.P. číslo probanda
- A odpověď A – značí převahu sympatiku
- B odpověď B – značí převahu parasympatiku
- C odpověď C – neutrální; nepoukazuje na převahu ani jednoho z uvedených subsystémů
- \bar{x} aritmetický průměr
- SD směrodatná odchylka

Poměr odpovědí A : B = 5,95 : 6,35

Tabulka 5. Hodnocení subjektivního stavu (míry duševního napětí) před a po Jacobsonově progresivní svalové relaxaci pomocí vizuální analogové škály – měřeno v cm.

Č.P.	PSR před	PSR po	Rozdíl	Tendence
1	5,50	4,60	0,9	-
2	6,30	5,40	0,9	-
3	4,90	3,10	1,8	-
4	5,20	6,30	1,1	+
5	5,90	5,40	0,5	-
6	4,20	3,50	0,7	-
7	6,40	5,10	1,3	-
8	5,70	5,10	0,6	-
9	4,40	3,40	1,0	-
10	5,30	5,80	0,5	+
11	5,10	4,40	0,7	-
12	6,20	5,70	0,5	-
13	6,10	5,30	0,8	-
14	4,20	3,40	0,8	-
15	5,70	5,00	0,7	-
16	5,60	4,70	0,9	-
17	4,60	4,10	0,5	-
18	4,10	4,40	0,3	+
19	5,80	5,60	0,2	-
20	5,00	4,30	0,7	-
\bar{x}	5,31	4,73	0,77	
SD	0,73	0,90	0,36	

Vysvětlivky:

Č.P. číslo probanda

PSR progresivní svalová relaxace

\bar{x} aritmetický průměr

SD směrodatná odchylka

+

tendence k nárůstu hodnot (tj. nárůst duševního napětí)

-

tendence k poklesu hodnot (tj. pokles duševního napětí)

p

hladina statistické významnosti (***p < 0,05**)

Pro statistické zpracování byl zvolen Wilcoxonův párový test. Výsledek je ***p = 0,003**.

Tabulka 6. Hodnocení subjektivního stavu (míry duševního napětí) u kontrolní skupiny – před a po lehu pomocí vizuální analogové škály – měřeno v cm.

Č.P.	Bez PSR, před	Bez PSR, po	Rozdíl	Tendence
1	4,70	6,00	1,30	+
2	4,60	5,90	1,30	+
3	4,80	5,50	0,70	+
4	5,70	5,60	0,10	-
5	4,40	5,70	1,30	+
6	4,60	4,30	0,30	-
7	4,70	4,10	0,60	-
8	5,50	6,30	0,80	+
9	5,20	5,40	0,20	+
10	5,20	5,10	0,10	-
11	4,50	4,10	0,40	-
12	5,20	5,90	0,70	+
13	5,60	5,30	0,30	-
14	4,80	5,40	0,60	+
15	5,50	4,70	0,80	-
16	4,90	5,20	0,30	+
17	4,70	5,30	0,60	+
18	4,30	5,30	1,00	+
19	6,20	6,50	0,30	+
20	4,40	4,20	0,20	-
\bar{x}	4,98	5,29	0,60	
SD	0,51	0,71	0,39	

Vysvětlivky:

Č.P. číslo probanda

PSR progresivní svalová relaxace

\bar{x} aritmetický průměr

SD směrodatná odchylka

+

tendence k nárůstu hodnot (tj. nárůst duševního napětí)

-

tendence k poklesu hodnot (tj. pokles duševního napětí)

p

hladina statistické významnosti (* $p < 0,05$)

Pro statistické zpracování byl zvolen Wilcoxonův párový test. Výsledek je $p = 0,061$

Tabulka 7. Spektrální a časové ukazatele VSF u výzkumné skupiny (s PSR) v poloze leh 1 před PSR.

Č.P.	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	964,28	2827,27	1931,79	1,47	1,13	49,40	33,75	7229,44	5723,33
2	368,76	527,61	437,97	1,20	1,15	39,54	32,82	2182,00	1334,34
3	321,98	549,90	3177,78	0,17	1,05	13,58	78,47	9158,61	4049,67
4	1036,35	1829,02	3698,78	0,49	0,97	27,86	56,35	11607,30	6564,16
5	272,22	278,69	664,48	0,42	0,84	22,93	54,67	1528,98	1215,39
6	839,02	751,31	2065,51	0,36	0,96	20,55	56,50	5529,90	3655,85
7	481,00	298,84	3835,13	0,08	0,94	6,48	83,10	5647,35	4614,96
8	226,10	590,46	1043,24	0,57	0,98	31,75	56,09	4058,07	1859,79
9	500,24	2069,20	2973,11	0,70	1,03	37,33	53,64	11972,19	5542,54
10	159,25	208,31	1117,44	0,19	0,99	14,03	75,25	5046,89	1485,00
11	118,56	1385,95	616,21	2,25	0,79	65,35	29,06	1869,47	2120,71
12	12,75	64,05	642,48	0,10	1,00	8,90	89,32	1912,17	719,28
13	16,07	451,54	2610,48	0,17	0,98	14,67	84,81	8612,17	3078,10
14	561,61	847,90	1246,49	0,68	0,80	31,92	46,93	3253,12	2655,99
15	381,52	573,54	2843,71	0,20	0,92	15,10	74,86	8201,53	3798,77
16	134,58	583,55	659,81	0,88	0,74	42,35	47,88	862,53	1377,94
17	400,66	957,34	527,63	1,81	0,72	50,77	27,98	1491,64	1885,63
18	477,32	1108,52	1344,40	0,82	0,87	37,83	45,88	3438,73	2930,24
19	239,39	618,11	3098,68	0,20	1,12	15,62	78,33	11411,55	3956,18
20	131,65	348,85	1493,52	0,23	0,87	17,67	75,66	2623,93	1974,02
\bar{x}	382,17	843,50	1801,43	0,65	0,94	28,18	59,07	5381,88	3027,09
SD	291,57	698,16	1146,93	0,61	0,12	15,96	19,74	3681,37	1667,75

Vysvětlivky:

Č.P.	číslo probanda
Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka

Tabulka 8. Spektrální a časové ukazatele VSF u výzkumné skupiny (s PSR) v poloze leh 2 před PSR.

Č.P.	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	130,92	4224,06	697,52	6,15	1,18	83,60	13,81	4826,35	5052,50
2	176,05	428,13	713,68	0,60	1,13	32,49	54,15	2351,43	1317,86
3	145,24	1021,55	3534,97	0,29	1,13	21,73	75,18	10930,16	4701,77
4	79,03	363,67	5355,64	0,07	1,07	6,27	92,37	17978,53	5798,34
5	249,96	523,32	501,24	1,05	0,86	41,06	39,33	1557,42	1274,52
6	183,24	258,73	3546,76	0,07	1,02	6,49	88,92	8531,98	3988,73
7	115,42	169,35	1520,50	0,11	0,91	9,38	84,23	3130,59	1805,26
8	335,84	566,97	856,59	0,66	0,97	32,23	48,69	2706,66	1759,40
9	513,99	1062,01	4046,19	0,26	0,99	18,89	71,97	10692,20	5622,19
10	106,14	696,85	961,32	0,73	1,04	39,50	54,49	4324,44	1764,30
11	62,35	473,64	473,16	0,99	0,81	46,93	46,89	1338,83	1009,15
12	197,35	79,76	624,78	0,13	1,05	8,84	69,27	1877,48	901,89
13	134,99	236,36	1253,42	0,19	1,07	14,55	77,14	4994,18	1624,77
14	412,36	519,61	590,71	0,88	0,80	34,12	38,79	1750,38	1522,69
15	591,70	597,29	3384,69	0,18	0,92	13,06	74,00	9647,47	4573,69
16	58,54	355,76	323,28	1,10	0,74	48,23	43,83	421,25	737,59
17	77,91	119,00	1852,43	0,06	0,79	5,81	90,39	2808,98	2049,34
18	538,08	1421,92	3334,97	0,43	0,85	26,85	62,98	4541,13	5294,98
19	37,48	1380,75	5649,83	0,24	1,15	19,54	79,93	17060,67	7068,05
20	78,96	336,80	1255,13	0,27	0,85	20,16	75,12	1604,29	1670,90
\bar{x}	211,28	741,78	2023,84	0,72	0,97	26,49	64,07	5653,72	2976,90
SD	172,93	906,04	1710,23	1,33	0,13	19,19	20,88	5162,24	2020,98

Vysvětlivky:

Č.P.	číslo probanda
Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka

Tabulka 9. Spektrální a časové ukazatele VSF u výzkumné skupiny (s PSR) v poloze stoj 1 před PSR.

Č.P.	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	308,38	495,31	99,74	4,97	0,88	54,83	11,04	387,96	903,44
2	521,30	2029,09	376,03	5,43	0,87	69,34	12,85	1495,65	2926,41
3	65,50	596,74	44,49	13,53	0,65	84,44	6,30	238,69	706,73
4	905,97	1291,67	806,39	1,62	0,73	43,00	26,84	1799,34	3004,03
5	83,75	341,31	160,12	2,14	0,65	58,33	27,36	183,87	585,18
6	55,78	497,73	27,37	18,19	0,61	85,68	4,71	120,80	580,88
7	386,52	2893,55	1457,19	1,99	0,77	61,08	30,76	3637,19	4737,26
8	84,44	2451,74	481,12	5,10	0,65	81,26	15,95	723,53	3017,30
9	931,53	1293,35	780,34	1,66	0,83	43,04	25,97	2269,88	3005,22
10	48,67	283,28	114,76	2,59	0,76	63,42	25,69	372,27	446,71
11	164,49	527,10	88,15	5,98	0,55	67,60	11,30	138,22	779,74
12	234,17	324,49	68,84	4,73	0,78	51,71	10,97	287,99	627,50
13	267,43	1166,42	348,40	3,35	0,80	65,45	19,55	938,51	1782,26
14	769,89	1903,22	7594,07	0,25	0,65	18,54	73,96	17135,92	10267,17
15	633,98	1362,50	127,91	10,67	0,65	64,14	6,02	625,64	2124,39
16	14,53	704,85	194,55	3,65	0,56	77,12	21,29	282,07	913,93
17	22,56	1071,38	110,58	9,73	0,54	88,95	9,18	217,44	1204,51
18	722,97	1469,83	1084,22	1,36	0,70	44,85	33,09	1405,26	3277,03
19	1166,27	731,49	1045,52	0,70	0,93	24,85	35,52	3512,97	2943,28
20	241,05	2119,17	424,38	5,00	0,67	76,10	15,24	920,41	2784,60
\bar{x}	381,46	1177,71	771,71	5,13	0,71	61,19	21,18	1834,68	2330,88
SD	356,02	767,81	1657,76	4,63	0,11	19,38	15,63	3753,99	2238,99

Vysvětlivky:

Č.P.	číslo probanda
Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka

Tabulka 10. Spektrální a časové ukazatele VSF u výzkumné skupiny (s PSR) v poloze leh 3 před PSR.

Č.P.	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	456,38	1235,50	759,39	1,64	1,12	50,40	30,98	3504,79	2451,26
2	1438,36	1047,10	1150,38	0,91	1,18	28,80	31,64	3885,23	3635,85
3	194,66	2218,02	4702,60	0,47	1,22	31,17	66,09	20550,06	7115,27
4	2116,85	435,94	3303,71	0,13	0,96	7,44	56,41	10882,57	5856,50
5	747,55	513,43	885,74	0,58	0,89	23,92	41,26	2824,20	2146,72
6	552,50	1499,47	2410,10	0,62	1,04	33,60	54,01	8985,09	4462,08
7	155,31	219,80	1999,24	0,11	0,89	9,26	84,20	5112,93	2374,36
8	317,34	2598,54	1644,27	1,58	0,94	56,98	36,06	5493,36	4560,15
9	387,78	2185,36	2932,18	0,75	1,01	39,70	53,26	11054,50	5505,31
10	142,78	312,00	1061,74	0,29	1,03	20,57	70,01	4631,22	1516,53
11	631,31	750,81	876,47	0,85	0,83	33,24	38,81	2237,62	2258,59
12	66,58	39,01	851,29	0,05	1,11	4,08	88,97	3043,32	956,88
13	127,04	484,77	2026,69	0,24	1,08	18,37	76,81	9880,63	2638,49
14	444,99	986,00	739,48	1,33	0,83	45,43	34,07	2429,49	2170,47
15	293,53	2485,49	2215,12	1,12	0,88	49,77	44,35	6643,02	4994,13
16	232,67	253,68	847,74	0,30	0,77	19,02	63,54	1671,89	1334,08
17	734,24	1264,60	1270,04	1,00	0,77	38,69	38,85	3649,85	3268,88
18	402,98	1306,77	1905,26	0,69	0,86	36,15	52,70	5857,24	3615,01
19	235,09	613,10	3293,34	0,19	1,07	14,80	79,52	13651,13	4141,53
20	55,64	568,34	574,11	0,99	0,88	47,44	47,92	1724,12	1198,08
\bar{x}	486,68	1050,89	1772,44	0,69	0,97	30,44	54,47	6385,61	3310,01
SD	499,26	789,78	1107,58	0,48	0,13	15,44	18,22	4828,36	1706,68

Vysvětlivky:

Č.P.	číslo probanda
Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka

Tabulka 11. Spektrální a časové ukazatele VSF u výzkumné skupiny v lehu 4 po Jacobsonově progresivní svalové relaxaci.

Č.P.	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	811,19	658,93	1883,69	0,35	1,14	19,65	56,17	4509,96	3353,81
2	383,27	265,73	1499,88	0,18	1,17	12,37	69,80	4586,49	2148,89
3	475,11	2215,42	6626,62	0,33	1,27	23,78	71,12	23259,03	9317,15
4	1032,21	629,88	2977,61	0,21	0,94	13,58	64,18	7873,98	4639,70
5	267,40	304,86	386,88	0,79	0,87	31,78	40,34	1596,23	959,14
6	481,91	590,17	5352,44	0,11	1,15	9,19	83,31	14756,15	6424,52
7	156,17	111,85	2000,62	0,06	0,94	4,93	88,19	3299,56	2268,64
8	207,22	1008,26	954,71	1,06	0,94	46,46	43,99	2692,28	2170,19
9	125,40	188,52	1291,98	0,15	0,93	11,74	80,45	6427,63	1605,90
10	195,44	496,98	893,66	0,56	1,08	31,33	56,34	3650,98	1586,09
11	194,13	433,69	824,62	0,53	0,94	29,86	56,78	1732,33	1452,44
12	164,29	32,68	1408,79	0,02	1,14	2,03	87,73	3216,15	1605,75
13	311,26	310,29	1367,39	0,22	1,21	15,60	68,75	6016,83	1988,95
14	173,55	827,55	1236,88	0,67	0,86	36,98	55,27	2664,27	2237,98
15	332,05	1390,56	3287,16	0,42	1,00	27,76	65,62	6944,72	5009,77
16	110,24	2336,40	365,18	6,42	0,81	83,09	12,99	1353,09	2811,82
17	323,13	107,15	2875,04	0,04	0,89	3,24	86,98	4916,09	3305,33
18	392,67	1179,09	3092,50	0,38	0,91	25,28	66,30	6847,74	4664,26
19	155,03	875,90	5382,49	0,16	1,14	13,66	83,93	14660,76	6413,42
20	223,75	113,29	538,28	0,21	1,09	12,94	61,50	2260,87	875,31
\bar{x}	325,77	703,86	2212,32	0,64	1,02	22,76	64,99	6163,26	3241,95
SD	234,56	656,89	1791,24	1,39	0,14	18,51	18,68	5503,72	2204,99

Vysvětlivky:

Č.P.	číslo probanda
Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka

Tabulka 12. Spektrální a časové ukazatele VSF u kontrolní skupiny (bez PSR) v poloze leh 1 před lehem, trvajícím 15 minut.

Č.P.	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	486,97	1178,30	2670,18	0,44	1,10	27,18	61,59	9124,26	4335,45
2	278,30	408,11	764,50	0,53	1,06	28,13	52,69	2674,65	1450,91
3	105,25	684,25	5321,07	0,13	1,10	11,20	87,08	24934,60	6110,58
4	180,40	957,49	1101,02	0,87	0,87	42,77	49,18	2878,37	2238,91
5	155,01	380,33	237,71	1,60	0,78	49,20	30,75	1023,44	773,05
6	179,56	314,47	241,57	1,31	0,89	42,75	32,84	628,71	735,60
7	200,81	610,16	3247,30	0,19	0,94	15,03	80,02	7325,38	4058,27
8	78,83	764,04	591,37	1,29	0,85	53,27	41,23	1834,62	1434,24
9	152,97	412,12	643,17	0,64	0,83	34,11	53,23	1621,07	1208,26
10	115,27	356,23	300,12	1,19	0,93	46,17	38,90	1819,37	771,61
11	60,95	230,28	288,41	0,82	0,74	39,73	49,76	953,60	579,64
12	141,90	232,36	536,84	0,43	0,92	25,50	58,92	1628,03	911,10
13	732,09	825,48	2299,34	0,36	0,96	21,40	59,62	6554,08	3856,92
14	311,57	854,38	398,54	2,14	0,73	54,61	25,47	1196,51	1564,49
15	123,58	742,70	3838,11	0,19	1,05	15,79	81,59	15783,52	4704,39
16	42,28	522,98	278,70	1,89	0,80	61,97	33,02	914,22	843,96
17	127,49	773,47	517,35	1,50	0,70	54,53	36,48	1042,43	1418,32
18	392,69	870,22	695,83	1,24	0,81	44,43	35,52	1929,53	1958,74
19	747,38	1030,04	2520,06	0,41	0,91	23,97	58,64	8375,91	4297,48
20	123,44	601,28	191,02	3,15	0,74	65,66	20,86	595,56	915,74
\bar{x}	236,84	637,43	1334,11	1,02	0,89	37,87	49,37	4641,89	2208,38
SD	204,44	274,47	1467,57	0,78	0,12	16,22	18,73	6186,20	1684,65

Vysvětlivky:

Č.P.	číslo probanda
Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka

Tabulka 13. Spektrální a časové ukazatele VSF u kontrolní skupiny (bez PSR) v poloze leh 2 před lehem, trvajícím 15 minut.

Č.P.	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	184,19	4000,54	621,79	6,44	1,10	83,23	12,94	5517,16	4806,52
2	423,54	1015,42	1158,30	0,88	1,08	39,10	44,60	3682,48	2597,26
3	180,07	269,26	8214,41	0,03	1,23	3,11	94,81	31762,03	8663,74
4	194,34	599,11	1372,74	0,44	0,86	27,66	63,37	3949,40	2166,18
5	235,01	230,73	259,30	0,89	0,80	31,82	35,76	1060,57	725,04
6	89,83	121,96	337,69	0,36	0,92	22,20	61,46	881,88	549,47
7	76,85	2517,10	1055,66	2,39	0,98	68,97	28,93	3967,64	3649,61
8	106,02	519,02	224,20	2,32	0,84	61,12	26,40	702,82	849,24
9	85,54	1112,59	752,69	1,48	0,81	57,03	38,58	2523,13	1950,82
10	579,78	499,53	881,65	0,57	0,95	25,47	44,96	2231,11	1960,96
11	56,84	200,31	505,31	0,40	0,77	26,27	66,27	1054,96	762,46
12	176,03	220,52	534,30	0,41	0,98	23,69	57,40	2160,81	930,86
13	323,11	390,99	1871,62	0,21	0,98	15,12	72,38	5596,66	2585,73
14	240,98	288,59	531,22	0,55	0,73	27,20	50,08	1147,08	1060,79
15	303,37	5344,88	4381,85	1,22	1,08	53,29	43,69	18575,81	10030,09
16	23,55	868,69	173,77	5,00	0,83	81,49	16,30	737,99	1066,01
17	35,60	36,81	1021,68	0,04	0,76	3,36	93,38	1339,76	1094,09
18	55,57	445,86	548,49	0,81	0,80	42,47	52,24	1249,71	1049,92
19	153,82	465,70	3088,69	0,15	0,92	12,56	83,29	9411,07	3708,21
20	44,18	239,33	169,90	1,42	0,75	52,78	37,47	539,88	453,41
\bar{x}	178,41	969,35	1385,26	1,30	0,91	37,90	51,22	4904,60	2533,02
SD	143,28	1394,66	1917,65	1,67	0,14	23,91	23,17	7584,77	2626,29

Vysvětlivky:

Č.P.	číslo probanda
Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka

Tabulka 14. Spektrální a časové ukazatele VSF u kontrolní skupiny (bez PSR) v poloze stoj 1 před lehem, trvajícím 15 minut.

Č.P.	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	168,11	1071,22	97,91	10,97	0,85	80,11	7,32	506,29	1337,24
2	280,64	1672,91	671,63	2,49	0,86	63,73	25,58	1804,01	2625,18
3	122,10	159,14	16,52	9,63	0,61	53,44	5,55	55,42	297,76
4	20,66	2057,80	906,51	2,27	0,65	68,94	30,37	1630,11	2984,97
5	24,55	478,10	85,30	5,61	0,65	81,32	14,51	233,21	587,95
6	89,38	248,02	54,47	4,55	0,60	63,29	13,90	132,17	391,87
7	745,76	2140,08	1152,68	1,87	0,74	52,99	28,54	2765,88	4038,53
8	111,77	1009,77	122,29	8,24	0,62	81,18	9,83	314,75	1243,83
9	115,24	782,74	261,99	3,08	0,71	67,48	22,59	689,09	1159,97
10	106,55	278,49	121,63	2,32	0,73	54,97	24,01	294,64	506,67
11	47,91	282,66	230,81	1,22	0,58	50,35	41,12	203,73	561,38
12	504,27	158,97	165,23	0,98	0,87	19,19	19,94	826,26	828,47
13	355,91	763,92	305,35	2,51	0,74	53,60	21,43	652,79	1425,18
14	25,82	131,88	32,42	4,07	0,60	69,37	17,05	213,02	190,12
15	1182,10	1277,09	362,95	3,55	0,86	45,25	12,86	1631,03	2822,14
16	30,04	985,62	175,53	5,65	0,59	82,74	14,74	325,24	1191,19
17	32,60	1405,72	232,09	6,05	0,55	84,15	13,89	424,08	1670,41
18	383,02	532,29	583,40	0,91	0,63	35,52	38,93	656,77	1498,71
19	615,27	858,95	433,28	1,98	0,78	45,03	22,71	1240,83	1907,50
20	54,47	1431,55	420,82	3,40	0,60	75,07	22,07	868,90	1906,84
\bar{x}	250,81	886,35	321,64	4,07	0,69	61,39	20,35	773,41	1458,80
SD	305,87	625,29	303,26	2,85	0,11	17,48	9,50	705,55	1021,82

Vysvětlivky:

Č.P.	číslo probanda
Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka

Tabulka 15. Spektrální a časové ukazatele VSF u kontrolní skupiny (bez PSR) v poloze leh 3 před lehem, trvajícím 15 minut.

Č.P.	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	277,61	1692,47	1835,25	0,92	1,14	44,48	48,23	6390,42	3805,33
2	560,91	1243,01	1891,22	0,66	1,13	33,64	51,18	6164,50	3695,13
3	515,27	258,29	8686,42	0,03	1,13	2,73	91,82	37716,25	9459,97
4	435,93	1470,44	1873,70	0,79	0,84	38,90	49,57	4491,26	3780,06
5	198,70	178,60	481,24	0,37	0,85	20,80	56,05	1740,51	858,53
6	423,56	520,23	1139,23	0,46	0,96	24,97	54,69	3314,70	2083,02
7	348,78	1730,94	8058,20	0,22	1,01	17,07	79,49	16096,05	10137,91
8	232,87	3637,74	1281,55	2,84	0,82	70,61	24,87	3084,39	5152,17
9	346,76	1224,43	1136,14	1,08	0,90	45,23	41,97	4293,11	2707,33
10	82,81	263,07	668,65	0,39	0,99	25,93	65,91	2970,87	1014,53
11	212,26	210,24	865,30	0,24	0,80	16,33	67,19	1633,48	1287,80
12	62,05	104,70	700,03	0,15	1,04	12,08	80,76	2327,92	866,77
13	474,06	783,59	2176,18	0,37	1,06	22,82	63,37	8893,24	3433,82
14	212,60	698,71	1100,95	0,63	0,77	34,72	54,71	2507,62	2012,26
15	1389,39	2864,80	2002,65	1,43	0,98	45,79	32,01	7230,87	6256,83
16	85,37	684,26	1104,02	0,62	0,88	36,52	58,92	1686,11	1873,65
17	382,06	875,02	991,70	0,89	0,72	38,91	44,10	1660,66	2248,78
18	2156,90	5749,14	3986,35	1,44	0,90	48,34	33,52	13429,65	11892,38
19	564,56	1889,45	2623,79	0,72	0,91	37,21	51,67	9643,25	5077,81
20	68,06	913,30	730,31	1,25	0,83	53,36	42,67	1927,13	1711,67
\bar{x}	451,53	1349,62	2166,64	0,77	0,93	33,52	54,64	6860,10	3967,79
SD	495,75	1383,44	2277,75	0,64	0,13	15,99	16,87	8330,63	3211,11

Vysvětlivky:

Č.P.	číslo probanda
Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka

Tabulka 16. Spektrální a časové ukazatele VSF u kontrolní skupiny (bez PSR) v poloze leh 4.

Č.P.	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	821,82	1523,13	1704,65	0,89	1,14	37,61	42,09	5871,36	4049,60
2	418,37	645,42	1003,92	0,64	1,02	31,21	48,55	3421,24	2067,72
3	163,97	142,80	6099,82	0,02	1,20	2,23	95,21	23977,91	6406,58
4	836,19	1120,79	1481,76	0,76	0,98	32,59	43,09	5525,01	3438,74
5	435,14	201,91	390,02	0,52	0,85	19,66	37,97	1577,99	1027,07
6	18,66	211,47	587,61	0,36	0,93	25,86	71,86	1793,44	817,74
7	97,61	870,43	4815,89	0,18	1,02	15,05	83,26	7365,27	5783,94
8	89,14	1439,44	583,89	2,47	0,86	68,14	27,64	1381,41	2112,47
9	274,27	772,06	1204,15	0,64	0,92	34,31	53,51	4429,98	2250,47
10	128,36	297,65	1029,08	0,29	1,12	20,46	70,72	4546,22	1455,09
11	76,71	243,23	497,95	0,50	0,81	29,74	60,88	831,99	817,89
12	496,26	473,52	835,07	0,57	1,00	26,24	46,27	3197,90	1804,85
13	958,91	1146,83	2621,83	0,44	1,09	24,26	55,46	8364,33	4727,57
14	146,43	782,77	776,50	1,01	0,80	45,89	45,52	1610,89	1705,70
15	730,81	1687,58	3090,84	0,55	1,03	30,63	56,10	10785,93	5509,24
16	78,72	1121,18	283,63	3,96	0,84	75,58	19,12	920,25	1483,52
17	58,38	282,98	772,42	0,37	0,81	25,41	69,35	1443,12	1113,78
18	736,36	2445,48	1646,73	1,49	0,82	50,65	34,10	3764,11	4828,58
19	358,82	1190,00	4424,25	0,27	0,98	19,92	74,07	14904,04	5973,07
20	139,87	773,24	609,57	1,27	0,81	50,78	40,03	1551,10	1522,67
\bar{x}	353,24	868,60	1722,98	0,86	0,95	33,31	53,74	5363,17	2944,81
SD	308,40	603,26	1651,06	0,91	0,12	17,60	19,23	5712,28	1936,05

Vysvětlivky:

Č.P.	číslo probanda
Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]
\bar{x}	aritmetický průměr
SD	směrodatná odchylka

Vysvětlivky k následujícím tabulkám:

Č.P.	číslo probanda
PSR	progresivní svalová relaxace
L2	leh 2
L4	leh 4
Power VLF	spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]
Power LF	spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]
Power HF	spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]
LF/HF	poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky
RR	délka R-R intervalu [ms^2]
Rel. LF	relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]
Rel. HF	relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]
MSSD	průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]
Total power	celkový spektrální výkon [ms^2]

Tabulka 17. Spektrální a časové ukazatele u jednotlivých probandů v pozicích: leh 2 před Jacobsonovou progresivní svalovou relaxací a lehu 4 po Jacobsonově progresivní svalové relaxaci.

Č.P.	PSR	Pozice	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	ANO	L2	130,92	4224,06	697,52	6,15	1,18	83,60	13,81	4826,35	5052,50
1	ANO	L4	811,19	658,93	1883,69	0,35	1,14	19,65	56,17	4509,96	3353,81
2	ANO	L2	176,05	428,13	713,68	0,60	1,13	32,49	54,15	2351,43	1317,86
2	ANO	L4	383,27	265,73	1499,88	0,18	1,17	12,37	69,80	4586,49	2148,89
3	ANO	L2	145,24	1021,55	3534,97	0,29	1,13	21,73	75,18	10930,16	4701,77
3	ANO	L4	475,11	2215,42	6626,62	0,33	1,27	23,78	71,12	23259,03	9317,15
4	ANO	L2	79,03	363,67	5355,64	0,07	1,07	6,27	92,37	17978,53	5798,34
4	ANO	L4	1032,21	629,88	2977,61	0,21	0,94	13,58	64,18	7873,98	4639,70
5	ANO	L2	249,96	523,32	501,24	1,05	0,86	41,06	39,33	1557,42	1274,52
5	ANO	L4	267,40	304,86	386,88	0,79	0,87	31,78	40,34	1596,23	959,14
6	ANO	L2	183,24	258,73	3546,76	0,07	1,02	6,49	88,92	8531,98	3988,73
6	ANO	L4	481,91	590,17	5352,44	0,11	1,15	9,19	83,31	14756,15	6424,52
7	ANO	L2	115,42	169,35	1520,50	0,11	0,91	9,38	84,23	3130,59	1805,26
7	ANO	L4	156,17	111,85	2000,62	0,06	0,94	4,93	88,19	3299,56	2268,64
8	ANO	L2	335,84	566,97	856,59	0,66	0,97	32,23	48,69	2706,66	1759,40
8	ANO	L4	207,22	1008,26	954,71	1,06	0,94	46,46	43,99	2692,28	2170,19
9	ANO	L2	513,99	1062,01	4046,19	0,26	0,99	18,89	71,97	10692,20	5622,19
9	ANO	L4	125,40	188,52	1291,98	0,15	0,93	11,74	80,45	6427,63	1605,90
10	ANO	L2	106,14	696,85	961,32	0,73	1,04	39,50	54,49	4324,44	1764,30
10	ANO	L4	195,44	496,98	893,66	0,56	1,08	31,33	56,34	3650,98	1586,09
11	ANO	L2	62,35	473,64	473,16	0,99	0,81	46,93	46,89	1338,83	1009,15
11	ANO	L4	194,13	433,69	824,62	0,53	0,94	29,86	56,78	1732,33	1452,44
12	ANO	L2	197,35	79,76	624,78	0,13	1,05	8,84	69,27	1877,48	901,89
12	ANO	L4	164,29	32,68	1408,79	0,02	1,14	2,03	87,73	3216,15	1605,75
13	ANO	L2	134,99	236,36	1253,42	0,19	1,07	14,55	77,14	4994,18	1624,77
13	ANO	L4	311,26	310,29	1367,39	0,22	1,21	15,60	68,75	6016,83	1988,95
14	ANO	L2	412,36	519,61	590,71	0,88	0,80	34,12	38,79	1750,38	1522,69
14	ANO	L4	173,55	827,55	1236,88	0,67	0,86	36,98	55,27	2664,27	2237,98
15	ANO	L2	591,70	597,29	3384,69	0,18	0,92	13,06	74,00	9647,47	4573,69
15	ANO	L4	332,05	1390,56	3287,16	0,42	1,00	27,76	65,62	6944,72	5009,77
16	ANO	L2	58,54	355,76	323,28	1,10	0,74	48,23	43,83	421,25	737,59
16	ANO	L4	110,24	2336,40	365,18	6,42	0,81	83,09	12,99	1353,09	2811,82
17	ANO	L2	77,91	119,00	1852,43	0,06	0,79	5,81	90,39	2808,98	2049,34
17	ANO	L4	323,13	107,15	2875,04	0,04	0,89	3,24	86,98	4916,09	3305,33
18	ANO	L2	538,08	1421,92	3334,97	0,43	0,85	26,85	62,98	4541,13	5294,98
18	ANO	L4	392,67	1179,09	3092,50	0,38	0,91	25,28	66,30	6847,74	4664,26
19	ANO	L2	37,48	1380,75	5649,83	0,24	1,15	19,54	79,93	17060,67	7068,05
19	ANO	L4	155,03	875,90	5382,49	0,16	1,14	13,66	83,93	14660,76	6413,42
20	ANO	L2	78,96	336,80	1255,13	0,27	0,85	20,16	75,12	1604,29	1670,90
20	ANO	L4	223,75	113,29	538,28	0,21	1,09	12,94	61,50	2260,87	875,31

Tabulka 18. Spektrální a časové ukazatele VSF u jednotlivých probandů kontrolní skupiny (bez PSR) v pozicích: leh 2 a leh 4.

Č.P.	PSR	Pozice	Power VLF	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	NE	L2	184,19	4000,54	621,79	6,44	1,10	83,23	12,94	5517,16	4806,52
1	NE	L4	821,82	1523,13	1704,65	0,89	1,14	37,61	42,09	5871,36	4049,60
2	NE	L2	423,54	1015,42	1158,30	0,88	1,08	39,10	44,60	3682,48	2597,26
2	NE	L4	418,37	645,42	1003,92	0,64	1,02	31,21	48,55	3421,24	2067,72
3	NE	L2	180,07	269,26	8214,41	0,03	1,23	3,11	94,81	31762,03	8663,74
3	NE	L4	163,97	142,80	6099,82	0,02	1,20	2,23	95,21	23977,91	6406,58
4	NE	L2	194,34	599,11	1372,74	0,44	0,86	27,66	63,37	3949,40	2166,18
4	NE	L4	836,19	1120,79	1481,76	0,76	0,98	32,59	43,09	5525,01	3438,74
5	NE	L2	235,01	230,73	259,30	0,89	0,80	31,82	35,76	1060,57	725,04
5	NE	L4	435,14	201,91	390,02	0,52	0,85	19,66	37,97	1577,99	1027,07
6	NE	L2	89,83	121,96	337,69	0,36	0,92	22,20	61,46	881,88	549,47
6	NE	L4	18,66	211,47	587,61	0,36	0,93	25,86	71,86	1793,44	817,74
7	NE	L2	76,85	2517,10	1055,66	2,39	0,98	68,97	28,93	3967,64	3649,61
7	NE	L4	97,61	870,43	4815,89	0,18	1,02	15,05	83,26	7365,27	5783,94
8	NE	L2	106,02	519,02	224,20	2,32	0,84	61,12	26,40	702,82	849,24
8	NE	L4	89,14	1439,44	583,89	2,47	0,86	68,14	27,64	1381,41	2112,47
9	NE	L2	85,54	1112,59	752,69	1,48	0,81	57,03	38,58	2523,13	1950,82
9	NE	L4	274,27	772,06	1204,15	0,64	0,92	34,31	53,51	4429,98	2250,47
10	NE	L2	579,78	499,53	881,65	0,57	0,95	25,47	44,96	2231,11	1960,96
10	NE	L4	128,36	297,65	1029,08	0,29	1,12	20,46	70,72	4546,22	1455,09
11	NE	L2	56,84	200,31	505,31	0,40	0,77	26,27	66,27	1054,96	762,46
11	NE	L4	76,71	243,23	497,95	0,50	0,81	29,74	60,88	831,99	817,89
12	NE	L2	176,03	220,52	534,30	0,41	0,98	23,69	57,40	2160,81	930,86
12	NE	L4	496,26	473,52	835,07	0,57	1,00	26,24	46,27	3197,90	1804,85
13	NE	L2	323,11	390,99	1871,62	0,21	0,98	15,12	72,38	5596,66	2585,73
13	NE	L4	958,91	1146,83	2621,83	0,44	1,09	24,26	55,46	8364,33	4727,57
14	NE	L2	240,98	288,59	531,22	0,55	0,73	27,20	50,08	1147,08	1060,79
14	NE	L4	146,43	782,77	776,50	1,01	0,80	45,89	45,52	1610,89	1705,70
15	NE	L2	303,37	5344,88	4381,85	1,22	1,08	53,29	43,69	18575,81	10030,09
15	NE	L4	730,81	1687,58	3090,84	0,55	1,03	30,63	56,10	10785,93	5509,24
16	NE	L2	23,55	868,69	173,77	5,00	0,83	81,49	16,30	737,99	1066,01
16	NE	L4	78,72	1121,18	283,63	3,96	0,84	75,58	19,12	920,25	1483,52
17	NE	L2	35,60	36,81	1021,68	0,04	0,76	3,36	93,38	1339,76	1094,09
17	NE	L4	58,38	282,98	772,42	0,37	0,81	25,41	69,35	1443,12	1113,78
18	NE	L2	55,57	445,86	548,49	0,81	0,80	42,47	52,24	1249,71	1049,92
18	NE	L4	736,36	2445,48	1646,73	1,49	0,82	50,65	34,10	3764,11	4828,58
19	NE	L2	153,82	465,70	3088,69	0,15	0,92	12,56	83,29	9411,07	3708,21
19	NE	L4	358,82	1190,00	4424,25	0,27	0,98	19,92	74,07	14904,04	5973,07
20	NE	L2	44,18	239,33	169,90	1,42	0,75	52,78	37,47	539,88	453,41
20	NE	L4	139,87	773,24	609,57	1,27	0,81	50,78	40,03	1551,10	1522,67

Tabulka 19. Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů VSF výzkumné skupiny s kontrolní skupinou v pozici leh 4.

Parametry	\bar{x} s PSR	SD s PSR	\bar{x} bez PSR	SD bez PSR	P
Power VLF	325,77	234,56	353,24	308,40	0,852
Power LF	703,86	656,89	868,60	603,26	0,079
Power HF	2212,32	1791,24	1722,98	1651,06	*0,019
LF/HF	0,64	1,39	0,86	0,91	*0,025
RR	1,02	0,14	0,95	0,12	*0,008
Rel. LF	22,76	18,51	33,31	17,60	*0,01
Rel. HF	64,99	18,68	53,74	19,23	*0,008
MSSD	6163,26	5503,72	5363,17	5712,28	0,332
Total power	3241,95	2204,99	2944,81	1936,05	0,654

Vysvětlivky:

PSR progresivní svalová relaxace

Power VLF spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]

Power LF spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]

Power HF spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]

LF/HF poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky

RR délka R-R intervalu [ms^2]

Rel. LF relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]

Rel. HF relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]

MSSD průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]

Total power celkový spektrální výkon [ms^2]

\bar{x} aritmetický průměr

SD směrodatná odchylka

p hladina statistické významnosti, * **p<0,05**

Tabulka 20. Srovnání vybraných spektrálních a časových ukazatelů mezi pozicemi leh 2 a leh 3 (viz zkouška leh 2-stoj-leh 3).

Parametry	\bar{x} – L2	SD – L2	\bar{x} – L3	SD – L3	p
Power VLF	178,41	143,28	451,53	495,75	*0,005
Power LF	969,35	1394,66	1349,62	1383,44	0,218
Power HF	1385,26	1917,65	2166,64	2277,75	*0,005
LF/HF	1,30	1,67	0,77	0,64	0,601
RR	0,91	0,14	0,93	0,13	0,052
Rel. LF	37,90	23,91	33,52	15,99	0,526
Rel. HF	51,22	23,17	54,64	16,87	0,575
MSSD	4904,60	7584,77	6860,10	8330,63	*0,001
Total power	2533,02	2626,29	3967,79	3211,11	*0,01

Vysvětlivky:

L2 leh 2

L3 leh 3

Power VLF spektrální výkon pásma s velmi nízkou frekvencí [ms^2]

Power LF spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [ms^2]

Power HF spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [ms^2]

LF/HF poměr nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky

RR délka R-R intervalu [ms^2]

Rel. LF relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma [%]

Rel. HF relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma [%]

MSSD průměrná hodnota mocniny postupných diferencí R-R intervalů v čase [ms^2]

Total power celkový spektrální výkon [ms^2]

\bar{x} aritmetický průměr

SD směrodatná odchylka

p hladina statistické významnosti, * **p < 0,05**

13 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha 1. Periferní část autonomního nervstva (Rokyta, 2015, 482)

Příloha 2. Funkce autonomního nervového systému v jednotlivých orgánech (Rokyta, 2015, 488)

Příloha 3. Přepis nahrávky Jacobsonovy progresivní svalové relaxace (Suchý, 2014)

Příloha 4. Obal CD Psychoterapeutické relaxační techniky (Suchý, 2014)

Příloha 5. Systém VarCor PF7 pro diagnostiku VSF (Salinger et al., 2006)

Příloha 6. Vyjádření etické komise FTK UP

Příloha 7. Informovaný souhlas

Příloha 8. Instrukce před měřením

Příloha 9. Anamnestický dotazník

Příloha 10. Dotazník na autonomní funkce

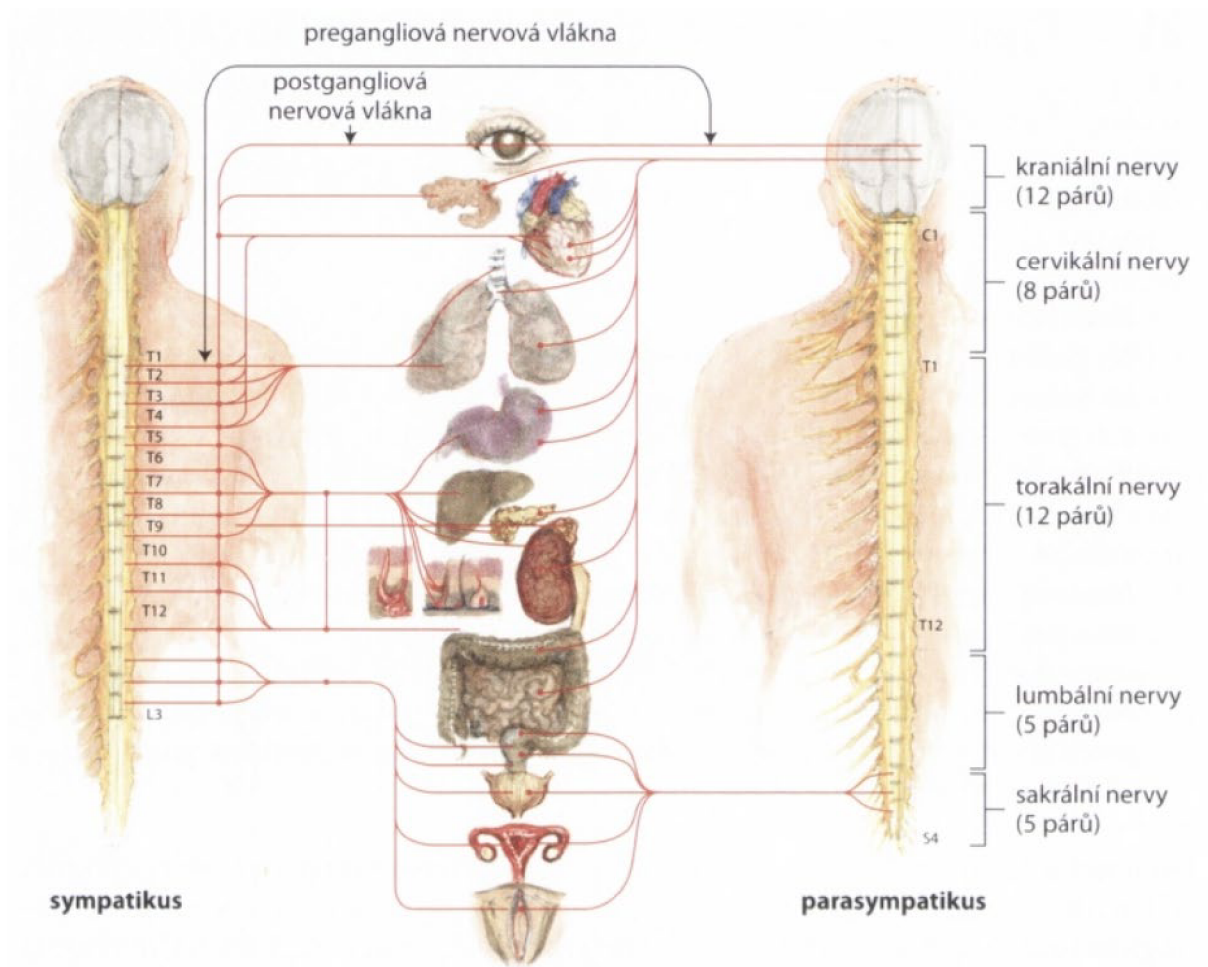
Příloha 11. Dotazník – Hodnocení subjektivního stavu před PSR

Příloha 12. Dotazník – Hodnocení subjektivního stavu po PSR

Příloha 13. Dotazník – Hodnocení subjektivního stavu u kontrolní skupiny (před lehem v klidu, bez nahrávky)

Příloha 14. Dotazník – Hodnocení subjektivního stavu u kontrolní skupiny (po lehu v klidu, bez nahrávky)

Příloha 15. Potvrzení o překladu abstraktu a souhrnu diplomové práce



Tab. 21.1 Funkce autonomního nervového systému v jednotlivých orgánech

	Sympatikus	Parasympatikus
srdce	↑ inotropie, chronotropie, dromotropie, batmotropie	↓ inotropie, chronotropie, dromotropie, batmotropie
cévy	vazokonstrikce ve splanchnické oblasti a kůži	vazodilatace ve splanchnické oblasti a kůži
	vazodilatace v kosterních svalech, srdci a mozku	↓ vodivost a frekvenci v srdci
plice	bronchodilatace	bronchokonstrikce
oko	mydriáza	mióza
	akomodace do dálky (relaxace)	akomodace do blízka (kontrakce)
GIT	↓ žaludeční a střevní motilitu	↑ žaludeční a střevní motilitu
	↓ funkce žláz GIT	↑ sekreci a kontrakci žláz GIT
	↑ tonus svěračů	↓ tonus svěračů
kůže	↑ sekreci potu (hlavně dlaně) – acetylcholin	–
	vazokonstrikce	–
	kontrakce pilomotorických hladkých svalů	–
pohlavní systém	ejakulace	erekce
	kontrakce dělohy při porodu	

„Svalová relaxace“

„Pohodlně si lehněte na záda na podložku. Ruce volně podél těla. Zavřete oči. Myšlenky nechte volně přicházet a odcházet. Nezapívejte se jimi. Okolní zvuky vás neruší a nejsou důležité. Začínáte se cítit pohodlně, uvolněně a příjemně. Soustředíte se na můj hlas.

Nyní co nejvíce sevřete ruce v pěst. Vydržte...a uvolněte. Napněte dlaně a prsty, prsty co nejvíce od sebe. Představte si, že z prstů odchází veškeré napětí. Vydržte... ještě chvíli a... uvolněte. A ještě jednou... napněte prsty... můžete si představit, že z prstů odchází všechno napětí z vašeho těla... a uvolněte.

Zvedněte ruce k ramení, prsty se dotkněte ramen a co nejvíce napněte bicepsy. Zatněte celé ruce, vydržte...ještě chvíli...a povolte. Ještě jednou zatněte ruce... a povolte. Ruce položte zpátky podél těla. Propněte ruce v loktech, co nejvíce je natáhněte podél těla směrem k nohám...táá... a uvolněte. A ještě jednou...a uvolněte.

Teď ramena zvedejte co nejvíce k uším, tlačte je nahoru, hlavu naopak, tlačte ji dolů co nejvíce mezi ramena, ještě chvíli...a povolte. A ještě jednou... ramena k uším...hlavu mezi ramena... a povolte.

Zůstaneme u hlavy. Nyní co nejvíce krčte čelo, vydržte... a uvolněte. A ještě jednou. Krabatíte čelo. Obočí vytahujte co nejvíce nahoru jako byste chtěli vykultit oči, ale oči zůstávají zavřené. Chvíli vydržte... a povolte. Nyní naopak co nejvíce sevřete oční víčka, tlačte víčka dolů, krčte nos jako když něco páchne, vydržte... a uvolněte. Ještě jednou... a povolte. Pevně sevřete rty, tlačte je k sobě, a přidejte zuby, silně je stiskněte k sobě, a chvíli vydržte... a povolte. Znovu stiskněte... a uvolněte. Nyní roztáhněte rty do širokého úsměvu, koutky směřujte co nejvíce k uším, ještě chvíli... a uvolněte. Ještě jednou co nejširší úsměv... a povolte. A teď naopak rty co nejvíce vyšpulte, ještě... a povolte. A ještě jednou vyšpulte rty... a uvolněte. Bradu předsuňte co nejvíce dopředu, nahoru a dopředu, vydržte... a povolte. Ještě jednou bradu nahoru a dopředu,... a povolte. Mírně pootevřete ústa, jazyk tlačte co nejvíce na horní patro, ještě tiskněte jazyk na horní patro... a uvolněte. Nyní jazyk tlačte proti zadní straně dolních zubů, ještě chvíli...a povolte. A teď ještě jazyk co nejvíce vyplázněte, co nejdál, můžete si představit, že přes jazyk odchází všechno napětí a špatné myšlenky...a uvolněte.“

Pokračování přílohy č. 3.:

„Teď napněte svaly na zádech, vystrčte břicho a tlačte záda směrem do podložky, vydržte a uvolněte, a ještě jednou, napnutá záda, vystrčené břicho, tlačte záda do podložky...a povolte. Napněte hrudní svaly, vypněte hrud', zatlačte ramena do podložky, tlačte ramena k sobě a dolů, chvíli vydržte... a uvolněte. A ještě jednou, ramena k sobě a dolů do podložky... a povolte. Napněte břišní svaly, zatněte břicho, tlačte ho do podložky, dolů, jako byste zvedali nohy od země, ještě chvíli vydržte... a povolte. A zopakujte... zatnout břišní svaly... a povolit. Teď napněte sedací svaly, stáhněte zadek k sobě, ještě chvíli a uvolněte. A ještě jednou... a uvolněte.

Napněte přední stranu stehen, propněte nohy v kolenou, napínejte svaly stehen, vydržte... a povolte. Ještě napněte přední stranu stehen, propněte nohy v kolenou... a uvolněte. Teď zadní strana stehen. Tlačte paty do podložky, nohy jsou natažené, napínáte zadní stranu stehen... a povolte. Ještě jednou... a uvolněte. Zatněte svaly na lýtkách. Tlačte je do podložky, držte je chvíli zatnuté... a uvolněte. Nohy zůstávají natažené na podložce. Chodidla s podložkou svírají pravý úhel, a prsty na nohou teď napínejte co nejvíce k tělu, směrem k hlavě. Pořádně je napněte, chvíli vydržte... a uvolněte.

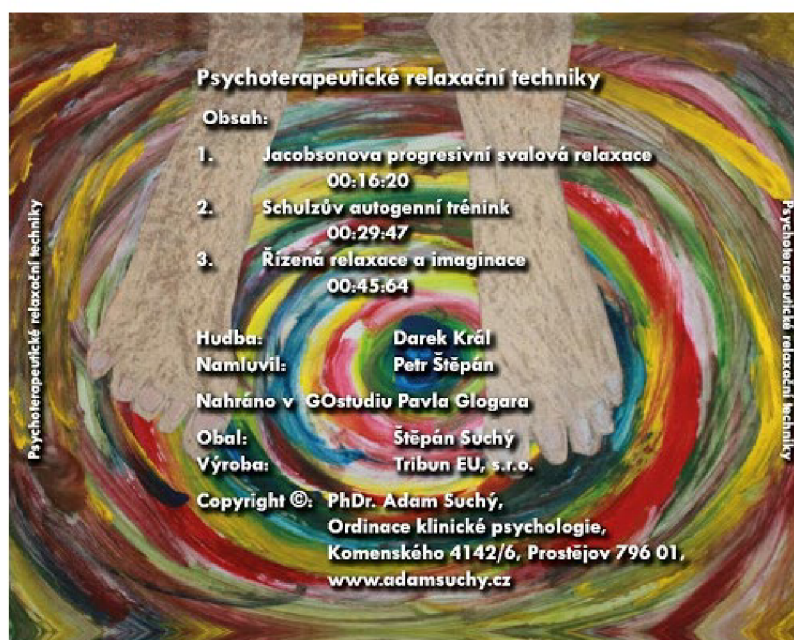
A teď na druhou stranu. Tlačte prsty na nohou co nejvíce k podlaze, od hlavy pryč. Nohy jsou co nejvíce napnuté, natažené a propnuté, ještě vydržte... a uvolněte. Ještě jednou napněte zaráz svaly celého těla. Chvíli je držte napjaté... a uvolněte.

Volný dech, lehce proudí uvolněným tělem... Napětí je pryč. Ještě chvíli si užívejte tento příjemný stav. Uvědomte si rozdíl mezi tím, když jste v napětí a když jste uvolnění. Odpočívejte...“

.....
STOP – 15. minuta

.....
Nahrávka pokračuje slovy:

„A nyní se zhluboka nadechněte. Protáhněte se. Otevřete oči. A až vám to bude příjemné, můžete se posadit.“



UHF přijímač

UHF vysílač





Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 2. 10. 2019 byl projekt diplomové práce

autor: **Bc. Ivana Kamínková**

s názvem **Vliv Jacobsonovy progresivní svalové relaxace na variabilitu srdeční frekvence**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **50 / 2019**
dne: **29. 10. 2019.**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Informovaný souhlas

Název výzkumné studie: Vliv Jacobsonovy progresivní svalové relaxace na variabilitu srdeční frekvence

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis výzkumníka pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Instrukce před samotným měřením:

Chtěla bych Vás informovat o následujících pokynech. Byla bych moc ráda, abyste se jimi drželi před měřením.

- A) Spánek – jděte spát ideálně mezi 22:00 až 23:00.
- B) Alkohol – od večera den před měřením po dobu samotného měření se prosím zdržte konzumace alkoholu.
- C) Kouření – od večera den před měřením po dobu samotného měření se prosím zdržte kouření.
- D) Káva a čaj – od večera den před měřením do dobu samotného měření se prosím zdržte konzumace kávy a silnějších čajů!
- E) Fyzická aktivita – den před měřením a v den samotného měření se vyvarujte jakékoliv náročnější fyzické aktivitě.
- F) Strava – den před měřením prosím jezte Vámi zvyklé potraviny, avšak je nutné se vyhnout přejídání nebo naopak hladovění. Ráno v den měření pouze lehce posnídejte (s dodržením pokynů – káva, čaj).

Děkuji Vám za dodržení všech výše popsaných instrukcí, které slouží pro co nejideálnější výsledky z měření.

Příloha 9. Anamnestický dotazník

Anamnestický dotazník

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Pohlaví: MUŽ ŽENA

Výška (cm):

Váha (kg):

Léčíte se dlouhodobě pro nějaké onemocnění? ANO NE

Pokud ano, uveďte prosím jaké:

Trpíte dlouhodobě nějakými zdravotními obtížemi/bolestmi? ANO NE

Pokud ano, uveďte prosím, o jaké problémy se jedná:

Užíváte v současné době nějaké léky? ANO NE

Pokud ano, uveďte prosím jaké:

Provozujete nějaký sport? ANO NE

Pokud ano, uveďte prosím jaký:

Jste kuřák? ANO NE

Pokud ano, uveďte prosím, kolik cigaret denně vykouříte?

Pijete kávu? ANO NE

Pokud ano, uveďte prosím, kolik šálků kávy denně/ týdně vypijete:.....

Kolik hodin denně průměrně spíte?

Příloha 10. Dotazník na autonomní funkce

Dotazník na autonomní funkce (Opavský & Salinger, 1995)

Podtrhněte u každé otázky tu odpověď, která Vás nejvíce vystihuje:

Jméno a příjmení:		Datum vyšetření:		
Rodné číslo:				
Číslo		A	B	C
1	Ruce mívám obvykle	studené	teplé	normální nebo nevím
2	V ústech mívám často	sucho	hodně slin	nevím
3	Krevní tlak mívám	vyšší	nižší	normální
4	Kůži mám spíše	suchou	zpcenou	
5	Váhově	snadno hubnu	snadno přibírám	beze změn
6	Omdlévám	nikdy nebo velmi zřídka	opakovaně	
7	Mám sklon k	zácpě	průjmu	pravidelná stolice
8	Ruce se mi při rozčilení	často třesou	netřesou	
9	Bušením srdce	občas trpím	nikdy netrpím	
10	Jsem spíše	bledý	červený	nevím
11	Vnitřně	mívám pocity napětí	bývám většinou klidný	
12	Po rozčilení trpím	nechutenstvím	mívám větší chuť k jídlu	
13	Usínám	s obtížemi	snadno	
14	Oči mi slzí	velmi zřídka	dost často	
15	Horko a vyšší teplotu	snáším špatně	snáším dobře	
16	Chlad	snáším dobře	snáším špatně	

**HODNOCENÍ SUBJEKTIVNÍHO STAVU PŘED JACOBSONOVOU PROGRESIVNÍ
SVALOVOU RELAXACÍ – VÝZKUMNÉ MĚŘENÍ**

Jméno a příjmení:

Datum měření:

Na této stupnici naznačte svislou čarou míru duševního napětí, kterou právě prožíváte:

(MIN = žádné, MAX = nejsilnější, jaké jste doposud v životě zažil/a)

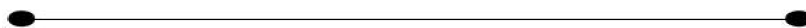


HODNOCENÍ SUBJEKTIVNÍHO STAVU PO JACOBSONOVĚ PROGRESIVNÍ SVALOVÉ RELAXACI – VÝZKUMNÉ MĚŘENÍ

Jméno a příjmení:

Datum měření:

Na této stupnici naznačte svislou čarou míru duševního napětí, kterou právě prožíváte:
(MIN = žádné, MAX = nejsilnější, jaké jste doposud v životě zažil/a)



Jaký je Váš pocit po proceduře?

- a) příjemný, uvolňující
- b) nepříjemný, dráždivý
- c) nevím, beze změn

Rušilo Vás něco během procedury?

ANO

X

NE

(uved'te, co Vás rušilo)

Příloha 13. Dotazník – Hodnocení subjektivního stavu u kontrolní skupiny (před lehem v klidu, bez nahrávky)

**HODNOCENÍ SUBJEKTIVNÍHO STAVU U KONTROLNÍ SKUPINY
(PŘED LEHEM V KLIDU, BEZ NAHRÁVKY) – VÝZKUMNÉ MĚŘENÍ**

Jméno a příjmení:

Datum měření:

Na této stupnici naznačte svislou čarou míru duševního napětí, kterou právě prožíváte:

(MIN = žádné, MAX = nejsilnější, jaké jste doposud v životě zažil/a)



Příloha 14. Dotazník – Hodnocení subjektivního stavu u kontrolní skupiny (po lehu v klidu, bez nahrávky)

HODNOCENÍ SUBJEKTIVNÍHO STAVU U KONTROLNÍ SKUPINY (PO LEHU V KLIDU, BEZ NAHRÁVKY) – VÝZKUMNÉ MĚŘENÍ

Jméno a příjmení:

Datum měření:

Na této stupnici naznačte svislou čarou míru duševního napětí, kterou právě prožíváte:

(MIN = žádné, MAX = nejsilnější, jaké jste doposud v životě zažil/a)



Rušilo Vás něco během lehu?

ANO

X


NE

(uvedte, co Vás rušilo)

Příloha 15. Potvrzení o překladu abstraktu a souhrnu diplomové práce

Potvrzuji, že jsem do anglického jazyka přeložil abstrakt a souhrn diplomové práce s názvem „Vliv Jacobsonovy progresivní svalové relaxace na variabilitu srdeční frekvence“, jejímž autorem je Bc. Ivana Kamínková.

V BRNĚ dne 2.7. 2021

Podpis: 
Bc. Jáchym Šubrt
Překladatel
IČO: 09495517