

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍ FREKVENCE
U IZOMETRICKÉ KONTRAKCE HORNÍ KONČETINY

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Jan Schneider, fyzioterapie

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

Olomouc 2019

Jméno a příjmení autora: Bc. Jan Schneider

Název bakalářské práce: Spektrální analýza variability srdeční frekvence u izometrické kontrakce horní končetiny

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby bakalářské práce: 2019

Abstrakt:

Cílem diplomové práce bylo posoudit rozdílný vliv spontánního a řízeného dýchání při izometrické kontrakci horní končetiny na reaktivitu autonomního nervového systému hodnocenou vybranými ukazateli spektrální analýzy variability srdeční frekvence. V teoretické práci jsou shrnuty poznatky o autonomním nervovém systému, spektrální analýze variability srdeční frekvence, ručním dynamometru a o základní rozdílech mezi spontánním a řízeným dýcháním. Součástí praktické části bylo měření jedné skupiny probandů, a to jak při spontánním dýchání, tak i při řízeném dýchání při frekvenci 12 dechů za minutu. Při obou měřeních probandi prováděli izometrickou kontrakci horní končetiny pomocí stisku ručního dynamometru v intenzitě 20 % maximální volní kontrakce. Probandů bylo 15, pouze muži, průměrný věk činil 23 let. Dle získaných výsledků bylo zjištěno, že izometrická aktivita ve formě handgripu ve spojení se spontánním dýcháním nezpůsobovala takové změny ve sledovaných parametrech spektrální analýzy variability srdeční frekvence jako při řízeném dýchání. Dle získaných výsledků vyplývá, že při spontánním dýchání při porovnání sedu 3 a sedu 1 došlo ke statisticky významnému zvýšení parametru TOTAL POWER a z časových ukazatelů parametr R-R intervaly. Při porovnání stejných pozic při řízeném dýchání nedošlo mezi výše uvedenými parametry k žádným signifikantním změnám. Izometrická aktivita při spontánním dýchání tedy zvyšuje celkovou variabilitu srdeční frekvence. I přes úsilí vykonat izometrickou aktivitu handgripem se však pomocí řízené dechové frekvence 12 dechů za minutu dokáže podpořit parasympatikus, a probandi tak mohou tuto aktivitu vnímat jako subjektivně příjemnější.

Klíčová slova: variabilita srdeční frekvence, spektrální analýza, autonomní nervový systém, izometrická kontrakce, ruční dynamometr, dechová frekvence

Souhlasím s půjčováním magisterské práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Jan Schneider

Title of Bachelor Thesis: Spectral analysis of heart rate variability during isometric contraction of the upper limb

Department: Department of Physiotherapy

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

Year of presentation: 2019

Abstract:

The aim of this thesis was to evaluate different effect of spontaneous and controlled breathing during isometric contraction of the upper limb on the reactivity of the autonomic nervous system rated by selected indicators of spectral analysis of heart rate variability. Theoretical part summarizes information about the autonomic nervous system, spectral analysis of heart rate variability, basic facts about handgrip dynamometer and major differences between spontaneous and controlled breathing. In the practical section, there were two measurements of one group of individuals: one of the measurements was during spontaneous breathing and the second one during controlled breathing of 12 breaths per minute. During both measurements, participants did isometric contraction of the upper limb by pressing a handgrip dynamometer at an intensity of 20 % of maximal voluntary contraction. There were 15 male individuals whose average age was 23 years. According to the findings, the isometric activity in the form of handgrip during spontaneous breathing did not cause such changes in established indicators of spectral analysis of heart rate variability, as during controlled breathing. The results show that during spontaneous breathing, in comparison of position sit 3 and sit 1, it came to the statistically significant increase in the indicators TOTAL POWER and R-R intervals. When comparing the same position during controlled breathing, we can see that it did not occur any significant changes among the above-mentioned indicators. The isometric activity during spontaneous breathing causes an increase in total heart rate variability. Despite the effort of isometric activity with the help of handgrip, the parasympathetic nervous system can be supported through controlled breathing, 12 breaths per minute, and so participants can perceive this activity subjectively more pleasant.

Key words: heart rate variability, spectral analysis, autonomic nervous system, isometric contraction, handgrip dynamometer, respiratory rate

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

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

V Olomouci dne

.....

Děkuji PhDr. Petru 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 a také děkuji Bc. Tereze Švecové za pomoc při statistickém zpracování výsledků.

OBSAH

1 ÚVOD.....	10
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	11
2.1 AUTONOMNÍ NERVOVÝ SYSTÉM.....	11
2.1.1 ZÁKLADNÍ ANATOMIE A FYZIOLOGIE ANS	11
2.1.2 CENTRÁLNÍ ČÁST ANS	12
2.1.3 PERIFERNÍ ČÁST ANS.....	13
2.1.3.1 Sympatikus.....	14
2.1.3.2 Parasympatikus	15
2.1.3.3 Enterický systém.....	15
2.1.4 MEDIÁTORY A RECEPTORY ANS.....	16
2.1.4.1 Acetylcholin.....	16
2.1.4.2 Noradrenalin	17
2.1.5 FUNKCE ANS	18
2.1.5.1 Sympatikus.....	18
2.1.5.2 Parasympatikus	20
2.1.6 DYSFUNKCE ANS	21
2.1.6.1 Postižení centrální části ANS	22
2.1.6.2 Postižení periferní části ANS.....	22
2.2 SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍ FREKVENCE.....	24
2.2.1 VARIABILITA SRDEČNÍ FREKVENCE (VSF).....	24
2.2.2 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ VSF	26
2.2.2.1 Dýchání	26
2.2.2.2 Pohlaví	27
2.2.2.3 Věk.....	27
2.2.2.4 Fyzická aktivita.....	28
2.2.2.5 Další vlivy.....	31

2.2.3 METODY HODNOCENÍ VSF	32
2.2.3.1 Časové měření.....	33
2.2.3.2 Frekvenční měření	33
2.2.4 SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA VSF (SAVSF).....	34
2.2.4.1 Ultránizkofrekvenční pásmo (ULF).....	34
2.2.4.2 Velmi nízkofrekvenční pásmo (VLF).....	35
2.2.4.3 Nízkofrekvenční pásmo (LF).....	35
2.2.4.4 Vysokofrekvenční pásmo (HF).....	36
2.2.5 PARAMETRY ČASOVÉ ANALÝZY VSF	37
2.2.6 PARAMETRY SAVSF	38
2.2.7 KOMPLEXNÍ PARAMETRY SAVSF	41
2.2.8 ZKOUŠKY HODNOTÍCÍ VSF A KREVNÍ TLAK.....	41
2.2.9 VARCOR PF7	42
2.2.10 STANDARDIZACE MĚŘENÍ SAVSF	43
2.3 RUČNÍ DYNAMOMETR	43
2.4 SPONTÁNNÍ A ŘÍZENÉ DÝCHÁNÍ.....	44
3 CÍLE A HYPOTÉZY.....	46
3.1 HYPOTÉZY	46
4 METODIKA	48
4.1 VÝZKUMNÝ SOUBOR	48
4.2 PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ.....	48
4.3 MĚŘENÉ UKAZATELE.....	49
4.4 DESIGN A ORGANIZACE VÝZKUMU	49
4.5 ANALÝZA DAT	50
4.6 LIMITY VÝZKUMU	50
5 VÝSLEDKY	51
5.1 VÝSLEDKY K HYPOTÉZÁM.....	51

5.2 SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ, ANAMNESTICKÉ ÚDAJE, VÝSLEDKY Z DOTAZNÍKU.....	58
5.3 GRAFICKÉ VÝSTUPY Z NAMĚŘENÝCH DAT	60
6 DISKUZE	68
7 ZÁVĚRY	74
8 SOUHRN	75
9 SUMMARY	76
10 REFERENČNÍ SEZNAM	77
TABULKY	87
PŘÍLOHY	97

SEZNAM ZKRATEK

ADL = běžné denní činnosti (activity of daily living)

ANS = autonomní nervový systém

AV = atrioventrikulární

CNS = centrální nervový systém

EKG = elektrokardiografie

HF = vysokofrekvenční složka (high frequency)

LF = nízkofrekvenční složka (low frequency)

MVC = maximální síla stisku (maximal voluntary contraction)

PAN = periferní autonomní neuropatie

PNS = periferní nervový systém

PSD = výkonová spektrální hustota (power spectral density)

RSA = respirační sinusová arytmie

SA = sinoatriální

SAVSF = spektrální analýza variability srdeční frekvence

SF = srdeční frekvence

TK = tlak krve

ULF = ultra nízkofrekvenční složka (ultra low frequency)

VLF = velmi nízkofrekvenční složka (very low frequency)

VSF = variabilita srdeční frekvence (HRV = heart rate variability)

1 ÚVOD

Každá lidská bytost je individuální organismus, který podléhá určitým zákonitým jevům jako je vývoj, růst, stárnutí a samozřejmě i zánik. Během celé této posloupné řady událostí je lidské tělo vystavováno mnohým stimulům. Náš organismus vždy nějakým způsobem reaguje na dané stresory, ať už se jedná o vnější nebo o vnitřní změny. Tělo se brání a snaží si zachovávat stálý a neměnný stav, který je právě různými stimuly neustále měněn. Jedním z ochranných faktorů, který se snaží vypořádat s těmito změnami, je část nervového systému nazývaná jako autonomní nervový systém. Tento systém je v činnosti neustále.

V posledních desítkách let se stal autonomní nervový systém výrazněji zkoumanou částí těla, než tomu bylo dříve. Důvodem byl rychlý nástup moderních technologií a celkový pokrok v medicíně. Jednou z metod, které posunuly zkoumání tohoto systému dál, je spektrální analýza variability srdeční frekvence, která pomáhá odkrýt a kvantifikovat jednotlivé složky autonomního nervového systému. Tak jako při všech okamžicích působí v těle tento systém, tak jej ovlivňuje i nesčetné množství proměnných. Jsou jimi věk, únava, cirkadiánní rytmy, poloha těla, nasycenost, dřívější pohybová aktivita, genetika a naše vzorce chování, teplota a mnoho dalších.

Tato diplomová práce má za úkol zjistit, jak je autonomní nervový systém ovlivněn při působení izometrické kontrakce handgripem a dechové frekvence spontánní i řízené. Závěry diplomové práce by mohly vést k lepšímu pochopení fungování autonomního nervového systému a jeho ovlivňování.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 AUTONOMNÍ NERVOVÝ SYSTÉM

2.1.1 ZÁKLADNÍ ANATOMIE A FYZIOLOGIE ANS

Autonomní nervový systém (ANS), jinak také nazýván jako vegetativní nebo útrobní, je částí nervového systému, který ovlivňuje aktivitu hladkého svalstva, srdce a žláz v lidském těle (Ambler, 2011; Rokyta, 2016; Čihák, Druga, & Grim, 2016). Jinými slovy ANS ovlivňuje činnost vnitřních orgánů a krevního oběhu, které přizpůsobuje aktuálním potřebám, a také celkově kontroluje vnitřní prostředí (Silbernagl & Despopoulos, 2004). Kolář (2009) doplňuje, že ANS je zásadním činitelem v udržování homeostázy v lidském těle a že je svým působením na vnitřní orgány označován jako systém visceromotorický. Společným znakem se somatickým nervovým systémem je reflexní oblouk, který představuje základní organizační prvek obou dvou systémů (Ganong, 2005; Kolář, 2009; Trojan, 2003).

Dle Opavského (2007) je reflexní okruh v periferní částí tvořen viscerosenzitivní a glanduloceptivní aferentní složkou a visceromotorickou a sekretomotorickou eferentní složkou. Dále uvádí, že pojmenování tohoto systému jako autonomní vychází z původního nesprávného názoru, který tvrdil, že tento systém pracuje naprosto samostatně a nezávisle na centrálním nervovém systému (CNS). Nyní je již zjištěno, že ANS reaguje na mnoho podnětů, ať už to jsou humorální či hormonální změny nebo nervové podněty z vnějšího či vnitřního prostředí. Nevšimalová, Tichý a Růžička (2002) doplňují, že CNS a ANS se neodmyslitelně navzájem prolínají.

Rokyta (2016) a Trojan (2003) uvádějí některé rozdíly mezi CNS a ANS, které se týkají stavební i funkční charakteristiky obou systémů. Vegetativní nervová vlákna jsou zpravidla tenčí, a proto vedou vzruch pomaleji než nervy CNS. Periferní část vegetativní eferentní dráhy je tvořena dvěma neurony, které jsou přerušeny synaptickým gangliem. Autonomní reflexy mají delší reakční dobu a účinek než reflexy CNS. Pregangliová vlákna jsou myelinizovaná a vedou vzruch rychleji než postgangliová vlákna, která myelin neobsahují. Erlanger a Gasser přiřazují pregangliovým neuronům nervová vlákna typu B a postgangliovým nervovým vláknům označení typu C (Obrázek 1) (Ganong, 2005).

Typ vláken	Funkce	Poloměr (μm)	Rychlost vedení (m/s)	Trvání hrotu (ms)	Absolutní refrakterní perioda (ms)
A					
α	propriocepce; somatomotorická	12–20	70–120	0,4–0,5	0,4–1
β	dotyk, tlak	5–12	30–70		
γ	motorická pro svalová vřetenka	3–6	15–30		
δ	bolest, chlad, dotyk	2–5	12–30		
B	pregangliové autonomní	<3	3–15	1,2	1,2
C					
Zadní kořeny	bolest, teplota, část mechanorecepce, reflexní odpovědi	0,4–1,2	0,5–2	2	2
Sympatická	postgangliová sympatická	0,3–1,3	0,7–2,3	2	2

¹ A a B vlákna jsou myelinizována, vlákna C nikoliv

Obrázek 1. Rozdělení typů nervových vláken (Ganong, 2005, 62).

2.1.2 CENTRÁLNÍ ČÁST ANS

Periferní část ANS je řízena a koordinována nadřazenými oblastmi centrálního nervového systému. Zjednodušeně lze mluvit o čtyřech hlavních strukturách, kterými jsou mícha, retikulární formace, hypothalamus a mozková kůra (Kolář, 2009; Rokyta, 2016; Trojan, 2003).

Podrobnější popis přináší například Opavský (2002). Z korových oblastí jmenuje orbitofrontální oblast, gyrus cinguli a oblast insuly. Mezi podkorové části, které se účastní řízení ANS, řadí k hypothalamus i amygdalu. Na kmenové úrovni uvádí katecholaminergní buněčné skupiny, serotoninergní jádra raphé, periakvedutální šed', neurony ventrolaterální retikulární formace, nucleus parabrachialis a nucleus tractus solitarii. Čihák, Druga a Grim (2016) přidává sestupné dráhy podílející se na regulacích ANS, a těmi jsou tractus hypothalamospinalis, hypothalamoretikulospinalis a další dráhy hypothalamu a limbického systému. Další oblasti uvádí Opavský (2007a) jako jádra hlavových nervů nebo pouze jejich části. Nejvýznamnější je nervus vagus (X. hlavový nerv), dále to jsou nervus oculomotorius (III.), nervus facialis (VII.) a nervus glossopharyngeus (IX.).

Každá nadřazená část v tomto systému má svoji úlohu. Pátevní mícha zajišťuje vegetativní reflexy a zabezpečuje interakci vegetativní a somatické aferentace a

eferentace. Retikulární formace řídí dýchání, činnost kardiovaskulárního systému a příjem potravy. Hypothalamus a limbický systém koordinují termoregulaci, sexuální chování, emoce a další. Vliv mozkové kůry se realizuje pomocí vrozených či získaných asociací, jako například předstartovní respirační a kardiovaskulární změny (Rokyta, 2016; Trojan, 2003).

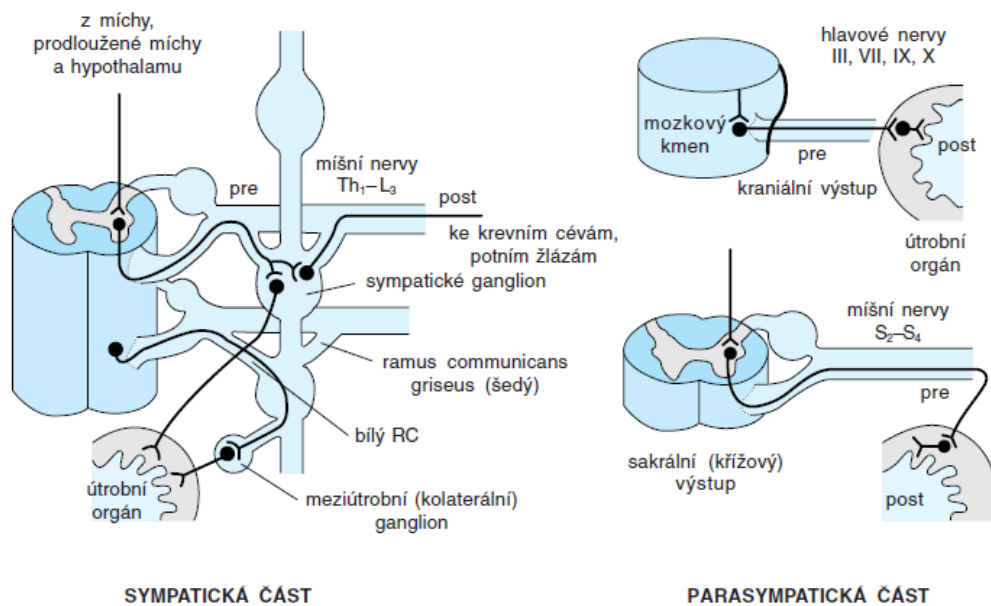
2.1.3 PERIFERNÍ ČÁST ANS

Periferní část ANS se dělí na tři části, sympatikus, parasympatikus a enterický systém.

Všechny vnitřní orgány jsou inervovány sympatickou i parasympatickou částí ANS, kromě cév, které jsou inervované pouze sympatikem (s výjimkou kapilár). Ten vytváří svou aktivací nebo inhibicí výsledný efekt, jako je konstrikce nebo dilatace. V ostatních případech zde platí rovnováha, kdy převaha jednoho systému je spojená s úbytkem aktivity systému druhého, avšak dle tvrzení Koláře (2009) jde o vztah vzájemné koordinace, ne čistě o antagonismus. Například při takové sekreci slin se oba systémy vzájemně doplňují. Periferní část ANS je tvořena dvěma neurony, jeden se označuje jako pregangliový neuron, druhý jako postgangliový. Pregangliový axon jednoho neuronu se dělí a komunikuje v průměru s 8 až 9 postgangliovými neurony. Dle mediátorů by se dala tato část ANS rozdělit v postgangliové transmisi na adrenergní (sympatikus) nebo cholinergní (parasympatikus), nebo podle anatomického uspořádání výstupů eferentních neuronů z míchy na thorakolumbální sympatikus a kraniosakrální parasympatikus (Ambler, 2011; Ganong, 2005; Rokyta, 2016; Trojan, 2003).

2.1.3.1 Sympatikus

Sympatikus je část periferního ANS s thorakolumbálním anatomickým uspořádáním. Toto označení vychází z lokalizací těl pregangliových neuronů tvořených z nucleus intermediolateralis osmého krčního až třetího bederního segmentu míchy (C8-L3). Nervová vlákna vystupují z této oblasti míchy předními kořeny jako ramus communicans alba. Dále komunikují s blízko uloženými sympatickými ganglii, což jsou buněčná těla postgangliových neuronů, uspořádaných do párového paravertebrálního útvaru zvaného truncus sympathicus (sympatický řetězec) dexter et sinister. Jeden truncus obsahuje zpravidla 22 až 23 ganglií, které jsou mezi sebou spojeny drahami zvanými rami interganglionares. Část postgangliová vedoucí k efektorům je výrazně delší než pregangliová v sympatickém oddílu ANS (Obrázek 2.) (Čihák, Druga, & Grim, 2016; Opavský, 2007a; Nevšimalová, Tichý, & Růžička, 2002).



Obrázek 2. Rozdíl mezi sympatickým a parasympatickým periferním autonomním systémem (Ganong, 2005, 229).

Některé postgangliové axony putují ze sympatických řetězců přímo k orgánům (efektorům), jiné se vrací jako ramus communicans griseus zpátky do míchy a teprve až poté směřují k daným efektorům (kůže, cévy a potní žlázy) společně s jinými nervovými vlákny CNS. Postgangliové neurony směřující do oblasti hlavy a krku vycházejí z horního a středního krčního sympatického ganglia a z ganglium stellatum,

kteřé je kraniálním prodloužením trunci sympatici. Tyto neurony vedou podél krčních krkavic k příslušným efektorům (Čihák, Druga, & Grim, 2016; Ganong, 2005).

2.1.3.2 Parasympatikus

Parasympatikus je část periferního ANS s kraniosakrálního anatomickým uspořádaním. Toto označení odpovídá lokalizaci těl pregangliových neuronů, které jsou tvořeny z jader hlavových nervů v kraniální části (III., VII., IX. a X.) a v sakrální části z nucleus intermediolateralis druhého až čtvrtého křížového segmentu míchy (S2 – S4). Od sympatického systému jsou odlišná ganglia, která jsou buď v těsné blízkosti, nebo dokonce uvnitř příslušného orgánu (efektoru). Proto jsou pregangliová vlákna delší a postgangliová kratší, než je tomu u sympatiku (Obrázek 2) (Čihák, Druga, & Grim, 2016; Opavský, 2007a; Nevšimalová, Tichý, & Růžička, 2002).

Aktivita parasympatiku převažuje při stravování, spánku a v klidových polohách, naopak aktivita druhého sympatického oddílu převládá v situacích se zvýšenou aktivitou (psychickou i fyzickou), v nebezpečných nebo stresových situacích, ve kterých je nutné aktivizovat tělo k výkonům (boj nebo útěk) a dokázat člověka udržet bystrého a soustředěného (Ambler, 2011). Autoři Nevšimalová, Tichý a Růžička (2002) uvádějí další obecné rozdělení obou systémů, kdy parasympatikus je spojen s anabolismem, naopak sympatikus s katabolismem.

2.1.3.3 Enterický systém

Třetí subsystém, který se nově řadí k periferní části ANS, je enterický, nebo je také nazýván jako střevní či intramurální. Tento systém je nejméně prozkoumaný a pravděpodobně nejsložitěji modulován, a to i ze strany parasympatického a sympatického systému. Systém obsahuje i necholinergní i neadrenergní nervovou transmissi, která probíhá pomocí například adenosin trifosfátu (ATP), vazoaktivního intestinálního peptidu (VIP) nebo oxidu dusnatého (NO) (Opavský, 2007a).

Čihák, Druga a Grim (2016) tvrdí, že tento systém je pouze z malé části inervován vlákny sympatiku a parasympatiku a i po přerušení této inervace zůstane většina funkcí střevního systému zachována.

Základními součástmi enterického systému jsou plexus myentericus Auerbachi a plexus submucosus Meissneri, přičemž oba obsahují senzorické, motorické i vmezeřené

neurony (interneurony). Enterický systém v gastrointestinální oblasti řídí motoriku hladkého svalstva traktu, sekreci endokrinních buněk střeva a žaludku a sekreci žláзовého epitelu a také řídí absorpci (Berlit, 2007; Ganong, 2005; Trojan, 2003).

Střevní systém dostává informace a signály z CNS, a to pomocí parasympatického a sympatického systému. Další informace jsou pořizovány receptory v trávicím traktu (mechanoreceptory, chemoreceptory, termoceptory), ze kterých vedou signály do ganglií enterického systému pro informování o stavu gastrointestinální oblasti. Pomocí interneuronů dochází k předání informace potřebným motoneuronům, ty aktivují nebo inhibují efektory, kterými jsou hladká svalovina, cévy, endokrinní buňky, žlázy v epitelu, sekreční buňky apod. (Čihák, Druga, & Grim, 2016).

2.1.4 MEDIÁTORY A RECEPTORY ANS

Hlavní mediátory, které specifikují a oddělují samotné oddíly sympatiku a parasympatiku, jsou v autonomním nervovém systému (ANS) acetylcholin a noradrenalin. Nejsou jedinými neurotransmitery v ANS, ale svým zastoupením drtivě převažují nad ostatními. Mezi další mediátory ANS, mimo tyto dva hlavní, patří serotonin, dopamin, neuropeptid Y, vazomotorní intestinální polypeptid (VIP), adrenalin a další. Tyto mediátory se mohou vyskytovat samostatně, ale velmi často působí jako kotransmitery současně s jedním z hlavních mediátorů, noradrenalinem či acetylcholinem (Ganong, 2005; Opavský, 2007a; Nevšimalová, Tichý, & Růžička, 2002).

2.1.4.1 Acetylcholin

Tento neurotransmitter zastupuje největší množství mediátorů v oddíle parasympatickém. Neznamena to však, že by sympatická část tento mediátor neobsahovala. Acetylcholin se vyskytuje ve všech zakončeních pregangliových neuronů (sympatikus i parasympatikus) a v případě parasympatiku i na postgangliových nervových zakončeních. Potní žlázy a cévy kosterních svalů, které jsou inervovány sympatickými neurony, obsahují výjimečně cholinergní transmissi (Opavský, 2007a; Rokyta, 2016, Trojan, 2003). Nevšimalová, Tichý a Růžička (2002) doplňují fakt, který vychází z předešlých tvrzení, že aplikací cholinergních látek, jako je acetylcholin, fyzostigmin, esserin, pylokarpin a další, ovlivňují jak parasympatikus, tak i sympatikus.

Syntéza acetylcholinu při přenosu vzruchu v oblasti synaptických spojů probíhá z cholinu a acetylkoenzymu A pomocí enzymu cholinacetyltransferáza v pregangliové nervové buňce. Receptory na postsynaptických částech neuronů komunikující s acetylcholinem jsou jednak muskarinové, je jich pět podtypů a nachází se v hladkých svalech, v srdeční svalovině, v mozkové oblasti a ve žlázách, a dále jsou nikotinové, které najdeme v mozkové části, vegetativních gangliích a v oblastech kosterních svalů. Je mnoho podtypů obou těchto základních receptorů. Následné odbourávání acetylcholinu se děje prostřednictvím enzymu acetylcholinesteráza (Lüllmann, Mohr, & Hein, 2007; Martínková, Chládek, Mičuda, & Chládková, 2007; Opavský, 2007a; Rokyta, 2016; Trojan, 2003).

2.1.4.2 Noradrenalin

Noradrenalin je neurotransmitter postgangliových nervových vláken sympatického oddílu ANS. Výjimkou jsou cévy a potní žlázy, jejichž mediátorem je acetylcholin i přes to, že patří pod sympatikus (Opavský, 2007a; Rokyta, 2016).

Syntéza noradrenalinu probíhá z tyrozinu. V synaptické štěrbině se při vedení vzruchu nervovými vlákny navazuje na noradrenergní receptory alfa nebo beta, které mají opět své podtypy – alfa1, alfa2, beta1, beta2 a beta3. Skupiny receptorů alfa a beta pracují téměř vždy jako antagonisté. Poté 20 % noradrenalinu putuje do krve a zbylých 80 % se vstřebá zpět do presynaptického neuronu, kde je část uložena do orgánů nervové buňky zvaných vezikuly, nebo jsou rozloženy a inaktivovány monoaminoxidázou (MAO) anebo katechol-O-metyltransferázou (COMT) (Rokyta, 2016; Trojan, 2003).

2.1.5 FUNKCE ANS

Schéma účinků ANS je přehledně uvedeno v tabulce (Příloha 2).

2.1.5.1 Sympatikus

Zjednodušeně lze říci, že sympatikus je aktivní při situacích, kde je nutné maximálně vybudit tělo k výkonu či připravenosti (boj nebo útěk). Z toho si můžeme odvodit, co je pro tělo v takové chvíli potřebné. Kosterní příčně pruhované svalstvo potřebuje dodávku kyslíku a živin, což se stane při vazodilataci cév v těchto svalech. Naopak v oblasti vnitřních orgánů dochází k vazokonstrikci cév, protože v této chvíli je například trávení a činnost hladké svaloviny či trávících žláz v útrokách nepotřebné, a proto je utlumeno. Ke zvýšení množství kyslíku a rychlejšímu dodání kosterním svalům přispívá srdce, které zrychlí svoji frekvenci, a stejně tak dechový systém, který roztáhne dýchací cesty pro zvýšení vdechovaných objemů a frekvence dechu se také zrychlí. Ve výsledku se více kyslíku dostane příčně pruhovanému svalstvu v kratší časové periodě. Současně dochází i vazokonstrikci cév v oblasti kůže, což by mělo bránit velké ztrátě krve při poraněních. Játra začnou produkovat glukózu, nebo zvýší její tvorbu a tuková tkáň uvolňuje volné mastné kyseliny pro dodávku živin srdečnímu a příčně pruhovanému svalstvu. Potní žlázy se také přidávají k činnosti při aktivaci sympatiku z důvodu podpory optimální termoregulace, která při výkonu a práci kosterních svalů mění své hodnoty. Navíc dochází ke kontrakcím vzpřimovačů chlupů, které měly zvětšit objem a zastrašit soupeře v boji o život (Ganong, 2005; Lüllmann, Mohr, & Hein, 2007).

Beta receptory zvyšují svojí aktivitou tepovou frekvenci srdce (pozitivní chronotropie), sílu stahu srdečního svalu (pozitivní inotropie), dráždivost srdečního svalu (pozitivní batmotropie) a rychlost vedení vzruchu (pozitivní dromotropie) (Lüllmann, Mohr, & Hein, 2007; Trojan, 2003). Opavský (2002) zdůrazňuje receptory beta1.

Stimulace alfa1 i alfa2 receptorů vyvolávají zvýšení tonu hladkého svalstva cév (vazokontrikce), naopak aktivací beta2 receptorů dochází k vazodilataci. To má vliv na krevní tlak, kdy použitím alfa-sympatomimetik dochází ke zvýšení krevního tlaku (systolického i diastolického) a alfa-sympatolytik (resp. i beta-sympatomimetik) naopak k jeho snižování. Beta2 receptory jsou spojeny s rozšířením průsvitu dýchacích cest (bronchodilatací) a s inhibicí sekrece žláz, což vyvrací Ganong (2005), který uvádí, že inhibice je spojená s aktivací receptorů alfa1, a naopak stimulace receptorů beta2 vede ke stimulaci žláz. Aktivace receptorů skupiny beta přispívá dále například k relaxaci uteru

(Ganong, 2005; Lüllmann, Mohr, & Hein, 2007; Martínková, Chládek, Mičuda, & Chládková, 2007; Trojan, 2003).

Aktivita gastrointestinálního systému je utlumena, což znamená, že dochází k inhibici peristaltiky snížením sekrece nebo ke změnám konzistence například u slin, které mají charakter vazké kapaliny. Dále je snižováno napětí žlučníku a dochází také ke kontrakcím svěračů. Aktivací adrenergního systému jsou vyvolány již dříve zmíněné metabolické pochody. V játrech dochází ke glukoneogenezi a ke zvýšení glykogenolýzy (rozkladu glykogenu a vznik glukózu), která jde krví ke kosternímu svalstvu. V tukových tkáních dochází k lipolýze neboli ke štěpení triglyceridů, z čehož jde do krve další zdroj energie, volné mastné kyseliny (Ganong, 2005; Lüllmann, Mohr, & Hein, 2007; Martínková, Chládek, Mičuda, & Chládková, 2007; Nevšimalová, Tichý, & Růžička, 2002; Silbernagl & Despopoulos, 2004; Trojan, 2003).

Dalšími vlivy sympatiku jsou například mydriáza zornic (aktivací musculus dilatator pupillae) a akomodace čočky na dálku (relaxací musculus ciliaris). V močovém ústrojí jsou detrusory stěny močového měchýře relaxovány a svěrače kontrahovány. Ve slinivce břišní dochází k inhibici exokrinní sekrece a inzulin je alfa receptory inhibován, naopak beta2 receptorem stimulován. Aktivací alfa receptorů doprovází kontrakce sleziny, beta2 receptory naopak relaxují stěnu sleziny. V ledvinách dochází k sekreci reninu a v epifyze k syntéze melatoninu. V pohlavním ústrojí dochází k ejakulaci. V děloze dochází při aktivaci alfa1 receptorů ke kontrakcím a aktivací beta2 receptorů ke sníženému napětí stěny dělohy (Ganong, 2005; Martínková, Chládek, Mičuda, & Chládková, 2007; Nevšimalová, Tichý, & Růžička, 2002; Silbernagl & Despopoulos, 2004; Trojan, 2003)

Kolář (2009) uvádí spojitost ANS a fyzioterapie. Například okamžitý analgetický účinek, který je spojen s mobilizačními a manipulačními technikami, odpovídá aktivaci periakvedutální šedi se současnou sympatickou aktivitou.

2.1.5.2 Parasympatikus

Tento systém se nejvíce aktivuje při příjmech energie, pod kterou spadá příjem potravy, trávení, posun sousta, resorpce a následné uložení látek. Tyto pochody by měly probíhat při tělesném klidu, kdy stačí menší objem vdechovaného vzduchu (proto bronchokonstrikce) a snížení frekvence srdeční aktivity (Lüllmann, Mohr, & Hein, 2007).

Detailněji tento systém působí na srdce negativně chronotropně, dromotropně a inotropně. V dýchacím systému podporuje sekreci žláz a zúžení dechových cest (bronchokonstrikci). S aktivitou parasympatiku je spojená vyšší sekreční činnost jako jsou sliny, které mají řídkou konzistenci, dále trávicí enzymy a podpora celkové sekrece nutné pro správné trávení. Dále dochází ke kontrakci žlučníku, k podpoře motility a celkově vyššímu tonu hladkého svalstva v břišních orgánech, což vede k usnadnění peristaltiky, ke které patří i uvolnění svěračů. V močovém ústrojí přispívá parasympatikus ke kontrakcím močovodů a detrusorů ve stěně močového měchýře a ve spojení s relaxací sfinkterů to celé vede k usnadnění vyprazdňování moči. Dále je s cholinergním systémem spojeno zúžení zornic aktivací musculus sphincter pupillae (mióza), akomodace oka na blízko pomocí kontrakce musculus ciliaris a podpora aktivace slzných žláz. V pohlavním ústrojí dochází vlivem vazodilatace k erekci. Ve slinivce břišní je aktivována exokrinní sekrece (Ganong, 2005; Martínková, Chládek, Mičuda, & Chládková, 2007; Nevšímalová, Tichý, & Růžička, 2002; Silbernagl & Despopoulos, 2004; Trojan, 2003).

Podle autorů Ganong (2005), Trojan (2003) a dalších je dřeň nadledvin aktivována při převaze aktivity parasympatiku a dochází tak k sekreci adrenalinu a noradrenalinu. Silbernagl a Despopoulos (2004) však uvádí zajímavost o dřeni nadledvin, u které tvrdí, že je jednak endokrinní žlázou a zároveň i sympatickým gangliem. Proto tvrdí, že syntéza a uvolnění zmíněných katecholaminů je spojená s aktivací sympatického systému.

2.1.6 DYSFUNKCE ANS

Problematika dysfunkce nebo postižení autonomního nervového systému (ANS) je velice komplikovaná, protože ANS inervuje všechny orgány a poškození tak může být velmi variabilní. Další složitost je v možnostech postižení, kdy dysfunkce můžeme rozdělit podle různých kritérií do několika skupin. Prvním rozdělení může být na poruchy jednoho systému v lidském organismu nebo na poruchy multisystémové, za druhé je možnost dělit poruchy ve smyslu zvýšení funkcí nebo naopak jejich snížení, další dělení je na poruchy lokalizované nebo generalizované, dále dle anatomického rozložení na poruchy centrální části ANS nebo části periferní. Komplikací může být i skutečnost, že se tyto nemoci mohou vyskytovat izolovaně nebo se mohou vázat s postižením centrálního nervového systému (CNS) či periferního nervového systému (PNS). Dále se mohou dysfunkce dělit jako ostatní patologie na problémy akutní, subakutní nebo chronické a také na primární, kdy neznáme příčinu, a na sekundární. Sekundární autonomní dysfunkce mohou být způsobeny traumatickým poškozením, chemickým poškozením (intoxikace), hereditární nebo metabolickou problematikou, infekcí, nádorem apod. (Opavský, 2007a).

Generalizované poruchy budou představeny podrobněji. Mezi lokalizované můžeme řadit například Hornerův syndrom (miózu, ptózu a enoftalmus), dále komplexní regionální bolestivý syndrom nebo třeba Bogoradův syndrom (syndrom krokodýlích slz neboli jednostranné slzení) (Opavský, 2007b).

Autoři Adlan, van Zanten, Lip, Paton, Kitas a Fisher (2017) dokonce zjišťovali vznik autonomní dysfunkce u revmatoidní artritidy, jelikož doposud byly známe pouze hypotézy vzniku. Zjistili, že porucha ANS je pravděpodobně spojena se zvyšováním zánětu, který je sdružen s výraznou bolestivostí.

Lidské tělo má při mírných obtížích, které se týkají poruchy funkcí ve smyslu zvýšení nebo snížení, vlastnost autoregulace samozřejmě pouze do jisté míry. Při zvýšené funkci dochází k regulaci dolů (down regulation), při které dochází ke snižování počtu receptorů nebo jejich citlivosti zodpovídající za příslušnou funkci. Opačný proces se nazývá regulací nahoru (up regulation), kdy dojde ke zvýšení počtu nebo citlivosti receptorů (Opavský, 2007a).

Pro přehlednost bude v následujících dvou podkapitolách použito pouze jedno rozdělení z výše uvedených a tím budou dysfunkce centrálního ANS a periferního ANS.

2.1.6.1 Postižení centrální části ANS

Tato postižení jsou nejčastěji přidružená neuromuskulárním onemocněním. Jedná se totiž o problémy vyskytující se u nemocných například s Parkinsonovou nemocí. U nich se na počátku hlavní diagnózy nedaří diagnostikovat dané symptomy odpovídající dysfunkci ANS, protože pokud jsou přítomny, jsou zakrývány a zaměňovány s vedlejšími účinky léků, které vyvolávají symptomy obdobné. Dále se jedná o multisystémové atrofie, které se vyznačují sporadickým progresivním poškozováním CNS a ANS. Dalším onemocněním je demence s Lewyho tělísky. Tato tělíska při speciálních vyšetřeních detekujeme nejčastěji v neokortexu či v limbickém systému nebo v substantia nigra. Onemocnění připomíná spojení Alzheimerovy choroby s Parkinsonovou nemocí. Jiné onemocnění je zvané jako fatální familiární insomnie. Charakteristickým znakem je neovladatelná úporná nespavost spojená s nadměrnou činností sympatiku. Patologické změny spadají do oblasti thalamu. Dále se může projevit postižení centrální části ANS při míšních poraněních. Jedná se o částečné nebo kompletní přerušení míchy a segmenty míchy odpovídající pátému a šestému hrudnímu obratli (Th5-Th6) udávají závažnost poranění, kdy poškození nad touto oblastí značí výrazně častější poškození i ANS, než je tomu při poškození pod tímto segmentem. Dalšími onemocněními, které velmi často mylně nespojujeme s možnou poruchou i ANS, jsou cévní mozkové příhody, kraniocerebrální traumata, roztroušená mozkomíšni skleróza, syringomyelie, epilepsie, syndrom spánkové apnoe a další. Jiné onemocnění jsou například neurokardiogenní synkopy, syndrom posturální ortostatické tachykardie nebo například tetanie (Opavský, 2007b). Výzkum autorů Li et al. (2017) poukazuje i na výskyt autonomní dysfunkce u pacientů s Wilsonovou nemocí.

2.1.6.2 Postižení periferní části ANS

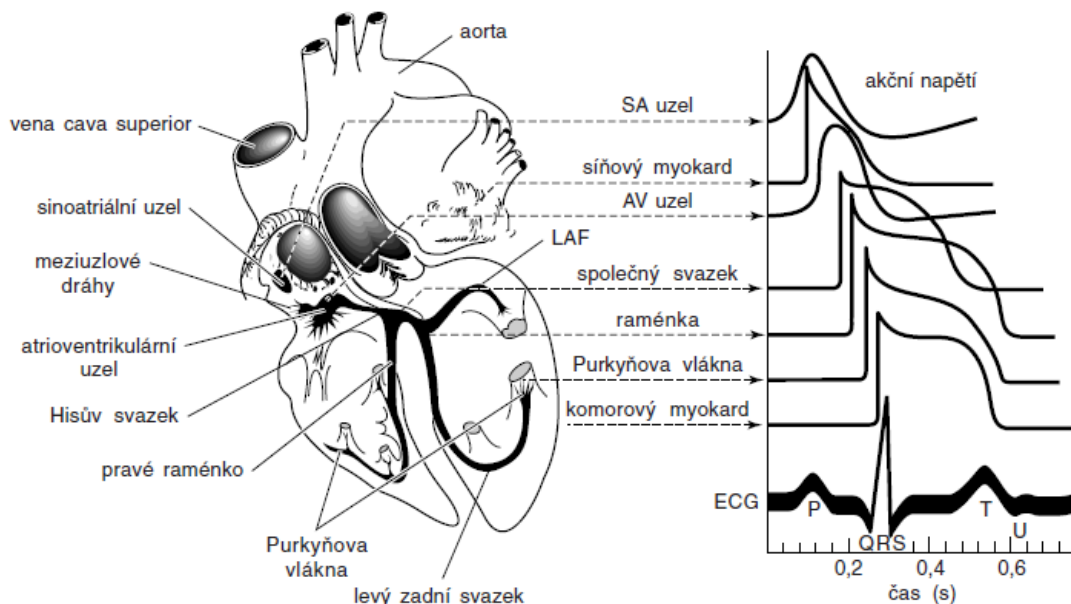
Periferní autonomní neuropatie (PAN), jak jsou tyto dysfunkce označovány, má mnoho příčin. První skupinou z hlediska příčiny je hereditární autonomní neuropatie. Do této skupiny lze zařadit Charcotovu-Marieovu-Toothovu nemoc, která se vyznačuje mimo autonomní neuropatii také motorickou a senzitivní neuropatií. Další hereditární poruchou je familiární dysautonomie neboli Rileyův-Dayův syndrom (autozomálně recesivní) a dále například Fabryho choroba (gonozomálně recesivní, vázaná na chromozom X). Druhou skupinou je metabolicky podmíněná PAN. Do této skupiny lze zařadit diabetickou autonomní neuropatii, která má různé obrazy dysfunkce u

jednotlivých pacientů, ale nejčastější je kardiovaskulární autonomní neuropatie, dále pak gastrointestinální, močopohlavní, zornicová apod. Další metabolická PAN je při chronickém selhávání ledvin, dále u jaterních onemocnění nebo u amyloidózy či porfyrie. Třetí skupinou je autoimunitní postižení PNS. Zde je zástupcem například Guillainův-Barreův syndrom neboli akutní zánětlivá demyelinizační polyneuropatie, dále idiopatická autonomní neuropatie, systémový lupus erythematoses a další. Čtvrtou skupinou je akutní dysautonomie u infekčních onemocnění, jako jsou mononukleóza, lepra, herpes simplex, tripanosoma (Chagasova nemoc) a u lidí HIV pozitivních. Pátou skupinou jsou paraneoplastické PAN, které se vyskytují nejčastěji u mnohobuněčného plicního karcinomu, dále u karcinomů prsu, varlat apod. Syndrom, který je s touto skupinou spojován, je tzv. Lambertův-Eatonův. Šestou skupinou je tzv. čisté autonomní selhání (idiopatická ortostatická hypotenze), které nesouvisí s žádnou neurologickou poruchou jako jsou ortostatické hypotenze u Parkinsonovy nemoci apod. Je to čistě projev hypotenze, kdy je jedním z kritérií diagnózy pokles systolického tlaku krve o minimálně 20 mm Hg a diastolického minimálně o 10 mm Hg po dobu tří minut ve stoji. Poslední skupinou jsou lékově nebo toxicky vyvolané PAN. Nebezpečné léky v tomto smyslu poškozují jsou cytostatika, dále při dlouhodobém či nadměrném užívání tricyklická antidepresiva, antihistaminika, levodopa a mnoho dalších. Mezi toxické látky můžeme zařadit například těžké kovy nebo rozpouštědla (Opavský, 2007b).

2.2 SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍ FREKVENCE

2.2.1 VARIABILITA SRDEČNÍ FREKVENCE (VSF)

Pojem variabilita srdeční frekvence (VSF) znamená kolísání časových rozestupů mezi R-R intervaly. Oblast R je nejvýraznější komponentou tzv. QRS komplexu, který elektrofyziologicky popisuje elektrickou aktivitu srdečního svalu, a křivka R odpovídá depolarizaci levé komory (Obrázek 3). Proto se zjednodušeně jedná o časové kolísání mezi jednotlivými stahy srdce, což je zapříčiněno autonomním nervovým systémem (ANS), především aktivací vagu (parasymptikus). Tento fyziologický fenomén patří mezi prvky lidského těla, které udržují dynamickou stabilitu kardiovaskulárního systému. Vysoká VSF značí zdravý organismus a zvláště ANS, nízká značí dysfunkci adaptačních mechanismů systému (Banerjee & Khurana, 2017; DeBeck, Peterson, Jones, & Stickland, 2010; Herzig, Asatryan, Brugger, Eser, & Wilhelm, 2018; Jarrin, McGrath, Giovanniello, Poirier, & Lambert, 2012; Michael, Graham, & Davis, 2017; Nicolini et al., 2014; Pumpřla, Sovová, & Howorka, 2014; Shaffer & Ginsberg, 2017). Nejen autonomní nervový systém ovlivňuje a v podstatě vytváří VSF, ale také kardiovaskulární systém, centrální nervový systém (CNS), endokrinní systém, dýchací systém a také baroreceptory a chemoreceptory (Shaffer & Ginsberg, 2017).



Obrázek 3. Části srdce a jejich odpovídající elektrická aktivita (Ganong, 2005, 550).

Ganong (2005) nebo Opavský (2002) popisují, že vlákna parasympatického oddílu ANS (nervus vagus) inervují více oblast síní a jejich svalovinu a méně pak svalovinu srdečních komor. Sympatikus inervuje svalovinu celého srdce, síní i komor. Nervus vagus na pravé straně inervuje sinoatriální uzel (SA), takže jeho vliv je převážně chronotropní, a levostranný nervus vagus atrioventrikulární uzel (AV), což odpovídá dromotropnímu účinku. Pravostranný sympatický oddíl inervuje SA uzel a levý zase AV uzel.

Kvalitativní hodnocení srdeční frekvence se datují od různých dob. Nejvýznamnější první stopu však zanechal ve starověké Číně autor Bian Que přibližně kolem roku 500 před naším letopočtem. Jiní za průkopníka považují Claudia Galena, který žil v druhém století našeho letopočtu. Kvantitativní měření bylo možné teprve tehdy, až bylo světu představeno přesné a detailní měření času. V 18. století byl objeven vztah mezi změnami tlaku krve a dechovým cyklem a v 19. století také kolísáním srdeční frekvence v různých fázích dechového cyklu. Pojetí o variabilitě srdeční frekvence přišla na přelomu 19. a 20. století, vycházející z názorů autorů Bernarda a Cannona o homeostáze uvnitř lidského těla, kdy jde o rovnováhu mezi sympatikem a parasympatikem, což však přesně popsal až posléze Langley. V roce 1910 autor Hering popsal funkční vztah mezi respirační sinusovou arytmií a napětím vagu. Přesný vztah, který je dodnes pouze vylepšován modernějšími technologiemi, byl popsán v roce 1967 autorem Wolfem, který popsal v oblasti kardiologie již detailní vztah mezi nervovým systémem a variabilitou srdeční frekvence. Stále to bylo bráno na lehkou váhu, dokud se v kardiologii v roce 1978 nepřišlo na souvislost mezi SDNN a mortalitou u pacientů po infarktu myokardu. V dnešní době už dokážeme monitorovat srdeční frekvenci a její variabilitu dlouhodobým měřením pomocí 24 hodinového holteru nebo se používají i nejnovější techniky krátkodobých záznamů VSF do 10 minut (Ernst, 2017). Korelace mezi krátkodobými a 24 hodinovými záznamy ukazují podobné výsledky v časových parametrech, zatímco ve frekvenčních parametrech se záznamy liší (Ernst, 2014).

2.2.2 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ VSF

2.2.2.1 Dýchání

Činnost srdečního svalu, která je regulována autonomním nervovým systémem (ANS), je velmi významně ovlivňována dýcháním. Výsledkem ovlivnění srdeční frekvence právě dechem je označována jako tzv. respirační sinusová arytmie (RSA). Jde o mohutnou aktivitu parasymptiku při výdechu, která je doprovázená snížením srdeční frekvence (SF) prodlužováním R-R intervalů, a naopak jde o zvýšení SF při nádechu z důvodu převažující aktivity sympatiku. Frekvence dechu, hloubka nádechu, pravidelnost dýchání a zapojování dýchacích svalů jsou prvky, které se využívají při regulaci VSF. Z toho důvodu lze vliv ANS na kardiovaskulární systém posoudit pomocí spontánního a řízeného dýchání (Opavský, 2002). Javorka (2008) popisuje mechanismy vzniku fenoménu RSA. Jako první uvádí centrální generátor RSA, který vzniká iradiací impulzů z respiračního do kardiomotorického nervového centra, což modifikuje pregangliovou aktivitu vagových neuronů. Dalším mechanismem jsou reflexy z plic, které jsou aktivovány při roztažení plicní tkáně. Tento stretch-reflex aktivuje vagové receptory v plicích a ty tlumí inspirační centrum v prodloužené míše. Vliv oscilací plynů CO_2 a O_2 a také oscilace pH je jiným mechanismem ovlivňujícím RSA. Parciální tlak CO_2 kolísá kolem své střední hodnoty a periferní chemoreceptory, jako je karotické těleso, reagují na hodnotu tohoto tlaku, ale i na rychlost a velikost změny v tomto tlaku. Změny v hodnotách tohoto tlaku probíhají při dýchání neustále. Proto je oscilace periferních chemoreceptorů považována za přispívající komponentu ve formování RSA. Reflexy z receptorů pravé předsíně také ovlivňují ANS a tím i pomáhají vytvářet sinusovou arytmii při dýchání. To, co neodmyslitelně přispívá k vytvoření RSA, je podle autorů Javorka (2008) nebo Shaffer a Ginsberg (2017) také baroreflex, což je reakce baroreceptorů neboli receptorů tlaku krve (TK). Baroreceptory se nachází v oblasti aortálního oblouku a ve vnitřních krkavicích. Když se člověk nadechne, zvýší se mu téměř ihned srdeční frekvence (SF) a s mírným zpožděním dojde i ke zvýšení TK. Při výdechu dochází opět téměř hned ke snížení SF a po chvíli dochází i ke snížení TK.

Javorka (2008) tvrdí, že respirační sinusová arytmie je velice důležitá pro výměnu plynů v plicích. Ve výzkumech došli k závěru, že při inverzních stavech, kdy nádech provázelo snížení SF a výdech naopak zrychlení, docházelo k dramatickým zhoršováním ve výměně dechových plynů.

2.2.2.2 Pohlaví

Mírné rozdíly ve VSF jsou patrné i mezi muži a ženami. Ženy mají, v porovnání s mužským pohlavím, vyšší vysokofrekvenční složku (HF), nižší nízkofrekvenční složku (LF) a také nižší tzv. velmi nízkofrekvenční složku (VLF). Oproti mužům mají i nižší průměrné rozestupy mezi R-R intervaly, což značí u žen vyšší SF. V dlouhodobém sledování však mají ženy nižší hodnoty VSF, především ve složkách SDNN a SDNN index. U ženského pohlaví je patrná i nižší celková výkonová spektrální hustota. V závěru lze tvrdit, že ženy mají vyšší aktivitu parasympatického oddílu ANS, zatímco u mužského pohlaví převažuje aktivita sympatiku. Poslední tvrzení je pravděpodobně příčinou průměrné vyšší dlouhověkosti žen, a naopak průměrného vyššího výskytu kardiovaskulárních příčin úmrtí u mužského pohlaví (Koenig & Thayer, 2016).

Ve výzkumu autorů Notay et al. (2017) bylo zjištěno, že při testování pomocí izometrického ručního siloměru, tedy ve statické zátěži, se v posuzování změn SF neodehrál významnější rozdíl mezi pohlavími. Výsledky zpočátku naznačovaly odchylky, které se týkaly krevního tlaku (TK). Avšak po detailnějším zkoumání došli k závěru, že ani změny TK se významně neliší při statické zátěži mezi pohlavími.

2.2.2.3 Věk

ANS je propojený s celým lidským organismem a napojen v podstatě na všechny orgány. A stejně tak jako v mnoha orgánech a systémech v lidském těle dochází s přibývajícím věkem k morfologickým ireverzibilním změnám i v ANS. Vznikají změny v chromozomech buněk, dochází k nahromadění poškozených buněk, k poškození funkcí systémů apod. S narůstajícím věkem se snižuje tonus v parasympatickém systému (Russoniello, Zhirnov, Pougatchev, & Gribkov, 2013). Opavský (2002) navazuje na snižující se aktivitu vagu a tvrdí, že s narůstajícím věkem dochází k poklesu RSA. Na druhou stranu popisuje s rostoucím věkem zvyšující se aktivitu sympatiku. Odemuyiwa (1995), Shaffer a Ginsberg (2017) nebo Šlachta et al. (2000) uvádějí pokles celkové VSF s přibývajícím věkem. Autoři Almeida-Santos et al. (2016) potvrzují celkově pokles funkce ANS a tím i snížení VSF. Uvádějí, že výraznější pokles se děje u žen, diabetiků a u lidí s nadváhou. V jejich výzkumu dospěli k výsledkům, které se týkají přesných parametrů VSF, jako jsou klesající tendence hodnot SDNN, SDANN, SDNN index. Avšak parametry jako rMSSD a pNN50 ve výzkumu vyšly s grafickým „U“ vzorem, tedy

zpočátku s klesající tendencí, která je vystřídaná rostoucím vzorem od oblasti 60 až 70 let. Ernst (2017) popisuje snižující se tendenci všech parametrů VSF, kromě spektrálního výkonu pásma ULF.

2.2.2.4 Fyzická aktivita

ANS reaguje na fyzickou aktivitu mimo jiné regulací kardiovaskulárního systému, kdy se snaží v návaznosti na fyzické práci udržet homeostázu lidského organismu. Autoři Idiaquez J., Idiaquez J. F. a Iturriaga (2018) tvrdí, že izometrická aktivita vyvolává v průběhu cvičení zvýšení SF a dále zvýšení periferního odporu, čímž se zvýší TK. Výzkum Elliotta, Alsalahiho a Fishera (2018) uvádí zvýšení SF i TK také během dynamické fyzické aktivity. Weippert, Behrens, Rieger, Stoll a Kreuzfeld (2013) doplňují, že během statické aktivity dochází k výraznějšímu zvýšení TK než u dynamické aktivity. Dále autoři Weippert, Behrens, Gonschorek, Bruhn a Behrens (2015) popisují výraznější snížení VSF při dynamické aktivitě oproti statické.

Zjednodušeně lze tvrdit, že čím vyšší intenzita fyzické aktivity, a to jak statické, tak i dynamické, tím je VSF během činnosti nižší. S vyšší intenzitou cvičení se totiž snižují jak časové parametry VSF (například SDNN nebo MSSD), tak i parametry frekvenční oblasti VSF (spektrální výkon LF a HF nebo například total power). U složek LF a HF však závisí na velikosti intenzity zatížení. Při mírné až střední zátěži se složka LF dokonce zvyšuje a HF se snižuje, a naopak při vysoké intenzitě cvičení se LF snižuje a HF se zvyšuje (Michael, Graham, & Davis, 2017).

Různé typy fyzické aktivity vyvolávají podobné reakce v srdeční práci a v činnosti cév, ale dosahují toho mnohdy jiným způsobem. Izometrická aktivita zvyšuje vnitrosvalový tlak v oblasti kosterních svalů, který tlačí na okolní cévy a svaly zvětšením svého objemu přechodně zužují průsvit těchto cév. Tím se zvyšuje odpor, který je kladen proudící krvi, což ve výsledku pozorujeme jako zvýšení TK. Zúžení periferních cév v kosterních svalech má za následek také snížení výstupu metabolitů produkovaných svaly při jejich práci. Nedostatečným odvodem metabolitů se akumulují tyto látky uvnitř svalu a stimulují svalové chemoreceptory (metaboreceptory), které reflexní cestou zvyšují SF. Mimoto nervová zakončení ve svalových vláknech, reagující na mechanické podráždění, vysílají informaci do kardiovaskulárního centra v prodloužené míše, která následně reguluje SF a hladkou svalovinu cév. Regulací se rozumí zvýšení SF zvýšením

sympatické aktivity (vyšší aktivitě v pásmu LF) a utlumením parasympatické aktivity. Zvýšená SF, jak doplňují Nyberg, Berg, Helgerud a Wang (2018), slouží pro vyšší dodávku kyslíku pracujícím svalům a vede ke schopnosti efektivního transportu metabolitů vzniklých z činných svalů. Při izometrické kontrakci převažuje aktivita svalových chemoreceptorů (metaboreceptorů) ve zvyšování sympatické aktivity a při dynamické aktivitě převažují zase mechanoreceptory ve svalech, které přes sympatický oddíl ANS zvyšují SF. Při izometrické aktivitě dochází již v prvních deseti vteřinách ke zvýšení SF redukcí vagové aktivity. Statickým tréninkem lze docílit snížení stimulace svalových chemoreceptorů, které tím pádem nemají takový podpůrný vliv na sympatickou aktivitu a nezvyšují tak výrazně SF (António, Cardoso, do Amaral, de Abreu, & Valenti, 2015).

Výsledky studií také naznačují možný dlouhodobý efekt několika týdenního izometrického cvičení na celkové snížení TK v klidových podmínkách, především systolického TK. Některé výsledky naznačují buď mírnější snížení diastolického TK, které interpretují za statisticky méně významné, nebo naznačují nulové snížení. V těch výsledcích, kde nedošlo k výraznému poklesu diastolického TK, používali kratší dobu tréninku (6 až 8 týdnů) anebo měli nastavené nižší hodnoty procentuálního zatížení (5 nebo 10 % maximální síly stisku = MVC). Při použití 30 % MVC po dobu nejméně 10 týdnů došlo ke statisticky významnému snížení i diastolického TK (Carlson et al., 2016; Farah, Germano-Soares et al., 2017; Farah, Rodrigues et al., 2018; Hess, Carlson, Inder, Jesulola, McFarlane, & Smart, 2016; Taylor et al., 2003). Pokud se však podíváme na výsledky jiných studií ohledně TK, panují značné rozdíly ve výsledcích. Výzkum autorů Ji, Zheng, Zhang, Wu a Zhao (2018) uvádí, že předchozí studie podporující názor, že vyšší síla stisku při měření ručním dynamometrem by měla být spojena se snížením TK, jsou podle nich postaveny na malém vzorku populace. Oni došli ve své studii k výsledkům, že zvýšení síly stisku má vztah naopak k vyššímu diastolickému TK a k vyššímu riziku vzniku hypertenze. Jiní autoři, jako např. Goessler, Buys, VanderTrappen, Vanhumbecq a Cornelissen (2018) porovnávali rozdíl mezi statickou a dynamickou fyzickou zátěží v osmitýdenním tréninku. Posuzovali vliv na klidový TK, který byl měřen pomocí klasického digitálního tlakoměru s manžetou na paži vždy až po 15minutovém klidném sedu, a vliv na TK, který byl měřen 24 hodin vždy po 20 minutách pomocí speciálních hodinek na zápěstí, a to v průběhu běžných denních činností (ADL), které měli přerušit pouze při započetí měření. Došli k závěru, že při obou činnostech se

sníží klidový TK, avšak výraznějších výsledků dosáhli při použití dynamického tréninku. Dynamický trénink snížil celkově TK v klidu i v průběhu ADL, avšak trénink pomocí izometrických kontrakcí ručního dynamometru vyústil pouze ve snížení klidového TK.

Od ukončení fyzické aktivity je patrný proces redukce sympatické aktivity a zvyšování parasympatické aktivity. Úplný návrat k výchozím hodnotám shodným téměř se stavem před cvičením a vyrovnání VSF, u které často dojde až k přestřelení hodnot, může trvat i 48 hodin po výkonu samozřejmě v závislosti na intenzitě fyzické aktivity (Michael, Graham, & Davis, 2017). Nástup parasympatické aktivity a návrat k hodnotám klidovým je pomalý proces, který kopíruje exponenciální křivku. To vše však záleží na výkonnosti jedince a na intenzitě zátěže. Bylo zjištěno, že u cyklické aktivity trvající 20 minut v intenzitě 50 % VO₂ max. stačí jedna hodina k vyrovnání parametrů do klidového stavu téměř srovnatelného s předtréninkovými hodnotami (Spring, Bourdillon, & Barral, 2018). Výkonnost jedince ovlivňuje stav jeho autonomního nervového systému (ANS, respektive VSF) a také zlepšuje schopnost regulace hodnot po zátěži. Ve výzkumu autorů Silva et al. (2018) testovali vztah mezi maximální izometrickou silou při stisku ručního siloměru a stavem ANS při zátěži a při pozátěžových schopnostech tohoto systému udržet homeostázu a srovnat hodnoty do klidového stavu. Testování probíhalo u skupiny ženského pohlaví věku staršího než 60 let, které podle diagnostického přístroje DEXA musely být klasifikovány jako obézní. Ve výsledcích vyšlo najevo, že skupina s relativními vyššími výsledky v maximální síle stisku ruky ve vztahu k jejich proporcím má lepší odpovědi ANS ve smyslu vyšší VSF, a to jak při zátěži, tak i po zátěži, než skupina se slabším stiskem ruky.

Herzig et al. (2018) nebo Stejskal (2008) uvádějí vztah mezi vytrvalostním tréninkem, SF a VSF. Došli k závěru, že vytrvalostní trénink má vliv na snižování SF a přes zvýšení parasympatické aktivity tím pádem také vliv na zvýšení VSF. Pro vysvětlení snížení SF a tím i vztahu ke zvýšení VSF doplním informace z výzkumu D'Souza et al. (2014). Autoři popisují, že snížení SF u trénovaných jedinců je výsledkem tzv. down regulace (regulace dolů) v sinoatriálním uzlu (SA) srdečního svalu. Přesněji se jedná o regulaci dolů proteinu HCN4 tvořícího iontové kanálky pro výměnu sodných iontů (Na⁺), vápenatých iontů (Ca²⁺) a iontů draslíku (K⁺).

Aktivita ANS, respektive VSF, je spjata i se sportovní výkonností. Čím vyšší VSF, tedy aktivita ANS, tím mají jedinci zpravidla lepší výkonnost, což vyšlo ve výzkumu prováděném na ledních hokejstech (Cipryan et al., 2007).

2.2.2.5 Další vlivy

Významným činitelem ovlivňujícím ANS je také poloha těla. Při poloze v lehu převládá aktivita v pásmu HF, tedy parasympatická aktivita ANS, a naopak při stoje či jiné vertikalizaci dochází k převaze sympatické aktivity, tedy aktivity v pásmu LF (Opavský, 2002; Pumplrla, Sovová, & Howorka, 2014). Javorka (2008) uvádí příčinu zvýšené funkce sympatiku, kterou je zaktivování baroreceptorů. Při vertikalizaci dochází k přelití krve do oblasti dolních končetin, do žil dolních končetin a hýžd'ové oblasti, a tím klesá přechodně objem cirkulující krve asi o 15 %. Proto jsou baroreceptory aktivovány, čímž se podpoří sympatický systém ANS, a naopak inhibuje parasympatický oddíl.

Teplota těla taktéž výrazně ovlivňuje ANS, jak uvádí Javorka (2008). Při hypertermii dochází v kardiovaskulárním systému k vazodilataci na periférii (kůže) a vazokonstrikci ve splanchnické oblasti. Zjistilo se, že při zahřívání povrchu těla klesá celkový spektrální výkon (TOTAL POWER), dále se snižuje výkon v pásmu HF (POWER HF) a poměr LF/HF se zvyšuje. Proto můžeme tvrdit, že zahřívání zvyšuje sympatickou aktivitu působící na srdce a snižuje parasympatikus ovlivňující srdeční systém. Opačnou situací, tedy hypotermií, dochází k celkovému zvýšení VSF. Avšak podle Javorky chybí důkladnější prozkoumání vlivu hypotermie na lidský organismus.

Javorka (2008) uvádí mnoho dalších vlivů na ANS. Například při spánku se mění VSF v závislosti na fázi spánku. Při NREM fázi (NonREM) dochází k nárůstu POWER HF, a naopak ke snížení POWER LF a POWER VLF. V porovnání s REM fází je v NREM spánku snížen TOTAL POWER a poměr LF/HF. Proto je NREM fáze spojená se snížením VSF. Přesně naopak je to v REM fázi, kdy POWER HF se snižuje, POWER LF a POWER VLF se zvyšují. Roste hodnota TOTAL POWER i v poměru LF/HF, a tudíž i celkově VSF.

Tonhajzerová (2008) vysvětluje, proč je dnešní styl života s převahou sedavého zaměstnání, fyzické inaktivity, chronického pracovního stresu a dalších faktorů velice nebezpečný v souvislosti s vlivem na ANS. Uvedené faktory dnešního života jsou totiž spojeny se snížením POWER HF, tedy parasympatiku, se zvýšením POWER LF

(sympatikus) a se zvýšením tlaku krve (TK). Vše to vede k jediné problematice, a to k vyššímu riziku vzniku kardiovaskulárních onemocnění.

V publikaci od autora Ernst (2017) je uvedeno také mnoho faktorů majících vliv na ANS. Z hlediska tělesné hmotnosti popisuje zvýšení komponenty POWER HF při úbytku hmotnosti větším, než je 10 % z celkové tělesné váhy. Při anorexii uvádí snížení parametrů celé frekvenční domény. Při zvýšeném BMI dochází ke snížení TOTAL POWER. V souvislosti s výživou tvrdí, že maso ve stravě nemá vliv. S dietou spojuje zvyšování POWER HF a snižování POWER LF. Dále Ernst uvádí léky, které mají vliv na VSF, a to se zvýšením všech nebo jen některých parametrů. Jsou jimi antagonisté receptorů angiotensin II, ACE inhibitory, beta blokátory, kofein, methformin, digoxin, omega 3 mastné kyseliny a další. Naopak léky, které snižují všechny parametry nebo jen některé, jsou antidepressiva nebo sedativa. Opavský (2002) doplňuje k lékům parasymptolytika, jako jsou atropin, skopolamin apod., které snižují spektrální výkony HF, LF a TP.

Javorka (2008) zmiňuje manévry pro krátkodobé zvýšení aktivity parasymptického oddílu ANS. Jsou jimi například aplikace chladu na oblast tváře nebo tlak na oční bulvy. Manévry jsou vhodné pro krátkodobé změny, nikoliv pro dlouhodobý efekt. Pro dlouhodobé změny jsou ideální fyzická nebo dechová cvičení.

2.2.3 METODY HODNOCENÍ VSF

Při měření variability srdeční frekvence (VSF) získáváme záznamy SF, respektive R-R intervaly, které posléze podrobíme analýze pomocí počítačové techniky. Z výsledků lze poté posoudit kardiovaskulární regulace autonomním nervovým systémem (ANS) a pomocí spektrálního rozložení i podíly hlavních složek, a to sympatického a parasymptického oddílu ANS. Analyzovat SF lze jednak pomocí časových rozhraní, nebo také prostřednictvím frekvenčních parametrů (spektrální analýza) (Pumprla, Sovová, & Howorka, 2014).

Ernst (2017) uvádí tabulku, která popisuje vztah mezi časovým sběrem dat a některými parametry, které jsou možné odečíst z výsledků daného měření. Parametr SDNN lze popsat již při testování od šesti vteřin do dvou minut. Při pětiminutovém měření lze získat parametry jako rMMSD, spektrální výkony LF a HF, a také LF/HF ratio.

Parametr spektrálního výkonu pásma VLF získáme podle Ernsta až při desetiminutovém měření a spektrální výkon ULF dokonce při 24 hodinovém měření pomocí holteru.

2.2.3.1 Časové měření

Analýzou pomocí časové domény měříme v podstatě jen časové variace v rozestupech mezi R-R intervaly. Nejčastějšími parametry jsou SDNN a rMSSD (Herzig et al., 2018; DeBeck, Peterson, Jones, & Stickland, 2010; Michael, Graham, & Davis, 2017). Někteří autoři používají také parametr pNN50 (Ernst, 2017).

Zkoušky, které se využívají pro analýzu VSF v časové doméně, jsou nejčastěji tzv. Ewingovy kardiovagální testy. Představují vyšetření SF (resp. R-R intervalů) v různých podmínkách jako je klid, hluboké dýchání, Valsalvův manévr nebo ortostatický test. Tyto testy dle autorů neumožňují podrobněji odlišit efektivitu sympatiku a parasympatiku (Pumprla, Sovová, & Howorka, 2014; Vlčková, Bednařík, Buršová, Šajgalíková, & Mlčáková, 2010).

2.2.3.2 Frekvenční měření

Ukazatele kardiovaskulárních funkcí kolísají současně v různých rytmech. Tyto souhlasné oscilace však probíhají ve spektrálně odlišených frekvencích, které lze rozdělit do určitých pásem (Vlčková et al., 2010). Jinak řečeno, systémy sympatiku i parasympatiku pracují každý v jiných frekvenčních pásmech, které lze statisticky oddělit a díky tomu kvantifikovat jejich tzv. spektrální výkony (Michael, Graham, & Davis, 2017; Pumprla, Sovová, & Howorka, 2014). Nejčastější metoda k analýze převádějící časový signál do frekvenční oblasti je dle autorů Michaela, Grahama a Davise tzv. rychlá Fourierova transformace (FFT).

Intenzita kolísání SF v různých frekvenčních pásmech se hodnotí jako výkonová spektrální hustota (power spectral density = PSD), má podobu křivky amplitud na záznamu a její jednotkou je ms^2/Hz . Součet výkonových spektrálních hustot v jednom frekvenčním pásmu se nazývá jako spektrální výkon (POWER). Ten představuje plochu pod křivkou všech výkonových spektrálních hustot v daném frekvenčním pásmu a je vyjádřen jednotkou ms^2 . Pokud bychom brali spektrální výkony všech pásem dohromady, dostaneme tzv. celkový spektrální výkon (TP, TOT.POWER = total power). Za zmínku

stojí i LF/HF ratio neboli poměr spektrálního výkonu nízkofrekvenčního pásma (LF) a vysokofrekvenčního pásma (HF), který je rovněž velice využívaným parametrem (Vlčková et al., 2010). Dá se také uvažovat o procentuálním vyjádření tzv. relativní složky, která představuje poměr výkonu jedné složky k celkovému spektrálnímu výkonu (HF/TP, LF/TP a další) (Opavský, 2002; Uhlíř & Opavský, 2016).

2.2.4 SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA VSF (SAVSF)

SAVSF je metoda citlivě odrážející aktivitu parasympatického oddílu, a zároveň i rovnováhu mezi sympatikem a parasympatikem (Vlčková et al., 2010). Jedná se o jednoduchou neinvazivní metodu, která se začíná ojedinele využívat i v klinické praxi. Pomocí počítačového programu, který dokáže zaznamenat oscilace daných frekvenčních pásem detekcí VSF z měnicích se R-R intervalů na elektrokardiografického záznamu (EKG), lze odhadovat aktivity sympatického a parasympatického oddílu ANS (Stejskal, Šlachta, Elfmark, Salinger, & Gaul-Aláčová, 2002; Uhlíř, Opavský, Zaatar, & Betlachová, 2010). Podstata SAVSF spočívá v rozložení nerovnoměrného průběhu VSF na pravidelné cykly, což představuje procesy, které danou variabilitu ovlivňují. Výsledkem bývá trojrozměrný model zobrazující spektra VSF zastoupená při vyšetření pomocí speciálních testů určených ke zjištění aktivity ANS vzhledem ke kardiovaskulárnímu systému (Pumprla, Sovová, & Howorka, 2014).

2.2.4.1 Ultranízkofrekvenční pásmo (ULF)

Toto pásmo je popisováno frekvencí menší než 0,003 Hz. Pro vyšetření tohoto pásma je nutné minimálně 24 hodinový záznam SF. ULF vysoce koreluje s ukazatelem SDANN. Doposud není známý fyziologický mechanismus generující spektrální výkon složky ULF. Nepotvrzené hypotézy původců vzniku tohoto pásma však existují a jsou jimi dlouhodobé vlivy, jako například cirkadiální rytmy, teplota tělesného jádra, metabolismus nebo systém renin-angiotensin (Shaffer & Ginsberg, 2017).

2.2.4.2 Velmi nízkofrekvenční pásmo (VLF)

Od tohoto pásma se již autoři plně neshodují ve frekvenčním rozmezí a opět panuje více názorů ohledně generujících elementů. Frekvence mezi 0,01 – 0,04 Hz používají autoři Pumprla, Sovová a Howorka (2014). Interval 0,02 – 0,04 Hz byl použit v práci Koko et al. (2017). Rozmezí 0,02 – 0,05 Hz použili autoři Opavský et al. (2018), Šlachta et al. (2000) nebo třeba Uhlíř a Opavský (2002). Dále se ve vědeckých pracích využilo také rozpětí frekvence 0.0033 – 0,04 Hz (Shaffer & Ginsberg, 2017; Stejskal, Šlachta, Elfmark, Salinger, & Gaul-Aláčová, 2002; Vlčková et al., 2010).

Koko et al. (2017) považují za původce vzniku spektrálního výkonu této složky systém renin-angiotensin a také zmiňují vliv oxidu dusnatého na endotel cév a srdce. Ve své práci autoři Pumprla, Sovová a Howorka (2014) souhlasí s možností systému renin-angiotensin. Přidávají, že indikátory tohoto frekvenčního pásma jsou také aktivity termoreceptorů a chemoreceptorů. Ernst (2017) popisuje, že toto frekvenční pásmo je generováno při fyzické aktivitě, proto uvažuje o možnosti vlivu sympatického oddílu ANS na vzniku spektrálního výkonu ve složce VLF, avšak připouští nepravdivost svého názoru. Ernst také tvrdí, že zvýšené zánětlivé parametry (CRP, I1-6 nebo WBC) korelují se snížením spektrálního výkonu v tomto frekvenčním pásmu.

Shaffer a Ginsberg (2017) uvádí, že spektrální výkon VLF pásma je silně spojen s mortalitou (nemoci spojené s arytmií), a to daleko výrazněji, než jsou tomu pásma LF a HF. Nízký výkon tohoto pásma je dále spojován s nižší hladinou testosteronu nebo s vyššími hladinami zánětlivých ukazatelů. VLF silně koreluje s časovým parametrem SDNN Index. Pro měření tohoto pásma je vyžadováno měření nejméně pět minut.

2.2.4.3 Nízkofrekvenční pásmo (LF)

Nízkofrekvenční pásmo (LF) je popsáno jako frekvenční rozpětí mezi 0,04 – 0,15 Hz (DeBeck, Peterson, Jones, & Stickland, 2010; Herzig et al., 2018; Koko et al., 2017; Li et al., 2017; Madanmohan, Prakash, & Bhavanani, 2005, Michael, Graham, & Davis, 2017; Pumprla, Sovová, & Howorka, 2014; Shaffer & Ginsberg, 2017; Vlčková et al., 2010). Avšak panuje opět mírná neshoda v těchto intervalech. Sarmiento et al. (2017) používá rozpětí 0,03 – 0,15 Hz. Jiní autoři používají interval 0,05 – 0,15 Hz (Skytiti, Søvik, & Elstad, 2018; Opavský et al., 2018; Šlachta et al., 2000; Uhlíř & Opavský, 2016).

Generátory LF pásma jsou obě složky ANS, sympatikus i parasympatikus (Li et al., 2017; Takahashi, Kuriyama, Kanazawa, Takahashi, & Nakayama, 2017; Vlčková et al., 2010). Avšak někteří tvrdí, že LF pásmo reflektuje aktivitu sympatického oddílu ANS (Grimaldi et al., 2010). Opavský (2002) popisuje, že záleží na poloze těla, kdy při poloze v lehu převládá vagová aktivita, a naopak při postavení převládá aktivita sympatického oddílu ANS. Shaffer a Ginsberg (2017) doplňují, že aktivita sympatiku se již neobjevuje ve vyšších frekvencích, než je 0,1 Hz. Při hlubokém dýchání může parasympatický systém (hlavní systém složky HF) generovat oscilace SF, které se překrývají právě ve složce LF.

Shaffer a Ginsberg (2017) uvádí minimální čas měření 2 minuty pro posouzení složky LF. Podle autorů se toto pásmo také nazývalo jako baroreceptorové, protože je nejvíce ovlivňováno receptory TK v klidových podmínkách. Opavský (2002) uvádí ještě jednu souvislost kromě baroreceptorů, a tou je oscilační aktivita cév neboli vazomotorická vlna spojená s LF pásmem.

2.2.4.4 Vysokofrekvenční pásmo (HF)

Spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (HF) odpovídá frekvencím od 0,15 až po 0,4 Hz (DeBeck, Peterson, Jones, & Stickland, 2010; Herzig et al., 2018; Koko et al., 2017; Li et al., 2017; Madanmohan, Prakash, & Bhavanani, 2005, Michael, Graham, & Davis, 2017; Pumpřla, Sovová, & Howorka, 2014; Sarmiento et al., 2017; Shaffer & Ginsberg, 2017; Skytjoti, Søvik, & Elstad, 2018; Uhlíř & Opavský, 2016; Vlčková et al., 2010). Frekvenční interval 0,15 – 0,50 Hz použili autoři Opavský et al. (2018) nebo Šlachta et al. (2000).

Vysokofrekvenční složku generuje parasympatický oddíl ANS, na čemž se shodne většina autorů. Toto pásmo nejvíce ovlivňuje dechovou frekvenci, respektive respirační sinusovou arytmií (RSA) (Ernst, 2017; Grimaldi et al., 2010; Li et al., 2017; Takahashi et al., 2017; Vlčková et al., 2010).

Shaffer a Ginsberg (2017) popisují nejkratší dobu jedné minuty, která je nutná pro možnost posouzení složky HF. Pásmo vysoce koreluje s parametrem pNN50 a MSSD. Spektrální výkon HF pásma se zvyšuje v noci a snižuje během dne a bývá celkově nižší při stresu, panice, úzkosti nebo při obavách. Uvádí také, že pro děti, které dýchají rychleji než dospělí, platí toto HF pásmo v rozmezí 0.24 – 1.04 Hz.

2.2.5 PARAMETRY ČASOVÉ ANALÝZY VSF

R-R interval (R-R INTER) představuje hodnotu reprezentující průměr ze všech R-R intervalů daného úseku měření. Jednotkou jsou milisekundy (ms).

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

n = počet všech naměřených R-R intervalů z daného úseku měření

RR_i = délka srdeční periody

(Javorka, 2008; Martínez et al., 2017; Salinger et al., 1998).

SDNN je směrodatná odchylka („SD“ – z anglického originálu: standart deviation) všech normálních (NN) intervalů. Útvar „N“ nahrazuje jeden QRS komplex v elektrofyziologickém signálu srdečního svalu. Označení „normální“ znamená, že abnormální srdeční stahy jsou vymazány. Jednotkou je milisekunda (ms) (Shaffer & Ginsberg, 2017).

SDANN posuzuje směrodatnou odchylku průměrných hodnot („A“ – z anglického originálu: average) NN intervalů (Ernst, 2017). Pokud se jedná o dlouhodobý záznam EKG, počítá se s průměrnými hodnotami vypočtenými ze všech pětiminutových záznamů. Jednotkou je ms (Opavský, 2002; Shaffer & Ginsberg, 2017).

Parametr **SDNN index** označuje průměrnou hodnotu směrodatných odchylek NN intervalů vypočtených ze všech pětiminutových úseku dlouhodobého EKG záznamu. Jednotkou je opět ms (Opavský, 2002; Shaffer & Ginsberg, 2017).

Dalším ukazatelem je **pNN50**. Hodnota NN50 je číslo sousedních párů NN intervalů, které se liší o více než 50 ms. Parametr pNN50 je poměrem hodnoty NN50 děleným celkovým počtem NN intervalů z celého měření. Tento parametr značí procentuální (%) zastoupení (Ernst, 2017; Opavský, 2002; Shaffer & Ginsberg, 2017). Ernst nebo Shaffer a Ginsberg také doplňuje, že tento parametr je často považován za hlavního ukazatele aktivity parasymptiku.

Parametr **MSSD** (ms^2) označuje průměrnou hodnotu druhé mocniny rozdílů vzdáleností sousedních R-R intervalů. Lze použít jak pro krátkodobé, tak i pro dlouhodobé měření (Ernst, 2017; Opavský, 2002). Shaffer a Ginsberg (2017) doplňují, že

jako u předchozího pNN50 je tento parametr ukazatelem parasympatické aktivity. Využíván je i parametr rMSSD, který je druhou odmocninou (r) MSSD (Botek, Krejčí, & McKune, 2017).

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

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

Triangulární index vyjadřuje celkový počet NN intervalů dělený jejich nejvyšší distribuční hustotou (maximální amplitudou) (Ernst, 2017; Opavský, 2002). Ernst zařazuje tento parametr do skupiny analýzy pomocí tzv. geometrické domény.

2.2.6 PARAMETRY SAVSF

Než budou uvedeny základní parametry pro měření, je nutné získat výslednou hodnotu **výkonové spektrální hustoty** (PSD = power spectral density) pomocí algoritmu CGSA (coarse-graining spectral analysis). Jednotkou PSD je [ms^2/Hz].

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

S_{xx} = výkonová spektrální hustota datového souboru $x(t)$

$|S_{xy}|$ = absolutní hodnota vzájemné výkonové spektrální hustoty datových souborů $x(t)$ a $y(t)$

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

$y(t)$ = je pomocný soubor vytvořený zdvojením souboru $x(t)$ pro výpočet dle

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 $y(t)$

(Salinger et al., 1994; Yamamoto & Hughson, 1991).

Měřením pomocí SAVSF se hodnotí následující parametry, jak je uvedeno v publikaci Javorky (2008) nebo v práci Salinger et al. (1998):

Spektrální výkony jednotlivých složek (POWER).

- **POWER HF** – spektrální výkon ve vysokofrekvenčním pásmu (HF), měřený v $[\text{ms}^2]$.

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

- **POWER LF** – spektrální výkon v nízkofrekvenčním pásmu (LF), měřený v $[\text{ms}^2]$.

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

- **POWER VLF** – spektrální výkon ve velmi nízkofrekvenčním pásmu, měřený v $[\text{ms}^2]$.

$$\text{POWER VLF} = \int_{0,01}^{0,05} \text{PSD } df \quad [\text{ms}^2]$$

- **Celkový spektrální výkon (total power – TP, TOT.POWER)** je součtem výkonů jednotlivých složek HF, LF a VLF. Udává se také v $[\text{ms}^2]$.

$$\text{TOT. POWER} = \text{POWER VLF} + \text{POWER LF} + \text{POWER HF} \quad [\text{ms}^2]$$

Poměr spektrálních výkonů jednotlivých spektrálních výkonů (RATIO).

- **LF/HF** – poměr spektrálního výkonu složku LF ku spektrálnímu výkonu HF.

$$\text{RAT. LF/HF} = \frac{\text{POWER LF}}{\text{POWER HF}}$$

- **VLF/HF** – poměr spektrálního výkonu složku VLF ku spektrálnímu výkonu HF.

$$\text{RAT. VLF/HF} = \frac{\text{POWER VLF}}{\text{POWER HF}}$$

- **VLF/LF** – poměr spektrálního výkonu složku VLF ku spektrálnímu výkonu LF.

$$\text{RAT. VLF/LF} = \frac{\text{POWER VLF}}{\text{POWER LF}}$$

Relativní spektrální výkony jednotlivých složek.

- **REL.POWER HF** – procentuální [%] zastoupení spektrálního výkonu složky HF vypočteno z poměru této složky ku TP.

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

- **REL.POWER LF** – procentuální [%] zastoupení spektrálního výkonu složky LF vypočteno z poměru této složky ku TP.

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

- **REL.POWER VLF** – procentuální [%] zastoupení spektrálního výkonu složky VLF vypočteno z poměru této složky ku TP.

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

2.2.7 KOMPLEXNÍ PARAMETRY SAVSF

Interpretace výsledků SAVSF je značně ztížena velkým počtem parametrů a závislostí na věku probandů. Z toho důvodu byly vytvořeny věkově závislé komplexní indexy. Jsou jimi komplexní index celkového skóre (CS), komplexní index sympato-vagové rovnováhy (SVB) a komplexní index vagové aktivity (VA). Tyto indexy nabývají hodnot od -5 do +5. Index CS lze přepočítáním vyjádřit jako tzv. funkční věk (FV), který slouží pro porovnání s věkem kalendářním. Čím nižší věk funkční oproti kalendářnímu, tím je výkonnost ANS lepší. (Botek, Krejčí, & McKune, 2017; Javorka, 2008, Stejskal, 2003; Stejskal et al., 2002).

Komplexní index vagové aktivity VA slučuje ukazatele, jejichž hodnoty odpovídají klesajícímu charakteru s narůstajícím věkem, popřípadě s narůstající intenzitou zatížení. Hodnoty VA se běžně pohybují v intervalu -2 do +2. Zvýšení hodnot VA značí vzestupnou tendenci aktivity parasympatiku (Botek, Krejčí, & McKune, 2017; Stejskal, 2003; Stejskal et al., 2002).

Komplexní index sympato-vagové rovnováhy SVB sdružuje parametry, jejichž hodnoty odpovídají rostoucímu charakteru s narůstajícím věkem, popřípadě s rostoucí intenzitou zatížení. Hodnoty SVB se normálně pohybují v intervalovém rozmezí od -2 do +2. Zvýšená hodnota SVB odpovídá posunu aktivity ANS směrem k parasympatické aktivitě (Botek, Krejčí, & McKune, 2017; Stejskal, 2003; Stejskal et al., 2002).

Komplexní index celkového skóre CS slučuje VA a SVB a sdružuje tak všechny ukazatele, které se mění v závislosti na věku nebo intenzitě zatížení. Hodnoty CS se normálně pohybují v intervalu od -1,5 do +1,5. Vyšší hodnoty CS značí nárůst výkonnosti ANS (Botek, Krejčí, & McKune, 2017; Stejskal, 2003; Stejskal et al., 2002).

2.2.8 ZKOUŠKY HODNOTÍCÍ VSF A KREVNÍ TLAK

Li et al. (2017) popisují dvojí měření, které se v praxi využívá pro posouzení kardiovaskulární části ANS. První je měření SF, R-R intervalů, TK a respirační frekvence při funkčních zkouškách na ANS, jako jsou hluboké dýchání, Valsalvův manévr atd., a druhou možností je 24 hodinové pozorování SF a TK.

Podle Opavského (2002) se v praxi využívají zkoušky pro hodnocení vlivu ANS především na sinoatriální uzel (SA). Posuzují se nejčastěji chronotropní účinky, a to

pozitivní účinek vlivem sympatiku a negativní naopak vlivem parasympatiku, přičemž rychlejšího vlivu se docílí pomocí vagu. Některé testy, které se používají, se velice spolehlivě dají využít i k hodnocení krevního tlaku (TK). Ten je významně ovlivňován tzv. baroreceptory, které nalezneme ve stěnách cév a srdce. Tyto receptory reagují na změny napětí a podávají informaci vyšším centrům nervového systému. Baroreceptory svým působením dokáží ovlivnit i srdeční frekvenci změněním vagové aktivity jdoucí do srdce, ale hlavně dokáží ovlivnit hladké svalstvo cév a ovlivňovat vazomotoriku vaskulárního systému.

Mezi testy hodnotící ANS působící na kardiovaskulární systém autoři Javorka (2008) nebo Opavský (2002) řadí test hlubokého dýchání. Tento test, ať už se využije zkouška jednoho hlubokého nadechnutí, nebo hluboké dýchání během několikaminutového intervalu, je testem pro zjištění vagové aktivity a posuzuje především srdeční frekvenci (SF). Často se využívá frekvence 6 dechů za minutu. Mezi další test patří ortostatický test, využívající ortostatický reflex při aktivní vertikalizaci nebo při pasivní změně polohy těla. Tato zkouška se využívá pro posouzení jak SF, tak i tlaku krve (TK). Jinou zkouškou je Valsalvův manévr, který probíhá jako snaha o výdech při uzavření cesty vydechanému vzduchu a posuzuje se u něj také SF i TK. Handgrip test neboli izometrická kontrakce ruky je testem pro posouzení především TK, chladový test se používá na obličej pro posouzení SF, při působení na horní končetiny je využitelný pro TK i pro SF. Opavský (2018) zmiňuje také farmakologické zkoušky pro posouzení reaktivity ANS, jako je aplikace isoprenalinu nebo noradrenalinu a dalších, kdy se sledují změny SF a TK. Existuje mnoho dalších zkoušek, zmíněné testy jsou však nejvíce využívané.

2.2.9 VARCOR PF7

VarCor PF7 je telemetrický diagnostický systém pro hodnocení VSF (Vlčková et al., 2010). EKG signál je přenášen telemetricky do počítače. Přenos probíhá rádiově v oblasti ultra krátkých vln. Typ VarCor PF7 vychází z přístrojů VariaPulse TF3, VariaCardio TF4, VarCor PF6 (Salinger & Gwozdiewicz, 2008).

Tento systém je velmi využíván v klinické praxi, protože je jednoduše aplikovatelný, neinvazivní a potřebuje pouze minimální spolupráci ze strany probandů. Signál EKG je snímán elektrodami na hrudním pásu. Poté je zpracován a zesílen, následně

filtrován a digitalizován pro transport do počítače. Artefakty objevující se v záznamu lze odstranit ručně, pokud nejsou všechny detekovány a odstraněny automaticky počítačovým softwarem. Následně prochází záznam matematickým procesem, který dovolí finální hodnocení VSF v časové i frekvenční doméně (Salinger et al., 2003).

2.2.10 STANDARDIZACE MĚŘENÍ SAVSF

Při měření pomocí SAVSF je nutné vycházet ze záznamů, které obsahují pouze harmonické srdeční vlny. Je normální, že na záznamu analýzy se objeví nepravidelné a vybočující signály, které jsou způsobeny extrasystolami. Tyto artefakty jednoduše odstraníme ručně ze záznamu. Dále bychom měli dbát na dechovou frekvenci, která by měla nabývat hodnot 12 až 15 dechů za minutu. Existují faktory, které ovlivňují VSF a způsobují snížení validity výsledků SAVSF. Mezi tyto faktory, které bychom měli brát v úvahu nebo pokud lze, tak se jim maximálně vyvarovat, patří věk probandů, kdy při vyšším věku dochází k poklesu především složky HF. Dále bychom měli dbát na optimální denní dobu z hlediska cirkadiálních vlivů, nejlépe tedy měřit v ranních a dopoledních hodinách. Neměli bychom opomíjet také vliv polohy těla na ovlivnění VSF a dalších (Opavský, 2002). Botek, Krejčí a McKune (2017) doplňují, že větší rozestupy mezi jednotlivými měřeními snižují reliabilitu výsledků, z hlediska dlouhodobých vlivů na ANS nebo odlišná trénovanost jedince.

2.3 RUČNÍ DYNAMOMETR

Handgrip test nebo také izometrická kontrakce ruky je jedním z testů popisujících VSF, tedy vliv ANS na kardiovaskulární systém. Používá se při měření v časovém rozmezí 2 až 5 minut, v intenzitách nepřevyšující 30 % z maximální síly stisku (MVC). Tento test je nejčastěji využíván pro posouzení diastolického tlaku krve (TK), ale hodnotit se mohou i časové nebo frekvenční parametry variability srdeční frekvence (VSF) (Javorka, 2008; Opavský, 2018).

Izometrická kontrakce svalu znamená zvýšení svalového napětí bez změny jeho délky (zkrácení nebo prodloužení) (Dvořák, 2007).

Izometrická odporovaná aktivita je doporučována Americkou kardiologickou asociací jako terapie pro snižování TK. Nejvíce používaným přístrojem pro izometrii je

ruční dynamometr (příklad jednoho typu viz Příloha 8) nebo dále izokinetický přístroj nastavený pro izometrickou aktivitu dolních končetin, nejčastěji do extenze (Somani, Baross, Brook, Milne, McGowan, & Swaine, 2018). Ant3nio et al. (2015) shrnuj3 aktivitu ANS na kardiovaskul3rn3 syst3m p3i izometrick3 kontrakci. Popisuj3 sn3žení vagov3 aktivity p3i izometrick3 p3aci a z3roveň zvyš3n3 sympatick3 aktivity. P3i izometrick3 kontrakci uv3d3j3 zvyšuj3c3 se TK z d3vodu z3žení p33svitu c3v. Pot3 n3sleduje zvyš3n3 aktivity parasymptiku t3sn3 po ukončení p3ace a současn3 sn3žení sympatick3ho odd3lu ANS.

2.4 SPONT3NN3 A Ř3ZEN3 D3CH3N3

Spont3nn3 d3ch3n3 je automatick3m procesem a je ř3zeno z mozkov3ho kmene, p3esn3ji z jader retikul3rn3 formace z oblasti prodloužen3 m3chy a Varolova mostu. N3kter3 tato centra v mozkov3m kmeni jsou 3zce spjata s j3drem nervus vagus, z čehož m3žeme usuzovat bl3zk3 vztah mezi d3ch3n3m a SF (Opavsk3, 2002). Auto3i Shaffer a Ginsberg (2017) uv3d3j3 rozmez3 fyziologick3ho spont3nn3ho d3ch3n3 na 11 až 20 dech3 za minutu.

Vysokofrekvenční složka (HF) spektr3ln3 anal3zy variability srdeční frekvence (SAVSF) odpov3d3 dechov3 frekvenci 9 až 24 dech3m za minutu. HF složka odpov3d3 aktivit3 parasymptiku a složka LF sympatiku. Nervus vagus je jedna z hlavn3ch složek zodpov3daj3c3ch za respirační sinusovou arytmi3 (RSA). Pokud se frekvence dech3 sn3žuje, m3že p3i dodrž3n3 stejn3 hloubky n3dechu doj3t k posunu st3edu p3asma HF do oblasti odpov3daj3c3 složce LF, a proto se mohou tyto složky zač3t prol3nat. Tento stav m3že v3znamn3 zkr3slit v3pov3dn3 hodnoty, jelikož doch3z3 k neprav3mu obohacov3n3 spektr3ln3ho v3konu složky LF (Botek, Krejč3, & McKune, 2017). Jak uv3d3 Taylor, McCartney, Kamath a Wiley (2003), jakmile jedinec d3ch3 s frekvenc3 0,12 Hz, což odpov3d3 7,2 dech3m za minutu, doch3z3 k f3zi obou p3asem a k velice problematick3 interpretaci v3sledk3. Z toho d3vodu je žádoucí udržet dechov3 frekvenci p3i testov3n3 ANS v rozmez3 12 až 15 dechov3ch cykl3 za minutu (Opavsk3, 2002; Shaffer & Ginsberg, 2017). Pokud člov3k d3ch3 ve frekvenci 12 dech3 za minutu, doch3z3 k nar3st3n3 spektr3ln3ho v3konu ve složce HF (DeBeck, Peterson, Jones, & Stickland, 2010). Jak však zmiňuje Howorka et al. (2013) nebo Javorka (2008), dechov3 cv3čení, p3edevš3m n3cv3k hlubok3ho d3ch3n3 (nejčast3ji 6 dech3 za minutu), sn3žuje TK, a

dokonce v některých výzkumech došlo i k nárůstu VSF. Hluboký nádech mimo jiné aktivuje tzv. plicní stretch-receptory, které ovlivňují vagová centra. Naik, Gaur a Pal (2018) ve svém výzkumu ohledně dýchání v józe zmiňují obecná fakta ohledně pomalého a hlubokého dýchání. Jsou jimi zlepšení výměny dechových plynů nebo snížení subjektivního psychického napětí podpořením parasympatického oddílu ANS.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem diplomové práce bylo posoudit vliv spontánního a řízeného dýchání při izometrické kontrakci horní končetiny na reaktivitu autonomního nervového systému (ANS) hodnocenou vybranými ukazateli spektrální analýzy variability srdeční frekvence (SAVSF).

3.1 HYPOTÉZY

Hypotéza H₀₁:

Při spontánním dýchání v pozici druhého sedu s použitím dynamometru (SpD2+HG) nedojde ke statisticky významné změně žádného ze sledovaných spektrálních i časových ukazatelů variability srdeční frekvence (POWER VLF, POWER LF, POWER HF, TOTAL POWER, LF/HF, Freq. HF, R-R intervaly, Rel VLF, Rel. LF, Rel. HF, MSSD) ve srovnání s pozicí prvního sedu (SpD1).

Hypotéza H₀₂:

Při spontánním dýchání v pozici třetího sedu (SpD3) nedojde ke statisticky významné změně žádného ze sledovaných spektrálních i časových ukazatelů variability srdeční frekvence (POWER VLF, POWER LF, POWER HF, TOTAL POWER, LF/HF, Freq. HF, R-R intervaly, Rel VLF, Rel. LF, Rel. HF, MSSD) ve srovnání s pozicí prvního sedu (SpD1).

Hypotéza H₀₃:

Při spontánním dýchání v pozici třetího sedu (SpD3) nedojde ke statisticky významné změně žádného ze sledovaných spektrálních i časových ukazatelů variability srdeční frekvence (POWER VLF, POWER LF, POWER HF, TOTAL POWER, LF/HF, Freq. HF, R-R intervaly, Rel VLF, Rel. LF, Rel. HF, MSSD) ve srovnání s pozicí druhého sedu s použitím dynamometru (SpD2+HG).

Hypotéza H₀₄:

Při řízeném dýchání v pozici druhého sedu s použitím dynamometru (RD2+HG) nedojde ke statisticky významné změně žádného ze sledovaných spektrálních i časových ukazatelů variability srdeční frekvence (POWER VLF, POWER LF, POWER HF, TOTAL POWER, LF/HF, Freq. HF, R-R intervaly, Rel VLF, Rel. LF, Rel. HF, MSSD) ve srovnání s pozicí prvního sedu (RD1).

Hypotéza H₀₅:

Při řízeném dýchání v pozici třetího sedu (RD3) nedojde ke statisticky významné změně žádného ze sledovaných spektrálních i časových ukazatelů variability srdeční frekvence (POWER VLF, POWER LF, POWER HF, TOTAL POWER, LF/HF, Freq. HF, R-R intervaly, Rel VLF, Rel. LF, Rel. HF, MSSD) ve srovnání s pozicí prvního sedu (RD1).

Hypotéza H₀₆:

Při řízeném dýchání v pozici třetího sedu (RD3) nedojde ke statisticky významné změně žádného ze sledovaných spektrálních i časových ukazatelů variability srdeční frekvence (POWER VLF, POWER LF, POWER HF, TOTAL POWER, LF/HF, Freq. HF, R-R intervaly, Rel VLF, Rel. LF, Rel. HF, MSSD) ve srovnání s pozicí druhého sedu s použitím dynamometru (RD2+HG).

4 METODIKA

4.1 VÝZKUMNÝ SOUBOR

Výzkumu se účastnilo 15 zdravých probandů mužského pohlaví. Všichni probandi byli informováni o průběhu a významu jejich účasti při měření. Zúčastnění podepsali informovaný souhlas (Příloha 4). Před jednotlivými měřeními byli probandi informováni o důležitosti dodržení pokynů korektního měření SAVSF (Příloha 9). Probandi, kteří nesplňovali tyto pokyny, byli vyřazeni.

Výzkum probíhal se souhlasem Etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 6), byl prováděn v souladu s nejnovější Helsinskou deklarací vydanou Světovou lékařskou asociací (WMA) a také s Mezinárodní směrnicí pro etiku biomedicínského výzkumu zahrnující lidské účastníky (CIOMS, WHO).

Měření probíhalo v prostorách laboratoře Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Průměrný věk byl $23 \pm 1,9$ let. Průměrné BMI bylo $24,9 \pm 2,15$ kg/m².

4.2 PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ

Při každém měření byla využita izometrická kontrakce dominantní horní končetiny stanovená dle anamnestického dotazníku. Praváků bylo 13 ze zúčastněných a leváci byli 2 probandi. Pro tento cíl byl v obou měřeních u každého jedince využit ruční elektronický siloměr (Příloha 8) s označením Merco Hand Dynamometr od společnosti Camry, model EH101.

Při řízeném dýchání byla použita mobilní aplikace „The Metronome“ od společnosti Soundbrenner Limited (Příloha 10). Aplikace nahrazuje mechanický metronom a umožňuje použití zvukové signálu, označující změnu v dechovém cyklu s různým časovým rozmezím (v práci využito 2 s nádech a 3 s výdech, tj. 12 dechů za minutu).

Pro hodnocení variability srdeční frekvence (VSF) byl použit přístroj VarCor PF7 (Příloha 7). Hrudní pás „Polar Electro“, který snímá elektrokardiografický signál, je spojen kabelem s vysílačem, který byl upevněn probandům na nedominantní horní končetinu. Přes tento vysílač je signál přenášen do přijímače, který je kabelem připojen k počítači. Pro zpracování přenesených dat z přístroje slouží v počítači program Medical DiANS PC.

4.3 MĚŘENÉ UKAZATELE

Posuzovány byly následující ukazatele VSF: POWER HF, POWER LF, POWER VLF, celkový spektrální výkon – TOTAL POWER, poměr složky nízkofrekvenční k vysokofrekvenční LF/HF, relativní spektrální výkony Rel. VLF, Rel. HF, Rel. LF a frekvence vysokofrekvenčního pásma (Freq.HF), z časových ukazatelů MSSD a R-R intervaly (R-R INTER).

4.4 DESIGN A ORGANIZACE VÝZKUMU

Výzkum probíhal v laboratoři Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Měření probíhalo v rozmezí listopad 2018 až leden 2019. VSF byla monitorována jak při spontánním, tak při řízeném dýchání. Probandi byli měřeni pouze v dopoledních hodinách, přičemž mezi jednotlivými měřeními byl rozestup minimálně 24 hodin, ale v maximálním rozestupu 3 dnů mezi oběma měřeními. V obou měřeních byly dodržovány stejné podmínky jako teplota v místnosti subjektivně příjemná (tj. 20 – 24 °C), stejný čas měření u jednotlivých probandů a korektní podmínky pro měření SAVSF (Příloha 9).

Všichni zúčastnění byli měřeni dvakrát. Před prvním měřením proband provedl maximální sílu stisku (MVC) na ručním siloměru dominantní horní končetinou dvakrát. Následně se pracovalo s vyšší hodnotou ze dvou naměřených. Dále vyplnil proband informovaný souhlas (Příloha 4), dotazník na autonomní funkce (Příloha 3) a anamnestický dotazník (Příloha 5), jehož součástí je i vizuální analogová škála pro určení míry duševního napětí.

Dotazník na autonomní funkce (DAF) obsahuje 16 otázek, na které jsou tři možné odpovědi (A, B nebo C), u některých pouze dvě (A nebo B). Odpovědi „A“ odpovídají aktivitě sympatického oddílu ANS, odpovědi „B“ odráží činnost parasympatiku a „C“ náleží indiferentním odpovědím. Vyhodnocení probíhá ve stanovení poměrů mezi jednotlivými odpovědi A:B:C, kdy převaha sloupce „A“ naznačuje celkovou převahu sympatiku a převaha odpovědi „B“ převahu parasympatiku. Normální poměry by se měly pohybovat přibližně v hodnotách „A“ 5,41 ($\pm 1,97$) ku „B“ 6,05 ($\pm 2,01$) ku „C“ 4,18 ($\pm 1,71$) (Opavský, 2002).

Probandovi byl přiložen do úrovně distálního konce hrudní kosti hrudní pás s navlhčenými elektrodovými podložkami monitorující EKG signál. Další pás s vysílačem mu byl připevněn na nedominantní horní končetinu do úrovně středu paže a

tento vysílač byl kabelem propojen s hrudním pásem. Každé měření se skládalo ze 4 naměřených úseků, kdy se jeden úsek skládal z minimálně 300 tepů (resp. 5 minut), mezi kterými byla jednodominutová pauza. První pozice byla bez zátěže v pozici vleže na zádech. Druhá pozice byla vsedě na kraji lehátka také bez zátěže. Třetí úsek byl rovněž vsedě, ale nyní již byla využita zátěž. Ta se skládala ze statické zátěže (izometrická kontrakce) ručního dynamometru ve 20 % z maximální volní kontrakce (MVC). Čtvrtý úsek byl též vsedě, ale znovu bez zátěže. Po ukončení měření bylo probandovi sejmuto zařízení z těla. Prvenství řízeného či spontánního dýchání určil los. Hlavním rozdílem při řízeném dýchání bylo, že ve třetím úseku během statické zátěže proband dýchal řízeně podle metronomu ve frekvenci 12 dechů za minutu (Příloha 10). Řízené dýchání probíhalo tak, že proband měl dvě vteřiny na nádech a tři vteřiny na výdech, přičemž každá změna v dechovém cyklu byla oznámena zvukovým signálem v aplikaci metronomu.

4.5 ANALÝZA DAT

U všech naměřených parametrů byl stanoven průměr (\bar{x}), medián (Me) a směrodatná odchylka (SD). Následně byl pro statistické zpracování využit program Statistika 13, kde byl využit Wilcoxonův test. Statistická významnost byla stanovena na hladině $p < 0,05$.

4.6 LIMITY VÝZKUMU

Testování a měření probandů pomocí SAVSF je velice náchylné na změny, a to nejen vnějších podmínek, ale i vnitřních, jako je stav probandů po fyzické a psychické stránce. Proto i přes striktní dodržování pokynů před měřením mohly být výsledky zkresleny nejrůznějšími vlivy vnějšími i vnitřními. Další limitací studie je malý počet probandů. Z těchto důvodů jsou výsledky možné posuzovat pouze na velmi úzkou skupinu populace.

5 VÝSLEDKY

5.1 VÝSLEDKY K HYPOTÉZÁM

Hypotéza H₀₁:

Tuto hypotézu (H₀₁) zamítáme z důvodu statisticky významných změn ve vybraných ukazatelích v porovnání pozic SpD1 a SpD2+HG. Statisticky významný nárůst byl zaznamenán v ukazateli Freq. HF a statisticky významné snížení bylo pozorováno u ukazatele R-R intervaly (Tabulka 1).

Tabulka 1. Porovnání spektrálních a časových ukazatelů VSF mezi prvním (SpD1) a druhým sedem s použitím dynamometru (SpD2+HG) při spontánním dýchání.

	\bar{x} SpD1	Me SpD1	SD SpD1	\bar{x} SpD2+HG	Me SpD2+HG	SD SpD2+HG	P
POWER VLF	348,12	110,24	441,81	347,63	186,99	481,84	0,233
POWER LF	1114,49	629,18	845,30	923,11	550,95	651,63	0,061
POWER HF	991,40	206,76	1356,60	589,06	304,77	617,29	0,691
TOTAL POWER	2454,02	1281,92	2376,26	1859,80	1234,98	1412,63	0,334
LF/HF	3,4878	2,7702	2,9525	2,5396	2,4386	1,6053	0,156
Freq. HF	174,64	167,71	24,71	208,74	184,28	51,78	**0,001
RR INTER	0,8109	0,7910	0,1162	0,7745	0,7392	0,1141	*0,036
Rel. VLF	14,21	13,75	9,75	17,62	15,67	9,65	0,307
Rel. LF	56,97	64,39	20,63	53,31	55,63	17,19	0,532
Rel. HF	28,82	20,58	17,72	29,07	22,71	16,00	0,691
MSSD	2470,55	661,28	3119,59	1549,11	714,47	1706,28	0,394

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

Total power = celkový spektrální výkon [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms²]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

SpD1 = spontánní dýchání, pozice prvního sedu

SpD2+HG = spontánní dýchání při druhém sedu s využitím dynamometru

p = hladina statistické významnosti (* = p < 0,05; ** = p < 0,001)

Pro statistické zpracování byl použit Wilcoxonův test.

Hypotéza H₀₂:

Tuto hypotézu (H₀₂) zamítáme z důvodu statisticky významných změn ve vybraných ukazatelích v porovnání pozic SpD1 a SpD3. Statisticky významný nárůst byl zaznamenán v ukazateli TOTAL POWER a R-R intervaly (Tabulka 2).

Tabulka 2. Porovnání spektrálních a časových ukazatelů VSF mezi prvním (SpD1) a třetím sedem (SpD3) při spontánním dýchání.

	\bar{x} SpD1	Me SpD1	SD SpD1	\bar{x} SpD3	Me SpD3	SD SpD3	p
POWER VLF	348,12	110,24	441,81	538,72	227,57	788,88	0,173
POWER LF	1114,49	629,18	845,30	1309,54	1179,56	770,22	0,233
POWER HF	991,40	206,76	1356,60	1211,64	261,06	1745,98	0,112
TOTAL POWER	2454,02	1281,92	2376,26	3059,91	1798,18	2636,75	*0,006
LF/HF	3,4878	2,7702	2,9525	3,3074	2,7064	3,0236	0,691
Freq. HF	174,64	167,71	24,71	181,23	163,35	40,20	0,910
RR INTER	0,8109	0,7910	0,1162	0,8301	0,7811	0,1234	*0,020
Rel. VLF	14,21	13,75	9,75	18,93	13,13	13,86	0,173
Rel. LF	56,97	64,39	20,63	53,06	50,32	16,71	0,125
Rel. HF	28,82	20,58	17,72	28,00	22,81	17,86	0,820
MSSD	2470,55	661,28	3119,59	2913,31	1091,90	3839,25	0,334

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms²]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms²]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms²]

Total power = celkový spektrální výkon [ms²]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms²]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

SpD1 = spontánní dýchání, pozice prvního sedu

SpD3 = spontánní dýchání, pozice třetího sedu

p = hladina statistické významnosti (* = p < 0,05; ** = p < 0,001)

Pro statistické zpracování byl použit Wilcoxonův test.

Hypotéza H₀₃:

Tuto hypotézu (H₀₃) zamítáme z důvodu statisticky významných změn ve vybraných ukazatelích v porovnání pozic SpD2+HG a SpD3. Statisticky významný nárůst byl zaznamenán v ukazateli POWER LF, TOTAL POWER a R-R intervaly a statisticky významné snížení bylo pozorováno u ukazatele Freq. HF (Tabulka 3).

Tabulka 3. Porovnání spektrálních a časových ukazatelů VSF mezi druhým sedem s použitím dynamometru (SpD2+HG) a třetím sedem (SpD3) při spontánním dýchání.

	\bar{x} SpD2+HG	Me SpD2+HG	SD SpD2+HG	\bar{x} SpD3	Me SpD3	SD SpD3	p
POWER VLF	347,63	186,99	481,84	538,72	227,57	788,88	0,100
POWER LF	923,11	550,95	651,63	1309,54	1179,56	770,22	*0,020
POWER HF	589,06	304,77	617,29	1211,64	261,06	1745,98	0,140
TOTAL POWER	1859,80	1234,98	1412,63	3059,91	1798,18	2636,75	*0,004
LF/HF	2,5396	2,4386	1,6053	3,3074	2,7064	3,0236	0,394
Freq. HF	208,74	184,28	51,78	181,23	163,35	40,20	*0,020
RR INTER	0,7745	0,7392	0,1141	0,8301	0,7811	0,1234	*0,008
Rel. VLF	17,62	15,67	9,65	18,93	13,13	13,86	0,910
Rel. LF	53,31	55,63	17,19	53,06	50,32	16,71	1,000
Rel. HF	29,07	22,71	16,00	28,00	22,81	17,86	0,570
MSSD	1549,11	714,47	1706,28	2913,31	1091,90	3839,25	0,053

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

Total power = celkový spektrální výkon [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms^2]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

SpD2+HG = spontánní dýchání při druhém sedu s využitím dynamometru

SpD3 = spontánní dýchání, pozice třetího sedu

p = hladina statistické významnosti (* = $p < 0,05$; ** = $p < 0,001$)

Pro statistické zpracování byl použit Wilcoxonův test.

Hypotéza H₀₄:

Tuto hypotézu (H₀₄) zamítáme z důvodu statisticky významných změn ve vybraných ukazatelích v porovnání pozic RD1 a RD2+HG. Statisticky významný nárůst byl zaznamenán v ukazateli Rel. HF a Freq. HF a statisticky významné snížení bylo pozorováno u ukazatele POWER VLF, POWER LF, TOTAL POWER, LF/HF, Rel. LF a R-R intervaly (Tabulka 4).

Tabulka 4. Porovnání spektrálních a časových ukazatelů VSF mezi prvním (RD1) a druhým sedem s použitím dynamometru (RD2+HG) při řízeném dýchání.

	\bar{x} RD1	Me RD1	SD RD1	\bar{x} RD2+HG	Me RD2+HG	SD RD2+HG	P
POWER VLF	479,20	334,72	444,58	178,70	180,49	116,32	*0,023
POWER LF	1473,26	1189,44	898,41	594,41	380,75	458,05	*0,003
POWER HF	685,10	333,32	642,69	967,93	625,50	1104,87	0,233
TOTAL POWER	2637,56	1864,53	1630,54	1741,03	1590,86	1339,21	*0,023
LF/HF	4,0771	1,9401	3,2399	1,2161	0,5127	1,1996	*0,002
Freq. HF	175,03	161,23	36,24	204,86	208,33	11,55	*0,017
RR INTER	0,8042	0,8127	0,1021	0,7615	0,7488	0,1213	*0,012
Rel. VLF	17,93	15,44	12,96	12,12	12,52	7,20	0,173
Rel. LF	60,17	56,23	18,72	38,72	33,16	19,50	*0,005
Rel. HF	21,90	22,19	10,18	49,16	59,74	19,89	**0,001
MSSD	1922,75	1105,79	1658,77	1909,20	845,83	2755,58	0,532

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

Total power = celkový spektrální výkon [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms^2]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

RD1 = řízené dýchání, pozice prvního sedu

RD2+HG = řízené dýchání při druhém sedu s využitím dynamometru

p = hladina statistické významnosti (* = $p < 0,05$; ** = $p < 0,001$)

Pro statistické zpracování byl použit Wilcoxonův test.

Hypotéza H₀₅:

Tuto hypotézu (H₀₅) potvrzujeme z důvodu statisticky nevýznamných změn ve vybraných ukazatelích v porovnání pozic RD1 a RD3 (Tabulka 5).

Tabulka 5. Porovnání spektrálních a časových ukazatelů VSF mezi prvním (RD1) a třetím sedem (RD3) při řízeném dýchání.

	\bar{x} RD1	Me RD1	SD RD1	\bar{x} RD3	Me RD3	SD RD3	p
POWER VLF	479,20	334,72	444,58	430,15	324,38	412,63	0,910
POWER LF	1473,26	1189,44	898,41	1654,98	1159,10	1398,38	0,460
POWER HF	685,10	333,32	642,69	662,41	245,08	696,11	0,691
TOTAL POWER	2637,56	1864,53	1630,54	2747,54	1677,60	2254,44	0,865
LF/HF	4,0771	1,9401	3,2399	4,0829	2,8469	3,7118	0,650
Freq. HF	175,03	161,23	36,24	168,50	161,58	16,41	0,955
RR INTER	0,8042	0,8127	0,1021	0,7992	0,8023	0,0956	0,394
Rel. VLF	17,93	15,44	12,96	17,35	16,41	10,41	0,570
Rel. LF	60,17	56,23	18,72	60,68	64,08	14,14	0,733
Rel. HF	21,90	22,19	10,18	21,97	21,61	9,10	0,691
MSSD	1922,75	1105,79	1658,77	1966,60	992,31	2154,00	0,865

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

Total power = celkový spektrální výkon [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms^2]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

RD1 = řízené dýchání, pozice prvního sedu

RD3 = řízené dýchání, pozice třetího sedu

p = hladina statistické významnosti (* = p < 0,05; ** = p < 0,001)

Pro statistické zpracování byl použit Wilcoxonův test.

Hypotéza H₀₆:

Tuto hypotézu (H₀₆) zamítáme z důvodu statisticky významných změn ve vybraných ukazatelích v porovnání pozic RD2+HG a RD3. Statisticky významný nárůst byl zaznamenán v ukazateli POWER VLF, POWER LF, LF/HF a Rel. LF a statisticky významné snížení bylo pozorováno u ukazatele Rel. HF a Freq. HF (Tabulka 6).

Tabulka 6. Porovnání spektrálních a časových ukazatelů VSF mezi druhým sedem s použitím dynamometru (RD2+HG) a třetím sedem (RD3) při řízeném dýchání.

	\bar{x} RD2+HG	Me RD2+HG	SD RD2+HG	\bar{x} RD3	Me RD3	SD RD3	p
POWER VLF	178,70	180,49	116,32	430,15	324,38	412,63	*0,009
POWER LF	594,41	380,75	458,05	1654,98	1159,10	1398,38	*0,005
POWER HF	967,93	625,50	1104,87	662,41	245,08	696,11	0,191
TOTAL POWER	1741,03	1590,86	1339,21	2747,54	1677,60	2254,44	0,088
LF/HF	1,2161	0,5127	1,1996	4,0829	2,8469	3,7118	*0,002
Freq. HF	204,86	208,33	11,55	168,50	161,58	16,41	**0,001
RR INTER	0,7615	0,7488	0,1213	0,7992	0,8023	0,0956	0,156
Rel. VLF	12,12	12,52	7,20	17,35	16,41	10,41	0,140
Rel. LF	38,72	33,16	19,50	60,68	64,08	14,14	*0,004
Rel. HF	49,16	59,74	19,89	21,97	21,61	9,10	**0,001
MSSD	1909,20	845,83	2755,58	1966,60	992,31	2154,00	0,820

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms²]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms²]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms²]

Total power = celkový spektrální výkon [ms²]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. VLF = relativní spektrální výkon velmi nízkofrekvenční složky [%]

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms²]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

RD2+HG = řízené dýchání při druhém sedu s využitím dynamometru

RD3 = řízené dýchání, pozice třetího sedu

p = hladina statistické významnosti (* = p < 0,05; ** = p < 0,001)

Pro statistické zpracování byl použit Wilcoxonův test.

5.2 SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ, ANAMNESTICKÉ ÚDAJE, VÝSLEDKY Z DOTAZNÍKU

Probandi posuzovali náročnost fáze, kdy museli vykonávat izometrickou kontrakci dominantní horní končetinou. Všichni potvrdili vysokou náročnost především ke konci měřeného úseku, kdy u všech probandů byl pozorován mírný třes. Dalším subjektivním hodnocením byl pocit odkrvení dlaně na dané horní končetině a pocit povolování stisku i přes snahu probanda udržovat stisk stále stejnou intenzitou. Při porovnání náročnosti mezi oběma měřeními 12 probandů z 15 (tj. 80 %) uvedlo, že náročnost byla menší při řízeném dýchání.

Každý proband před prvním měřením odpověděl na několik základních otázek týkajících se relevantní anamnézy k funkci ANS. Žádný z dotazovaných neuvedl míru stresu na vizuální analogové škále ve větší vzdálenosti, než je polovina intervalu od minima. Dva probandi uvedli lehké astma bronchiale. Všichni ostatní neuvedli žádné pocity bolestivosti nebo jiného onemocnění a neuvedli ani žádnou farmakologickou léčbu, který by u nich byla aktuální. Z hlediska míry stresu, sportovní výkonnosti a absenci onemocnění není soubor vzhledem k funkcím ANS výrazně ovlivněný.

Dotazník na autonomní funkce (Tabulka 7) vyplnili všichni probandi před prvním měřením. Dle Opavského (2002) by měl být poměr mezi hodnotami „A“ 5,41 ($\pm 1,97$) ku „B“ 6,05 ($\pm 2,01$) ku „C“ 4,18 ($\pm 1,71$). V souboru probandů, použitém při měření této práce, je poměr A : B : C následující, 6,5 : 6,1 : 3,5, což značí soubor jedinců s optimálním rozložením z hlediska funkce ANS.

Tabulka 7. Výsledky z Dotazníku na autonomní funkce (DAF).

Proband	A	B	C
1	6	6	4
2	4	10	2
3	6	7	3
4	8	7	1
5	6	7	3
6	8	4	4
7	5	7	4
8	5	5	6
9	7	5	4
10	8	4	4
11	6	8	2
12	8	4	4
13	5	8	3
14	7	5	4
15	8	4	4
\bar{x}	6,5	6,1	3,5
Me	6	6	4
SD	1,3	1,8	1,1

Vysvětlivky:

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

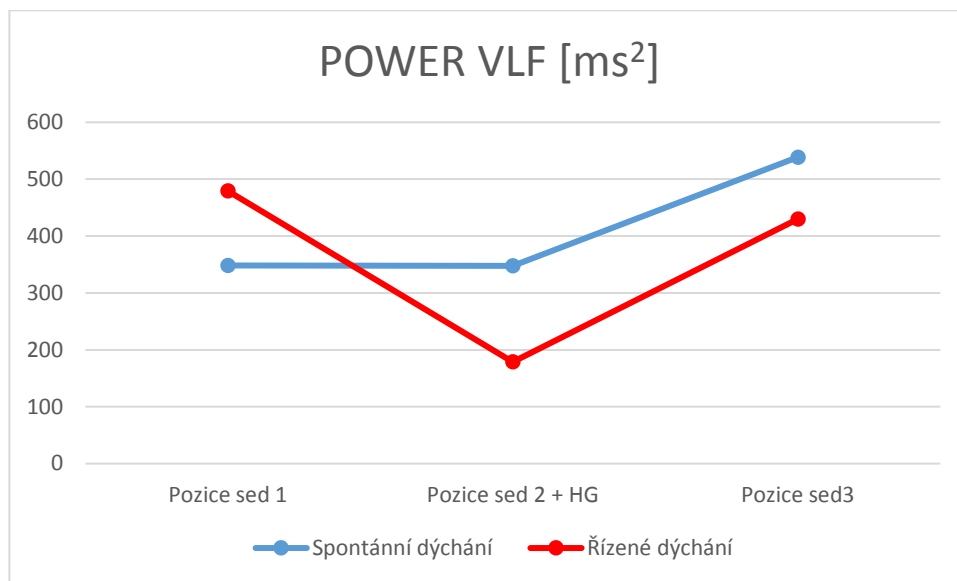
SD = směrodatná odchylka

A = počet odpovědí v první sloupci značící převahu sympatiku

B = počet odpovědí v druhém sloupci značící převahu parasympatiku

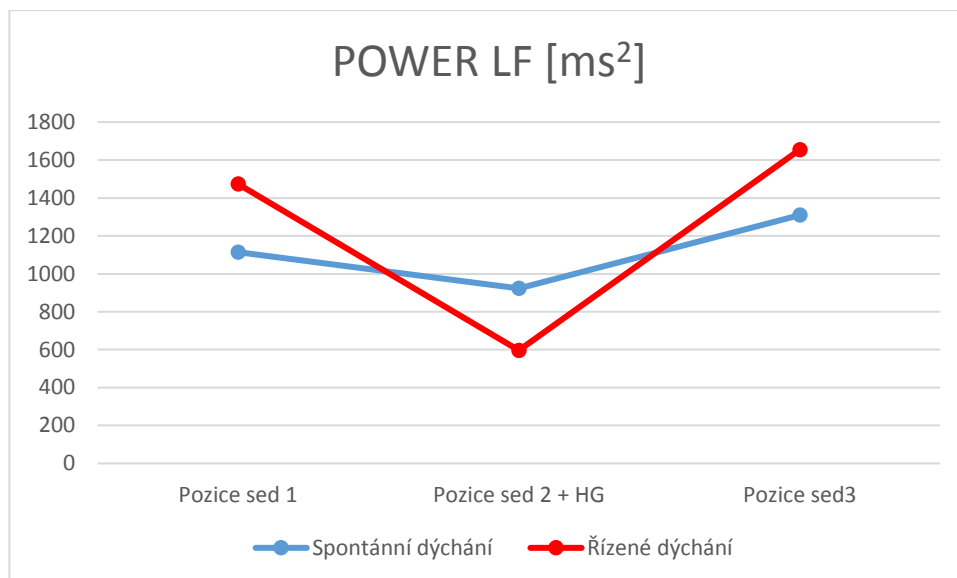
C = počet odpovědí v třetím sloupci značící indiferentní odpověď

5.3 GRAFICKÉ VÝSTUPY Z NAMĚŘENÝCH DAT



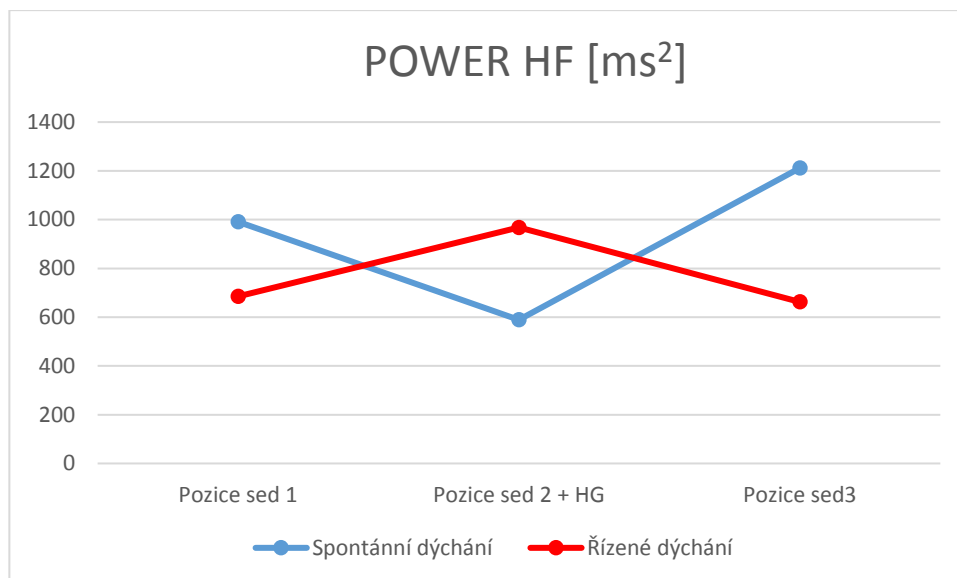
Obrázek 4. Graf porovnávající průměrný spektrální výkon složky VLF (POWER VLF) mezi spontánním a řízeným dýcháním v měřených pozicích.

Při spontánním dýchání nedochází ke statisticky významným změnám parametru POWER VLF. Při řízeném dýchání dochází ke statisticky významnému poklesu hodnot parametru POWER VLF při porovnání pozice sedu 2 (sed s dynamometrem) s pozicí sedu 1 (sed před handgripem). Dále dochází ke statisticky významnému zvýšení hodnot tohoto parametru při porovnání pozice sedu 3 (sed po handgripu) s pozicí sed 2 (sed s dynamometrem).



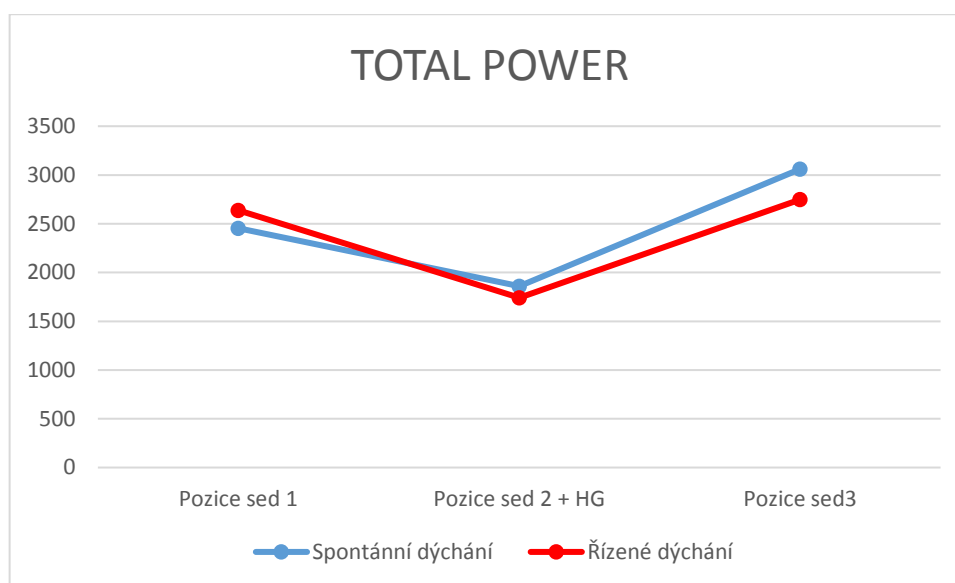
Obrázek 5. Graf porovnávající průměrný spektrální výkon složky LF (POWER LF) mezi spontánním a řízeným dýcháním v měřených pozicích.

Při spontánním dýchání dochází ke statisticky významnému zvýšení parametru POWER LF v porovnání pozice sedu 3 (sed po handgripu) s pozicí sedu 2 (sed s dynamometrem). Při řízeném dýchání dochází ke statisticky významnému snížení parametru POWER LF při porovnání pozice sedu 2 (sed s dynamometrem) s pozicí sedu 1 (sed před handgripem), a při porovnání pozice sedu 3 (sed po dynamometru) s pozicí sedu 2 (sed s dynamometrem) dochází ke statisticky významnému zvýšení tohoto parametru. Při porovnání pozice sedu 3 s pozicí sedu 1, tedy před a po použití dynamometru, nedošlo ke statisticky významným změnám. Při řízeném dýchání dochází k výraznějším změnám.



Obrázek 6. Graf porovnávající průměrný spektrální výkon složky HF (POWER HF) mezi spontánním a řízeným dýcháním v měřených pozicích.

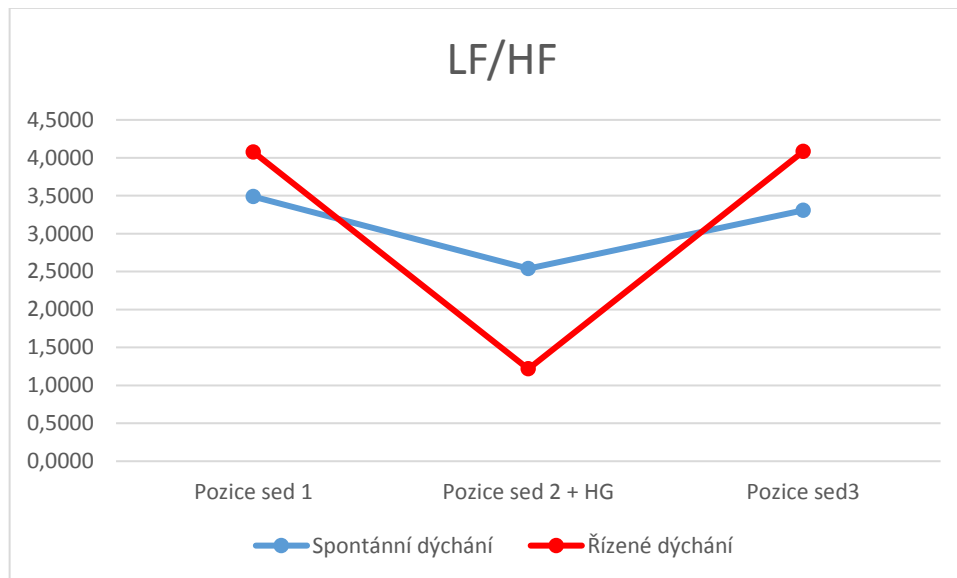
Při spontánním i při řízeném dýchání nedochází ke statisticky významným změnám hodnot parametru POWER HF.



Obrázek 7. Graf porovnávající průměrný celkový spektrální výkon (TOTAL POWER) mezi spontánním a řízeným dýcháním v měřených pozicích.

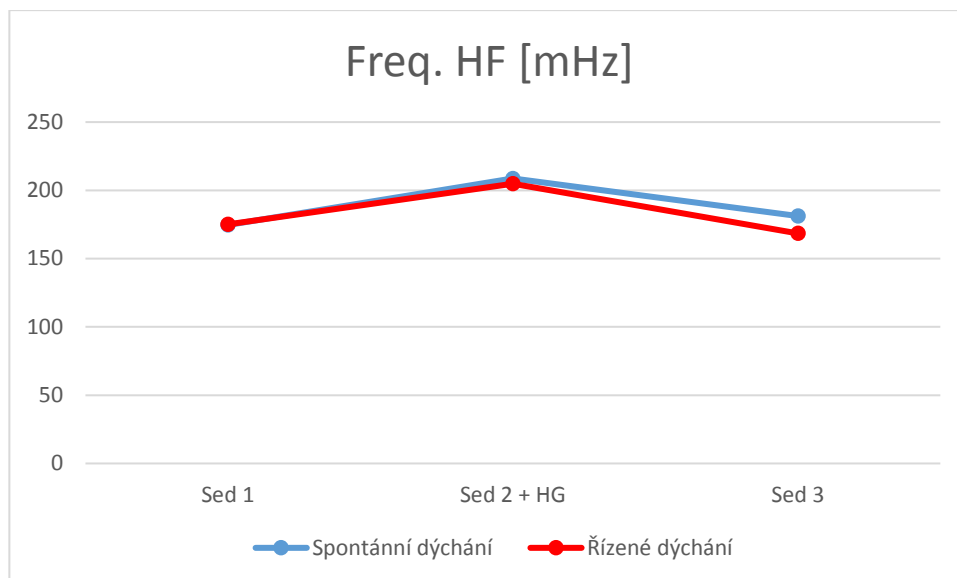
Při spontánním dýchání dochází ke statisticky významným změnám parametru TOTAL POWER. V porovnání pozice sedu 3 s pozicí sedu 1, tedy před a po handgripu, dochází ke statisticky významnému zvýšení tohoto parametru. Dále dochází ke zvýšení i

při porovnání pozice sedu 3 (sed po handgripu) s pozicí sedu 2 (sed s dynamometrem). Při řízeném dýchání dochází ke statisticky významnému poklesu hodnot parametru TOTAL POWER v porovnání pozice sedu 2 (sed s dynamometrem) s pozicí sedu 1 (sed před handgripem).



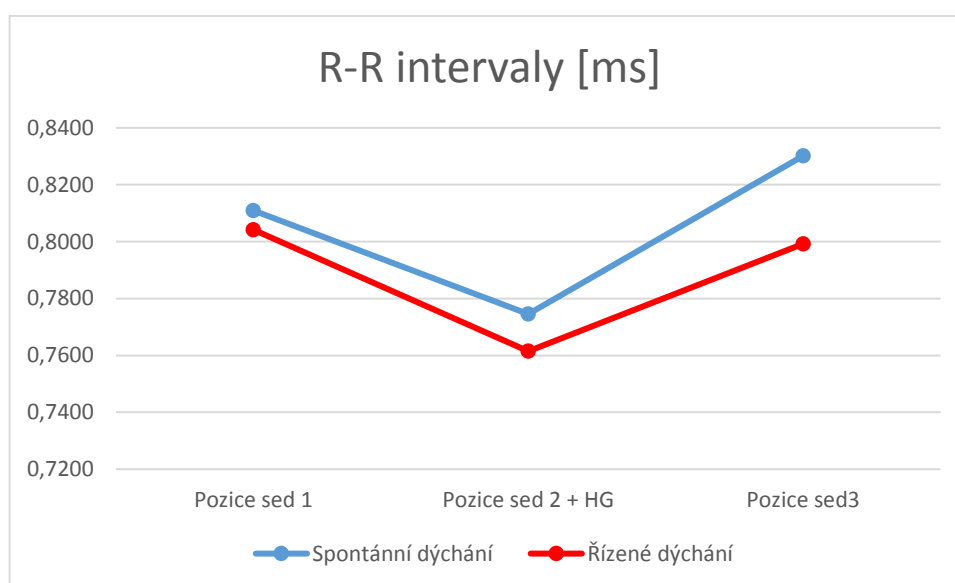
Obrázek 8. Graf porovnávající průměrné hodnoty LF/HF mezi spontánním a řízeným dýcháním v měřených pozicích.

Při spontánním dýchání nedochází ke statisticky významným změnám parametru LF/HF. Při řízeném dýchání dochází ke statisticky významnému poklesu hodnot parametru LF/HF při porovnání pozice sedu 2 (sed s dynamometrem) s pozicí sedu 1 (sed před handgripem). Dále dochází ke statisticky významnému zvýšení hodnot tohoto parametru v porovnání pozice sedu 3 (sed po handgripu) s pozicí sedu 2 (sed s dynamometrem).



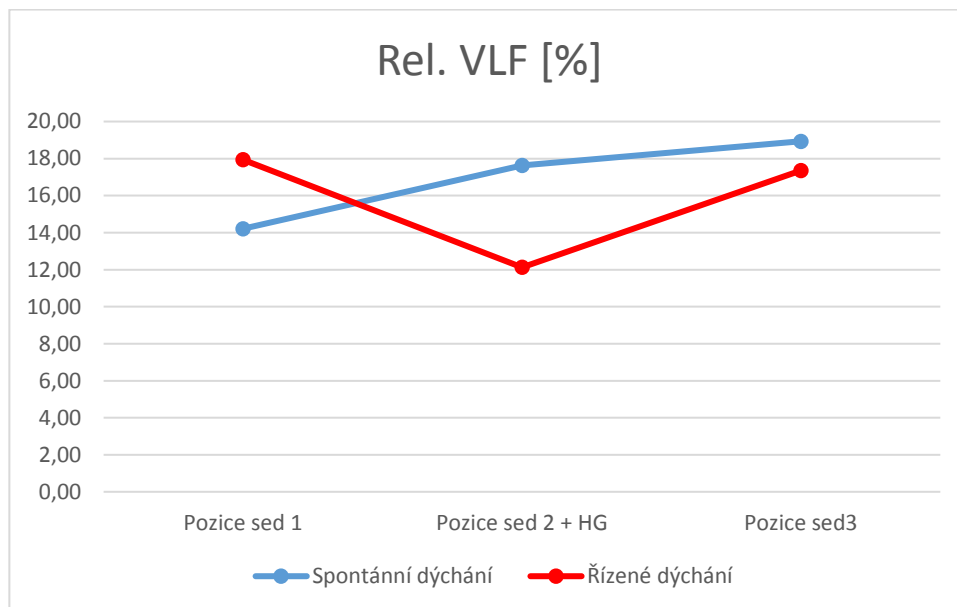
Obrázek 9. Graf porovnávající průměrné hodnoty parametru Freq. HF mezi spontánním a řízeným dýcháním v měřených pozicích.

Při spontánním i řízeném dýchání dochází ke stejným statisticky významným změnám parametru Freq. HF. Při porovnání pozice sedu 2 (sed s dynamometrem) s pozicí sedu 1 (sed před handgripem) dochází ke zvýšení hodnot a ke statisticky významnému snížení dochází při porovnání pozice sedu 3 (sed po handgripu) s pozicí sedu 2 (sed s dynamometrem).



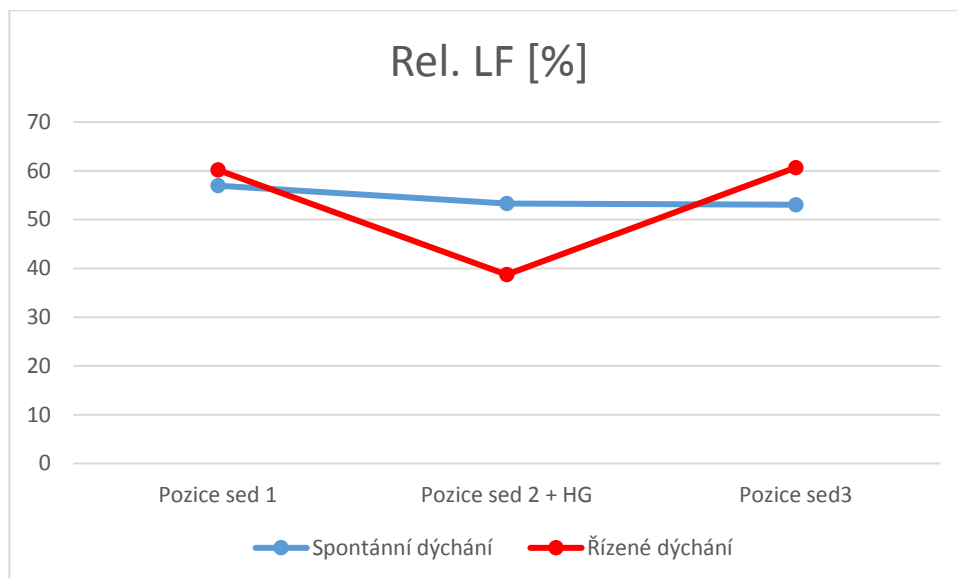
Obrázek 10. Graf porovnávající průměrné hodnoty R-R intervalů mezi spontánním a řízeným dýcháním v měřených pozicích.

Při spontánním dýchání dochází ke statisticky významnému snížení hodnot R-R intervalů při porovnání pozice sedu 2 (sed s dynamometrem) s pozicí sedu 1 (sed před handgripem). Ke zvýšení hodnot dochází v porovnání pozice sedu 3 (po handgripu) s pozicí sedu 1 (sed před handgripem) a také v porovnání pozice sedu 3 (sed před handgripem) s pozicí sedu 2 (sed s dynamometrem). Při řízeném dýchání dochází ke statisticky významnému poklesu hodnot R-R intervalů při porovnání pozice sedu 2 (sed s dynamometrem) s pozicí sedu 1 (sed před handgripem).



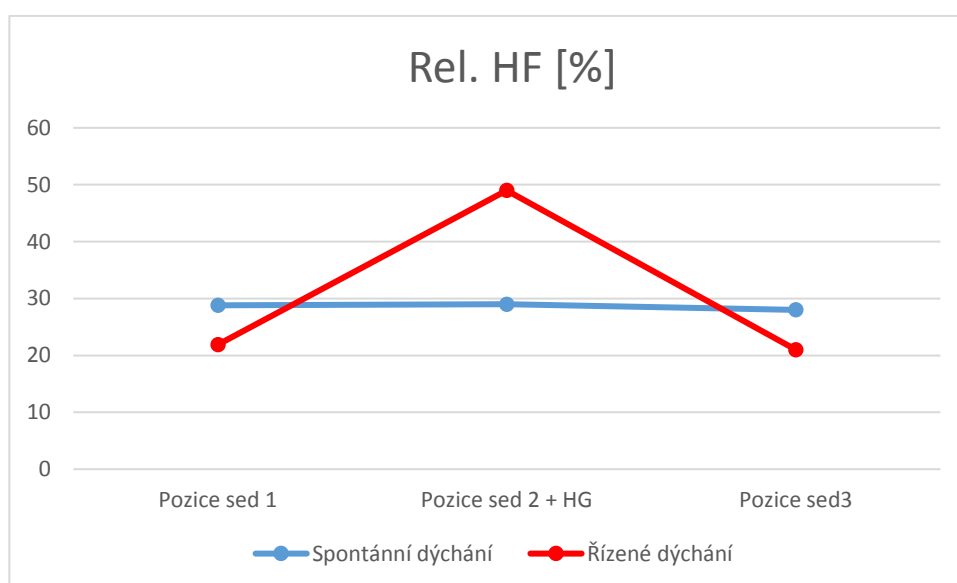
Obrázek 11. Graf porovnávací průměrný relativní spektrální výkon složky VLF (Rel. VLF) mezi spontánním a řízeným dýcháním v měřených pozicích.

Při spontánním i při řízeném dýchání nedochází ke statisticky významným změnám hodnot parametru Rel. VLF.



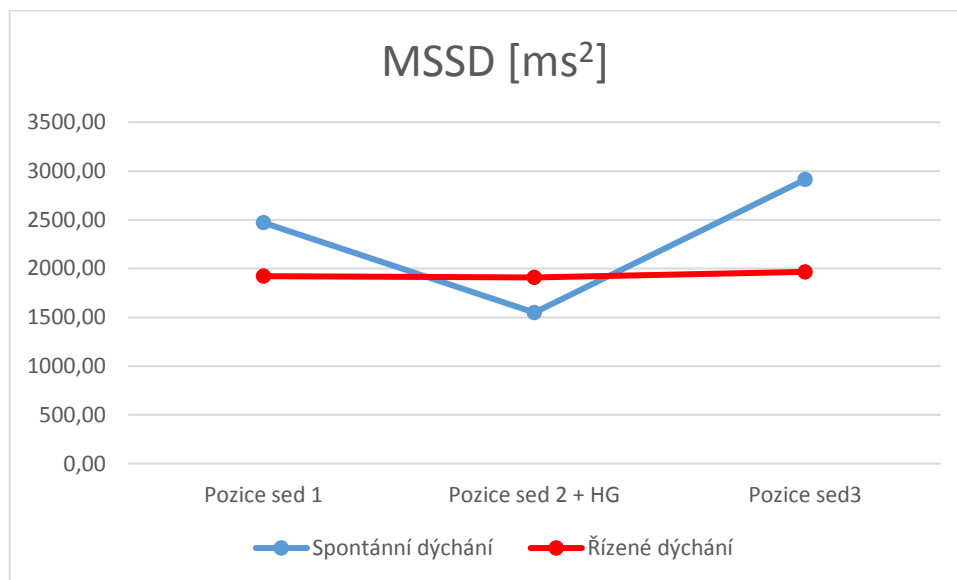
Obrázek 12. Graf porovnávající průměrný relativní spektrální výkon složky LF (Rel. LF) mezi spontánním a řízeným dýcháním v měřených pozicích.

Při spontánním dýchání nedochází ke statisticky významným změnám parametru Rel. LF. Při řízeném dýchání dochází ke statisticky významnému snížení parametru Rel. LF při porovnání pozice sedu 2 (sed s dynamometrem) s pozicí sedu 1 (sed před handgripem), a při porovnání pozice sedu 3 (sed po handgripu) s pozicí sedu 2 (sed s dynamometrem) dochází ke statisticky významnému zvýšení tohoto parametru.



Obrázek 13. Graf porovnávající průměrný relativní spektrální výkon složky HF (Rel. HF) mezi spontánním a řízeným dýcháním v měřených pozicích.

Při spontánním dýchání nedochází ke statisticky významným změnám parametru POWER HF. Při řízeném dýchání dochází ke statisticky významnému zvýšení hodnot parametru POWER HF při porovnání pozice sedu 2 (sed s dynamometrem) s pozicí sedu 1 (sed před handgripem). Dále dochází ke statisticky významnému poklesu hodnot tohoto parametru při porovnání pozice sedu 3 (sed po handgripu) s pozicí sedu 2 (sed s dynamometrem).



Obrázek 14. Graf porovnávající průměrné hodnoty ukazatele MSSD mezi spontánním a řízeným dýcháním v měřených pozicích.

Při spontánním i řízeném dýchání nedochází ke statisticky významným změnám parametru MSSD.

6 DISKUZE

Autonomní nervový systém (ANS) je část nervového systému, která zabezpečuje správnou činnost hladkého svalstva, srdce a žláz v lidském těle. Jeho hlavním cílem je udržení homeostázy organismu. Měření a posouzení stavu ANS je možné v dnešní době velmi citlivou a neinvazivní metodou, kterou je spektrální analýza variability srdeční frekvence (SAVSF). ANS a reakce, které v těle vyvolává, jsou natolik inter i intraindividuální, že každý proband může mít odpověď těla na daný podnět zcela nebo alespoň lehce odlišnou od jiného člověka, a také od sebe samého při stejném podnětu v jiný čas či situaci.

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit reaktivitu ANS při izometrické kontrakci horní končetinou. Měření se uskutečnilo pomocí SAVSF a posuzovaly se předem stanovené parametry. Probandi podstoupili měření dvakrát, jednou při spontánním dýchání a jednou při řízeném dýchání.

Měření se zúčastnili pouze muži ve věku 20 až 27 let, kteří dle anamnestického dotazníku nebyli ovlivněni akutním nebo chronickým onemocněním či farmakologicky. Tak byly sníženy možnosti ovlivnění výsledků z hlediska věku, pohlaví, relativního zdraví probanda a ovlivnění farmaky. Striktně byly dodrženy zásady pro měření metodou SAVSF. I přes maximální vzdálenost mezi měřeními (72 hodin), byly nalezeny určité intraindividuální rozdíly. Příčiny mohou být např. meteotropní, dále v kvalitě spánku, v psychickém naladění, v únavě apod.

Skupina probandů byla vytvořena z jedinců, kteří byli stejného pohlaví (muži), ve velice úzkém věkovém rozmezí. Probandi měli normální reaktivitu ANS dle vertikalizace z lehu do sedu.

Problematická oblast v souvislosti se SAVSF je patrná v neshodných názorech na rozdělení jednotlivých pásem. I přes mnoho výzkumů na toto téma podpořených pokrokovou přístrojovou technikou se i přední odborníci v této oblasti přesně neshodnou.

Složka velmi nízkofrekvenčního pásma je popisována od 0,0033 Hz (Shaffer & Ginsberg, 2017; Vlčková et al., 2010) až po 0,05 Hz (Šlachta et al., 2000). Někteří autoři považují začátek tohoto pásma až od úrovně 0,02 Hz (Opavský et al., 2018) nebo jiní autoři uvádějí horní strop pásma v oblasti 0,04 Hz (Koko et al., 2017; Pumplra, Sovová, & Howorka (2014). Ernst (2017) pásmo přiřazuje k aktivitě sympatiku, ale sám ve své

práci uvádí, že toto tvrzení může být chybné. Domnívá se, že aktivita tohoto pásma se zvyšuje při fyzické práci. Jiní autoři uvažují nad vlivem systému renin-angiotensinového (Koko et al., 2017), další k tomu přidávají efekt termoreceptorů a chemoreceptorů (Pumprla, Sovová, & Howorka, 2014). K názorům Ernsta ohledně aktivity sympatického oddílu ANS v pásmu VLF se mohou vztahovat i výsledky z použitých grafů. Obrázky 6 a 7 popisují průměrné hodnoty absolutních i relativních spektrálních výkonů pásma VLF (POWER VLF a Rel. VLF). Při spontánním dýchání dochází při izometrické aktivitě pouze k minimálnímu nárůstu hodnot, což by však odpovídalo minimální aktivitě sympatiku v tomto pásmu. Toto tvrzení podporuje skutečnost, že při izometrické aktivitě během řízeného dýchání dochází v tomto pásmu k poklesu hodnot absolutních i relativních spektrálních výkonů, což by odpovídalo snižující aktivitě sympatiku při zvolené řízené dechové frekvenci.

Další složka označována jako nízkofrekvenční (LF) je různými autory také popisována rozporuplně. Horní hranice pásma se u většiny výše uvedených autorů neliší, uvádí rozmezí do 0,15 Hz (Herzig et al., 2018; Koko et al., 2017; Opavský et al., 2018; Shaffer & Ginsberg, 2017). Nicméně spodní hranice je uváděna od 0,03 Hz (Sarmiento et al., 2017), dále od 0,04 Hz (DeBeck et al., 2010; Pumprla, Sovová, & Howorka, 2014; Vlčková et al., 2010) nebo až od 0,05 Hz (Skytjoti, Søvik, & Elstad, 2018; Li et al. (2017) nebo Takahashi et al. (2017) zahrnují do tohoto pásma jak složku sympatiku, tak i parasimpatiku. Jiní uvádějí, že LF složka reflektuje pouze složku sympatiku. Dle Opavského (2002) záleží na pozici těla. Autoři Shaffer a Ginsberg (2017) tvrdí, že sympatikus se projevuje do úrovně 0,1 Hz a nad tuto úroveň působí už pouze parasympatický oddíl. Dalším faktorem, který celou situaci ještě ztěžuje, je frekvence dýchání, která při nižších hodnotách pod 9 dechů za minutu silně zkresluje výsledky, jelikož dochází k prolínání pásem LF a HF (Botek, Krejčí, & McKune, 2017).

Posledním pásmem je pásmo vysokofrekvenční (HF). Můžeme se setkat s různými interpretacemi krajních hodnot příslušného intervalu. Horní hranice je popisována buď hodnotou 0,4 Hz (Herzig et al., 2018; Koko et al., 2017; Li et al., 2017), nebo hodnotou 0,5 Hz (Opavský et al., 2018; Šlachta et al., 2000). Autoři se shodnou, že složku HF generuje parasympatický oddíl ANS.

Základním stresorem při měření v diplomové práci bylo použití ručního dynamometru. Izometrická kontrakce způsobuje změny v organismu, tedy i

v autonomním nervovém systému. Změnami jsou dle Idiaquez J., Idiaquez J. F. a Iturriaga (2018) zvýšení srdeční frekvence (SF) a tlaku krve (TK). Takové změny jsou patrné i během dynamické aktivity (Elliott, Alsalahi, & Fisher, 2018), která však není součástí problematiky této práce. Podle Weipperta et al. (2013) dochází u statické aktivity k výraznějším změnám v TK než při dynamické fyzické aktivitě. Další autoři jako Weippert et al. (2015) popisují také snížení celkové variability srdeční frekvence (VSF) při jakékoliv fyzické aktivitě, což platí i pro probandy zúčastněné měření pro účely této diplomové práce. Když se zvyšuje intenzita zatížení, tím se snižuje celková VSF (Michael, Graham, & Davis, 2017).

Existuje mnoho studií využívajících různé zátěže. V diplomové práci probandi prováděli izometrickou kontrakci po dobu jednoho úseku (300 tepů) v intenzitě 20 % z maximální volní kontrakce (MVC). May a Arildsen (2000), Meher, Bhattacharjee, Rampaampal, Kapoor a Sharma (2014) nebo Tang et al. (2014) používali ve svých výzkumech izometrickou kontrakci ruky po dobu 5 minut v intenzitě 30 % MVC (někde uvedena 1/3 MVC, tedy 33 %), což je dle mojí zkušenosti téměř nezvládnutelná intenzita. Pokud by bylo nutné použít 30 % zátěž z MVC, muselo by se jednat o kratší časový úsek, jako ve výzkumu autorů Ashida, Ono a Sugiyama (2007), kteří používali sice 30 % z MVC, ale pouze po dobu 2 minut. Další možností je nestanovit hraniční čas, ale instruovat probandy k výkonu do naprostého vyčerpání (Srinath & Sarath, 2011). Výzkum autorů Samuel et al. (2017) uvádí izometrickou kontrakci sice jen 3 minuty, avšak v intenzitě 40 % z MVC, což je obrovská zátěž na takový časový úsek.

Dalším stresorem, který byl v práci využit, byla frekvence dýchání. Při řízeném dýchání byla použita frekvence přesně 12 dechů za minutu, která byla stanovena z ideálního rozmezí 12 až 15 dechů za minutu dle Opavského (2002), a tím byla frekvenční pásma pevně držena. Pokud by byla dechová frekvence nižší než 9 dechů za minutu, posunovalo by se pásmo HF do intervalu pásma LF, až při frekvenci dechu 7,2 za minutu by došlo k fúzi obou pásem, čímž by se velkou mírou zkreslily výsledky (Taylor et al., 2003).

Podle literatury je dechová frekvence pásma HF 9 až 24 dechů za minutu (Botek, Krejčí, & McKune, 2017). Autoři Michael, Graham a Davis (2017) popisují, že při mírné až střední fyzické zátěži dochází ke zvyšování spektrálního výkonu v pásmu LF a

snížení v pásmu HF, a naopak tomu je při vysoké intenzitě, kdy dochází k navyšování POWER HF a ke snížení POWER LF.

Porovnáme-li statistické změny mezi jednotlivými měřeními (Tabulky 1, 2, 3, 4, 5 a 6) nalezneme mnoho statisticky významných poklesů či stoupání. Srovnání sedu 1 a sedu 2 s dynamometrem mezi spontánním a řízeným dýcháním vykazuje následující změny. Při řízeném dýchání dochází ke statisticky významnému zvýšení Rel. HF a Freq. HF. U obou parametrů (Rel. HF i Freq. HF) dochází ke zvýšení hodnot u 13 zúčastněných z celkového počtu 15 probandů. Dále při řízeném dýchání v porovnání těchto pozic dochází ke statisticky významnému poklesu POWER VLF, POWER LF, TOTAL POWER, LF/HF a R-R intervalů. U parametru Power LF a Rel. LF dochází ke snížení hodnot u 11 probandů z 15, u ukazatele TOTAL POWER dochází ke snížení u 12 zúčastněných, parametry POWER LF a R-R intervaly se snižují u 13 probandů a hodnoty parametru LF/HF klesají u 14 zúčastněných. Při spontánním dýchání došlo pouze ke statisticky významným změnám v parametrech Freq. HF (zvýšení) a R-R intervalech (snížení). U parametru Freq. HF došlo ke zvýšení u 13 probandů z celkových 15 a pokles parametru R-R intervalů probíhal u 12 zúčastněných. Parametry Freq. HF a R-R intervaly vykazují stejné statisticky významné změny v obou typech dýchání. Při řízeném dýchání dochází oproti spontánnímu dýchání k podpoře pásma vysokofrekvenčního (nárůst Rel. HF), k výraznějšímu poklesu celkové VSF (snížení TOTAL POWER) a ke snížení pásma nízkofrekvenčního (pokles POWER LF) a velmi nízkofrekvenčního (pokles POWER VLF). Pokles celkového spektrálního výkonu a také výkonu nízkofrekvenčního pásma potvrzuje snížení parametru LF/HF. Jak uvádějí autoři Michael, Graham a Davis (2017), čím vyšší je intenzita fyzické aktivity, tím dochází k výraznějšímu snížení celkové VSF. Proto lze tvrdit, že řízené dýchání dle parametru TOTAL POWER zvýšilo náročnost prováděné aktivity, avšak zvolená frekvence dýchání byla stanovená tak, že se pomocí ní i přes pohybové úsilí podpořil spektrální výkon pásma HF. Pokud při fyzické aktivitě stejné intenzity dokážeme podpořit pásmo HF, mohlo by to znamenat, že zátěž bude subjektivně příjemnější.

Při porovnávání sedu 1 a sedu 3 nedošlo k žádným statisticky významným změnám při řízeném dýchání, naproti tomu při spontánním došlo ke statisticky významnému nárůstu parametru TOTAL POWER a R-R intervalů. Zvýšené hodnoty parametru TOTAL POWER byly nalezeny u 13 probandů z 15 a u parametru R-R intervaly došlo ke zvýšení u 12 probandů. Z hlediska porovnání parametru TOTAL POWER to může

znamenat, že statická zátěž s řízeným dýcháním s frekvencí 12 dechů za minutu má při fázi po výkonu pouze vliv na návrat hodnoty na stejnou hladinu jako před výkonem. Pokud je ale snahou obecně zvýšit VSF, potom lepších výsledků dosáhneme při spontánním dýchání probanda, jelikož hodnota parametru TOTAL POWER signifikantně vzrostla.

Pozice sed 2 s dynamometrem a sed 3 vykazují při porovnání následující změny. Při spontánním dýchání dochází ke statisticky významnému zvýšení hodnot parametrů POWER LF, TOTAL POWER a R-R intervalů a ke statisticky významnému poklesu parametru Freq. HF. U parametrů TOTAL POWER a R-R intervalů dochází ke zvýšení hodnot u 12 probandů z celkového počtu 15 a u stejného počtu probandů dochází ke snížení parametru Freq. HF. Ke zvýšení parametru POWER LF dochází u 11 zúčastněných. Řízené dýchání při porovnání těchto dvou pozic je zase spjato se statisticky významným zvýšením POWER VLF, POWER LF, LF/HF a Rel. LF, a naopak dochází ke statisticky významnému poklesu parametru Freq. HF a Rel. HF. U 14 probandů z celkových 15 dochází při zvyšování hodnot parametru LF/HF a ke snižování parametrů Rel. HF a Freq. HF. U ukazatele Rel. LF dochází ke zvýšení hodnot u 13 probandů a parametry POWER VLF a POWER LF se zvyšují u 12 zúčastněných.

Při porovnání pozice před výkonem (sed 1) a po výkonu (sed 3) nedošlo při řízeném dýchání k žádným statisticky významným změnám. Při porovnání pozic řízeného dýchání před výkonem (sed 1) a během výkonu (sed 2) dochází ke statisticky významným změnám v nárůstu hodnot Rel. HF a Freq. HF a poklesu hodnot POWER VLF, POWER LF, Rel. VLF, TOTAL POWER, LF/HF, R-R intervaly. Při porovnání pozice během výkonu (sed 2) s pozicí po výkonu (sed 3) u řízeného dýchání dochází u výše popsáných parametrů ke statisticky významným změnám přesně v opačné tendenci mimo parametr TOTAL POWER a R-R intervaly. Naproti tomu při spontánním dýchání dochází ke statisticky významnému nárůstu celkové VSF (TOTAL POWER) při návratu hodnot po výkonu do klidových. Při porovnání hodnot před výkonem (sed 1) a během něj (sed 2) však nedošlo ke statisticky významnému poklesu, což by celkově mohlo mít příznivý vliv na zlepšení celkové VSF.

Výsledky přenesené do grafů znázorňují výrazně menší změny téměř ve všech parametrech při spontánním dýchání oproti řízenému. To značí, že izometrická kontrakce

handgripem společně se spontánním dýcháním by měla představovat menší míru působícího stresu než stejná fyzická aktivita s řízeným dýcháním.

Velmi zajímavým výsledkem však je subjektivní pocit, při kterém pouze tři probandi uvedli, že izometrická práce ručním dynamometrem jim přišla náročnější při řízeném dýchání než při dýchání spontánním. Všech 12 zbylých z 15 zúčastněných (80 %) naopak uvedlo pocit méně náročnějšího pokusu s řízeným dýcháním, a tím pro ně byla zvladatelnost úkolu subjektivně příjemnější. Příčinou takového subjektivního vnímání by mohlo být právě řízené dýchání, které bylo zvoleno ve frekvenci 12 dechů za minutu. Dle dosažených výsledků vyplývá, že při řízeném dýchání došlo k relativní převaze vysokofrekvenčního pásma, tedy k podpoře vagové složky ANS než při použití spontánního dýchání. Další alternativou je oblast tzv. dual tasking úkonů. Jde o odvedení pozornosti více úkony, v tomto případě izometrickou kontrakci ruky a dýcháním podle metronomu, než pouze soustředěním se na jednu aktivitu, tj. pouze na izometrickou kontrakci.

Výsledky ze spektrální analýzy variability srdeční frekvence a subjektivní závěry probandů naznačují, že řízené dýchání, v našem případě za použití frekvence dýchání 12 dechů za minutu při stejné izometrické aktivitě handgripem, je z hlediska objektivních i subjektivních výsledků subjektivně příjemnější variantou než jiná dechová frekvence. Dle SAVSF dochází k podpoře relativního spektrálního výkonu vysokofrekvenční složky HF a ke snížení nízkofrekvenční složky LF, tedy k podpoře parasympatického oddílu ANS při dechové frekvenci 12 dechů za minutu. Přidávají se k tomu subjektivní výsledky, kdy většina uvedla nižší náročnost při řízeném dýchání, a tedy nutného menšího úsilí při tomto typu měření.

Bylo by vhodné na tuto práci navázat jinou studií s handgripem, kdy by bylo řízené dýchání stanoveno dechovou frekvencí jinou než 12 dechů za minutu. Nejlépe by se mělo jednat o frekvenci z ideálního rozmezí 12 až 15 dechů za minutu, jak uvádí Opavský (2002).

7 ZÁVĚRY

Práce splnila vytyčený cíl a dokázala porovnat vliv spontánního a řízeného dýchání na reaktivitu ANS pomocí SAVSF při izometrické fyzické aktivitě. Mezi časové ukazatele variability srdeční frekvence byly zařazeny R-R intervaly a MSSD. Z frekvenčních parametrů byly použity POWER VLF, POWER LF, POWER HF, LF/HF, Freq. HF, Rel. VLF, Rel. LF, Rel. HF a TOTAL POWER.

Výsledky z Dotazníku na autonomní funkce nám podávají informaci o vyrovnanosti skupiny probandů. Průměrnými výsledky 6,5 : 6,1 : 3,5 se probandí dostali do intervalů značících správnou funkci ANS.

Většina probandů (12 z celkových 15) uvedla, že snášela měření při řízeném dýchání subjektivně příjemněji než měření se spontánním dýcháním. Objektivně se v této otázce přišlo na výraznější podporu parasympatického oddílu ANS při řízeném dýchání, kdy se díky frekvenci 12 dechů za minutu zvýšil spektrální výkon pásma HF v relativních hodnotách (Rel. HF) a snížily se spektrální výkony ostatních pásem (nízkofrekvenční LF i velmi nízkofrekvenční VLF) doprovázené snížením parametru LF/HF. Relativní převaha parasympatiky při zátěži by mohla mít souvislost se subjektivně příjemnější snášenlivostí této zátěže.

Proto lze při izometrické fyzické aktivitě handgripem podpořit parasympatický oddíl ANS pomocí řízeného dýchání (o frekvenci 12 dechů za minutu), a tím subjektivně lépe snášet zátěž.

Z hlediska celkového efektu na VSF představuje spontánní dechová frekvence menší míru stresu než řízená dechová frekvence při stejné fyzické aktivitě, z hlediska menších změn ve sledovaných parametrech. Při porovnání pozice po výkonu (sed 3) s pozicí před výkonem (sed 1) dochází při spontánním dýchání po zátěži ke statisticky signifikantnímu zvýšení ukazatelů TOTAL POWER a R-R intervaly. Vliv spontánního dýchání s izometrickou aktivitou handgripem má vliv na celkové zvýšení VSF, zatímco u řízeného dýchání k těmto signifikantním změnám nedošlo.

8 SOUHRN

Diplomová práce posuzovala rozdílný vliv řízeného a spontánního dýchání při izometrické aktivitě na reaktivitu autonomního nervového systému (ANS) hodnocenou vybranými parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence (SAVSF).

V teoretické části je zpracován přehled poznatků o ANS, SAVSF, ručním dynamometru a uveden základní rozdíl mezi spontánním a řízeným dýcháním. Praktická část obsahuje cíle a hypotézy. Poté navazuje metodika práce, výsledky měření a subjektivní výsledky dotazníků, po kterých následuje diskuze. V závěru jsou shrnuty hlavní výsledky práce a jejich možné využití v praxi.

Do praktické části patří dvojí měření, kterého se zúčastnil soubor 15 zdravých probandů. Mezi zúčastněnými byli pouze muži ve věku od 20 do 27 let (průměr 23 let). Celý soubor byl měřený dvakrát po sobě. Při jednom měření probandi dýchali spontánně a při druhém již bylo dýchání řízeno metronomem. Pořadí dle typu dýchání bylo určeno losem. Obě měření obsahovala 4 měřené úseky za sebou (leh 1, sed 1, sed 2 + handgrip, sed 3), mezi kterými byla vždy jednominutová pauza. Jeden úsek byl dlouhý přesně 300 srdečních tepů a probandi byli po celé měření monitorováni systémem VarCor PF7. Posloupnost úseků a jejich obsah byl u obou měření stejný. Pozice „sed 2 + handgrip“ označuje část měření, ve které probandi prováděli izometrickou aktivitu dominantní horní končetinou pomocí ručního dynamometru v intenzitě 20 % maximální volní kontrakce. Měření i příprava zúčastněných na něj probíhala za přesně daných podmínek. Mimo pozici leh 1 byly v obou typech dýchání všechny zbylé pozice porovnávány ve všech kombinacích. Hodnoty byly porovnávány podle Wilcoxonova testu v programu Statistika 13, kdy hladina statistické významnosti byla stanovena na hodnotu $p < 0,05$.

Podle získaných výsledků je řízená dechová frekvence ve spojení s izometrickou aktivitou pomocí handgripu spojená s výraznějšími změnami sledovaných parametrů oproti menším změnám parametrů při spontánním dýchání. Spontánní dechová frekvence při izometrické aktivitě má zřejmě lepší vliv i na celkovou VSF, kdy po zátěži dosahovaly parametry TOTAL POWER a R-R intervaly signifikantně vyšších hodnot než před zátěží. Při řízené dechové frekvenci nedošlo k signifikantnímu nárůstu VSF po zátěži oproti stavu před zátěží.

Podle subjektivního hodnocení byla izometrická aktivita v kombinaci s řízeným dýcháním příjemnější.

9 SUMMARY

This thesis was evaluating different effect of spontaneous and controlled breathing during isometric contraction of the upper limb on the reactivity of the autonomic nervous system (ANS) rated by selected indicators of spectral analysis of heart rate variability (SAHRV).

In the theoretical section, there is an overview of ANS and SAVHRV, handgrip dynamometer and basic difference between spontaneous and controlled breathing. The practical section contains a version of the main aim and null hypothesis. Then it continues by the methodology, results of the measurement and subjective results from the questionnaire followed by the discussion. In the end, the main results are summarized.

There were two measurements belonged to the practical section, in which 15 healthy and sports active people were involved. There were only male participants in the age from 20 to 27 (average age was 23 years). All ensemble was measured twice in a row. During the first measurement participants were breathing spontaneously and during the second one, their breath was controlled by metronome. The order of breath type was determined by lot. Both measurements contained four measured stages (lying 1, sitting 1, sitting 2 + HG, sitting 3) with a one minute break between each stage. One stage was precisely 300 heartbeats long as the participants were for the all-time monitored by the VarCor PF7 system. The sequence of stages and their content was the same during both measurements. The stage „sitting 2 + HG“ reflects the part of measurement, in which participants were doing an isometric activity by dominant hand through handgrip dynamometer in the intensity 20 % of maximal voluntary contraction (MVC). The measurement and preparation of participants were held by precisely given conditions for the elimination of negative influences to ANS. All combination of every stages were compared in both types of breathing condition, except the stage „lying 1“. The values were compared by the Wilcoxon test in the Statistica 13 program with the value of statistical significance set to $p < 0,05$.

According to the findings, the controlled breathing during the isometric activity by handgrip dynamometer is connected with more significant changes in established indicators in contrast to smaller changes of indicators during spontaneous breathing. Spontaneous breathing during the isometric activity has better influence also at the total heart rate variability when after the physical activity the indicators TOTAL POWER and R-R intervals had significantly higher values than before the activity. During controlled breathing, it did not occur to any significant increase of heart rate variability in comparing to the values before the physical activity.

According to the subjective results, the isometric activity with the controlled breathing was more pleasant.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adlan, A. M., van Zanten, J. J. C. S. V., Lip, G. Y. H., Paton, J. F. R., Kitas, G. D., & Fisher, J. P. (2017). Cardiovascular autonomic regulation, inflammation and pain in rheumatoid arthritis. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 208, 137-145. Retrieved 5. 10. 2018 from SCIENCE DIRECT database on the World Wide WEB: <https://www.sciencedirect.com>
- Almeida-Santos, M. A., Barreto-Filho, J. A., Oliveira, J. L. M., Reis, F. P., Oliveira, C. C. da C., & Sousa, A. C. S. (2016). Aging, heart rate variability and patterns of autonomic regulation of the heart. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 63, 1-8. Retrieved 3. 12. 2018 from SCIENCE DIRECT database on the World Wide WEB: <https://www.sciencedirect.com>
- Ambler, Z. (2011). *Základy neurologie (7. vyd.)*. Praha: Galén
- António, A. M. dos S., Cardoso, M. A., do Amaral, J. A. T., de Abreu, L. C., & Valenti, V. E. (2015). Cardiac autonomic modulation adjustments in isometric exercise. *Medical Express*, 2(1), M150102, pp. 1-6. Retrieved 3. 10. 2018 from SCIELO database on the World Wide WEB: <http://www.scielo.org>
- Ashida, T., Ono, Ch., & Sugiyama, T. (2007). Effects of Short-Term Hypocaloric Diet on Sympatho-Vagal Interaction Assessed by Spectral Analysis of Heart Rate and Blood Pressure Variability during Stress Tests in Obese Hypertensive Patients. *Hypertension Research*, 30(12), 1199-1203. Retrieved 26. 9. 2018 from EBSCO database on the World Wide WEB: <http://www.ebsco.com>
- Banerjee, A., & Khurana, I. (2017). Effect of isometric handgrip test on heart rate variability in primary open angle glaucoma. *Indian Journal of Clinical Anatomy and Physiology*, 4(1), 4-7. Retrieved 5. 10. 2018 from GOOGLE SCHOLAR database on the World Wide WEB: <https://scholar.google.com/>
- Berlit, P. (2007). *Memorix neurologie (překlad 4. vydání)*. Praha: Grada Publishing.
- Botek, M., Krejčí, J., & McKune, A. J. (2017). *Variabilita srdeční frekvence v tréninkovém procesu: historie, současnost a perspektiva*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Carlson, D. J. et al. (2016). The efficacy of isometric resistance training utilizing handgrip exercise for blood pressure management: A randomized trial. *Medicine*, 95(52), 1-7. Retrieved 5. 12. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>

- Cipryan, L. et al. (2007). Autonomic Nervous System Observation Through To Use Of Spectral Analysis Of Heart Rate Variability In Ice Hockey Players. *Acta Gymnica Universitatis Palackianae Olomucensis*, 37(4), 17-21. Retrieved 24. 9. 2018 from ACTA UNIVERSITATIS PALACKIANAE OLOMUCENSIS. GYMNICA database on the World Wide WEB: <https://www.gymnica.upol.cz>
- Čihák, R., Druga, R., & Grim, M. (2016). *Anatomie 3 (Třetí, upravené a doplněné vydání)*. Praha: Grada Publishing.
- D'Souza, A. et al. (2014). Exercise training reduces resting heart rate via downregulation of the funny channel HCN4. *Nature communications*, 5(3775), 1-12. Retrieved 5. 12. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- DeBeck, L., Peterson, S. R., Jones, K. E., & Stickland, M. K. (2010). Heart rate variability and muscle sympathetic nerve activity response to acute stress: the effect of breathing. *American Journal of Physiology*, 299(1), 1-27. Retrieved 24. 9. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie (3. vydání)*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Elliott, R. O., Alsalahi, S., & Fisher, J. P. (2018). Impact of acute dynamic exercise on radial artery low-flow mediated constriction in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 118, 1463-1472. Retrieved 27. 9. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Ernst, G. (2014). *Heart rate variability*. London: Springer.
- Ernst, G. (2017). Hidden Signals – The History and Methods of Heart Rate Variability. *Frontiers in Public Health*, 5(265), 1-12. Retrieved 11. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Farah, B. Q., Germano-Soares, A. H. et al. (2017). Acute and Chronic Effects of Isometric Handgrip Exercise on Cardiovascular Variables in Hypertensive Patients: A Systematic Review. *Sports*, 5(55), 1-10. Retrieved 12. 10. 2018 from GOOGLE SCHOLAR database on the World Wide WEB: <https://scholar.google.com/>
- Farah, B. Q., Rodrigues, S. L. C. et al. (2018). Supervised, but Not Home-Based, Isometric Training Improves Brachial and Central Blood Pressure in Medicated Hypertensive Patients: A Randomized Controlled Trial. *Frontiers in Physiology*,

- 9(961), 1-10. Retrieved 20. 9. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie (20th ed.)*. Praha: Galén.
- Goessler, K. F., Buys, R., VanderTrappen, D., Vanhumbecck, L., & Cornelissen, V. A. (2018). A randomized controlled trial comparing home-based isometric handgrip exercise versus endurance training for blood pressure management. *Journal of the American Society of Hypertension*, 12(4), 285-293. Retrieved 1. 10. 2018 from GOOGLE SCHOLAR database on the World Wide WEB: <https://scholar.google.com/>
- Grimaldi, D. et al. (2010). Spectral analysis of heart rate variability reveals an enhanced sympathetic activity in narcolepsy with cataplexy. *Clinical Neurophysiology*, 121, 1142-1147. Retrieved 6. 10. 2018 from SCIEDIRECT database on the World Wide WEB: <https://www.sciencedirect.com>
- Herzig, D., Asatryan, B., Brugger, N., Eser, P., & Wilhelm, M. (2018). The Association Between Endurance Training and Heart Rate Variability: The Confounding Role of Heart Rate. *Frontiers in Physiology*, 9(756), 1-8. Retrieved 1. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Hess, N. C. L., Carlson, D. J., Inder, J. D., Jesulola, E., McFarlane, J. R., & Smart, N. A. (2016). Clinically Meaningful Blood Pressure Reductions With Low Intensity Isometric Handgrip Exercise. A Randomized Trial. *Physiological Research*, 65, 461-468. Retrieved 5. 12. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Howorka, K. et al. (2013). Effects of guided breathing on blood pressure and heart rate variability in hypertensive diabetic patients. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 179, 131–137. Retrieved 11. 12. 2018 from SCIENCE DIRECT database on the World Wide WEB: <https://www.sciencedirect.com>
- Idiaquez, J., Idiaquez, J. F., & Iturriaga, R. (2018) Cardiovascular responses to isometric handgrip exercise in young patients with recurrent vasovagal syncope. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 212, 23-27. Retrieved 5. 10. 2018 from SCIENCE DIRECT database on the World Wide WEB: <https://www.sciencedirect.com>
- Jarrin, D. C., McGrath, J. J., Giovanniello, S., Poirier, P., & Lambert, M. (2012). Measurement fidelity of heart rate variability signal processing: The devil is in the details. *International Journal of Psychophysiology*, 86(1), 88–97. Retrieved 16. 9.

- 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Javorka, K. (2008). *Variabilita frekvencie srdca. Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie*. Martin: Osveta.
- Ji, Ch., Zheng, L., Zhang, R., Wu, Q., & Zhao, Y. (2018). Handgrip strength is positively related to blood pressure and hypertension risk: results from the National Health and nutrition examination survey. *Lipids in Health and Disease, 17*(86), 1-7. Retrieved 1. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Koenig, J., & Thayer, J. F. (2016). Sex differences in healthy human heart rate variability: A meta-analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews, 64*, 288–310. Retrieved 4. 12. 2018 from SCIENCE DIRECT database on the World Wide WEB: <https://www.sciencedirect.com>
- Koko, K. R. et al. (2017). Spectral analysis of heart rate variability predicts mortality and instability from vascular injury. *Journal Of Surgical Research, 224*, 64-71. Retrieved 1. 10. 2018 from SCIENCE DIRECT database on the World Wide WEB: <https://www.sciencedirect.com>
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Li, K. et al. (2017). Autonomic Dysfunction in Wilson’s Disease: A Comprehensive Evaluation during a 3-Year Follow Up. *Frontiers in Physiology, 8*(778), 1-11. Retrieved 1. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Lüllmann, H., Mohr, K., & Hein. L. (2007). *Barevný atlas farmakologie (Překlad 5., přepracovaného a rozšířeného vydání)*. Praha: Grada Publishing.
- Madanmohan, Prakash, E. S., & Bhavanani, A. B. (2005). Correlation between short-term heart rate variability indices and heart rate, blood pressure indices, pressor reactivity to isometric handgrip in healthy young male subjects. *Indian journal of physiology and pharmacology, 49*(2), 132–138. Retrieved 3. 10. 2018 from RESEARCHGATE database on the World Wide WEB: <https://www.researchgate.net>
- Martínez, C. A. G., Quintana, A. O., Vila, X. A., Touriño, M. J. L., Rodríguez-Liñares, L., Presedo, J. M. R., & Penín, A. J. M. (2017). *Heart rate variability analysis with R package RHRV*. Cham: Springer.
- Martínková, J., Chládek, J., Mičuda, S., & Chládková, J. (2007). *Farmakologie pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada Publishing.

- May, O., & Arildsen, H. (2000). Assessing cardiovascular autonomic neuropathy in diabetes mellitus. How many tests to use? *Journal of Diabetes and Its Complications*, 14, 7-12. Retrieved 26. 9. 2018 from SCIEDIRECT database on the World Wide WEB: <https://www.sciencedirect.com>
- Meher, A., Bhattacharjee, M., Rampaampal, P., Kapoor, R., & Sharma, R. (2014). Effect of Isometric Exercise on QTc Interval. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(8), 1-4. Retrieved 1. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Michael, S., Graham, K. S., & Davis, G. M. (2017). Cardiac Autonomic Responses during Exercise and Post-exercise Recovery Using Heart Rate Variability and Systolic Time Intervals—A Review. *Frontiers in Physiology*, 8(301), 1-19. Retrieved 21. 9. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Nevšimalová, S., Tichý, J., & Růžička, E. (2002). *Neurologie*. Praha: Karolinum.
- Netter, F. H. (2005). *Anatomický atlas člověka (Překlad třetího, rozšířeného vydání)*. Praha: Grada Publishing.
- Nicolini, P. et al. (2014). Autonomic Dysfunction in Mild Cognitive Impairment: Evidence from Power Spectral Analysis of Heart Rate Variability in a Cross-Sectional Case-Control Study. *PLOS One*, 9(5), 1-15. Retrieved 4. 9. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Notay, K., Lee, J. B., Incognito, A. V., Seed, J. D., Arthurs, A. A., & Millar, P. J. (2017). Muscle strength influences pressor responses to static handgrip in men and women. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 50(4), 778-784. Retrieved 4. 9. 2018 from OVID database on the World Wide WEB: <https://www.ovidsp.tx.ovid.com>
- Nyberg, S. K., Berg, O. K., Helgerud, J., & Wang, E. (2018). Reliability of forearm oxygen uptake during handgrip exercise: assessment by ultrasonography and venous blood gas. *Physiological Reports*, 6(10), 1-11. Retrieved 6. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Odemuyiwa, O. (1995). Effect of Age on Heart Rate Variability. In M. Malik & A. J. Camm (Eds.), *Heart rate variability* (pp. 235-239). New York: Futura Publishing.
- Opavský, J. (2002). *Autonomní nervový systém a diabetická autonomní neuropatie: Klinické aspekty a diagnostika*. Praha: Galén.

- Opavský, J. (2007a). Autonomní nervový systém. In P. Kaňovský & R. Herzig (Eds.), *Obecná neurologie* (pp. 102-112). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Opavský, J. (2007b). Nemoci a poruchy autonomního nervového systému v neurologii. In Kaňovský, P., & Herzig, R. (Eds.), *Speciální neurologie* (pp. 285-296). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Opavský, J. (2018). Diagnostika, symptomatika a nálezy u onemocnění a poruch autonomního nervového systému v neurologii. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 81(6), 625–643. Retrieved 18. 12. 2018 from ČESKÁ A SLOVENSKÁ NEUROLOGIE A NEUROCHIRURGIE database on the World Wide WEB: <https://www.csnn.eu>
- Opavský, J., & Salinger, J. (1995). Vyšetřovací metody funkcí autonomní nervové soustavy – přehled pro potřeby klinické praxe. *Klinické aspekty a diagnostika. Noninvasive Cardiology*, 4(3), 139-153.
- Opavský, J., Šlachtová, M., Kutín, M., Hok, P., Uhlíř, P., Opavská, H., & Hlušík, P. (2018). The effects of sustained manual pressure stimulation according to Vojta Therapy on heart rate variability. *Biomedical papers of the Medical Faculty of the University Palacky, Olomouc*, 162(3), 206-211.
- 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. Retrieved 2. 9. 2018 from SOLEN MEDICAL EDUCATION database on the World Wide Web: <http://www.solen.cz/>
- Rokyta, R. (2016). *Fyziologie (Třetí, přepracované vydání)*. Praha: Galén.
- Russoniello, C. V., Zhirnov, Y. N., Pougatchev, V. I., & Gribkov, E. N. (2013). Heart Rate Variability and Biological Age: Implications for Health and Gaming. *Cyberpsychology, Behavior, and Social Networking*, 16(4), 302-308. Retrieved 3. 12. 2018 from EBSCO database on the World Wide WEB: <http://www.ebsco.com>
- Salinger, J et al. (2003). Systém VarCor PF for non-invasive diagnostics the heart rate variability and of the respiratory rate. In *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi: IV. odborný seminář s mezinárodní účastí, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci, Česká republika, Olomouc 8.11.2003: sborník článků a abstrakt* (pp.96-104). Olomouc: Univerzita Palackého.

- Salinger, J. & Gwozdiewicz, M. (2008). Systémy používané pro vyšetření krátkodobé variability srdeční frekvence. In In Javorka, K. (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca. Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 57-65). Martin: Osveta.
- 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.
- Samuel, T. J. et al. (2017). Isometric handgrip echocardiography: A noninvasive stress test to assess left ventricular diastolic function. *Clinical Cardiology*, 40, 1247-1255. Retrieved 7. 9. 2018 from WILEY ONLINE LIBRARY database on the World Wide WEB: <https://www.onlinelibrary.wiley.com>
- Sarmiento, A. de O. et al. (2017). Regular physical exercise improves cardiac autonomic and muscle vasodilatory responses to isometric exercise in healthy elderly. *Clinical Intervention in Aging*, 12, 1021-1028. Retrieved 1. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Shaffer, F., & Ginsberg, J. P., (2017). An Overview of Heart Rate variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*, 5(256), 1-17. Retrieved 6. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Silbernagl, S., & Despopoulos, A. (2004). *Atlas fyziologie člověka (Vydání 3., české)*. Praha: Grada Publishing.
- Silva, C. R. et al. (2018). Relative Handgrip Strength as a Simple Tool to Evaluate Impaired Heart Rate Recovery and a Low Chronotropic Index in Obese Older Women. *International Journal of Exercise Science*, 11(2), 844-855. Retrieved 1. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Skytjoti, M., Søvik, S., & Elstad, M. (2018). Dynamic cerebral autoregulation is preserved during isometric handgrip and head-down tilt in healthy volunteers. *Physiological Reports*, 6(6), e13656, pp. 1-15. Retrieved 1. 10. 2018 from

NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>

Somani, Y. B., Baross, A.W., Brook, R. D., Milne, K. J., McGowan, Ch. L., & Swaine, I. L. (2018). Acute Response to a 2-Minute Isometric Exercise Test Predicts the Blood Pressure-Lowering Efficacy of Isometric Resistance Training in Young Adults. *American Journal of Hypertension*, 31(3), 362–368. Retrieved 19. 11. 2018 from RESEARCHGATE database on the World Wide WEB:
<https://www.researchgate.net>

Spring, J. N., Bourdillon, N., & Barral, J. (2018). Resting EEG Microstates and Autonomic Heart Rate Variability Do Not Return to Baseline One Hour After a Submaximal Exercise. *Frontiers in Neuroscience*, 12(460), 1-14. Retrieved 1. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>

Srinath, C. G, & Sarath, R. (2011). Cardiovascular response to isometric handgrip exercise test in obese and normal weight young adults. *International Journal of Biomedical Research*, 2(11), 554-560. Retrieved 26. 9. 2018 from EBSCO database on the World Wide WEB: <http://www.ebsco.com>

Stejskal, P. (2003). Využití nové metody hodnocení SA HRV pomocí komplexních indexů v klinické a sportovní praxi. In *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi: IV. odborný seminář s mezinárodní účastí, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci, Česká republika, Olomouc 8.11.2003: sborník článků a abstrakt* (pp.105-116). Olomouc: Univerzita Palackého.

Stejskal, P. (2008). Využití hodnocení variability srdeční frekvence ve sportovní medicíně. In Javorka, K. (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca. Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 168-195). Martin: Osveta.

Stejskal, P., Šlachta, R., Elfmark, M., Salinger, J., & Gaul-Aláčová, P. (2002). Spectral Analysis Of Heart Rate Variability: New Evaluation Method. *Acta Gymnica Universitatis Palackianae Olomucensis*, 32(2), 13-18. Retrieved 24. 9. 2018 from ACTA UNIVERSITATIS PALACKIANAE OLOMUCENSIS. GYMNICA database on the World Wide WEB: <https://www.gymnica.upol.cz>

Šlachta, R. et al. (2000). Application of age-standardised parameters in the evaluation of sa hr v in clinical practice. *Acta Gymnica Universitatis Palackianae Olomucensis*, 30(1), 41-48. Retrieved 6. 12. 2018 from ACTA UNIVERSITATIS PALACKIANAE

OLOMUCENSIS. GYMNICA database on the World Wide WEB:
<https://www.gymnica.upol.cz>

- Naik, G. S., Gaur, G. S., & Pal, G. K. (2018). Effect of Modified Slow Breathing Exercise on Perceived Stress and Basal Cardiovascular Parameters. *International Journal of Yoga, 11(1)*, 53–58. Retrieved 6. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Takahashi, N., Kuriyama, A., Kanazawa, H., Takahashi, Y., & Nakayama, T. (2017). Validity of spectral analysis based on heart rate variability from 1-minute or less ECG recordings. *Pacing and Clinical Electrophysiology, 40*, 1004–1009. Retrieved 3. 10. 2018 from WILEY ONLINE LIBRARY database on the World Wide WEB: <https://www.onlinelibrary.wiley.com>
- Tang, Z.-H. et al. (2014). Bayesian estimation of cardiovascular autonomic neuropathy diagnostic test based on short-term heart rate variability without a gold standard. *BMJ Open, 4*, e005096, pp. 1-9. Retrieved 1. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Taylor, A. C., McCartney, N., Kamath, M. V., & Wiley, R. L. (2003). Isometric Training Lowers Resting Blood Pressure and Modulates Autonomic Control. *Medicine & Science in Sport & Exercise, 35(2)*, 251-256. Retrieved 28. 9. 2018 from OVID database on the World Wide WEB: <https://www.ovidsp.tx.ovid.com>
- Tonhajzerová, I. (2008). Mentálna aktivita a variabilitafrekvencie srdca. In Javorka, K. (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca. Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 96-100). Martin: Osveta.
- Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie (Vyd. 4., přeprac. a dopl)*. Praha: Grada Publishing.
- Uhlíř, P., & Opavský, J. (2016). Autonomní reaktivita u pacientů s ischemickou srdeční chorobou po aortokoronárním bypassu před kardiorehabilitací. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 23(3)*, 136–141.
- Uhlíř, P., Opavský, J., Zaatari, A., & Betlachová, M. (2010). Spectral analysis of heart rate variability in patients with spinal cord injury. *Acta Gymnica Universitatis Palackianae Olomucensis, 40(2)*, 55-62. Retrieved 24. 9. 2018 from ACTA UNIVERSITATIS PALACKIANAE OLOMUCENSIS. GYMNICA database on the World Wide WEB: <https://www.gymnica.upol.cz>
- Vlčková, E., Bednařík, J., Buršová, Š., Šajgalíková, K., & Mlčáková, L. (2010). Spektrální analýza variability srdeční frekvence – normativní data. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie, 73/106(6)*, 663–672.

- Weippert, M., Behrens, K., Rieger, A., Stoll, R., & Kreuzfeld, S. (2013). Heart Rate Variability and Blood Pressure during Dynamic and Static Exercise at Similar Heart Rate Levels. *Plos One*, *8(12)*, 1-8. Retrieved 4. 9. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Weippert, M., Behrens, M., Gonschorek, R., Bruhn, S., & Behrens, K. (2015). Muscular contraction mode differently affects autonomic control during heart rate matched exercise. *Frontiers in Physiology*, *6(156)*, 1-9. Retrieved 6. 10. 2018 from NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE database on the World Wide WEB: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc>
- Yamamoto, Y., & Hughson, R. L. (1991). Coarse-graining spectral analysis: new method for studying heart rate variability. *Journal of Applied Physiology*, *71(3)*, 1143-1150.

TABULKY

Tabulka 8. Základní informace o probandech.

Proband	Věk [roky]	Výška [m]	Hmotnost [kg]	BMI [kg/m ²]	MVC [kg]	20 % z MVC [kg]
1	26	1,84	90	26,58	65,0	13,00
2	24	1,87	86	24,59	68,1	13,64
3	20	1,70	75	25,95	52,2	10,44
4	23	1,86	64	18,50	34,4	6,88
5	20	1,87	94	26,88	54,7	10,94
6	21	1,75	75	24,49	52,0	10,40
7	23	1,82	87	26,26	66,2	13,24
8	24	1,78	73	23,04	47,0	9,40
9	24	1,89	84	23,52	63,1	12,62
10	23	1,93	91	24,43	46,0	9,20
11	24	1,85	87	25,42	62,0	12,40
12	24	1,81	86	26,25	63,7	12,74
13	25	1,92	89	24,14	60,2	12,40
14	27	1,85	96	28,05	77,0	15,40
15	24	1,86	88	25,44	42,5	8,50
\bar{x}	23	1,84	84	24,90	56,9	11,41
Me	24	1,85	87	25,42	60,2	12,40
SD	1,9	0,06	8,5	2,15	10,9	2,19

Vysvětlivky:

BMI = body mass index [kg/m²]

MVC = maximální síla stisku (maximal voluntary contraction) [kg]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

Tabulka 9. Výsledky z Dotazníku na autonomní funkce (DAF).

Proband	A	B	C
1	6	6	4
2	4	10	2
3	6	7	3
4	8	7	1
5	6	7	3
6	8	4	4
7	5	7	4
8	5	5	6
9	7	5	4
10	8	4	4
11	6	8	2
12	8	4	4
13	5	8	3
14	7	5	4
15	8	4	4
\bar{x}	6,5	6,1	3,5
Me	6	6	4
SD	1,3	1,8	1,1

Vysvětlivky:

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

A = počet odpovědí v první sloupci značící převahu sympatiku

B = počet odpovědí v druhém sloupci značící převahu parasympatiku

C = počet odpovědí v třetím sloupci značící indiferentní odpověď

Tabulka 10. Spektrální i časové ukazatele VSF při spontánním dýchání v pozici prvního sedu (SpD1) u všech probandů.

Proband	POWER VLF	POWER LF	POWER HF	TOTAL POWER	LF/HF	Freq.HF	RR INTER	Rel. VLF	Rel. LF	Rel. HF	MSSD
1	34,27	422,95	112,81	570,04	3,7539	156,17	0,6458	6,01	74,20	19,79	299,77
2	76,25	514,88	206,76	797,88	2,5284	151,04	0,7516	9,56	64,53	25,91	431,87
3	687,65	1010,85	3299,46	4997,96	0,3075	192,07	0,8135	13,75	20,23	66,02	5806,87
4	968,50	2122,62	1957,15	5048,27	1,0840	174,66	1,1091	19,18	42,05	38,77	7001,04
5	518,79	213,64	576,29	1308,72	0,3670	250,28	0,7910	39,65	16,32	44,03	1483,16
6	39,05	2338,35	3629,12	6006,53	0,6468	156,17	0,9239	0,65	38,93	60,42	9331,11
7	202,53	497,28	181,38	881,20	2,7702	170,71	0,9154	22,99	56,43	20,58	662,92
8	106,09	629,18	167,72	902,99	3,7501	189,97	0,6912	11,75	69,68	18,57	384,28
9	89,95	1228,12	146,47	1464,53	8,4236	152,78	0,7529	6,14	83,86	10,00	643,42
10	60,74	1028,87	192,31	1281,92	5,3539	157,13	0,6615	4,74	80,26	15,00	436,72
11	1657,06	3034,28	3717,32	8408,67	0,8141	195,02	0,8734	19,70	36,09	44,21	7859,07
12	196,75	513,60	87,32	797,67	5,8835	167,71	0,7785	24,66	64,39	10,95	489,43
13	442,09	2164,33	208,43	2814,85	10,6649	163,72	0,9088	15,71	76,89	7,40	1225,33
14	31,87	475,88	262,43	770,18	1,8155	159,81	0,7992	4,14	61,79	34,07	661,28
15	110,24	522,51	126,09	758,83	4,1535	182,29	0,7473	14,52	68,86	16,62	341,95
\bar{x}	348,12	1114,49	991,40	2454,02	3,4878	174,64	0,8109	14,21	56,97	28,82	2470,55
Me	110,24	629,18	206,76	1281,92	2,7702	167,71	0,7910	13,75	64,39	20,58	661,28
SD	441,81	845,30	1356,60	2376,26	2,9525	24,71	0,1162	9,75	20,63	17,72	3119,59

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

Total power = celkový spektrální výkon [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms^2]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

Tabulka 11. Spektrální i časové ukazatele VSF při spontánním dýchání v pozici druhého sedu s využitím ručního dynamometru (SpD2+HG) u všech probandů.

Proband	POWER VLF	POWER LF	POWER HF	TOTAL POWER	LF/HF	Freq.HF	RR INTER	Rel. VLF	Rel. LF	Rel. HF	MSSD
1	205,14	361,60	154,42	721,15	2,3453	308,33	0,6443	28,45	50,14	21,41	387,56
2	106,67	287,56	101,42	495,65	2,8372	237,97	0,6562	21,52	58,02	20,46	151,05
3	186,99	228,22	1387,93	1803,13	0,1646	239,21	0,7081	10,37	12,66	76,97	2049,46
4	2058,25	1376,46	2013,47	5448,18	0,6849	197,40	1,0787	37,78	25,26	36,96	5811,34
5	511,92	1404,55	608,15	2524,61	2,3105	330,72	0,7813	20,28	55,63	24,09	2011,06
6	253,15	2217,04	1878,00	4348,18	1,1834	165,71	0,8930	5,82	50,99	43,19	5466,95
7	245,85	1345,91	362,90	1954,66	3,7123	187,39	0,8532	12,57	68,86	18,57	1437,74
8	144,24	370,17	405,95	920,36	0,9117	179,57	0,7186	15,67	40,22	44,11	597,86
9	401,24	550,95	226,24	1178,42	2,4386	162,60	0,7392	34,05	46,75	19,20	529,96
10	102,61	877,30	255,07	1234,98	3,4588	184,28	0,6441	8,31	71,04	20,65	714,47
11	109,56	1671,78	638,25	2419,58	2,6316	177,72	0,7001	4,53	69,09	26,38	1267,32
12	62,86	489,13	97,63	649,62	5,0081	175,81	0,7985	9,68	75,29	15,03	487,38
13	587,26	1944,81	304,77	2836,84	6,3795	166,13	0,8984	20,70	68,56	10,74	1466,30
14	152,37	310,86	255,75	718,98	1,2146	165,77	0,7115	21,19	43,24	35,57	350,66
15	86,34	410,31	145,95	642,60	2,8130	252,45	0,7930	13,44	63,85	22,71	507,53
\bar{x}	347,63	923,11	589,06	1859,80	2,5396	208,74	0,7745	17,62	53,31	29,07	1549,11
Me	186,99	550,95	304,77	1234,98	2,4386	184,28	0,7392	15,67	55,63	22,71	714,47
SD	481,84	651,63	617,29	1412,63	1,6053	51,78	0,1141	9,65	17,19	16,00	1706,28

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

Total power = celkový spektrální výkon [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms^2]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

Tabulka 12. Spektrální i časové ukazatele VSF při spontánním dýchání v pozici třetího sedu (SpD3) u všech probandů.

Proband	POWER VLF	POWER LF	POWER HF	TOTAL POWER	LF/HF	Freq.HF	RR INTER	Rel. VLF	Rel. LF	Rel. HF	MSSD
1	63,96	547,89	120,89	732,74	4,5435	285,07	0,6635	8,73	74,77	16,50	379,60
2	225,82	613,42	127,48	966,72	4,8248	175,16	0,7540	23,36	63,45	13,19	310,48
3	227,57	2057,45	2084,50	4369,52	0,9881	152,55	0,8245	5,20	47,09	47,71	3985,19
4	3267,68	1372,80	2264,58	6905,06	0,6061	198,67	1,1168	47,32	19,88	32,80	6550,72
5	139,74	1811,91	576,79	2528,44	3,1417	161,67	0,7811	5,53	71,66	22,81	1796,69
6	437,51	1945,81	4538,44	6921,76	0,4317	160,17	0,9648	6,32	28,11	65,57	12435,93
7	216,89	921,51	692,98	1831,38	1,3313	184,74	0,9821	11,84	50,32	37,84	1656,49
8	321,29	491,16	182,16	994,61	2,7064	163,35	0,6969	32,31	49,38	18,31	363,44
9	209,69	1218,17	168,74	1596,60	7,2348	175,72	0,7703	13,13	76,30	10,57	617,96
10	60,33	1179,56	558,29	1798,18	2,1284	166,86	0,6804	3,35	65,60	31,05	1432,45
11	497,17	3002,12	6022,55	9521,84	0,4998	156,98	0,8880	5,22	31,53	63,25	11107,84
12	656,42	781,06	261,06	1698,55	2,9896	271,79	0,8992	38,65	45,98	15,37	1002,75
13	1305,96	2473,29	201,18	3980,44	12,3069	152,02	0,9113	32,81	62,14	5,05	1091,90
14	295,10	1001,01	258,17	1554,28	3,9389	151,09	0,7743	18,99	64,40	16,61	742,75
15	155,71	226,00	116,82	498,53	1,9391	162,60	0,7450	31,24	45,33	23,43	225,53
\bar{x}	538,72	1309,54	1211,64	3059,91	3,3074	181,23	0,8301	18,93	53,06	28,00	2913,31
Me	227,57	1179,56	261,06	1798,18	2,7064	163,35	0,7811	13,13	50,32	22,81	1091,90
SD	788,88	770,22	1745,98	2636,75	3,0236	40,20	0,1234	13,86	16,71	17,86	3839,25

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

Total power = celkový spektrální výkon [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms^2]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

Tabulka 13. Spektrální i časové ukazatele VSF při řízeném dýchání v pozici prvního sedu (RD1) u všech probandů.

Proband	POWER VLF	POWER LF	POWER HF	TOTAL POWER	LF/HF	Freq.HF	RR INTER	Rel. VLF	Rel. LF	Rel. HF	MSSD
1	86,44	1197,66	126,54	1410,64	9,4727	169,14	0,7001	6,13	84,90	8,97	622,27
2	245,44	497,90	142,18	885,51	3,5071	157,70	0,7196	27,71	56,23	16,06	263,27
3	336,14	2097,72	1769,13	4202,99	1,1861	161,23	0,8685	8,00	49,91	42,09	3345,78
4	1521,46	1189,44	988,13	3699,02	1,2096	173,94	0,9921	41,13	32,16	26,71	3987,45
5	1006,12	1073,43	853,28	2932,83	1,2580	285,91	0,8459	34,31	36,60	29,09	2886,69
6	1043,04	2799,57	2007,32	5849,93	1,3959	157,34	0,8668	17,83	47,86	34,31	4918,78
7	224,04	961,27	265,30	1450,61	3,6242	238,52	0,9199	15,44	66,27	18,29	1105,79
8	46,00	875,70	87,33	1009,03	10,0839	159,48	0,6011	4,56	86,79	8,65	185,93
9	157,71	1499,69	207,13	1864,53	7,2440	150,64	0,7071	8,46	80,43	11,11	490,88
10	1101,59	1939,30	1034,91	4075,80	1,8872	150,89	0,8638	27,03	47,58	25,39	2799,35
11	251,41	3218,15	1662,64	5132,20	1,9401	150,00	0,7762	4,89	62,71	32,40	4830,96
12	469,89	449,84	262,22	1181,95	1,7290	171,57	0,7964	39,75	38,06	22,19	562,56
13	355,90	3014,84	333,32	3704,06	9,1156	155,70	0,9071	9,61	81,39	9,00	1650,03
14	334,72	683,16	435,68	1453,56	1,5703	165,42	0,8127	23,03	47,00	29,97	933,28
15	8,06	601,27	101,36	710,69	5,9324	178,03	0,6852	1,14	84,60	14,26	258,29
\bar{x}	479,20	1473,26	685,10	2637,56	4,0771	175,03	0,8042	17,93	60,17	21,90	1922,75
Me	334,72	1189,44	333,32	1864,53	1,9401	161,23	0,8127	15,44	56,23	22,19	1105,79
SD	444,58	898,41	642,69	1630,54	3,2399	36,24	0,1021	12,96	18,72	10,18	1658,77

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

Total power = celkový spektrální výkon [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms^2]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

Tabulka 14. Spektrální i časové ukazatele VSF při řízeném dýchání v pozici druhého sedu s využitím ručního dynamometru (RD2+HG) u všech probandů.

Proband	POWER VLF	POWER LF	POWER HF	TOTAL POWER	LF/HF	Freq.HF	RR INTER	Rel. VLF	Rel. LF	Rel. HF	MSSD
1	144,87	284,12	685,05	1114,04	0,4143	207,32	0,6349	13,01	25,50	61,49	564,83
2	56,15	270,38	122,06	448,59	2,2432	214,70	0,6720	12,52	60,27	27,21	193,02
3	319,74	327,75	960,75	1608,24	0,3401	215,85	0,7581	19,88	20,38	59,74	1380,99
4	180,49	911,83	2493,81	3586,13	0,3660	211,40	1,0901	5,03	25,43	69,54	5630,99
5	410,12	380,75	1634,24	2425,11	0,2322	201,20	0,7996	16,91	15,70	67,39	2611,62
6	215,24	911,92	4409,03	5536,19	0,2144	210,66	0,8601	3,89	16,47	79,64	10889,29
7	52,96	1596,04	349,29	1998,28	4,5759	204,55	0,8543	2,65	79,87	17,48	845,83
8	11,48	178,04	347,38	536,90	0,5127	209,77	0,5996	2,14	33,16	64,70	235,94
9	252,36	1525,25	799,64	2577,25	1,9067	166,30	0,7053	9,79	59,18	31,03	1234,41
10	206,91	906,83	625,50	1739,24	1,4542	205,00	0,7846	11,90	52,14	35,96	1625,17
11	317,83	411,39	330,32	1059,54	1,2421	208,75	0,6524	29,99	38,83	31,18	425,17
12	44,31	141,66	404,19	590,16	0,3532	211,15	0,6752	7,51	24,00	68,49	592,18
13	266,61	314,48	1009,77	1590,86	0,3137	203,45	0,8868	16,76	19,77	63,47	1896,70
14	52,24	182,65	144,77	379,66	1,2610	208,33	0,7488	13,76	48,11	38,13	188,01
15	149,12	573,02	203,15	925,29	2,8119	194,44	0,7002	16,11	61,93	21,96	323,90
\bar{x}	178,70	594,41	967,93	1741,03	1,2161	204,86	0,7615	12,12	38,72	49,16	1909,20
Me	180,49	380,75	625,50	1590,86	0,5127	208,33	0,7488	12,52	33,16	59,74	845,83
SD	116,32	458,05	1104,87	1339,21	1,1996	11,55	0,1213	7,20	19,50	19,89	2755,58

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

Total power = celkový spektrální výkon [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms^2]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

Tabulka 15. Spektrální i časové ukazatele VSF při řízeném dýchání v pozici třetího sedu (RD3) u všech probandů.

Proband	POWER VLF	POWER LF	POWER HF	TOTAL POWER	LF/HF	Freq.HF	RR INTER	Rel. VLF	Rel. LF	Rel. HF	MSSD
1	435,34	713,51	171,96	1320,81	4,1489	161,58	0,7295	32,96	54,02	13,02	734,38
2	112,50	226,68	195,90	535,08	1,1621	196,58	0,7367	21,03	42,36	36,61	264,90
3	324,38	3663,98	1827,79	5816,15	2,0072	166,52	0,8792	5,57	63,00	31,43	5382,88
4	1549,03	2080,26	1572,24	5201,53	1,3233	213,33	0,9566	29,78	39,99	30,23	4348,36
5	577,72	568,03	531,85	1677,60	1,0678	178,81	0,8023	34,44	33,86	31,70	1393,47
6	81,31	2537,63	896,36	3515,30	2,8469	168,09	0,8574	2,31	72,19	25,50	2998,92
7	347,38	1490,95	312,82	2151,15	4,7684	151,64	0,8764	16,15	69,31	14,54	1115,96
8	6,31	544,94	125,77	677,01	4,3336	174,24	0,5851	0,93	80,49	18,58	175,43
9	138,34	986,71	223,42	1348,48	4,6504	153,41	0,6878	10,26	73,17	16,57	992,31
10	1170,39	2580,54	1034,27	4785,19	2,4962	161,15	0,8005	24,46	53,93	21,61	2076,68
11	635,55	5531,52	2347,98	8515,05	2,3560	157,30	0,8703	7,47	64,96	27,57	7763,26
12	171,69	365,45	227,94	765,08	1,6360	155,33	0,8554	22,44	47,77	29,79	697,06
13	512,85	1570,19	101,09	2184,13	15,5951	170,88	0,8804	23,48	71,89	4,63	637,47
14	206,19	805,14	245,08	1256,41	3,2846	157,04	0,7930	16,41	64,08	19,51	570,66
15	183,27	1159,10	121,75	1464,12	9,5666	161,58	0,6775	12,51	79,17	8,32	347,20
\bar{x}	430,15	1654,98	662,41	2747,54	4,0829	168,50	0,7992	17,35	60,68	21,97	1966,60
Me	324,38	1159,10	245,08	1677,60	2,8469	161,58	0,8023	16,41	64,08	21,61	992,31
SD	412,63	1398,38	696,11	2254,44	3,7118	16,41	0,0956	10,41	14,14	9,10	2154,00

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

Total power = celkový spektrální výkon [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]

RR INTER = délka R-R intervalů

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu vzdáleností sousedních R-R intervalů [ms^2]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

Tabulka 16. Srovnání vybraných parametrů všech probandů mezi pozicí LEH a pozicí SED 1 pro potvrzení správné funkce autonomního nervového systému.

Proband	POWER HF		Rel. HF		POWER LF		Rel. LF		LF/HF	
	LEH	SED1	LEH	SED1	LEH	SED1	LEH	SED1	LEH	SED1
1	391,04	112,81	66,11	19,79	148,96	422,95	25,18	74,20	0,3875	3,7539
2	209,72	206,76	32,76	25,91	310,79	514,88	48,55	64,53	1,4824	2,5284
3	3979,27	3299,46	69,62	66,02	950,63	1010,85	16,63	20,23	0,2389	0,3075
4	2171,26	1957,15	56,10	38,77	1279,20	2122,62	33,05	42,05	0,5898	1,0840
5	2487,93	576,29	79,42	44,03	389,09	213,64	12,42	16,32	0,1565	0,3670
6	4923,97	3629,12	76,65	60,42	1171,72	2338,35	18,24	38,93	0,2383	0,6468
7	693,45	181,38	58,88	20,58	395,17	497,28	33,55	56,43	0,5701	2,7702
8	397,28	167,72	46,22	18,57	392,98	629,18	45,72	69,68	0,9897	3,7501
9	1036,37	146,47	30,09	10,00	2018,32	1228,12	58,59	83,86	1,9472	8,4236
10	250,33	192,31	58,21	15,00	156,74	1028,87	36,45	80,26	0,6277	5,3539
11	3306,59	3717,32	54,20	44,21	2328,65	3034,28	38,17	36,09	0,7099	0,8141
12	1839,41	87,32	66,87	10,95	636,84	513,60	23,15	64,39	0,3461	5,8835
13	1781,09	208,43	60,77	7,40	897,73	2164,33	30,63	76,89	0,5042	10,6649
14	816,32	262,43	73,62	34,07	212,17	475,88	19,14	61,79	0,2595	1,8155
15	864,29	126,09	80,99	16,62	155,77	522,51	14,60	68,86	0,1804	4,1535
\bar{x}	1676,55	991,40	60,70	28,82	762,98	1114,49	30,27	56,97	0,6152	3,4878
Me	1036,37	206,76	60,77	20,58	395,17	629,18	30,63	64,39	0,5042	2,7702
SD	1407,05	1356,60	14,90	17,72	661,47	845,30	13,14	20,63	0,4916	2,9525

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenční složky [%]

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [%]

\bar{x} = aritmetický průměr

Me = medián

SD = směrodatná odchylka

Tabulka 17. Hodnoty vybraných parametrů SAVSF a jejich změny vyjádřené procentuálně (výchozí hodnota = hodnota parametru v pozici „sed 1“ daného měření převedené na 100 %).

	Spontánní dýchání			Řízené dýchání		
	SpD1	SpD2+HG	SpD3	RD1	RD2+HG	RD3
POWER VLF	100	222	298	100	178	263
POWER LF	100	122	170	100	50	109
POWER HF	100	114	148	100	202	103
TOTAL POWER	100	99	139	100	72	103
LF/HF	100	131	157	100	41	118
Freq.HF	100	120	106	100	121	99

Vysvětlivky:

Power VLF = spektrální výkon velmi nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

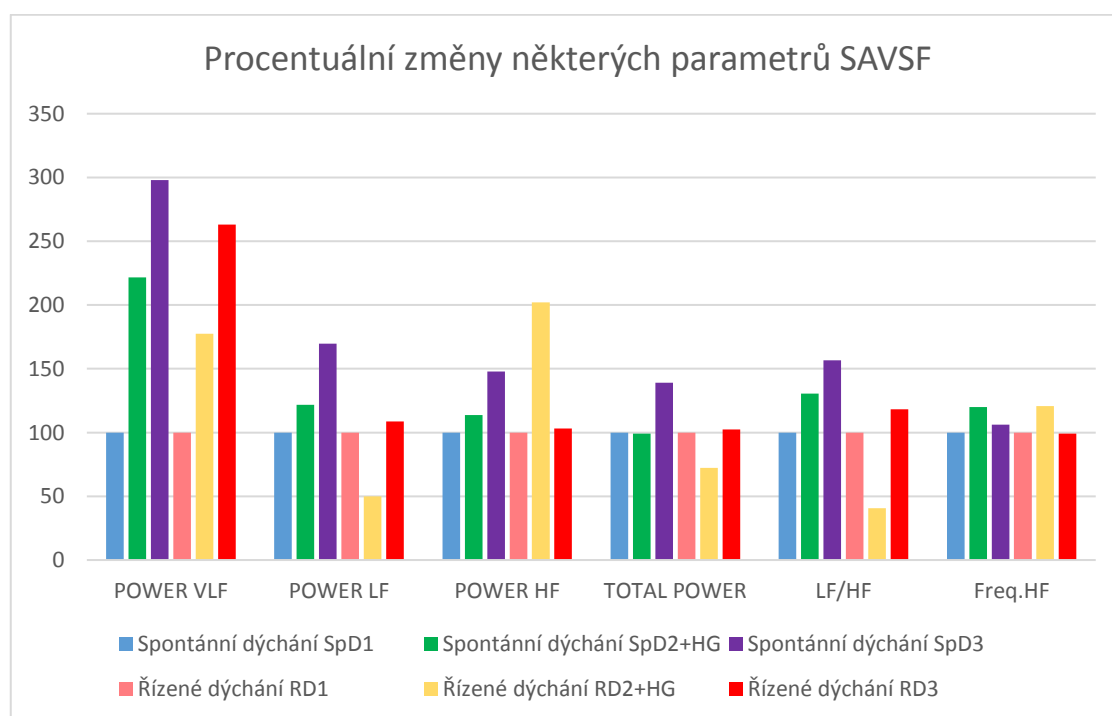
Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenční komponenty [ms^2]

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenční komponenty [ms^2]

Total power = celkový spektrální výkon [ms^2]

LF/HF = poměr spektrálních komponent LF/HF

Freq. HF = frekvence vysokofrekvenční komponenty [mHz]



Obrázek 15. Graf popisující změny vybraných parametrů převedené na procentuální hodnoty.

PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha 1 – Obecné schéma autonomního nervového systému

Příloha 2 – Přehledová tabulka funkcí sympatiku a parasympatiku

Příloha 3 – Dotazník na autonomní funkce

Příloha 4 – Vzor informovaného souhlasu

Příloha 5 – Anamnéza

Příloha 6 – Vyjádření Etické komise FTK UP

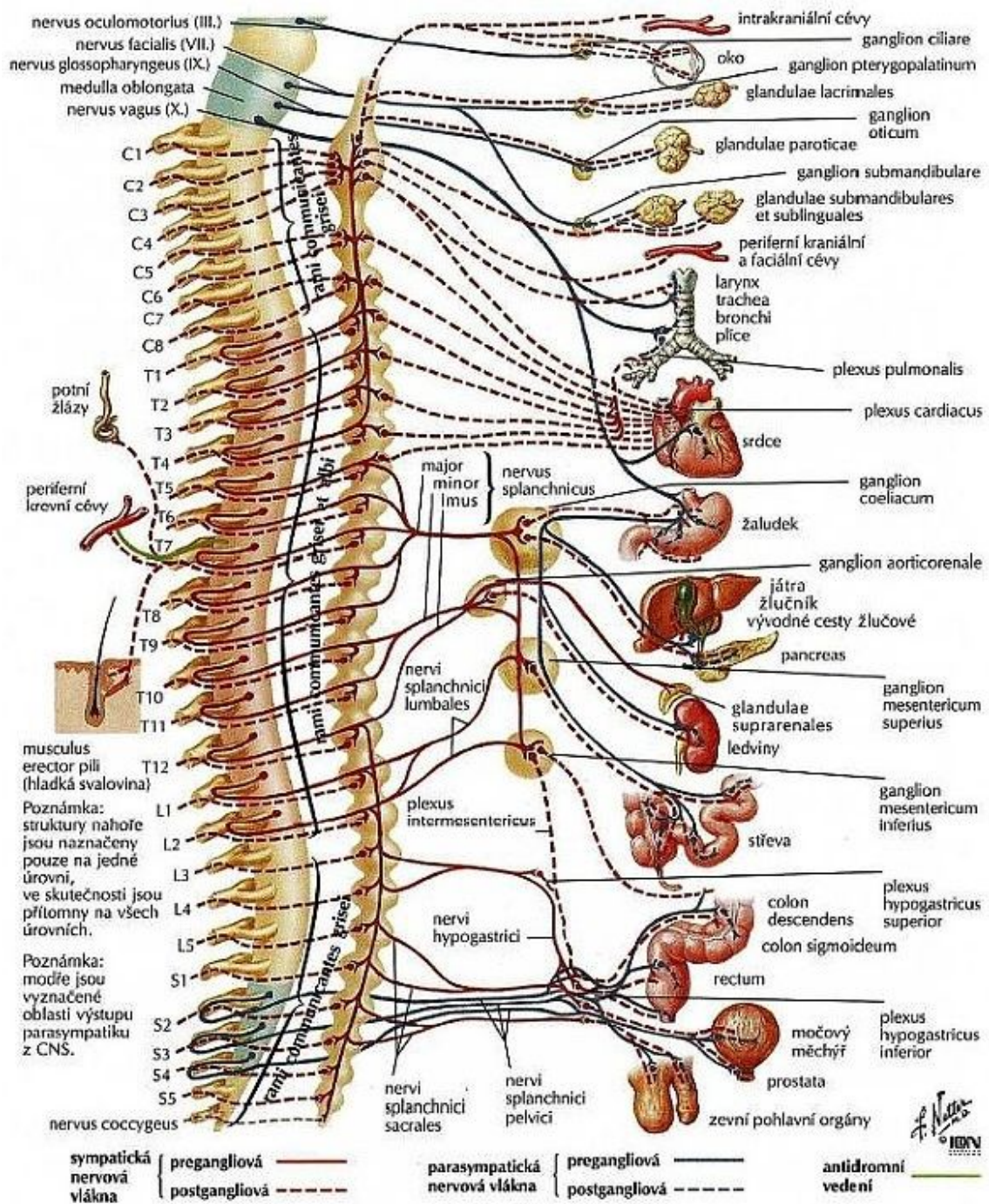
Příloha 7 – Systém VarCor PF7

Příloha 8 – Elektronický siloměr Merco Hand Dynamometr od společnosti Camry, model EH101.

Příloha 9 – Instrukce pro probandy před měřením VSF.

Příloha 10 – Mobilní aplikace The Metronome By Soundbrenner.

Příloha 1



Obecné schéma autonomního nervového systému (Netter, 2007, 160).

Příloha 2

<i>efektor</i>	<i>typ adrenergního receptoru</i>	<i>adrenergní reakce</i>	<i>cholinergní reakce</i>
srdce SA a AV uzel síně komory	β_1 β_1 β_1	pozitivně inotropní, chronotropní, dromotropní a batmotropní	negativně inotropní, chronotropní a dromotropní
hladké svaly cév koronární kožní kosterních svalů mozkové plicní břišní ledvin a nadledvin genitálií slinných žláz vén (systémových)	α ; β_2 α α ; β_2 β_2 α ; β_2 α ; β_2 α α α α ; β_2	konstrikce; dilatace konstrikce konstrikce; dilatace konstrikce (?) konstrikce; dilatace konstrikce konstrikce konstrikce konstrikce; dilatace	dilatace dilatace (sympatikus!) dilatace (sympatikus!) dilatace dilatace dilatace dilatace dilatace dilatace dilatace
pľíce svaly bronchů žlázy bronchů	β_2 ?	relaxace inhibice (?)	kontrakce stimulace
trávicí trakt tonus a motilita svěrače sekrece žlučník	α ; β_2 α β	relaxace konstrikce inhibice (?) relaxace	kontrakce relaxace stimulace kontrakce

<i>efektor</i>	<i>typ adre- nergního receptoru</i>	<i>adrenergní reakce</i>	<i>cholinergní reakce</i>
močový měchýř detrusor sfinkter ureter	β α α	relaxace (zpravidla) kontrakce vzestup motility a tonu	kontrakce relaxace vzestup motility a tonu
děloha těhotná netěhotná	α β	kontrakce relaxace	variabilní
pohlavní orgány chánovody, penis klitoris	α	ejakulace (?)	erekce erekce
oko m. dilatator pupillae m. sphincter pupillae m. ciliaris	α α	mydriáza (kontrakce) – akomodace do dálky (relaxace)	– mióza (kontrakce) akomodace na blízko (kontrakce)
kůže m. arrectores pilorum potní žlázy	α α	kontrakce místní sekrece (slabá)	– generalizovaná sekrece (sympatikus!)
žlázy dřeň nadledvin Langerhansovy ostrůvky šišinka aciny pankreatu slinné žlázy slzné žlázy nosohltanové žlázy	α β_2 β α α β	– pokles sekrece (inzulinu) vzestup sekrece (inzulinu) syntéza melatoninu snížení sekrece (malé) mucinocá sekrece sekrece amylázy	sekrece (A, NA) – – – sekrece serózní sekrece – sekrece sekrece
slezina pouzdro	α_2 ; β_2	kontrakce; relaxace	–
játra	α β_1	glukoneogeneza glukogenolýza	syntéza glykogenu syntéza glykogenu
tukové buňky	β_2	lipolýza	–
ledviny	β_2	sekrece reninu	–
kosterní sval	β_2	glukogenolýza	

Přehledová tabulka funkcí sympatiku a parasympatiku (Trojan, 2003, 652-653).

Příloha 3

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	z pocenou	
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	

Dotazník na autonomní funkce (Opavský & Salinger, 1995).

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Spektrální analýza variability srdeční frekvence u izometrické kontrakce horní končetiny (diplomová práce)

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. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
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 např. fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 5

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:

Na této stupnici naznačte svislou čarou míru stresu, který právě prožíváte:

(MIN = žádný stres, MAX = nejsilnější, jaký jste dosud v životě zažil)



Vyplní vyšetřující: Dominantní HK: Pravá Levá

MVC: /kg/ 20 % z MVC: /kg/



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.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 1.11. 2018 byl projekt diplomové práce

autor/ hlavní řešitel: **Bc. Jan Schneider**

s názvem **Spektrální analýza variability srdeční frekvence u izometrické kontrakce horní končetiny**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **68 / 2018**
dne: **5. 12. 2018.**

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

Řešitel projektu splnil 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

Příloha 7



System VarCor PF7

Příloha 8



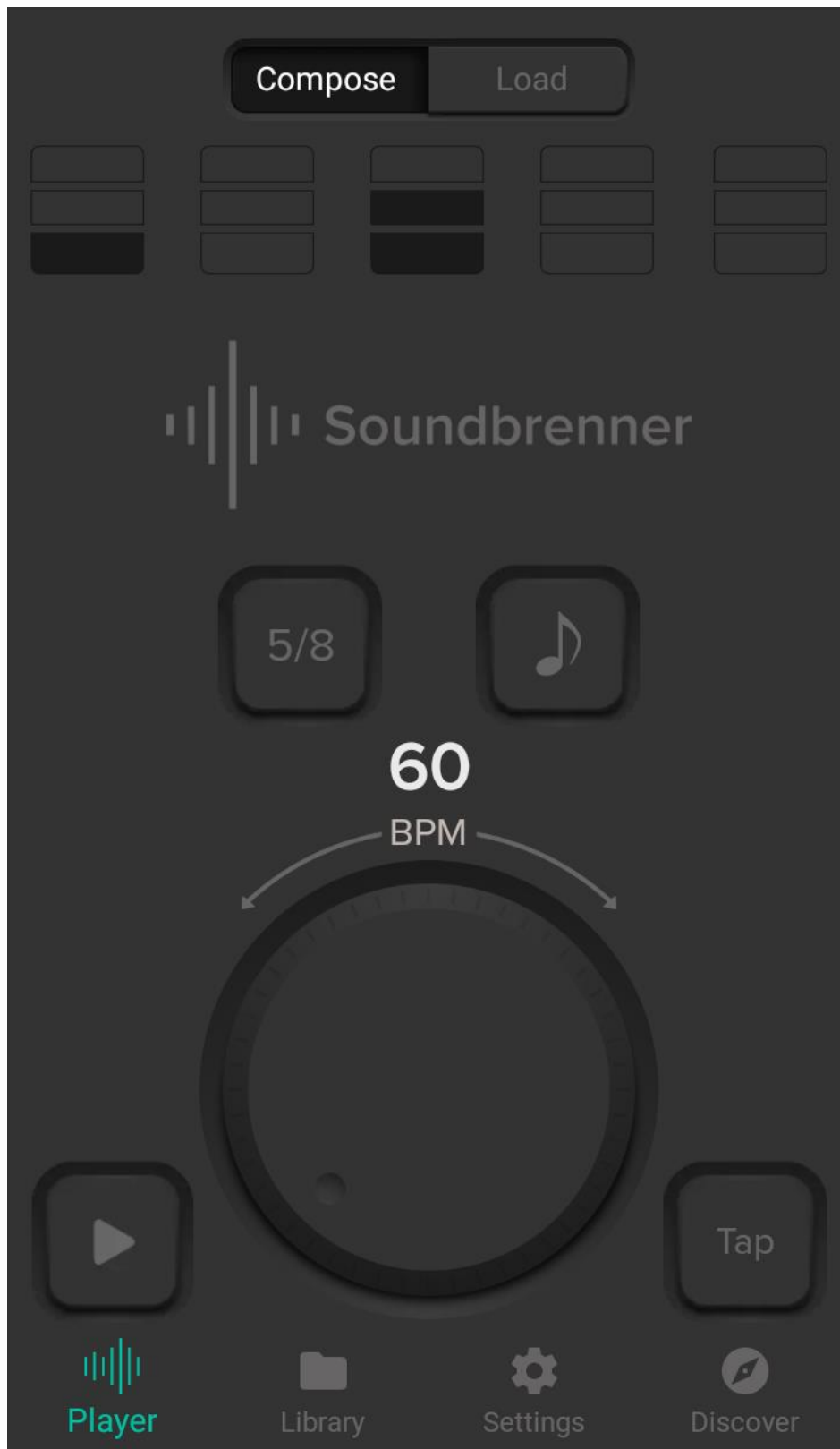
Elektronický siloměr Merco Hand Dynamometr od společnosti Camry, model EH101.

Instrukce pro pacienty před měřením

Chtěl bych Vás informovat o následující pokynech. Byl bych rád, abyste se jimi drželi před měřením.

- A. Spánek – jděte spát ideálně mezi 22:00 až 23:00 hod.
- 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 po dobu samotného měření se prosím zdržte konzumace černé kávy a silnějších čajů.
- E. Fyzická aktivita – den před měřením a v den samotného měření se prosím vyvarujte jakékoliv náročnější fyzické aktivitě.
- F. Psychický stres – den před měřením a v den samotného měření se prosím vyvarujte těžším stresovým situacím.
- G. 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 dodržением pokynu D. Káva a čaj).

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



Mobilní aplikace The Metronome By Soundbrenner v nastavení, které bylo využito při měření v diplomové práci.