

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**Porovnání výsledků standardního a
modifikovaného vyšetření aktivity autonomního
nervového systému**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Hana Stavínková, učitelství pro střední školy,

Tělesná výchova-Anglická filologie

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

Olomouc 2010

Jméno a příjmení autora: Hana Stavínková
Název diplomové práce: Porovnání výsledků standardního a modifikovaného vyšetření aktivity autonomního nervového systému
Pracoviště: Centrum kinantropologického výzkumu
Vedoucí diplomové práce: PhDr. Michal Botek, Ph.D.
Rok obhajoby diplomové práce: 2010

Abstrakt:

Jednou z moderních neinvazivních metod, která slouží k diagnostice aktivity autonomního nervového systému (ANS) je spektrální analýza (SA) variability srdeční frekvence (HRV). Tato metoda se nejčastěji využívá ve zdravotnictví, v posledních letech se uplatňuje také v tréninkovém procesu pro optimalizaci zatížení. V předkládané práci byl ověřován vliv odlišné testové situace na výsledky SA HRV. Porovnávali jsme výsledky standardního a modifikovaného vyšetření aktivity ANS. Standardní vyšetření aktivity ANS se provádí pomocí ortoklinostatického manévru, který zahrnuje leh (300s) – stoj (300s) – leh (300s). Modifikované vyšetření SA HRV jsme časově upravili a zkrátili první interval lehu z 300s na 30s. Testovaný soubor tvořilo 17 sportovců (7 mužů a 10 žen), kteří podstoupili standardní a modifikované vyšetření aktivity ANS metodou SA HRV ve zvoleném pořadí. V závěru byla potvrzena možnost využití modifikovaného vyšetření při dodržení standardních pravidel nutných pro vyšetřování ANS.

Klíčová slova: Spektrální analýza variability srdeční frekvence, sympatikus, parasympatikus, kardiovaskulární systém, srdeční frekvence, ortoklinostatický manévr.

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Hana Stavinohová

Title of diploma thesis: Comparison of the results of standard and modified diagnosis of autonomic nervous system

Department: Center for Kinanthropology Research

Supervisor: PhDr. Michal Botek, Ph.D.

Year of presentation: 2010

Abstract:

Spectral analysis of heart rate variability (SA HRV) is one of the modern non-invasive methods used to diagnose the activity of the autonomic nervous system (ANS). This method is mainly used in medicine, but it starts being applied in a training process to optimize the training load. This thesis verified the influence of a different testing situation on the results of SA HRV. The modified examination implied an orthoclinostatic maneuver, in which the first interval (supine) was shortened from 300s to 30s. There were compared the results of the standard examination with the results of the modified testing situation in this paper. The tested group included 17 athletes (7 men and 10 women), who underwent standard and modified examinations of ANS activity by SA HRV in a chosen sequence. Finally, it was confirmed that the modified spectral analysis of heart rate variability might be used to monitor the ANS activity, but only if standard rules for the ANS diagnosis are applied.

Keywords: Spectral analysis of heart rate variability, sympathetic, parasympathetic, cardiovascular system, heart frequency, orthoclinostatic manoeuvre.

I consent this paper being lent within the library service.

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

V Olomouci dne 24. 8. 2010

.....

Děkuji PhDr. Michalu Botkovi, Ph.D. za jeho vedení a odborný dohled. Ráda bych také poděkovala všem sportovcům, kteří se na výzkumu podíleli jako probandi.

OBSAH

Seznam vybraných zkratk	8
1 ÚVOD	10
2 PŘEHLED POZNATKŮ	12
2.1 Autonomní nervový systém	12
2.1.1 Centrální část ANS	12
2.1.2 Periferní část ANS	13
2.1.2.1 Rozdíly mezi sympatikem a parasympatikem	13
2.1.3 ANS a biologické rytmy	16
2.1.4.1 Valsalvův manévr	18
2.1.4.2 Ortostatická (vertikalizační) zkouška	18
2.1.4.3 Zkouška hlubokého dýchání	18
2.1.4.4 Hand-grip test	19
2.2 Srdce	19
2.2.1 Činnost srdce	19
2.2.2 Řízení srdeční činnosti	20
2.2.2.1 Vnitřní nervový systém srdce	21
2.2.2.2 Vliv parasympatiku na srdeční činnost	21
2.2.2.3 Vliv sympatiku na srdeční činnost	22
2.2.2.4 Vliv dýchání na srdeční činnost	22
2.2.2.5 Vliv hypoxie na srdeční činnost	23
2.2.3 Srdeční frekvence	23
2.2.3.1 Vnitřní frekvence srdce	23
2.2.3.2 Průměrná frekvence srdce	24
2.2.3.3 Okamžitá frekvence srdce	24
2.3 Variabilita srdeční frekvence	25
2.3 Variabilita srdeční frekvence	25
2.3.1 Metody časové domény	26
2.3.2 Metody frekvenční domény	27
2.3.2.1 Ultránízko-frekvenční (ULF) a velmi nízkofrekvenční složky (VLF) SA HRV	28
2.3.2.2 Nízkofrekvenční (LF) složka SA HRV	29
2.3.2.3 Vysokofrekvenční (HF) složka SA HRV	29
2.3.2.4 Hlavní parametry SA HRV	30
2.3.3 Proces měření HRV	31
2.3.4 Ovlivnění HRV	31
2.3.4.1 Vliv dědičnosti na HRV	32
2.3.4.2 Vliv pohlaví na HRV	33
2.3.4.3 Vliv věku na HRV	34
2.3.4.4 Vliv změny polohy těla na HRV	34
2.3.4.5 Vliv mentální aktivity na HRV	35
2.3.4.6 Vliv spánku na HRV	36
2.3.4.7 Vliv tělesné práce na HRV	36
2.3.4.8 Vliv zotavení po tělesné práci na HRV	37
2.3.4.9 Vliv trénovanosti na HRV	38
2.3.5 Uplatnění SA HRV při optimalizaci sportovního tréninku	39
3 CÍLE A HYPOTÉZY	41
4 METODIKA	42
4.1 Charakteristika souboru	42
4.2 Metodika sběru dat	42
4.2.1 Vlastní průběh vyšetření ANS	43
4.3 Spektrální analýza variability srdeční frekvence	44

4.3.1 Diagnostický systém VarCor PF7	44
4.3.2 Základní výstupní parametry SA HRV	45
4.3.2.1 Komplexní věkově standardizované ukazatele HRV	47
4.3.3 Reliabilita měření HRV	49
4.4 Statistické zpracování	49
5 VÝSLEDKY A DISKUSE	51
5. 1 Porovnání individuálních ukazatelů SA HRV	51
5.2 Porovnání komplexních indexů SA HRV	53
6 ZÁVĚR	57
7 SOUHRN	58
8 SUMMARY	59
REFERENČNÍ SEZNAM	60

Seznam vybraných zkratek

a.	aorta
AV (uzel)	Atrioventrikulární uzel
ANS	autonomní nervový systém
CCV_{VLF}, CCV_{LF}, CCV_{HF}	koeficient variace komponent VLF, LF, HF
CNS	centrální nervová soustava
CS	komplexní věkově standardizovaný ukazatel celkového skóre
EKG	elektrokardiogram
FFT	metoda rychlé Fourierovy transformace (fast Fourier transformation)
f_{VLF}, f_{LF}, f_{HF}	frekvence komponent VLF, LF, HF
HF	vysoká frekvence (high frequency)
HRV	variabilita srdeční frekvence (heart rate variability)
IFS	vnitřní frekvence srdce
Index_m	modifikované vyšetření
LF	nízká frekvence (low frequency)
M	aritmetický průměr (mean)
MSSD	průměr čtverců rozdílů sousedních R–R intervalů
NN	délka R-R intervalu, „normal-to-normal“ interval
OFS	okamžitá frekvence srdce
OZ	ortostatická zkouška
PFS	průměrná frekvence srdce
PSD	výkonová spektrální hustota
P_T	celkový spektrální výkon
P_{VLF}, P_{LF}, P_{HF}	spektrální výkony komponent VLF, LF, HF
R–R	průměrná hodnota všech R–R intervalů v měřeném časovém úseku
rMSSD	root mean square of successive differences
RSA	respirační sinusová arytmie
SA (uzel)	sinoatriální uzel
SA (HRV)	spektrální analýza
SD	směrodatná odchylka (standard deviation)
SDNN	standardní deviace NN intervalů
SDRR	směrodatná odchylka R-R intervalů
SF	srdeční frekvence
SF_{max}	maximální srdeční frekvence
SVB	komplexní věkově standardizovaný ukazatel sympatovagové balance
ULF	ultra nízká frekvence (ultra low frequency)
VA	komplexní věkově standardizovaný ukazatel vagové aktivity

VLF	velmi nízká frekvence (very low frequency)
%VLF, %LF, %HF	relativní spektrální výkony komponent VLF, LF, HF
VLF/HF, LF/HF, VLF/LF	poměry spektrálních výkonů jednotlivých komponent
VM	valsalvův manévr
VO₂max	maximální spotřeba kyslíku
VSF	variabilita srdeční frekvence
ZHD	zkouška hlubokého dýchání

Pozn.: V seznamu symbolů a zkratk nejsou uvedeny symboly a zkratky všeobecně známé nebo používané jen ojediněle s vysvětlením v textu. Dále nejsou uvedeny symboly a jednotky běžně užívaných fyzikálních veličin.

1 ÚVOD

Předkládaná práce je založena na laboratorním výzkumu, ve kterém jsme se zabývali měřením variability srdeční frekvence standardním a modifikovaným způsobem. Označení variabilita srdeční frekvence neboli heart rate variability (HRV) se používá pro oscilaci intervalů mezi po sobě následujícími srdečními stahy (Stejskal & Salinger, 1996). Mezi typické znaky autonomních, integračních funkcí živých organismů patří adaptace srdeční frekvence na různé typy zátěží. Citlivým zpětněvazebným indikátorem změn v organismu, který řídí odpověď na řadu vnějších i vnitřních podnětů a zajišťuje integritu organismu je autonomní nervový systém (ANS). Dynamické změny vzájemně provázané aktivity sympatické a parasympatické větve ANS se projevují na funkcích všech vnitřních orgánů (Ganong, 1999). Vysoká variabilita srdeční frekvence je znakem dobré adaptability systému, naopak snížená variabilita bývá známkou porušení adaptability systému (Fráňa, Souček, Řiháček, Bartošíková & Fráňová, 2005). Mezi nejvýznamnější vnitřní faktory ovlivňující dynamickou stabilitu organismu patří věk, dýchání, pohlaví a celkový zdravotní stav. Mezi hlavní zevní stresory řadíme fyzické a psychické zatížení, nezanedbatelný je také vliv některých léků (např. beta blokátory).

Jednou z moderních neinvazivních metod, která slouží k diagnostice ANS je spektrální analýza (SA) variability srdeční frekvence (HRV) a má široké spektrum využití. Využívá se ve zdravotnictví (kardiologii, diabetologii), kde snížená variabilita srdeční frekvence je vnímána jako indikátor rizika řady chorob: arteriální hypertenze, diabetes mellitus, metabolického syndromu, ischemické choroby srdeční, poruch srdečního rytmu, syndromu spánkové apnoe, atd. Mnozí autoři popisují HRV jako fenomén, který časně a velmi citlivě reaguje na přechod mezi zdravím a nemocí (Fráňa et al., 2005). Podle Kantora (2003) vzrostlo v posledních letech využití SA HRV také u dětí nejranějšího věku, v oblasti nazývané neonatologie. Podle něj lze sledovat variabilitu frekvence fetálního lidského srdce jako projevu aktivního řízení srdeční činnosti u plodu již v 20. týdnu intra-uterinního života. Další využití bychom mohli hledat ve sportu, konkrétně v tréninkovém procesu, kde napomáhá optimalizaci zatížení v tréninku a tak k dosažení nejvyšší možné sportovní výkonnosti (Botek, Stejskal & Jakubec, 2006). Monitorování stavu vegetativního systému sportovců pomocí metody

SAHRV umožňuje udržovat proporcionalitu mezi tréninkovou zátěží a následnou regenerační fází a předcházet tak chybám v tréninku (přetížení, přetrénování) (Šlachta, Stejskal & Elfmark, 2003).

Hlavním cílem této práce bylo posoudit vliv odlišné testové situace na výsledky SA HRV. Standardní vyšetření SA HRV se provádí pomocí ortoklinostatického manévru. Jedná se o změnu polohy z lehu do stoje, ze stoje do lehu na speciálně uzpůsobeném lehátku v časovém poměru 300s leh, 300s stoj, 300s leh. Tento manévr vyvolává řadu hemodynamických a autonomních reakcí. Ve stoji se zhoršením návratu krve zpět k srdci zmenšuje srdeční objem pravé a levé komory, to vyvolává zvýšení SF, snížení aktivity vagu a naopak zvýšení činnosti sympatiku. Postupně také roste systolický a diastolický krevní tlak. V lehu nastává situace opačná. Modifikované vyšetření, které bylo objektem zkoumání a porovnávání, bylo časově zkráceno na intervaly 30s leh, 300s stoj, 300s leh.

Hlavním důvodem prováděného experimentu bylo porovnání výsledků standardní a modifikované procedury vyšetření aktivity ANS. Zkrácení první polohy lehu z 300s na 30s by časově velice usnadnilo využití této moderní metody v oblasti řízení pohybové aktivity a sportovního tréninku.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Autonomní nervový systém

ANS je relativně nezávislý na centrálním nervstvu (CNS) a tudíž i vůli, ovlivňuje činnost srdce, hladkou svalovinu vnitřních orgánů, cévního systému a žláz. Do autonomního systému jsou zapojeny nejen neurony v CNS, ale také neurony v gangliích mimo CNS a neurony ve stěnách vnitřních orgánů, což způsobuje onu relativní nezávislost ANS. Činnost systému ovlivňuje základní biologické funkce související s udržením života (např. přijímání potravy, látková výměna, cirkulace) a s rozmnožováním (Čihák, 1997). ANS nejen řídí funkce orgánů, ale při fyzickém zatížení je také koordinuje s činností kosterních svalů (Ganong, 1999).

Vzájemná integrace a spolupráce ANS s nervstvem somatickým se realizuje na úrovni páteřní míchy, dále pak v oblasti prodloužené míchy a především v hypothalamu a jeho spojích s mozkovou kůrou a talamem (Trojan, 1999). Funkčním základem ANS je reflexní oblouk. Reflexy, na jejichž reflexním oblouku se podílejí neurony autonomního nervstva označujeme pojmem autonomní reflexy. Typické autonomní reflexy (visceroviscerální) jsou tvořeny autonomními neurony, ale např. u visceromotorického reflexu je část reflexního oblouku tvořena somatickým neuronem (Trojan, 1999).

Od somatické nervové soustavy se autonomní nervstvo odlišuje stavebně a funkčně. Mezi hlavní rozdíly patří například to, že vlákna ANS jsou tenčí, pregangliová vlákna mají myelinovou pochvu, autonomní reflexy mají delší reflexní dobu i účinek než somatické reflexy.

ANS je tvořena dvěmi základními částmi: centrální a periferní.

2.1.1 Centrální část ANS

Centrální část ANS představuje míchu, prodlouženou míchu, mezimozek (hypothalamus) a mozkovou kůrou. Jedná se o různé regulační úrovně, koordinující

činnost sympatiku a parasympatiku (Trojan, 1999). Vzruchy, vznikající ve viscerálních receptorech se přenášejí aferentními (dostředivými) autonomními drahami do CNS, jsou v něm integrovány na různých úrovních a jsou přenášeny eferentními (odstředivými) drahami do viscerálních efektorů (Ganong, 1999).

Hypotalamus patří mezi jedno z nejdůležitějších center řízení zajišťující homeostázu. Jeho drážděním vznikají pocity chladu/tepla, sytosti, žízně, libida, agrese, strachu. U člověka se hypotalamus podílí na emocích (přijímá podněty jak ze specifických aferentních drah a z retikulární formace, tak i z limbického systému).

2.1.2 Periferní část ANS

Periferní část tvoří senzorická nervová vlákna, která přivádějí informace z vnitřního prostředí a orgánů a také dráhy směřující k efektorům (Trojan, 1999).

ANS můžeme rozdělit podle funkčních účinků a také z morfologického hlediska na část sympatickou (pars sympatica) a parasympatickou (pars parasympatica). Podle Čiháka (1997) i Trojana (1999) je součástí ANS ještě třetí složka - enterický (intramulární) systém. V organismu převládá koordinované působení všech systémů, zajišťující funkční jednotu a udržující optimální stav.

2.1.2.1 Rozdíly mezi sympatikem a parasympatikem

Pars sympatica i pars parasympatica jsou visceromotorické systémy, začínající v CNS a na rozdíl od somatomotorických nervů jsou na cestě k orgánům a tkáním přepojovány přes nervové shluky buněk – tzv. ganglia (Čihák, 1997).

Z důvodu výstupu pregangliových axonů z hrudní míchy je pars sympatica označována jako thorakolumbální systém - axony sympatických pregangliových neuronů opouštějí páteřní míchu předními kořeny prvního hrudního až třetího nebo čtvrtého míšního bederního nervu (Ganong, 1999) a pars parasympatica jako systém kraniosakrální - pregangliová vlákna vystupují z jader mozkového kmene a z oblasti křížové míchy. Sympatikus a parasympatikus se liší uspořádáním svých

ganglií, parasympatikus má menší rozsah a přichází pouze k vnitřním orgánům (k orgánům a žlázám trávicího, dýchacího a urogenitálního systému, ke žlázám s vnitřní sekrecí a do očního bulbu), zatímco veškerá kůže, svaly a klouby končetin a svaly tělní stěny parasympatickou inervaci nemají (Čihák, 1997). Sympatikus díky svému rozsáhlejšímu systému zasahuje téměř do všech tkání a orgánů.

Enterický systém je tvořen intramulárními pleteněmi trávicí trubice s vlastními malými ganglii. Řídí tonus a pohyby stěn trávicí trubice a sekreční aktivitu jejich žláz. Většina funkcí enterického systému zůstává zachována i po přerušení sympatických a parasympatických vláken (Čihák, 1997).

Hlavní funkční rozdělení periferní části ANS se rozlišuje podle mediátoru na zakončeních postgangliových vláken. Na zakončeních adrenergního (sympatického) systému se uvolňuje noradrenalin, na zakončeních cholinergního (parasympatického) systému acetylcholin. Střevní nervový systém může být modulován vlivy sympatiku i parasympatiku. Podle Ganonga (1999) spolupracují na přenosu také dopamin a gastrin releasing peptid.

K cholinergní části ANS náleží všechny pregangliové neurony, postgangliová zakončení parasympatických vláken, postgangliové neurony anatomicky náležící k sympatiku inervující potní žlázy a sympatické vazodilatační nervy. K adrenergní části ANS patří zbylá postsynaptická zakončení, s výjimkou vláken pro cévy kosterních svalů a potních žláz. Podle Ganonga (1999) je původně sympatický ganglion také dřev nadledvin, která pozbyla axony postgangliových buněk, ale stále vyplavuje noradrenalin, adrenalin a dopamin do krevního oběhu. Receptory pro acetylcholin jsou dvojího typu: N-nikotinový (ve vegetativních gangliích, v kosterních svaích a v mozku) a M-muskarinový (v srdečním a hladkém svalstvu, žlázách a mozku). Receptory pro noradrenalin (a také adrenalin) jsou rovněž dvojího typu: alfa a beta (Trojan, 1999)

Působení sympatiku a parasympatiku je antagonické. Zvýšená akce sympatiku a následné vyplavení adrenergních mediátorů připravuje organismus k obraně, útoku, útěku, naopak zvýšená akce parasympatiku udržuje organismus v klidu při odpočinku a trávení. Obecně platí, že sympatikus rychle mobilizuje energetická zdroje a rezervy organismu, zatímco parasympatikus udržuje organismus v rovnovážném stavu (Čihák, 1997).

Konkrétně se sympatikus podílí na zrychlení srdeční činnosti, zvýšení krevního tlaku, rozšíření koronárních tepen, bronchů a tlumení trávicí činnosti, parasympatikus zajišťuje přesný opak - zpomalení srdeční činnosti, snížení krevního tlaku, zúžení koronárních tepen a zvýšení činnosti trávicího systému (Čihák, 1997). Téměř všechny vnitřní orgány jsou inervovány vlákny obou větví ANS. Jejich aktivita může být souhlasná (sekrece slin) nebo antagonická (modulace srdeční činnosti, jaterní činnost a podobně). Ve výsledku však převažuje koordinované působení.

Podle Javorky (2008) není tato sympatiko-vagová rovnováha konstantní a mění se podle různých situací (spánek, zátěž, apod.). O konečném účinku sympatiku nebo parasympatiku rozhoduje okamžitý funkční stav efektoru. Tvorbu vzruchů a jejich vysílání do efektorů označujeme jako tonus autonomního nervstva. Aktivita těchto neuronů je ovlivňována vzruchy z čidel, z různých etází CNS a účinky hormonů (budivý vliv na sympatikus mají hormony dřeně nadledvin, na parasympatikus inzulin) (Trojan, 1999).

Přenos informace je determinovaný chemickými synapsemi – tj. jejich frekvenčními odpověďmi. Parasympatiková informace se přenáší vyššími frekvencemi, zatímco nástup a doznívání vlivu sympatiku je pomalejší. Tento rozdíl je dán rychlostí metabolismu neurotransmiteru. Acetylcholin (parasympatikus) se rychle tvoří, uvolňuje i inaktivuje acetylcholinestrázou, která se ve velkém množství nachází v blízkosti buněk SA-uzlu se spontánní aktivitou. Účinek acetylcholinu doznívá v průběhu 1,5-2s, což odpovídá přenosu rytmických impulsů do frekvence 0,5-0,7 HZ (30-45/ min). Vliv parasympatiku se tedy projevuje rychle, často během jednoho úderu srdce, a také rychle doznívá. Nervy parasympatiku tak zabezpečují okamžitou – tzv. „beat-to-beat“ regulaci činnosti srdce. Oproti tomu, stimulací sympatických nervových vláken se frekvence a kontraktilita srdce začnou zvyšovat až po latentním období 1-3s a rovnovážné úrovně dosáhnou přibližně za 30s. Po skončení působení stimulu je návrat na původní hodnoty mnohem pomalejší než nástup stimulace, což souvisí s relativně pomalým mechanismem noradrenalinu. HRV u člověka je převážně pod vlivem parasympatiku, ale i sympatikus má významný tonický vliv na srdce (Javorka, 2008).

2.1.3 ANS a biologické rytmy

Změny dráždivosti a tonu autonomní soustavy jsou závislé na denní a noční době. Jedním ze základních rysů živé hmoty je rytmicita - periodické změny na úrovni molekulární, celulární až po složité funkční programy jako je např. rytmus bdění a spánku, menstruační cyklus, atd. (Trojan, 1999). Zvláštní postavení zaujímá tzv. cirkadiánní rytmus, spojený s cyklem otáčení Země. Jedná se o cyklicky se opakující změny tělesné teploty, renální exkrece K^+ , sekrece kortizonu, krevního tlaku, příjmu potravy, lokomoční aktivity, intelektuální výkonnosti, atd. Vnitřním mechanismem cirkadiánního rytmu jsou tzv. biologické hodiny (pacemaker). V nucleus suprachiasmaticus je neuratomické místo cirkadiánního pacemakeru (Ganong, 1999).

Na synchronizaci vnějšího rytmu (rotační pohyb Země kolem Slunce ovlivňující cyklus světla a tmy) a vnitřního rytmu se podílí světlo, protože organismus je citlivý na celkové množství osvětlení. Podle Trojana (1999) je důležitá tzv. fotoperioda organismu, tj. období během 24 hodin, kdy je organismus citlivý na iluminaci. Rozhodující je začátek a konec fotoperiody. Zkrácení či prodloužení fotoperiody vyvolává změnu vnitřních poměrů rytmu. Trojan (1999) dále uvádí, že cirkadiánní rytmus nejpřesněji monitorují změny sekrece melatoninu (metoxyindol produkovaný šišinkou). Melatonin je za normálních podmínek produkovaný v noci, zatímco světlo jeho produkci potlačuje. Minimální změny tonu vegetativní soustavy byly diagnostikovány v ranních hodinách (okolo 4.00 hod). V podzimních a zimních měsících byl zaznamenán zvýšený tonus vagu (Martiník, 2008).

Cirkadiánní rytmy mohou ovlivňovat náhlé srdeční smrti, komorové ektopie, akutní koronární syndromy a variabilitu srdeční frekvence (Kozák, Křivan, Sepši, Trčka & Vlasinová, 2007). V této studii (Kozák et al., 2007) zabývající se analýzou vlivu cirkadiánního rytmu na turbulenci srdeční frekvence (HRT) se uvádí, že nejvyšší výskyt náhlé srdeční smrti (NSS) je v prvních třech hodinách po probuzení.

K desynchronizaci diurnálních rytmů organismu a rytmů okolního prostředí dochází např. při rychlém časovém posunu přes poledníky. Tento syndrom je znám pod názvem „syndrom jet lag“ a zahrnuje poruchy spánku, zvýšenou únavu, ztrátu koncentrace a zvýšenou podrážděnost během dne. Prudký posun cyklu den/noc

narušuje synchronní oscilaci cirkadiánních komponent v nucleus suprachiasmaticus a jejich opětovné vyladění vyžaduje přibližně 6 dnů po 10-hodinovém posunu cyklu den/noc zpět a 13 dnů po jeho 6 hodinovém posunu vpřed. Při sledování špičkových sportovců bylo zjištěno, že při překonání šesti časových pásem směrem na západ symptomy jet-lag přetrvávaly 5-6 dní, při překonání 8 časových pásem na východ 7 dní (Stejskal, Jakubec, Příkryl & Salinger, 2004). Vzhledem k tomu, že jakékoliv abnormality modifikují sekreci melatoninu, může být podání exogenního melatoninu využito terapeuticky, pro rychlejší navození nově synchronizovaného melatoninového rytmu (Stejskal et al., 2004).

2.1.4 Testy ANS

K posouzení aktivity a reaktivity ANS se využívá již řadu let autonomních funkčních testů (provokačních manévru). Podle Opavského (2002) je to např. zkouška ortostatická, klinostatická či komprese očních bulbů. Autonomní funkce jsou ovlivněny řadou interferujících faktorů, z nichž je potřeba omezit a co nejvíce eliminovat zevní faktory. Testy ANS tak musí probíhat za vysoce standardizovaných podmínek (Opavský, 2002). ANS může být ovlivněn jídlem, kouřením, alkoholem, kofeinem, léky, pohybovou aktivitou. Na počátku 70. let byly vytvořeny tzv. bed-side tests, které byly založeny na hodnocení reflexních změn SF, HRV a změn krevního tlaku. Ewing et al. (1985) vypracovali baterii testů (tzv. zlatý standard), které zahrnují Valsalvův manévr (VM), ortostatickou zkoušku (OZ), zkoušku hlubokého dýchání (ZHD) a tzv. handgrip test pro posouzení diastolického TK (Opavský, 2002). Limitem těchto zkoušek byla však činnost sympatiku, proto byl vytvořen vyšetřovací postup, který citlivě registruje jak aktivitu parasympatiku, tak bilanci aktivit vagu a sympatiku – SA HRV neboli spektrální analýza HRV v tzv. frekvenční oblasti (Opavský, 2002). Podle Opavského (2002) má vyšetřování funkčních odpovědí ANS ve standardizovaných situacích význam diagnostický (screening) i monitorovací (posouzení integrity a funkce fyziologických mechanismů).

Podle Trojana (1999) se také hledají a sestavují různé testy stárnutí ANS. Příkladem může být diagnostika funkčního věku (Stejskal et al., 2002). Stejskal (2004) uvádí, že neustále kolísající aktivita ANS je obrazem momentálně působících vlivů, reakce a adaptace na ně a na jiné účinné stimuly působící v minulosti. Nejvýznamnější ze stimulů je vliv věku a některých onemocnění působících negativně na spektrální výkon HRV a na celkovou výkonnost ANS.

2.1.4.1 Valsalvův manévr

Tento manévr poprvé popsal Valsalva v roce 1704. Jedná se o každodenní manévr, který se vyskytuje např. při zdvihání těles, defekaci, ale i při porodu. Je charakteristický zadržením dechu, zvýšením intratorakálního tlaku, aktivitou expiračních svalů, což omezuje venózní návrat. Tak dochází ke změnám tlaku v krvi, frekvence srdce a periferní vaskulární rezistenci (Javorka et al., 2008).

2.1.4.2 Ortostatická (vertikalizační) zkouška

Ortostatický reflex je příkladem integrované adaptační reakce, pro kterou je nevyhnutelná zralost vícerých orgánů a systémů. Vyšetřování kardiovaskulárních (i endokrinních) reakcí pomáhá při diagnostice mnohých funkčních a jiných poruch. Ortostatické reakce můžou být sledovány v pasivní nebo aktivní ortostáze. Aktivní vertikalizace zahrnuje aktivní postavení se, kdežto pasivní vertikalizace je prováděna bez práce svalů na sklopném stole (head-up tilt test) (Javorka et al., 2008).

2.1.4.3 Zkouška hlubokého dýchání

Tímto testem se hodnotí respirační sinusová arytmie (RSA), tzn. oscilace SF (R-R intervalů) vyvolané dýcháním. Test hlubokého dýchání má velkou výpovědní hodnotu o správné funkci parasympatiku a považuje se za index vagové aktivity

při regulaci srdce. Na praktické využití testu hlubokého dýchání se doporučuje frekvence dýchání 6/min. Vyšetřovaní mají kontinuálně provést 4 hluboké dechy (Javorka et al., 2008).

2.1.4.4 Hand-grip test

Tento test je založen na izometrické kontrakci ruky. Po dobu 2-4 min stlačuje proband dynamometr silou, která nepřevyšuje 30% maximálního stisku. Hodnotí se např. změna diastolického TK v krvi či trvání R-R intervalů (Javorka et al., 2008).

2.2 Srdce

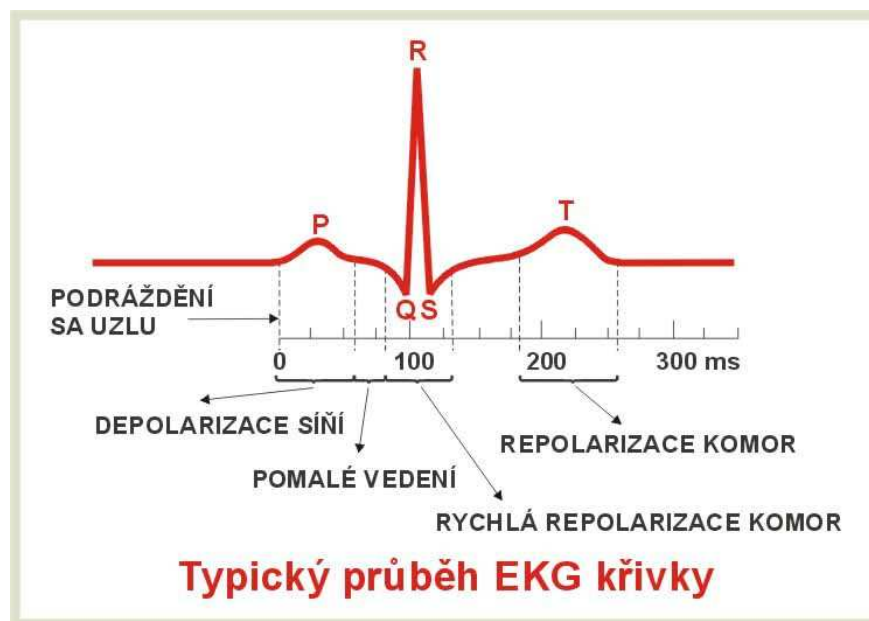
2.2.1 Činnost srdce

Čerpací činnost srdce je založena na rytmickém střídání relaxace (diastola) a kontrakce (systola) svaloviny komor. Během diastoly se komory plní krví a během systoly ji vypuzují do velkých tepen (plicnice a aorty). Do komor přitéká krev ze srdečních předsíní, kam se dostává z velkých žil (dutých a plicních žil) (Trojan, 1999). Srdce je vybaveno automacií (Trojan, 1999), což je vlastnost, která umožňuje samostatně tvořit rytmicky se opakující podněty (vzruchy). Srdeční svalová vlákna jsou typickými vzrušivými elementy. Tato vlákna, která téměř postrádají stažlivost se nazývají srdeční převodní soustavou, naopak vlákna, která nejsou schopna spontánní tvorby vzruchů jsou označovány jako vlákna pracovního myokardu a jejich funkcí je mechanická čerpací práce (Trojan, 1999).

Buňky se schopností samovolné tvorby vzruchů mají klidové napětí, které po každém akčním napětí klesá k prahové hodnotě, na níž tento pacemakerový potenciál spustí další vzruch. Podnět k srdečnímu stahu vzniká ve specializované převodní soustavě srdeční. Ta je tvořena sinoatriálním uzlem, síňovými meziuzlovými dráhami, atrioventrikulárním uzlem, Hisovým svazkem a Purkyňovým systémem (Ganong, 1999). Primární podnět, který vyvolá srdeční stah, vzniká v sinoatriálním uzlu, který za normálních podmínek tvoří vzruchy nejrychleji a přispívá k nejrychlejší depolarizaci P-buněk (zhruba $70 \cdot \text{min}^{-1}$) a následnému šíření vzruchů (Ganong, 1999). Sinoatriální uzel je považován za přirozeného udavatele rytmu - za tzv. srdeční „pacemaker“, který řídí frekvenci srdečních stahů. Frekvence vzruchů ze SA uzlu i jiných oddílů vodivé soustavy je ovlivněna teplotou a farmaky. S vzestupem teploty roste, a tak se může podílet na tachykardii při horečce. Frekvence se zrychluje také emocemi či tělesnou námahou, zpomaluje se ve spánku (bradykardie) (Ganong, 1999).

Záznam napětíových změn během srdečního cyklu je označován jako elektrokardiogram (EKG). Umístění elektrod na obě paže a levou dolní končetinu se srdcem ve středu se nazývá Einthovenův trojúhelník a jedná se o tři standardní končetinové svody (Ganong, 1999). Výsledkem je graf (elektrokardiografická

křivka), kde vlna P je způsobena depolarizací síní, komplex kmitů QRS depolarizací komor a úsek ST s vlnou T repolarizací komor (Ganong, 1999).



Obrázek 1. Elektrokardiografická křivka

2.2.2 Řízení srdeční činnosti

Srdeční činnost regulují podle Trojana et al. (1999) systémy nervové, humorální a celulární. Nervová regulace se uskutečňuje prostřednictvím sympatických a parasympatických nervů. Humorální regulaci zajišťují specifické receptory, reagující přímo s katecholaminy a acetylcholinem. Celulární regulace činnosti srdce souvisí především s výslednou velikostí kontrakce - tzv. Starlingův zákon (čím více budou vlákna myokardu protažena, tím intenzivněji budou následně kontrahovat) (Trojan, 1999).

Mechanismy systémové regulace spolupůsobí s mechanismy lokálními (autoregulace, vazodilatační metabolity, lokální vazokonstrikce) a upravují cévní odpověď v celém těle (Ganong, 1999).

Regulační systémy se podílejí na:

- ovlivnění srdeční frekvence (chronotropie)
- síle srdeční kontrakce (inotropie)
- síňokomorovém převodu (dromotropie)
- vzrušivosti myokardu (batmotropie)

Na ovlivnění srdeční činnosti se prostřednictvím nervového systému podílí také aktivita baroreceptorů a respirace (Ganong, 1999).

2.2.2.1 Vnitřní nervový systém srdce

Vnitřní (intrinsický) nervový systém srdce je systém značně chemicky různorodý, neboť obsahuje heterogenní intrakardiální neurony, ganglia a vlákna, která vytváří komplexní nervovou síť, obrazně nazývanou mozkem srdce. Tato síť je schopná odpovídat na různé neurotransmitery a také syntetizovat různé látky. Vedle sekreční funkce vykazují intrakardiální neurony spontánní aktivitu, kterou ovlivňují informace ze samotného srdce a také z extrakardiálně lokalizovaných nervových buněk. Vzhledem k tomu, že vlákna vnitřního nervového systému srdce inervují především SA-uzel a AV-uzel předpokládá se, že aktivně regulují frekvenci srdce, a to i v podmínkách, kdy je extrakardiální nervová regulace vyřazena (např. po transplantaci). I když komplexní řízení funkce srdce přes vnitřní nervový systém včetně jeho vlivu na HRV není ještě objasněn, je považován za druhý intrakardiální generátor srdečního rytmu (Javorka et al., 2008).

2.2.2.2 Vliv parasympatiku na srdeční činnost

Parasympatikus má na srdce negativní inotropní, dromotropní, chronotropní a batmotropní účinek, zvyšuje vodivost draslíku a snižuje aktivitu kontraktilních elementů. Bradykardie navozená parasympatikem prodlužuje diastolický perfuzní čas a snižuje metabolické požadavky srdečního svalu. (Je to způsobeno tím, že mediátor parasympatiku, acetylcholin, zvyšuje propustnost membrán buněk SA

uzlu pro K^+ a tím zpomaluje diastolickou depolarizaci (Trojan, 1999). Oslabení parasympatiku pak přímo souvisí se srdečním selháním nebo náhlou srdeční smrtí (Kantor, 2003).

2.2.2.3 Vliv sympatiku na srdeční činnost

Předsíně jsou pod vlivem sympatického i parasympatického nervstva, zatímco komory jen sympatického (Ganong, 1999).

Sympatikus působí na srdce pozitivně inotropně, chronotropně, batmotropně a dromotropně. Práce pro srdce je energeticky náročnější. Sympatikus působí na cévy vazokonstrikcí, zhoršuje perfuzi myokardu frekvencí, krevním tlakem, koronární vazokonstrikcí a zvýšením aktivity trombocytů (Noradrenalin snižuje porod K^+ z buněk a stimuluje proud Na^+ do buněk (Trojan, 1999). Hyperreaktivita sympatiku má souvislost například s hypertenzí (Kantor, 2003).

2.2.2.4 Vliv dýchání na srdeční činnost

Podle Opavského (2002) můžeme rozdělit dýchání na spontánní a volně ovládané. Spontánní dýchání (tzv. dechová automatika) je ovládáno z kmenových struktur, převážně z oblasti Varolova mostu a medully oblongaty. Struktury prodloužené míchy, které podmiňují spontánní dýchání jsou označovány jako generátor základního dechového rytmu (respiratory control pattern generator). Tzv. respirační centrum je regulováno chemicky, nervově a z baroreceptorů. V klinické praxi, při posuzování autonomní regulace srdeční činnosti se hodnotí míra respirační sinusové arytmie (RSA), která je ukazatelem aktivace vagu při výdechu. Frekvence a hloubka dýchání významně ovlivňuje míru RSA (proto se spontánní a volně regulované dýchání využívá k posuzování funkčního stavu kardiovaskulárního ANS). RSA se snižuje s věkem (Opavský, 2002). Podle Javorky et al.(2008) jednou z fyziologických úloh RSA může být stabilizace středního tlaku v krvi proti působícím mechanickým efektům intratorakálního tlaku na arteriový tlak. Dále Javorka et al.(2008) uvádí, že RSA je efektivní

z hlediska zlepšování výměny plynů v plicích a také může šetřit práci srdce, tím že redukuje počet úderů srdce v expiriu.

2.2.2.5 Vliv hypoxie na srdeční činnost

V hypoxických podmínkách je alveolární vzduch méně sycený kyslíkem, tzn. aby byla zajištěna stejná koncentrace O_2 v krvi, musí se zvýšit průměrná SF a TK. V hypoxii dochází k útlumu RSA, což má pozitivní adaptační význam – další zvyšování SF při tachykardii v inspiriu by mohlo vést ke snížení diastolického plnění srdce a tím ke snižování minutového výdeje srdce, což by v těchto podmínkách mělo nepříznivé důsledky (Javorka et al., 2008).

2.2.3 Srdeční frekvence

Podle Javorky et al. (2008) hodnocením rytmu srdce můžeme určit čtyři základní veličiny. Jedná se o vnitřní frekvenci srdce, průměrnou frekvenci srdce, okamžitou frekvenci srdce a variabilitu srdeční frekvence.

2.2.3.1 Vnitřní frekvence srdce

Velikost vnitřní, neboli intrinsické frekvence srdce (IFS) je stanovena aktivitou pacemakerových buněk SA-uzlu nezávislou od ANS. Určuje se proto kompletní bloádou sympatiku a parasympatiku v srdci podáním betaadrenergického lokátora a po dosáhnutí maximálního účinku (cca 10 min), podáním atropinu sulfátu. Výsledná IFS se pokládá ze frekvenci srdce závislou teoreticky jen od elektrofyzilogických vlastností buněk SA-uzlu. Vlastní IFS klesá s věkem a normální hodnoty je možné vypočítat podle vzorce: $IFS = 118,1 - (0,57 \times \text{věk})$. Hodnotu IFS můžou lokálně ovlivňovat chemické látky, fyzikální faktory - jako např. teplota, mechanické vlivy působící na SA-uzel při různých vzorech dýchání či krevní zásobenění přes a.centralis (Javorka et al., 2008).

2.2.3.2 Průměrná frekvence srdce

Průměrná frekvence srdce (PFS) patří mezi nejstarší a také nejdůležitější parametry charakterizující činnost srdce. Tento parametr poskytuje důležitou informaci o aktuálním fyziologicko-patofyziologickém stavu organismu a má i prediktivní hodnotu mortality. PFS se mění s věkem. V dětství postupně klesá od průměrné hodnoty 120/min u donošených novorozenců, v dospělosti se výrazně nemění – tj. s věkem klesá rychlostí 1/min/8 roků. Hodnota PFS v dospělosti se tradičně udává 72/min. Jedná se o orientační hodnotu, protože existují rozdíly v závislosti na pohlaví, životním stylu, sportovních aktivit, fyzického pracovního zatížení, apod. U dospělého člověka se za běžné fyziologické rozpětí uvádí rozsah 60-90/min. Odchyly od uvedeného rozpětí mohou být ve směru zpomalení (bradykardie) nebo zrychlení (tachykardie) (Javorka et al., 2008).

2.2.3.3 Okamžitá frekvence srdce

Okamžitá frekvence srdce (OFS) se používá při hodnocení okamžitých (maximálních a minimálních) chronotropních reakcí srdce např. při fyzické zátěži, kardiovaskulárních testech a také při hodnocení HRV. OFS je možno určit přepočítáním hodnoty aktuálního RR-intervalu na hodnotu průměrné SF, jako by takto dlouhé RR-intervaly trvaly 1min (Javorka et al., 2008).

2.3 Variabilita srdeční frekvence

Heart Rate Variability (HRV) je anglický ekvivalent variability srdeční frekvence (VSF), označující oscilaci intervalů mezi po sobě následujícími srdečními stahy, přesnější by tedy byla „variabilita intervalu R-R“ (Stejskal & Salinger, 1996).

Podle Kantora (2003) historie rozboru srdečního rytmu pro klinické využití sahá až do starověku, kde se ve starém Egyptě a Číně užívalo pulzu ke stanovení diagnózy. V druhé polovině minulého století (1965) Hon a Lee upozornili na to, že při ohrožení plodu hypoxií dochází ke změnám ve vzdálenosti R–R intervalů ještě před změnami srdeční frekvence. Metoda se užívá dodnes ve většině porodnic v rámci kardiokardiografického vyšetření (Kantor, 2003).

Kantor (2003) uvádí, že se při vyšetřování HRV nejdříve používala pouze časová analýza (tzv. „time domain“), která odpovídá na zjednodušenou otázku: „Jaká je variabilita srdeční frekvence?“ a poté se k této analýze přidala přesnější spektrální analýza (tzv. „frequency domain“), která odpovídá na otázku: „Jaké jsou rytmy HRV?“. Na základě analýzy, která vychází z matematické metody Fourierovy transformace, lze zjistit zastoupení sympatické a parasympatické složky a jejich vzájemné i samostatné působení (Kantor, 2003).

Srdeční rytmus se projevuje rytmickým kolísáním, které je výsledkem vzájemně provázaného působení sympatiku a parasympatiku na SA uzel. Ten je během každého srdečního cyklu modulován centrálními a periferními oscilátory. Analýza pomalých a rychlých oscilací srdeční periody umožňuje usuzovat mj. na stav a funkci vegetativní eferentní aktivity (Stejskal & Salinger, 1996).

K posouzení HRV se využívá počítačového zpracování elektrokardiografického (EKG) signálu. Analýza HRV může být provedena z dlouhodobého EKG záznamu („long term analysis“), který trvá nejčastěji 24 hodin a také z krátkodobého záznamu („short term analysis“), který trvá při 60 tepech/min 5 minut. Výhodou krátkodobého měření je možnost zajištění vysoce standardizovaných podmínek a velmi přesná časová kvantifikace R–R intervalů (Salinger et al., 1998). Při hodnocení dlouhodobé variability se využívá tzv. „holterovského monitorování“ (např. po infarktu myokardu). Výhodou tohoto měření je, že zachytává rytmy s delšími, více jak 1h dlouhými, periodami (Javorka et al., 2008).

Pro hodnocení a interpretaci HRV se používá již výše jmenované metody časové a frekvenční domény. Metody časové se dělí na statistické a geometrické metody, metody frekvenční zahrnují parametrické a neparametrické metody (Task Force, 1996). V praxi klinické medicíny se velmi často využívá metoda časové domény, jelikož je jednodušší a méně náročná, ale na druhou stranu obsahuje méně přímých informací (Stejskal & Salinger, 1996). Podle Javorky et al. (2008) je časová doména vhodná na analýzu delších záznamů (důležité je zachycení denních a nočních rozdílů HRV) a frekvenční doména by měla být upřednostňovaná při kratších záznamech (na posouzení složky HF je potřebný min 1min záznam, na komponentu LF 2 min záznam). Nejnověji se využívá i metod nelineární dynamiky (Javorka et al., 2008).

2.3.1 Metody časové domény

Metody časové domény HRV patří k nejjednoduššímu způsobu hodnocení HRV (Task Force, 1996). Tyto metody vychází ze záznamu EKG. Porovnávají délky R–R intervalů a informují o amplitudě oscilací HRV (Javorka et al., 2008). Takový interval je označován jako NN neboli „normal-to-normal“. Metoda časové analýzy statistického zpracování vychází ze dvou skupin parametrů. První typ je založen na přímém měření NN intervalů nebo okamžité SF, druhý typ na hodnocení rozdílů mezi NN intervaly (Task Force, 1996). Mezi parametry k porovnávání délek R-R intervalů patří průměrná SF měřeného úseku (mean NN), směrodatná odchylka R–R intervalů (SDRR) a další. Nejjednodušší parametr, který je možné získat přímo z měření NN intervalů je standardní deviace NN intervalů (SDNN) (Task Force, 1996) a nejběžněji užívaným pak index rMSSD (root mean square of successive differences) vycházející z po sobě následujících NN intervalů (Task Force, 1996).

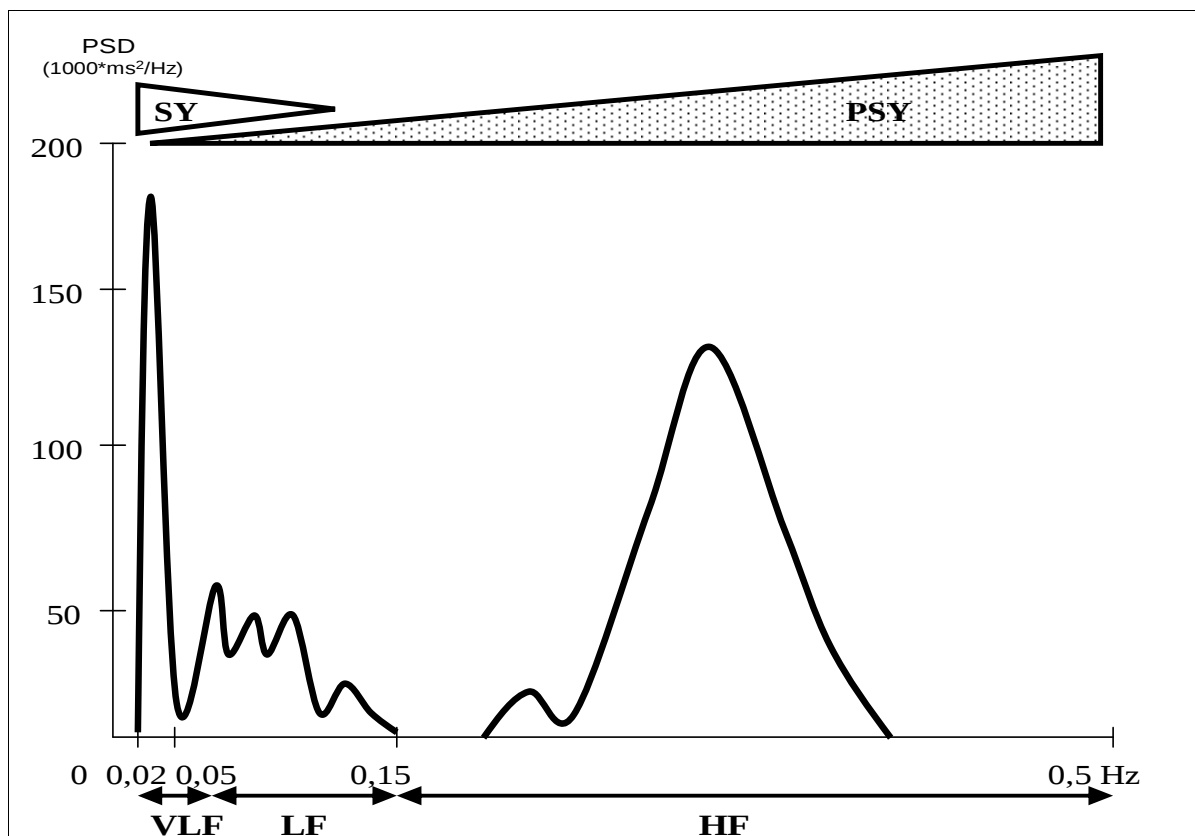
2.3.2 Metody frekvenční domény

Metody frekvenční domény využil poprvé Sayers v roce 1973 (Opavský, 2002). Jedná se o spektrální (frekvenční) analýzu SA HRV, což je neinvazivní metodický postup, který umožňuje kvantifikovat aktivitu ANS (Stejskal & Salinger, 1996). Pro aplikaci SAHRV je potřeba, aby harmonické signály SF odpovídaly nastavenému frekvenčnímu pásmu. Tyto harmonické signály bývají často rušeny extrasystolami nebo artefakty, proto je důležité je při analýze daného úseku odfiltrovat (Opavský, 2002). Čím větší množství artefaktů a ektopických stahů záznam obsahuje, tím se stává nespolehlivější (Stejskal & Salinger, 1996). Výkonové spektrum získáme převedením časových údajů o rozdílech mezi po sobě jdoucími R–R intervaly do frekvenčních hodnot (Stejskal & Salinger, 1996). Frekvenční spektrum HRV tak můžeme rozdělit do několika pásem, která obsahují frekvenčně specifické oscilace. Podle Opavského (2002) někteří autoři hodnotí pouze složky nízkofrekvenční (“low-frequency“ – LF) a vysokofrekvenční (“high-frequency“ – HF). Stejskal & Salinger (1996) rozlišují na krátkém záznamu ještě komponentu VLF (“very low frequency“). Za obecně uznávané hlavní spektrální komponenty SA HRV jsou považovány především komponenty VLF, LF a HF.

- VLF – velmi nízká frekvence v rozsahu od 0,02 do 0,05 Hz,
- LF – nízká frekvence v rozsahu od 0,05 do 0,15 Hz,
- HF – vysoká frekvence v rozsahu od 0,15 do 0,5 Hz.

Podle Task Force (1996) lze při analýze dlouhodobého záznamu identifikovat ještě čtvrtou komponentu:

- ULF– ultra nízká frekvence od 0,003 do 0,02 Hz.



Vysvětlivky: SY – sympatikus, PSY - parasympatikus, VLF – velmi nízká frekvence, LF – nízká frekvence, HF – vysoká frekvence.

Obrázek 2. Hlavní spektrální komponenty SA HRV

2.3.2.1 Ultranízkofrekvenční (ULF) a velmi nízkofrekvenční složky (VLF) SA HRV

Podle Stejskala & Salinger (1996) výkon komponenty VLF není bohužel zatím přesně definován, avšak bývá vztahován k termoregulační sympatické aktivitě cév, hladině katecholaminů, oscilacím v systému renin-angiotenzin. Podle Saula et al. (in Stejskal & Salinger, 1996, Opavský, 2002) jsou oscilace v nízkofrekvenčním pásmu spojeny se změnami TK, mají vztah k pomalé respirační fluktuaci a sympatiku. Opavský (2002) dále uvádí, že podle jiných studií, výkon v pásmu komponenty ULF významně koreloval s tělesnou zdatností. Důležitou roli hraje komponenta VLF při posuzování rychlosti zotavení ANS po dynamickém zatížení (Retek, Stejskal, & Salinger, 1999).

2.3.2.2 Nízkofrekvenční (LF) složka SA HRV

Tato spektrální komponenta bývá označována také jako 10s rytmus (Opavský, 2002) nebo také „Mayerova tlaková vlna“ (Stejskal a Salinger, 1996)

Fyziologické opodstatnění není však jednoznačné a liší se tak interpretace významu této složky. Podle Stejskala a Salinger (1996) je komponenta LF nejvíce ovlivněna baroreflexní sympatickou aktivitou a koresponduje s pomalými oscilacemi variability arteriálního tlaku. Neměla by však být považována pouze za ukazatel sympatické aktivity. Podle některých autorů je třeba komponentu LF chápat jako ukazatele sympatovagové stimulace. Z práce Žujové, Stejskala, Jakubce, Gaul-Alačové a Salinger (2004) vyplývá, že komponentu LF ovlivňuje respirace za předpokladu, že dechová frekvence je rovna nebo se sníží pod 9 dechů.min⁻¹.

2.3.2.3 Vysokofrekvenční (HF) složka SA HRV

Podle Stejskala & Salinger (1996) experimenty s elektrickou vagovou stimulací, s bloádou muskarinových receptorů nebo s vagotomií ukázaly, že komponenta HF je výrazně ovlivněna eferentní vagovou aktivitou. Při snižování dechové frekvence dochází k posunu frekvenčního středu pásma HF pod hodnotu 0,15 Hz. Při zpomalení pod 6 dechů.min⁻¹ se začíná složka HF prolínat se složkou LF (Opavský, 2002). Průměrná dechová frekvence se pohybuje kolem 15 dechů.min⁻¹ (Trojan, 1999), což odpovídá oscilacím 0,25 Hz, proto by se měla dechová frekvence v průběhu vyšetření pohybovat mezi 12-15 dechy.min⁻¹. Tím bude zajištěno, že se střed frekvenčního pásma bude pohybovat kolem 0,2-0,25 Hz (Opavský, 2002). Z výše uvedených důvodů je komponenta HF nazývána „respirační vlnou“ (Stejskal & Salinger, 1996).

2.3.2.4 Hlavní parametry SA HRV

Při použití SA HRV se hodnotí spektrální výkony (power) jednotlivých komponent. Ty jsou vyjadřovány v ms^2 a lze je definovat jako „plochu“ spektrální složky (Opavský, 2002). Hodnoty výkonů jednotlivých spektrálních komponent označujeme jako P_{VLF} , P_{LF} a P_{HF} a celkový výkon (P_{T}). Dále se hodnotí také výkonová spektrální hustota („power spectral density“ – PSD), která se vyjadřuje v ms^2/Hz . Jedná se o „výšku“ neboli „amplitudu“ spektrální komponenty. Dalším významným ukazatelem je podle Opavského (2002) frekvenční centrum – frekvence maximální denzity jednotlivých spektrálních složek.

Dalšími užívanými parametry SA HRV jsou poměry mezi jednotlivými komponentami (VLF/LF, VLF/HF a LF/HF), koeficient variace (CCV) dané komponenty (CCV_{VLF} , CCV_{LF} , CCV_{HF}) a také relativní zastoupení komponent (%VLF, %LF a %HF) (Task Force, 1996). Stejskal et al. (2002) na základě sledování vlivu věku a intenzity zatížení na krátkodobý záznam SA HRV sdružili individuální na věku závislé ukazatele do tří komplexních indexů SA HRV:

- komplexní index vagové aktivity (VA)
- komplexní index sympatovagové balance (SVB)
- komplexní index celkového skóre SA HRV (CS), který je sloučením komplexních indexů VA a SVB

Podle Stejskala (2002) můžeme hodnotu CS, která je vztažena ke kalendářnímu věku, nazvat také funkčním věkem ANS (FV). Výpočet FV vychází ze souhrnného hodnocení věkově závislých parametrů vyjádřeného hodnotou CS, z věkového rozložení referenčního souboru a z kalendářního věku probanda (Stejskal et al., 2002). Nová metodika umožňuje snadnější orientaci a jednodušší interpretaci výsledků.

2.3.3 Proces měření HRV

HRV je monitorována během standardizovaného ortoklinostatického manévru v polohách leh–stoj–leh (L-S-L) / (supine-standing-supine). První leh slouží ke standardizaci výchozích podmínek měření. Stoj představuje ortostatickou stimulaci sympatiku, po které následující leh vyvolává klinostatickou stimulaci vagu. V každé poloze je načítán jeden krátkodobý úsek R–R intervalů. K interpretaci jsou využity informace ze stoje a z druhého lehu.

Hodnocení časové řady tvořené R–R intervaly metodou SA HRV je obvykle zkresleno výskytem artefaktů (mj. i srdečních arytmií). Mezi systémy používané na vyšetření krátkodobé HRV patří např. systém VariaPulse PF3, VariaCardio TF4, VarCor PF6, VarCor PF7. V tomto výzkumu byl využit diagnostický systém VarCor PF7. Jeho výhodou je software, který umožňuje záznam dechové frekvence.

Data jsou zpracovávána pomocí algoritmu krátkodobého záznamu, který běžně trvá 5 min (tj. 300 tepů, jestliže je srdeční frekvence probanda $60 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$). Při nižší srdeční frekvenci nebo častějším výskytu artefaktů se časový interval měření postupně zvyšuje (Salinger et al., 1998).

2.3.4 Ovlivnění HRV

Mezi faktory, které ovlivňují HRV patří velké množství vnitřních (endogenních) i vnějších (exogenních) podnětů. Mezi vnitřní faktory SA HRV, které mají periodický vliv na SF patří již výše zmiňovaný sympatikus/parasympatikus, respirace, baroreflexní senzitivita, chemorecepce, cirkulující katecholaminy, termoregulace a renin-angiotenzinový systém (Novotný, Novotná, 2008). Je ale také třeba zohlednit i další okolnosti jako je např. mentální koncentrace. Podle Stejskala a Salinger (1996) to je faktor, který významně snižuje výkonové spektrum HRV i v podmínkách splnění respiračních parametrů. To také potvrzuje studie Koliska et al. (2003), kde během mentální koncentrace dochází k nárůstu spektrálního výkonu, což je způsobeno rytmizovaným prohloubeným dýcháním. Podle studie Lacko et al. (2003) se na

změnách aktivity ANS podílí také stres. Chronický stres má za následek pokles aktivity sympatiku i parasympatiku a může se dále podílet na rozvoji psychosomatických onemocnění (mezi nimi např. kardiovaskulární choroby, diabetes mellitus, atd.). Na psychický stres poukazuje pokles HF a posun směrem ke komponentě LF.

Dalším faktorem, který se podílí na změnách v aktivitě ANS je věk. S rostoucím věkem dochází k poklesu HRV. Negativní vliv věku byl potvrzen v řadě studií. V průběhu lidského stárnutí je oslaben výkon v oblasti dominantně ovlivňované vagem (odpovídající parametrům odvozených od vysokofrekvenční komponenty HF), což v konečném důsledku způsobuje posun sympato-vagové rovnováhy směrem k sympatiku (Šlachta et al., 1999). Stejskal a Salinger (1996) dodávají, že srovnávání HRV mezi různě tělesně aktivními skupinami starších osob potvrdilo pozitivní účinky pravidelného aerobního cvičení na celkový výkon HRV.

Ačkoli Stejskal a Salinger (1996) uvádějí, že rozdíly v pohlaví HRV pravděpodobně neovlivňují, věda pokročila dále a podle řady studií (Leicht, Allen, Hoey, 2003; Antelmi et al., 2004) bylo prokázáno, že HRV se liší podle pohlaví člověka.

Dalšími faktory, které modifikují HRV je např. příjem potravy, stav aktivity CNS (bdění, spánek, typ a kvalita spánku, snění v REM fázi, spánkový deficit), alkohol, trénovanost (Javorka et al., 2008) a dále také již výše zmíněná cirkadiánní rytmicita a syndrom „jet lag“.

2.3.4.1 Vliv dědičnosti na HRV

Jak uvádí Javorka et al. (2008) existuje několik studií (Singh et al., 1999; Kupler et al., 2005; Neumann et al., 2005), které potvrzují genetickou podmíněnost HRV. Ve studii Singh et al. (1999) (in Javorka, 2008) byla nalezena výrazně vyšší korelace parametrů SA HRV mezi sourozenci v porovnání s manželskými páry. I tak má efekt společného soužití v jedné domácnosti určitý vliv (1-13%). Zjistilo se, že geneticky determinovaná je také RSA. Za hlavní mechanismy genetické podmíněnosti se považuje neurotransmitter acetylcholin,

adrenergické receptory či specifický typ genu (Javorka, 2008). Genetickou závislost na adrenergických receptorech potvrzuje také studie Morris, Norris, Moore, Jenkins, Williams a Canter (2009), která odhalila spojitost mezi ANS, HRV a úmrtností. Genetické variace na alfa-1A a beta-2 adrenergických receptorech souvisí se změnami tkáňového napětí hladké svaloviny, což způsobuje např. zvýšenou bronchiální senzitivitu, metabolický syndrom a další poruchy spojené se zvýšenou úmrtností (Morris et al., 2009). Podle výzkumu provedeného na dvojčatech (Su, Lampert, Lee, Bremner, Snieder, Jones, Murrah, Goldberg & Vaccarino, 2010) byla potvrzena genetická podmíněnost depresivních symptomů a s tím spojené redukované HRV. Vliv dědičnosti na HRV v klidu i při stresu dokládá také studie Wang, Ding, Su, Li, Riese, Thayer, Treiber a Snieder (2009).

2.3.4.2 Vliv pohlaví na HRV

Podle Kantora a Javorky (2003) (in Javorka et al., 2008) existují pohlavní rozdíly v HRV již v novorozeneckém věku. Zjistili, že chlapci mají již 3.den postnatálního života větší HRV než děvčata. Výsledky řady studií (Galeev et al., 2005; Tonhajzerová et al. 1999, etc. in Javorka et al., 2008) se shodují, že u žen je celková HRV snižena. Pohlavně podmíněné rozdíly se vytrácejí přibližně po 50.roku věku (Kuo et al., 1999 in Javorka et al., 2008). Z toho vyplývá, že rozdíly mezi průměrnou SF a HRV od adolescence až do menopauzy jsou pravděpodobně ovlivněny hormonálními vlivy – tj. především estrogeny, rozdílnou tělesnou konstitucí, větším podílem tukové tkáně, rozdílnou intenzitou a typem fyzické aktivity, výkonností a také rozdílnou rovnováhou ANS (poměrem aktivit sympatiku/parasimpatiku) (Javorka et al., 2008).

K podobným závěrům dospěli také Umetani, Singer, McCraty, Atkinson (1998), jež potvrdili hypotézu, že u probandů mladších 30 let je HRV nižší u žen než u mužů, po 30. roku věku se rozdíly zmenšují a po 50.roku postupně mizí. Na druhou stranu studie dvojčat evropského a afroamerického původu (Wang et al., 2009) nepotvrdila vliv pohlaví ani vliv příslušnosti k dané etnické skupině na HRV.

2.3.4.3 Vliv věku na HRV

Variabilita srdeční frekvence je podmíněna mj. vývojovými změnami v průběhu života a aktuálním stavem srdce, CNS a ostatních struktur a regulačních mechanismů. V prvotním ontogenetickém vývoji dominuje dozrávání jednotlivých regulačních a efektorových struktur, ve vyšším věku pak časté patologické nálezy – např. ateroskleróza, změny elasticity stěny cév se změnou baroreflexní senzitivity, ischemická choroba srdce, komplikace diabetu, apod., které mají vliv na HRV. (Javorka et al., 2008). Skupina vědců Antelmi, Paula, Shinzato, Peres, Mansur, Grupi (2004) se zabývala vlivem věku, pohlaví, body mass indexu (BM index) a celkové funkční kapacity na HRV a došla k závěrům, že se zvyšujícím se věkem se HRV snižuje, liší se podle pohlaví, zvyšuje se s celkovou funkční kapacitou a BM index nemá vliv. Také Umetani et al. (1998) potvrzují klesající HRV s věkem a upozorňují na zvyšující se riziko úmrtnosti.

2.3.4.4 Vliv změny polohy těla na HRV

Během ortostázy (vertikalizace) dochází k recipročním změnám aktivity dvou hlavních subsystémů ANS (Opavský, 2002). Pasivní nebo aktivní postavení vyvolá pokles celkového spektrálního výkonu, vzestup LF a pokles HF a tudíž i zvýšení poměru LF/HF (Stejskal & Salinger, 1996).

Změnou polohy z lehu do stoje dochází k aktivaci sympatiku a proto bývá tento manévr používán jako sympatický stresový podnět (Šlachta, 1999). Javorka et al. (2008) uvádí, že ortostatický reflex je komplexní reflex, který je příkladem integrované adaptační reakce. Ve stoji (ortostáze) se vlivem gravitace hromadí krev v cévním řečišti pod úrovní srdce a hydrostatickým tlakem se zvyšuje tlak v krvi (na každý 1cm o 0,77 mmHg). Tím se ztěžuje venózní návrat, objemový výdej srdce a klesá i systémový arteriální tlak. Systolický tlak v ortostáze nemá normálně poklesnout o víc jako o 15mmHg. Při nedostatečné aktivaci sympatiku vzniká pokles tlaku v krvi – tzv. ortostatická hypotenze. Změny frekvence srdce při změně polohy z lehu do stoje mají typický průběh (Javorka et al., 2008). Na začátku ortostázy (tzv. ortotická reakce), kdy se na vzniku tachykardické reakce

podílí i svalová práce se frekvence srdce náhle zvyšuje a cca po 10s dosahuje maximum. Tuto reakci vyvolává působení parasympatiku (Javorka et al., 2008).

Frekvence srdce a parametry HRV se mění i během klinostázy – tj. změně polohy ze stoje do lehu. Při této změně se náhle zvyšuje venózní návrat a probíhají opačné reakce než při ortostáze. Na začátku klinostázy se motorickou aktivitou probanda OFS zvyšuje, ve 2. fázi (mezi 20.- 40.s ležení) OFS klesá pod výchozí hodnoty. Výsledkem změn spektrální aktivity HRV je nárůst aktivity v oblasti HF. Klinostatický reflex dokáže vyvolat aktivitu složky HF i v případech, kdy aktivita HF v lehu, např. v důsledku nedostatečného zklidnění probanda, chyběla (Javorka et al., 2008).

2.3.4.5 Vliv mentální aktivity na HRV

Intenzivní mentální aktivita až mentální/emoční stres jsou spojené se změnami nejen v neuroendokrinním systému, ale mj. i se změnami v systému kardiovaskulárním. V důsledku se to projeví na SF a její variabilitě, přičemž se předpokládá, že kardiovaskulární reaktivita může být rozdílná u mužů a žen. Při mentální zátěži se mění rovnováha ANS vzestupem aktivity sympatiku a poklesem aktivity parasympatiku. Přesný mechanismus posunu rovnováhy ANS není dosud přesně objasněný. Chronický dlouhodobý stres je spojený se zvýšeným tlakem v krvi a zvýšeným výkonem v oblasti LF variability, za což zodpovídá zvýšená činnost sympatiku. Snížená činnost parasympatiku způsobuje naopak zvýšený výkon v HF oblasti a sníženou baroreflexní senzitivitu. Všechny tyto změny aktivity ANS a regulace činnosti srdce přispívají k zvýšenému riziku náhlých kardiálních onemocnění a mozkových příhod (Javorka et al., 2008). Podle studie Keary, Hughes a Palmieri (2009) prováděné u žen s posttraumatickým stresem byla prokázána snížená aktivita parasympatiku a zvýšená HRV. K podobným závěrům dospěli Clays, DeBacquer, Crasset, Kittel, deSmet, Kornitzer, Karasek a De Backer (2010), kteří se zabývali vlivem pracovního stresu na pracovníky mužského pohlaví.

2.3.4.6 Vliv spánku na HRV

Spánek představuje významné změny v činnosti CNS, respiračního i kardiovaskulárního systému. Variabilita srdeční frekvence se mění v závislosti na fázi a stádii spánku. Tyto změny jsou podmíněny aktivitou oddílů ANS, změnou baroreflexní citlivosti a dechovým vzorem, který se v průběhu spánku mění. Během NREM-spánku bývá dýchání klidné a pravidelné. Průměrná frekvence srdce se v této fázi zpomaluje asi o 5-15% průměrné hodnoty v bdělém stavu. Během REM-spánku je dýchání nepravidelné, zvyšuje se frekvence dýchání, zkracuje se inspirační i expirační fáze cyklu. Celkový spektrální výkon HRV je u dospělých lidí v NREM-spánku oproti REM-spánku snížen. Zvýšení sympatické aktivity v REM-spánku je pravděpodobně spojené se sněním (Javorka et al., 2008).

Poruchy spánku jsou podle autorů Pagani, Pizzinelli, Traon, Ferreri, Beltrami, Bareille, Costes-Salon, Bérout, Blin, Lucini a Philip (2009) spojené se zvýšeným kardiovaskulárním rizikem. Spánková deprivace může narušit autonomní regulaci, zvyšovat arteriální tlak a hrozí chronická hypertenze. Studie Pagani et al. (2009) však nepotvrdila takovýto vliv na organismus po jedné noci s nedostatečným spánkem. Nahodile probdělá noc tedy nevede ke zvýšenému arteriálnímu tlaku a změnám v baroreflexní senzitivitě, což by mohlo potenciálně ovlivnit rozvoj hypertenze, ale má za následek spíše zvýšenou únavu a sníženou výkonnost. Zhong, Xiao, Huang a Huang (2005) se také zabývali vlivem spánkové deprivace na ANS a dospěli k závěru, že spánková deprivace zvyšuje činnost sympatiku a utlumuje parasympatikus.

2.3.4.7 Vliv tělesné práce na HRV

V průběhu tělesné práce dochází ke změnám v aktivitě ANS, které se výsledně projeví zvýšením SF, TK, systolického objemu a kontrakility myokardu, což umožňuje redistribuci krve a zajištění zvýšené poptávky pracujících svalů po kyslíku a energetických substrátech (Stejskal, 2008). Vzestup FS je při nižší intenzitě zatížení způsoben inhibicí vagu, při vyšších intenzitách pak zvýšenou aktivací sympatiku a také zvýšenou produkcí katecholaminů. Dochází k supresi RSA i celkového spektrálního výkonu. Podle Stejskala (2008) je intenzita na

úrovni respiračního prahu přechodem mezi redukcí aktivity vagu a zvyšováním aktivity sympatiku.

Na základě dynamiky ukazatelů SA HRV v průběhu zatížení 40-80% MTR se prokázal postupný přesun rovnováhy směrem od vagu k sympatiku. Během dynamické práce tak dochází k poklesu celkového výkonového spektra HRV. Bylo zjištěno, že při práci se snižuje komponenta LF a její nejvyšší oscilace se pohybovaly blízko pásma VLF. Při vysoké intenzitě zátěže se může výkon LF přiblížit i nule (Stejskal, 2008). Podle Stejskala (2008) změny intenzity zatížení výrazně ovlivňují spektrální výkon HRV, narozdíl od trvání práce. Vliv doby trvání je mnohem menší. Stejskal (2008) však nevylučuje, že prolongování fyzické práce, která se projevuje změnami v hematokritu, hydrataci, puftrovacích bazích, energetických substrátech se může následně projevit také ve změnách ukazatelů SA HRV.

Podle studie James, Reynolds a Maldonado-Martin (2010), kteří zkoumali vliv doby trvání mírného zatížení na fyzicky aktivní ženy středního věku, vyplývá, že po 20 min chůzi na běhátku nebyla po 1h evidentní změna ve spektrálním výkonu HRV, kdežto po 60 min chůzi došlo ke zvýšení ukazatelů SDNN a LF komponenty.

Pravidelná pohybová aktivita pozitivně ovlivňuje nejen tělesnou zdatnost a sportovní výkonnost, ale také brání vzniku některých onemocnění nebo alespoň redukuje jejich symptomy (ischemická choroba srdeční, hypertenze, diabetes mellitus, osteoporóza, obezita, deprese, karcinom prsu a tlustého střeva) (Stejskal, 2008). Zdravotní efekty se týkají např. redukce plazmatických triglyceridů (vzestup HDL, snížení LDL), pozitivní vliv na metabolismus sacharidů či krevní tlak.

2.3.4.8 Vliv zotavení po tělesné práci na HRV

První minuta zotavení po ukončení zatížení je spojená s redukcí SF, nezávisle na velikosti intenzity předchozího zatížení. Ve druhé minutě dochází k poklesu noradrenalinu. Mezi druhou a pátou minutou je pokles SF a plazmatického noradrenalinu pomalejší, na kterém se podílí zejména reaktivace vagu, protože k poklesu hladiny noradrenalinu dochází až ve druhé minutě od ukončení zatížení

(Stejskal, 2008). V další fázi dochází k postupné reaktivaci parasymptiku a poklesu SF na klidové hodnoty. Podle Stejskala (2008) sledování poklesu SF mezi 5. a 10. minutou může sloužit jako „index kardiální vagové reaktivace“. Vzestup vagové aktivity po zátěži není závislý na aktivitě vagu před tělesnou zátěží.

Retek et al. (1999) rozděluje parametry SAHRV do dvou skupin podle rychlosti návratu ke klidovým hodnotám. První skupinu tvoří prosté výkonové parametry (PLF, PHF, PVLF), které se vracejí ke klidovým hodnotám o 4 hodiny dříve než druhá skupina - parametry poměrové (%LF, %HF, VLF/HF, LF/HF).

Podle Jakubce (2005) se ukazatele HRV, které charakterizují sympatovagovou rovnováhu navrátily na původní úroveň do 6h zotavení, ukazatele sdružené do komplexního indexu vagové aktivity (VA) pak do 9h zotavení. Podle Stejskala (2008) sledování HRV v průběhu zotavení po změnách polohy těla může poskytnout další informace o flexibilitě kardiovaskulárního systému a může např. nezávisle identifikovat zvýšené riziko mortality. Jakubec (2005) také zaznamenal asi 23 hodin od ukončení zatížení vzestup celkového spektrálního výkonu nad předzátěžovou úroveň. To připomíná proces superkompenzace a značí výsledek dokonalé regenerace.

Studie provedená ve spánku v prvních 4hodinách po usnutí u deseti fyzicky aktivních mužů po dni bez zátěže, dni s mírnou fyzickou aktivitou a maratónském dni prokázala prolongovaný efekt fyzického zatížení a narušení homeostázy. Noční HRV se po maratónu zvýšila na 130+/-11 % a LF komponenta klesla na 56+/-26 % oproti normálu (Hynynen, Vesterinen, Rusko & Nummela, 2010).

2.3.4.9 Vliv trénovanosti na HRV

Mezi hlavní projevy pravidelného cvičení patří snížení SF v klidu. Bradykardie u vytrvalostně trénovaných osob může být způsobena zpomalením spontánní diastolické depolarizace. Podle Stejskala (2008) ke vnitřním změnám na SA uzlu dochází po několika letech tréninku. Hlavními důvody sportovní bradykardie je posun rovnováhy od sympatiku k parasymptiku. Na zvýšenou aktivitu vagu u sportovců se usuzuje z respirační arytmie (Stejskal, 2008). Osoby fyzicky zdatné mají vyšší vagovou aktivaci nejen v klidu, ale i při tělesné práci. Je všeobecně známo, že dlouhodobý vytrvalostní trénink zvyšuje variabilitu srdeční frekvence,

trénované osoby tak vykazují vyšší úroveň HRV než osoby se sedavým životním stylem (hypokineze). Podle Stejskala (2008) HRV ovlivňuje mnohem více intenzita zatížení než tréninkový objem. Stejskal (2008) také uvádí, že jedním z možných mechanismů, který se podílí na časných změnách HRV by mohl být zvýšený objem krevní plazmy. To se projeví zvýšením výkonu v pásmu HF, které je způsobeno stimulací arteriálních a kardiopulmonálních baroreceptorů. Dalšími mechanismy mohou být změny senzitivity receptorů kardiorepiračních center či adaptace baroreceptorů a aferentních nervových cest.

Změna HRV může být dále ovlivněna použitou sportovní disciplínou (např. i statickým protahováním zařazeným do tréninku) a typem tréninku. Nejvyšší hodnoty HRV vykazují vytrvalci, u nichž HRV koreluje s aerobní kapacitou, hodnoty sprinterů a vrhačů jsou poněkud nižší (Stejskal, 2008).

Zvýšení HRV bylo také prokázáno u žen po menopauze se sedavým způsobem života, které se podrobily 8-týdennímu zatížení na úrovni 50% VO_{2max} , s průměrnou délkou cvičení 44 min, v počtu min 3-4x týdně (Jurca, Church, Morris, Jordan & Ernest, 2004).

2.3.5 Uplatnění SA HRV při optimalizaci sportovního tréninku

Klíčovým problémem sportovního tréninku je hledání správného poměru mezi intenzitou a objemem tréninku kvalitou regenerace. Pokud není dosaženo rovnováhy, je narušena adaptační kapacita sportovce a dochází k přetížení. Pokud je sportovec přetěžován pravidelně, může to vést k syndromu přetrénování a k poklesu sportovní výkonnosti (Stejskal, 2008). Narušení rovnováhy může vést ke snížení aktivity vagu a posunu sympatovagové balance k sympatiku (typické pro časnou fázi přetrénování) nebo k vagovému typu přetrénování, kdy dochází k redukci aktivity sympatiku (typické pro pozdější fázi přetrénování). Vzhledem k tomu, že je velice obtížné rozpoznat sníženou akutní únavu a sportovní výkonnost od stavu přetížení či přetrénování, nabízí se možnost využití metody SA HRV. Podle Olšáka (2003) může být praktickým příkladem využití SA HRV zjišťování přetrénování sportovce a řazení sportovní přípravy, které vede k pozitivní úpravě nežádoucího stavu. Na základě výsledků objektivních vyšetření

je pak možné usměrnit a pozitivně změnit přístup trenéra a sportovce k plánování a realizaci sportovní přípravy. Dalším příkladem pak může být využití SA HRV v období před významnými soutěži – tj. v období tzv. „ladění sportovní formy“.

Podle Olšáka et al. (1999) může mít SA HRV široké uplatnění při zkvalitňování sportovní přípravy vrcholových sportovců především v těchto oblastech:

- v rámci preventivní diagnostiky poruch regulace srdeční činnosti a autonomní neuropatie (preventivní zdravotní prohlídka, součást výběrového řízení při výběru talentů, do sportovního klubu, atd.)
- jako prostředek longitudinální diagnostiky ANS a hodnocení odezvy organismu na zatížení
- jako prostředek k hodnocení účinnosti regenerace organismu
- při hodnocení funkční zdatnosti kardiovaskulárního systému
- pro korekci tréninkového zatížení, analýze zatížení, při tzv. „bio-feedbacku“
- pro stanovení a upřesnění zón intenzity zatížení
- pro individuální posouzení jednorázového nebo kumulovaného tréninkového efektu
- v rámci prevence před onemocněním a přetrénováním organismu

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Hlavním cílem práce bylo porovnání výsledků standardního a modifikovaného postupu vyšetřování aktivity ANS pomocí neinvazivní metody SA HRV.

Dílčí cíle:

1. Srovnání hodnot individuálních ukazatelů SA HRV získaných ve stoji a v druhém lehu během standardního a modifikovaného ortoklinostatického manévru.
2. Srovnání komplexních indexů SA HRV získaných během standardního a modifikovaného ortoklinostatického manévru.

Hypotézy:

H₁: Hodnoty individuálních ukazatelů SA HRV získaných ve stoji a v druhém lehu během standardizovaného a modifikovaného ortoklinostatického manévru se vzájemně neliší.

H₂: Hodnoty komplexních indexů SA HRV získaných během standardizovaného a modifikovaného ortoklinostatického manévru se vzájemně neliší.

Vědecké otázky:

1. Existuje vztah mezi individuálními ukazateli SA HRV (ze stoje a druhého lehu) pocházející ze standardního a modifikovaného vyšetření aktivity ANS?
2. Existuje vztah mezi komplexními indexy SA HRV pocházející ze standardního a modifikovaného vyšetření aktivity ANS?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Experimentální soubor tvořilo celkem 17 dobrovolníků (8 mužů a 10 žen), ve věku ve věku od 19 do 27 let. Do souboru nebyli zahrnuti probandi, kteří měli potvrzenou systémovou poruchu – např. diabetes mellitus či jiné kardiovaskulární a respirační onemocnění. Ze souboru byl vyřazen jeden proband z důvodu snížení dechové frekvence pod kritickou úroveň $9 \text{ dechů} \cdot \text{min}^{-1}$ při jednom z vyšetření aktivity ANS.

4.2 Metodika sběru dat

Vlastní experiment trval přibližně půl roku a uskutečnil se v letech 2009-2010.

Veškerá vyšetření probíhala v laboratořích fyziologie zátěže Fakulty tělesné kultury (FTK) Univerzity Palackého v Olomouci za relativně standardních podmínek (teplota 20–24 °C a relativní vlhkost 40–60 %).

Všichni sportovci byli před vyšetřením verbálně instruováni, aby se den před vyšetřením vyhnuli jakékoliv náročnější fyzické i psychické aktivitě, konzumaci alkoholu a kofeinu (v kávě i čaji). Všem sportovcům byl podrobně popsán postup celého výzkumu a s účastí na výzkumu v plném rozsahu souhlasili.

Vyšetření se uskutečnilo vždy v jednom dni, ve kterém bylo provedeno měření standardním i modifikovaným způsobem. Pořadí těchto měření bylo náhodně určeno losováním, kdy probandi nebyli s daným pořadím seznámeni. Takovýto postup byl zvolen proto, abychom vyloučili potencionální psychické ovlivnění HRV a také vyloučili ovlivnění druhého měření předchozím měřením. Abychom zajistili rovnoměrné rozložení pořadí, probandi si losovali z osudí, kde bylo pře určeno 9 prvních měření normálním způsobem a 9 prvních pořadí modifikovaným způsobem. Mezi jednotlivými měřeními byla vždy cca 15 min přestávka. Testování tak měli čas se protáhnout, projít a zrelaxovat před dalším měřením.

4.2.1 Vlastní průběh vyšetření ANS

Postup celého vyšetření probíhal následovně: nejprve byl sportovci umístěn na hrudník snímací (a zároveň vysílací) modul systému VarCor PF7, poté byl proband připoután (z bezpečnostního důvodu při provádění ortoklinostatického manévru) v oblasti pasu k trakčnímu lehátku. Nyní záleželo na tom, zda bude provedeno měření standardním či modifikovaným způsobem. Vyšetření ANS podle standardního protokolu probíhalo takto: pomocí trakčního lehátka byl proband pasivně transportován do lehu. Po uběhnutí 30 sekund bylo spuštěno snímání EKG záznamu. Po uplynutí minimálně 5 min (300 R–R intervalů) v dané poloze byl sportovec pomalu pasivně vertikalizován a po 30sekundovém mezi-intervalu byl pořízen další záznam (300 R–R intervalů), po kterém následovalo opětovné pomalé přemístění do horizontální polohy (300 R–R intervalů). Přemístění z lehu do stoje/ze stoje do lehu trvalo zhruba 10 sekund. Po celou dobu měření měl sportovec zavřené oči a poslouchal relaxační hudbu (eliminace rušivých podnětů z okolí). Po načtení posledního statistického intervalu setrval sportovec dalších 30 sekund v klidu ležet a následně bylo měření ukončeno. Sportovec byl o závěru vyšetření informován poklepem na rameno a bylo mu odejmuto vysílací zařízení a sluchátka.

Pokud bylo jako první provedeno měření standardním způsobem, po krátké přestávce (cca 15min), ve které měla testovaná osoba možnost odpočinout si - tj. projít se, posedět a komunikovat, následovalo vyšetření ANS s časovou modifikací intervalů. Poté byl proband opět připoután k trakčnímu lehátku v oblasti pasu a s jeho pomocí byl pasivně transportován do lehu. Po uběhnutí 30 sekund bylo spuštěno snímání EKG záznamu. Po uplynutí minimálně 30s v poloze lehu byl sportovec pomalu pasivně vertikalizován a po 30sekundovém mezi-intervalu byl pořízen další záznam (minimálně 5 min - 300 R–R intervalů), po kterém následovalo opětovné pomalé přemístění do horizontální polohy (300 R–R intervalů). Přemístění z lehu do stoje/ze stoje do lehu trvalo zhruba 10 sekund. Po načtení i posledního statistického intervalu setrval sportovec dalších 30 sekund v klidu ležet a následně bylo měření ukončeno.

Celý tento postup - nejprve standardní, poté modifikované vyšetření ANS - bylo náhodně obměňováno- tj. podle losování, na postup nejprve modifikované, poté standardní vyšetření.

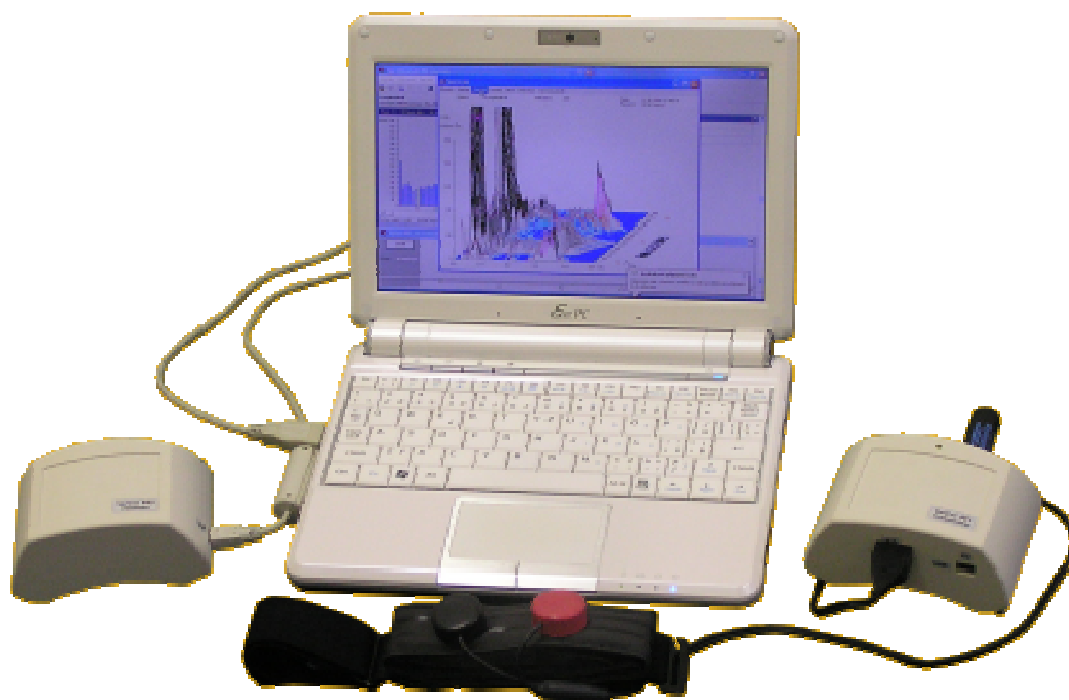
V průběhu vyšetření byla sportovcům monitorována také dechová frekvence. Dbali jsme na to, aby dechová frekvence neklesala pod 9 dechů/min.

4.3 Spektrální analýza variability srdeční frekvence

Snímání a hodnocení HRV bylo prováděno metodou spektrální analýzy z krátkodobého EKG záznamu v délce 300 tepů (minimálně 5 minut) pomocí originálního mikropočítačového diagnostického systému VarCor PF7. Výstupem systému, kromě EKG záznamu, je časová řada tvořená R–R intervaly změřenými s přesností na 1 ms. Tato časová řada je automaticky filtrována a dále počítačově zpracována. Diagnostický systém VarCor PF7 umožňuje kromě kvantifikace HRV i analýzu dechové frekvence.

4.3.1 Diagnostický systém VarCor PF7

Systém VarCor PF7 (viz obrázek 3) je speciální diagnostický systém, určený pro neinvazivní vyšetření funkce ANS. Tento systém shrnuje výhody všech předchozích verzí – tj. VariaPulse PF3, VariaCardio TF4, VarCor PF6. Do inovovaného hardwaru a softwaru systému VarCor PF7 jsou zahrnuty zvláště systémy VariaCardio TF4 (Salinger et al., 1999) umožňující prostřednictvím vysílače a přijímače telemetrický přenos EKG signálu do PC a systému VarCor PF6 (Salinger et al., 2004), který pro paměťový záznam EKG signálu využívá kapesního počítače typu iPAQ s možností následného přenosu naměřených dat do PC. Ke snímání EKG signálu je využito hrudního pásu se dvěma integrovanými elektrodami (Polar Electro, Finsko) nebo elektrod umístěných na ventrální straně hrudníku. Z hlediska zvýšení přesnosti snímání EKG signálu je využito 10 bitového A/D převodníku. Inovovaný systém umožňuje také přímé připojení vysílací části do PC prostřednictvím elektricky izolovaného výstupu pomocí portu COM (Salinger et al., 2004). Tato vyšetřovací metoda klade na probanda minimální požadavky a umožňuje vyšetření při různých zátěžových situacích člověka (Salinger et al., 1999).



Obrázek 3. Mikropočítačový systém typ VarCor PF7 s příslušenstvím

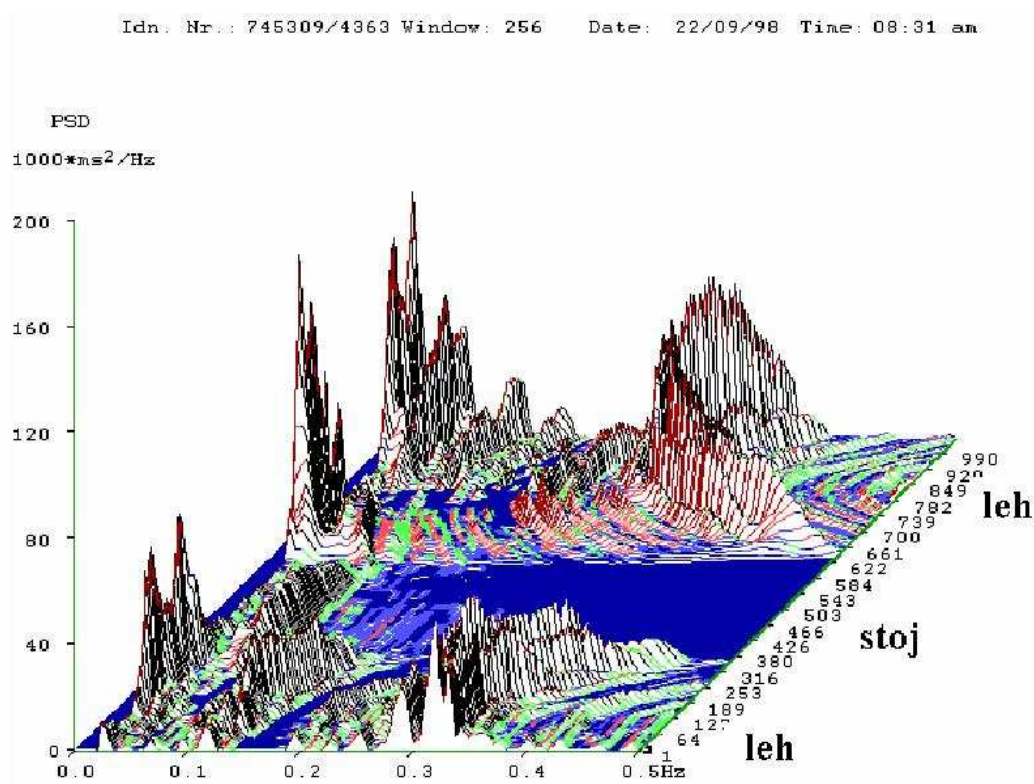
4.3.2 Základní výstupní parametry SA HRV

Metoda SA HRV přináší řadu výsledků. Některé jsou přístupné již během vlastního měření, k detailnějším výpočtům dochází až po ukončení měření. Výpočet parametrů SA HRV se provádí pomocí rychlé Fourierovy transformace s částečně upraveným algoritmem CGSA (Course Graining Spectral Analysis). Ten zajišťuje optimální potlačení neharmonických složek analyzovaného signálu HRV pomocí nízkofrekvenčního filtrování (Salinger et al., 1998).

V předkládané práci byly sledovány fluktuace s frekvenčním rozsahem od 20 do 500 mHz, které byly rozděleny do tří hlavních spektrálních komponent:

- VLF (very low frequency) – velmi pomalá frekvence v rozsahu od 20 do 50 mHz,
- LF (low frequency) – pomalá frekvence v rozsahu od 50 do 150 mHz,
- HF (high frequency) – vysoká frekvence v rozsahu od 150 do 500 mHz.

Základním vypočítaným parametrem SA HRV je výkonová spektrální hustota – (Power Spectral Density) PSD VLF (LF, HF) [$\text{ms}^2 \cdot \text{Hz}^{-1}$] a další odvozené parametry jako: FREQ.VLF (LF,HF), POWER [ms^2], TOT.POWER [ms^2], REL.POWER VLF (LF,HF) [ms^2], RAT VLF/LF, (VLF/HF, LF/HF), koeficienty CCVVLF, CCVLF, CCVHF [ms], R-R INTER [ms], MSSD [ms^2]. (Salinger et al., 1998). Po provedení měření SAHRV je také dostupná 3-D grafická reprezentace výsledků.



Obrázek 4. 3-D graf výkonového spektra SA HRV

Mezi sledované polohy, které byly základem pro výpočet individuálních ukazatelů a komplexních indexů SA HRV, patřily:

- stoj
- druhý leh

Základní výstupní parametry, které byly předmětem srovnávání standardního a modifikovaného vyšetření, jsou tyto parametry:

Tabulka 1. Porovnávané individuální ukazatele (parametry) SA HRV

<i>Power VLF</i> [ms^2]	Spektrální výkon VLF
<i>Power LF</i>	Spektrální výkon LF
<i>Power HF</i>	Spektrální výkon HF
<i>VLF/HF</i> [%]	Poměr spektrálních výkonů VLF a HF
<i>LF/HF</i>	Poměr spektrálních výkonů LF a HF
<i>VLF/LF</i>	Poměr spektrálních výkonů VLF a LF
<i>RR</i> [ms]	Průměrná hodnota všech R–R intervalů
<i>CCV VLF</i> [ms]	Koeficient variace VLF
<i>CCV LF</i>	Koeficient variace LF
<i>CCV HF</i>	Koeficient variace HF
<i>Rel. VLF</i> [ms^2]	Relativní spektrální výkon VLF
<i>Rel. LF</i>	Relativní spektrální výkon LF
<i>Rel. HF</i>	Relativní spektrální výkon HF
<i>MSSD</i> [ms^2]	Průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R–R intervalů
<i>Total Power P_T</i> [ms^2]	Celkový spektrální výkon

Dále jsme porovnávali komplexní indexy SA HRV.

4.3.2.1 Komplexní věkově standardizované ukazatele HRV

Na základě sledování vlivu věku a intenzity zatížení dospěli Stejskal et al. (2002) k zjednodušení a k navržení nové metodiky hodnocení krátkodobého záznamu HRV. Tato nová metoda hodnocení umožňuje zjednodušení interpretace výsledků HRV a snadnější orientaci a dále taky zvýšení senzitivity na malé změny v aktivitě ANS. Stejskal et al. (2002) uvádí, že spektrální výkon v pásmu velmi pomalých frekvencí může zrcadlit daleko jemnější změny než fluktuace v rychlejších pásmech.

Autoři sdružili všechny věkově závislé ukazatele SA HRV získané během ortoklinostatického vyšetření do tří komplexních indexů SA HRV. Jedná se o tyto parametry:

Tabulka 2. Komplexní indexy SA HRV

VA	Komplexní index vagové aktivity
SVB	Komplexní index sympatovagové balance
CS	Komplexní index celkového skóre SA HRV

Věkově závislé ukazatele byly pomocí faktorové analýzy sdružené do 5 faktorů (F1–F5) a převedeny na referenční hodnoty. Mimo tyto skupiny stály parametry % HF v lehu, R–R a LF/HF ve stoji, které byly svým vztahem na věku nezávislé. Podle průběhu závislosti ukazatele na věku byly věkově závislé parametry rozděleny do čtyř skupin (G1–G4):

- G1 – v lehu, descendentní průběh (F1+%HF v lehu);
- G2 – po ortostatické stimulaci, descendentní průběh (F2+F3);
- G3 – v lehu, ascendentní průběh (F4+F5);
- G4 – po ortostatické stimulaci, ascendentní průběh (intervaly R–R ve stoji a LF/HF ve stoji) (Stejskal et al., 2002).

Sloučením ukazatelů G1 a G2 vznikl komplexní index vagové aktivity (VA), který sdružuje faktory a ukazatele, jejichž hodnota s věkem klesá. Sloučením ukazatelů G3 a G4 vznikl komplexní index sympatovagové balance (SVB), který sdružuje faktory a ukazatele s ascendentním průběhem závislosti na věku (Stejskal et al., 2002). Sloučením komplexních indexů VA a SVB dostaneme komplexní index celkové skóre (CS).

Podle Stejskala (2002) můžeme hodnotu CS, která je vztažena ke kalendářnímu věku, nazvat také funkčním věkem ANS (FV). Výpočet FV vychází ze souhrnného hodnocení věkově závislých parametrů vyjádřeného hodnotou CS, z věkového rozložení referenčního souboru a z kalendářního věku probanda (Stejskal et al., 2002)

Významnost zavedení komplexní ukazatelů pro posuzování aktivity ANS je značná, komplexní ukazatele se zdají být výrazně citlivější než obvykle používané ukazatele SA HRV (Stejskal et al., 2002).

4.3.3 Reliabilita měření HRV

Podle Kleigera (1991) bylo prokázáno že ukazatele HRV jsou bez větší změny v životním stylu stabilní při opakovaném hodnocení (ve třídním až dvouměsíčním rozestupu). Tato opakovaná vyšetření aktivity ANS během několika dní za sebou potvrdila dobrou reprodukovatelnost kardiovaskulárních testů. Podmínkou však zůstává dodržování standardizovaných podmínek. Také Kalina, Stejskal a Jakubec (2001) potvrzují intraindividuální stabilitu komplexních indexů SA HRV, získaných ve čtyřech měřeních provedených bezprostředně za sebou. Podle Javorky (2008) mezi dva klíčové faktory, které mohou výrazně ovlivnit výsledky, patří standardizace délky vyšetření (a tím délky časové řady R-R intervalů) a také způsob vyhodnocování výsledků.

4.4 Statistické zpracování

Porovnávali jsme individuální parametry naměřené ve stoji (standardní způsob vs. modifikovaný způsob) a parametry naměřené ve druhém lehu (standardní způsob vs. modifikovaný způsob). Kromě vybraných individuálních ukazatelů frekvenční analýzy byly vybrány také ukazatele časové analýzy: R-R intervaly a MSSD (Mean Squared Successive Differences - průměr čtverců rozdílů sousedních R-R intervalů).

Dále jsme zpracovávali komplexní parametry – tj. všechny věkově závislé ukazatele získané ve stoji a druhém lehu. Srovnávali jsme hodnoty naměřené standardním a modifikovaným způsobem.

Při sdružování individuálních ukazatelů jsou jejich hodnoty věkově přizpůsobeny (Šlachta et al., 2002) a vyjádřeny body v rozsahu +5 až - 5. Normální (fyziologické) hodnoty jsou mezi + 2,5 až - 2,5 body, hraniční hodnoty jsou mezi + 4,75 až + 2,5 a - 4,75 až - 2,5 body, nadprůměrné hodnoty > + 4,75 bodů a dále podprůměrné (patologické) hodnoty < - 4,75 bodů. Za signifikantní se považuje hladina významnosti $P < 0,05$.

K vyhodnocení výsledků SA HRV jsme použili základní popisné statistické charakteristiky (M, SD). Hypotézy byly ověřovány za použití párového

Wilcoxonova testu (data nesplňovala podmínku normálního rozložení dat – testováno Kolmogorov-Smirnov test). Pro zjištění vztahů mezi proměnnými byl použit Spearmanův korelační koeficient (R_s). Podle Pett (1997) se korelační závislost hodnotí následovně: R_s : $<0,30$ slabá závislost, R_s : $0,30–0,49$ nízká závislost, R_s : $0,50–0,69$ střední závislost, R_s : $0,70–0,89$ silná závislost a R_s : $>0,90$ extrémně silná závislost. Ke statistickému zpracování bylo použito počítačového programu MS Excel 2000 a SPSS 17.

5 VÝSLEDKY A DISKUSE

5. 1 Porovnání individuálních ukazatelů SA HRV

Tabulka 3. Porovnání individuálních ukazatelů SA HRV ve stoji a druhém lehu

Parametr	stoj <i>M</i>	stoj <i>SD</i>	<i>P</i>	leh <i>M</i>	leh <i>SD</i>	<i>P</i>
VLF _m	380,00	473,81	.758	358,48	285,00	.523
VLF	314,46	307,79		384,63	473,40	
LF _m	920,55	1176,06	.492	708,58	817,92	.723
LF	903,91	859,27		750,85	962,30	
HF _m	399,36	378,43	.723	4274,04	3258,12	.758
HF	346,23	310,24		4407,17	2794,99	
VLF/HF _m	1,60	1,67	.906	0,19	0,26	.463
VLF/HF	1,47	1,26		0,22	0,51	
LF/HF _m	3,40	2,53	.554	0,29	0,39	.653
LF/HF	4,25	4,63		0,24	0,27	
VLF/LF _m	0,60	0,59	.687	1,29	1,47	.795
VLF/LF	0,48	0,43		0,88	0,92	
RR _m	0,69	0,10	.586	1,02	0,17	.049
RR	0,68	0,10		1,05	0,17	
CCV VLF _m	2,32	1,18	.619	1,77	0,68	.435
CCV VLF	2,30	0,93		1,67	0,95	
CCV LF _m	3,71	1,59	.523	2,27	1,30	.653
CCV LF	3,93	1,56		2,27	1,17	
CCV HF _m	2,48	1,19	.795	6,08	2,71	.723
CCV HF	2,44	1,15		5,98	2,46	
Rel. VLF _m	23,50	15,05	.868	9,94	10,53	.435
Rel. VLF	22,18	13,38		9,40	13,25	
Rel. LF _m	52,21	17,64	.523	15,35	13,81	.554
Rel. LF	55,02	16,78		13,73	10,87	
Rel. HF _m	24,29	14,64	.653	74,71	20,02	.356
Rel. HF	22,80	16,04		76,87	19,47	
MSSD _m	782,08	944,20	.795	13452,26	13164,95	.554
MSSD	718,86	579,48		14056,38	11705,45	
PT _m	1699,91	1813,84	.943	5341,10	3275,42	.981
PT	1564,61	1048,16		5542,65	3080,06	

Vysvětlivky: M- aritmetický průměr; SD - směrodatná odchylka; Index_m – modifikované vyšetření; VLF - velmi nízká frekvence, LF - nízká frekvence, HF - vysoká frekvence; R-R – průměrná hodnota R-R intervalů; CCV - koeficient variace komponenty; Rel. - relativní podíl komponenty na P_T; MSSD - průměr čtverců rozdílů sousedních R-R intervalů; P_T - celkový spektrální výkon; P<.05 hladina statistické významnosti (Wilcoxon test)

Z tabulky 3 vyplývá, že podle Wilcoxonova testu byl zaznamenán signifikantně významný rozdíl pouze u parametru R-R ve druhém lehu. Vzhledem k tomu, že parametr R-R považujeme za nosnou komponentu, přiřadili jsme ji k individuálním ukazatelům. U ostatních parametrů se hodnoty vzájemně neliší.

Průměrná hodnota modifikovaně měřeného parametru RR_m ve druhém lehu je 1,02, což odpovídá 58,82 tepů/min; průměrná hodnota standardně naměřeného parametru RR v lehu je 1,05, což odpovídá 57,14 tepů/min. Směrodatná odchylka (SD) je 0,17 u obou parametrů.

Pro srovnání, průměrná hodnota modifikovaného vyšetření RR_m ve stoji je 0,69 a odpovídá tak 86,95 tepů/min a průměrná hodnota standardně naměřeného parametru RR ve stoji je 0,68, což odpovídá 88,23 tepů/min. Rozdíl je v tomto případě tedy $\pm 1,28$ tepu (tj. nižší pouze o 0,4 tehy oproti RR_m vs. RR v lehu). SD činí 0,10. U tohoto parametru ve stoji se však jejich hodnoty statisticky vzájemně neliší.

Je tedy otázkou, do jaké míry cca $\pm 1,68$ tepu může ovlivnit a zkreslit zkoumané výsledky. I když rozdíly mezi ostatními standardně a modifikovaně naměřenými individuálními ukazateli nejsou statisticky významné, u R-R parametru byla naměřena statistická odchylka a z tohoto důvodu zamítáme hypotézu H_1 . Je tedy diskutabilní, zda rozdíl 1-2 tehy je dostatečně velký na to, abychom zamítli modifikovaný algoritmus vyšetření aktivity ANS. Domníváme se, že statisticky významná odchylka R-R parametru ve druhém lehu neovlivnila v našem výzkumu výsledky. Z tohoto hlediska pak můžeme konstatovat, že modifikovaná procedura vyšetření aktivity ANS může za jistých okolností nahradit standardní proceduru.

5.2 Porovnání komplexních indexů SA HRV

Tabulka 4. Porovnání komplexních indexů SA HRV ve druhém lehu

Parametr	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>P</i>
CS_m	0,89	1,88	.350
CS	1,06	1,70	
VA_m	1,07	2,06	.430
VA	1,22	1,83	
SVB_m	0,55	1,77	.380
SVB	0,76	1,71	
PT_m	1,65	2,45	.830
PT	1,79	2,64	

Vysvětlivky: M- aritmetický průměr; SD - směrodatná odchylka; Index_m – modifikované vyšetření; CS – komplexní index celkového skóre; P_T – celkový spektrální výkon; VA – komplexní index vagové aktivity; SVB – komplexní index sympato-vagové rovnováhy, P<.05 hladina statistické významnosti (Wilcoxon test)

Z tabulky 4 vyplývá, že dle Wilcoxonova testu u komplexních indexů neexistují rozdíly mezi modifikovaným a standardním vyšetřením. Z tohoto hlediska můžeme potvrdit hypotézu H₂.

5.3 Korelace výsledků SA HRV mezi modifikovaným a standardním vyšetřením

Tabulka 5. Vztah u individuálních ukazatelů SA HRV ve stoji a druhém lehu

Parametr	stoj R_S	leh R_S
VLF _m vs. VLF	.68**	.10 NS
LF _m vs. LF	.39 NS	.61**
HF _m vs. HF	.67**	.89 ***
VLF/HF _m vs. VLF/HF	.14 NS	.31 NS
LF/HF _m vs. LF/HF	.80***	.78***
VLF/LF _m vs. VLF/LF	-.27 NS	.22 NS
RR _m vs. RR	.89 NS	.80***
CCV VLF _m vs. CCV VLF	.49 *	.24 NS
CCV LF _m vs. CCV LF	.12 NS	.64**
CCV HF _m vs. CCV HF	.74 ***	.95 ***
Rel. VLF _m vs. Rel. VLF	-.19 NS	.25 NS
Rel. LF _m vs. Rel. LF	.29 NS	.75***
Rel. HF _m vs. Rel. HF	.65*	.79***
MSSD _m vs. MSSD	.44 NS	.87 ***
PT _m vs. PT	.49*	.75***

Vysvětlivky: R_S – Spearmanův korelační koeficient; Index_m – modifikované vyšetření; VLF - velmi nízká frekvence, LF - nízká frekvence, HF - vysoká frekvence; R-R – průměrná hodnota R-R intervalů; CCV - koeficient variace komponenty; Rel. - relativní podíl komponenty na P_T ; MSSD - průměr čtverců rozdílů sousedních R-R intervalů; P_T - celkový spektrální výkon, * $p \leq .05$; ** $p \leq .01$; *** $p \leq .001$; NS – statisticky nevýznamné

Z tabulky 5 vyplývá, že Spearmanova korelace potvrdila u většiny parametrů vztah mezi hodnotami naměřenými standardním a modifikovaným vyšetřením aktivity ANS. Jedná se o vztah signifikantně pozitivní u těchto parametrů ve stoji: VLF, HF, LF/HF, CCV VLF, CCV HF, Rel. HF, PT a těchto parametrů v lehu: LF, HF, LF/HF, RR, CCV LF, CCV HF, Rel. LF, Rel. HF, MSSD, PT. U ostatních parametrů se nepodařilo vztah prokázat.

Slabou závislost mezi výsledky pocházejícími ze standardně a modifikovaného vyšetření vykazují tyto parametry ve stoji: VLF/HF, VLF/LF, CCV LF, Rel. VLF, Rel. LF a tyto parametry ve druhém lehu: VLF, VLF/LF, CCV VLF, Rel. VLF.

Nízkou závislost mezi standardně a modifikovaně naměřenými výsledky vykazují následující parametry ve stoji: LF, CCV VLF, MSSD, PT a tento parametr ve druhém lehu: VLF/HF.

Střední závislosti mezi standardně a modifikovaně naměřenými výsledky ve stoji dosahují: VLF, HF, Rel. HF, ve druhém lehu se jedná o: LF a CCV LF.

Silná závislost mezi standardně a modifikovaně naměřenými výsledky existuje u těchto parametrů ve stoji: LF/HF, RR, CCV HF a také u těchto parametrů ve druhém lehu: HF, LF/HF, RR, Rel. LF, Rel. HF, MSSD, PT.

Extrémně silná závislost mezi standardně a modifikovaně naměřenými výsledky existuje pouze u tohoto parametru ve druhém lehu: CCV HF.

Silná korelační závislost u komponenty HF, která je se nazývá také „respirační vlnou“ (Stejskal & Salinger, 1996) a nejvíce ukazuje na aktivitu vagu, byla nesporně podpořena průměrnou hodnotou dechové frekvence. Podle doporučení Opavského (2002) by se měla DF v průběhu vyšetření pohybovat mezi 12-15 dechů.min⁻¹, což odpovídá oscilacím 0,25 Hz a tím je zajištěno, že se střed frekvenčního pásma bude pohybovat kolem 0,2-0,25 Hz (pásma vysokofrekvenční složky SA HRV).

Také u komponenty v nízkofrekvenčním pásmu (LF) byl nalezen vztah mezi standardně a modifikovaně naměřenou hodnotou. Z práce Žujové, Stejskala, Jakubce, Gaul-Alačové a Salinger (2004) vyplývá, že komponentu LF ovlivňuje respirace za předpokladu, že dechová frekvence je rovna nebo se sníží pod 9 dechů.min⁻¹. U vyšetřovaných probandů jsme dbali na to, aby dechová frekvence neklesala pod tuto hranici, avšak u jednoho probanda byla u standardního vyšetření ve stoji zjištěna průměrná hodnota DF 8,73 dechů.min⁻¹. Z tohoto důvodu jsme se rozhodli pro jeho vyloučení z výzkumu.

Tabulka 6. Vztah u komplexních indexů SA HRV

Parametr	R_s
CS_m vs. CS	.78***
VA_m vs. VA	.78***
SVB_m vs. SVB	.79***
PT_m vs. PT	.73***

Vysvětlivky: R_s – Spearmanův korelační koeficient; Index_m – modifikované vyšetření; CS - komplexní index celkového skóre; P_T - celkový spektrální výkon; VA – komplexní index vagové aktivity; SVB - komplexní index sympato-vagové rovnováhy, ***p≤ .001; NS – statisticky nevýznamné

Podle Stejskala et al. (2003) komplexní indexy sdružují všechny věkově závislé ukazatele a zdají se být výrazně citlivější, než obvykle používané ukazatele SA HRV. Spearmanova korelace potvrdila vztah mezi komplexními indexy SA HRV naměřenými standardním a modifikovaným způsobem. Podle Pett (1997) se jedná o silnou korelační závislost. Z výše uvedeného vyplývá, že při užití komplexních indexů lze použít modifikovaný algoritmus.

6 ZÁVĚR

Úkolem předkládané práce bylo zjistit, zda budou výsledky modifikované procedury vyšetření aktivity ANS odpovídat výsledkům standardní procedury. Závěrem můžeme konstatovat, že se nám podařilo úspěšně splnit jak hlavní cíl práce, tak i dílčí cíle.

Srovnali jsme hodnoty individuálních ukazatelů a komplexních indexů SA HRV naměřených během standardního a modifikovaného ortoklinostatického manévru.

Z výsledků této práce vyplývá, že hodnoty individuálních ukazatelů SA HRV získaných ve stoji a v druhém lehu během standardizovaného a modifikovaného ortoklinostatického manévru se vzájemně neliší, kromě parametru R-R. Vzájemně se neliší ani hodnoty komplexních indexů SA HRV získané během standardizovaného a modifikovaného vyšetření ANS.

Na základě výsledků této práce jsme dospěli k závěru, že navrhované zkrácení standardního vyšetření aktivity ANS metodou SA HRV (300s LEH, 300s STOJ, 300s LEH) může nahradit vyšetření modifikované (30s LEH, 300s STOJ, 300s LEH). Pro modifikovanou proceduru vyšetření aktivity ANS svědčí fakt, že mezi individuálními ukazateli i komplexními indexy byl nalezen vztah. U komplexních indexů se jednalo o silnou závislost.

Závěrem můžeme konstatovat, že předložená modifikace vyšetření SA HRV je progresivním způsobem, jak lze za dodržení standardizovaných podmínek, zjednodušit monitorování aktivity ANS a přispět tak ke zkrácení celého procesu vyšetření, zejména u sportovců.

7 SOUHRN

Hlavním cílem předkládané práce bylo porovnat odezvu ANS po provedení standardní a modifikované procedury vyšetření aktivity ANS pomocí SA HRV. Porovnávali jsme výsledky individuálních ukazatelů a komplexních indexů ze stoje a druhého lehu. Modifikované vyšetření znamenalo desetinásobnou časovou úsporu v prvním lehu, který slouží ke standardizaci výchozích podmínek měření. Tento leh byl zkrácen z časového intervalu 300s na 30s.

Jednou z částí této práce je syntéza poznatků, která je založena na kompilaci informací z odborné literatury a vědeckých článků. Zaměřujeme se v ní na informace spojené s SA HRV – tj. ANS, kardiovaskulární systém, HRV, řízení SF, atd.

Hlavní část je věnována výzkumu, statistickému zpracování a porovnání výsledků. Výzkum se uskutečnil v letech 2009-2010. Sledovaný soubor se skládal ze 17 vybraných dobrovolníků ve věku 19-27 let.

Na základě srovnání dvou variant neinvazivního vyšetření ANS (modifikovaného vs. standardního), jsme dospěli k závěru, že tato studie potvrdila jednu ze dvou námi definovaných hypotéz. Potvrdilo se, že výsledky standardního a modifikovaného vyšetření se shodují v případě komplexních indexů, ale mezi individuálními ukazateli se vyskytla statistická odchylka u R-R parametru.

Závěrem můžeme konstatovat, že modifikovaným vyšetřením lze nahradit vyšetření standardní, za předpokladu, že budou dodrženy standardizované podmínky.

8 SUMMARY

The main aim of this study was to compare a standard and a modified non-invasive diagnosis of the activity of the autonomic nervous system. There were compared data of individual parameters from standing and the second supine position and complex indexes of SA HRV method. The modified diagnosis of the activity of the autonomic nervous system meant temporal shortening of the first position (supine) from 300s to 30s.

This paper is composed of fact synthesis that is based on information from scholarly books, articles and scientific literature. The facts connected with SA HRV are contained (e.g. ANS, cardiovascular system, HRV, heart frequency, etc.).

The main part of this paper belongs to research, statistics and results. The research was realized during 2009/2010. A group of 17 volunteers was examined. These students were aged between 19 and 27 years.

When comparing two procedures of non-invasive examination of the ANS there was made a conclusion that this study confirms one of two defined hypothesis. Complex indexes do not differ but individual parameters do. There exists one statistic deviation among individual parameters (R-R parameter).

To sum up, the modified diagnosis of the activity of the autonomic nervous system is a reliable procedure and it might replace the standard diagnosis, in case all the standardized conditions are followed.

REFERENČNÍ SEZNAM:

- Antelmi, I., de Paula, R.S., Shinzato, A.R., Peres, C.A., Mansur, A.J. & Grupi, C.J. (2004). Influence of age, gender, body mass index, and functional capacity on heart rate variability in a cohort of subjects without heart disease. *Am J Cardiol*, 93(3), 381-5. Retrieved 4.5.2010 from MEDLINE:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- Bartáková, O. (2006). Metodika zpracování dat pro stanovení referenčních hodnot ukazatelů spektrální analýzy variability srdeční frekvence v závislosti na věku. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.
- Botek, M. (2007). Sledování aktivity autonomního nervového systému metodou spektrální analýzy variability srdeční frekvence u sportovců. Disertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.
- Botek, M., Stejskal, P., & Jakubec, A. (2006). Využití metody spektrální analýzy variability srdeční frekvence při optimalizaci intenzity tréninkového zatížení u atletů. *Atletika*, 5, M1-M2.
- Botek, M., Stejskal, P., Jakubec, A., & Kalina, M. (2003). Kvantifikace aktivity ANS v zotavení s možností monitorování procesu superkompenzace metodou SAHRV. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp. 10-17). Olomouc: Universita Palackého.
- Botek, M., Stejskal, P., Jakubec, A., Žujová, E., & Pavlík, F. (2004). Využití metody SA HRV jako prostředku zvyšující efektivitu sportovního tréninku [Abstrakt]. In I. Jirásek (Ed.), *Sborník z mezinárodní studentské vědecké konference v oboru kinantropologie* (pp. 15-16). Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Brychta, T., Stejskal P., Retek T., & Šlachta R. (1997). The impact of postural changes, physical exercise and age on dynamic alternations in the frequency of individual spectral component heart rate variability. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 27, 67-74.
- Brychta, T., Stejskal P., Retek T., & Šlachta R. (1997). Dynamics of selected indices of heart rate variability and orthostatic manoeuvre influence on them

- development in the process of recovery after physical effort. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 27, 75-82.
- Cipryán L. (2008) Srovnání využití spektrální analýzy variability srdeční frekvence v individuálních a kolektivních sportech. Disertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.
- Clays, E., De Bacquer, D., Crasset, V., Kittel, F., de Smet, P., Kornitzer, M., Karasek, R., & De Backer, G. (2010). The perception of work stressors is related to reduced parasympathetic activity [Abstract]. *Int Arch Occup Environ Health*, [Epub ahead of print]. Retrieved 5.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- Čihák, R. (1997). *Anatomie 3*. Praha: Grada.
- Fráňa P.; Souček M., Řiháček I.; Bartošíková L., & Fráňová J. (2005) Hodnocení variability srdeční frekvence, její klinický význam a možnosti ovlivnění. *Farmakoterapie*, 5, 375-377.
- Ganong, W. F. (1999). *Přehled lékařské fyziologie* (1st ed.)(T. Blažek et al., Trans.). Jinočany: H&H. (Originál vydán 1997)
- Hynynen, E., Vesterinen, V., Rusko, H., & Nummela, A. (2010). Effects of Moderate and Heavy Endurance Exercise on Nocturnal HRV [Abstract]. *Int J Sports Med* [Epub ahead of print]. Retrieved 5.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- Jakubec, A. (2005). *Spektrální analýza variability srdeční frekvence v průběhu zotavení po dynamické práci*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Jakubec, A., Stejskal, P., Botek, M., Salinger, J., Řehová, I., Žujová, E., & Pavlík, F. (2004). Spektrální analýza variabilita srdeční frekvence průběhu dynamické práce v setrvalém stavu. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 13(3), 121-129.
- Jurca, R., Church, TS., Morris, GM., Jordan, AN., & Ernest, CP. (2004). Eight weeks of moderate-intensity exercise training increases heart rate variability in sedentary postmenopausal women [Abstract]. *Am Heart J*, 147(5), e21. Retrieved 5.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- James, DV., Reynolds, LJ. & Maldonado-Martin, S.(2010). Influence of the duration of a treadmill walking bout on heart rate variability at rest in physically

- active women [Abstract]. *J Phys Act Health*, 7(1), 95-10. Retrieved 5.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- Kantor, L. (2003) Co víme o autonomním nervovém systému novorozence? *Pediatric pro praxi*, 5, 264-266.
- Keary, TA., Hughes, JW., & Palmieri, PA. (2009). Women with posttraumatic stress disorder have larger decreases in heart rate variability during stress tasks. [Abstract]. *Int J Psychophysiol*, 73(3), 257-64. Retrieved 5.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- Kleiger RE, Digger JT, Bosner MS, Chung MK, Cook JR, Rolnitzky LM, Steinman R, Fleiss JL (1991). Stability over time of variables measuring heart rate variability in normal subjects. *Am J Cardiol*, 68, 626-630.
- Kolisko, P., Jandová, D., & Salinger, J. (2003). Vybrané autoregulační techniky a jejich vliv na aktuální funkční změny ANS. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp 35-47). Olomouc: Universita Palackého.
- Kozák, M., Křivan, L., Sepši, M., Trčka, P., & Vlasinová, J. (2007). Analýza vlivu cirkadiánního rytmu na turbulenci srdeční frekvence ve skupinách pacientů bez organického onemocnění srdce a s pohnfarktovou dysfunkcí levé srdeční komory. *Cardiol*, 16(5), 196–204.
- Lacko, A., Navrátilová, M., Hruboň A., Straka, J., & Bestiina D. (2003). Vplyv stresu na autonómnou reguláciu srdcovej činnosti. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp 59-61). Olomouc: Universita Palackého.
- Morris, JA Jr., Norris, PR., Moore, JH., Jenkins, JM., Williams, AE. & Canter, JA. (2009). Genetic variation in the autonomic nervous system affects mortality: a study of 1,095 trauma patients. *J Am Coll Surg*, 208(5), 663-8. Retrieved 4.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- Neuls F., Sigmund E., & Frömel K. (2002) OwnCal/OwnCals - nová funkce monitorů srdeční frekvence Polar. *Pedagogická kinantropologie 200* : sborník sekce pedagogické kinantropologie - Kinantropologické společnosti / Dobrý L., Souček O., Praha : Karolinum.
- Norris, PR., Canter, JA., Jenkins, JM., Moore, JH., Williams, AE., & Morris, JA Jr. (2009). Personalized Medicine: Genetic Variation and Loss of Physiologic Complexity Are Associated With Mortality in 644 Trauma Patients. [Abstract].

- Ann Surg [Epub ahead of print]. Retrieved 4.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- Novotný J., & Novotná M. (2008). *Variabilita SF u dětí vleže a vstoje*. Blansko: MU, Reprocentrum.
- Olšák S., Stejskal P., & Salinger J. (1999) *Využitie sledovania spektrálnej analýzy variability srdcovej frekvencie v riadení športovnej prípravy*. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.), *Movement and Health* (pp. 414- 418). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Opavský, J. (2002). *Autonomní nervový systém a diabetická autonomní neuropatie: Klinické aspekty a diagnostika*. Praha: Galén.
- Pagani, M., Pizzinelli, P., Traon, AP., Ferreri, C., Beltrami, S., Bareille, MP., Costes-Salon, MC., Bérout, S., Blin, O., Lucini, D. & Philip, P. (2009). Hemodynamic, autonomic and baroreflex changes after one night sleep deprivation in healthy volunteers. [Abstract]. *Auton Neurosci*, 145(1-2), 76-80. Retrieved 5.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- Pett, A. M. (1997). *Nonparametric statistics for health care research. Statistics for small samples and unusual distributons*. California: Sage Publications.
- Retek, T., Stejskal, P., & Salinger, J. (1999). Použitelnost vyšetření HRV ke sledování průběhu zotavení po zátěži. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.), *Movement and Health* (pp. 443-445). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Rokyta, R. et al. (2000). *Fyziologie, pro bakalářské studia v medicíně, přírodovědeckých a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV.
- Salinger, J., Opavský, J., Stejskal, P., Vychodil, R., Olšák, S., & Janura, M. (1998). The evaluation of heart rate variability in physical exercise by using the telemetric variapulse TF3 system. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 28, 13-23.
- Salinger, J., Stejskal, P., Opavský, J., Gwozdziewicz, M., Gwozdziewiczová, S., Novotný, J., Elfmark, M., Bula, J. (2004). System type VarCor PF for non-invasive diagnostics of the heart rate variability and of the respiratory rate. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp. 96-104). Olomouc: Univerzita Palackého.

- Salinger, J., Vychodil R., Stejskal P., Opavský J., Novotný J., & Bula J. (1999). Příklady řešení modelových situací diagnostickým systémem VariaCardio TF 4. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.), *Movement and Health* (pp. 443-445). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Stejskal, P. (2008). Využití hodnocení variability srdeční frekvence ve sportovní medicíně. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca: mechanismy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 168–181). Martin: OSVETA.
- Stejskal, P., & Salinger, J. (1996). Spektrální analýza variability srdeční frekvence – základy metodiky a literární přehled o jejím klinickém využití. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 5(2), 33-42.
- Stejskal, P., Jakubec, A., Příkryl, P., & Salinger, J. (2004). Vliv osmihodinového časového posunu po přeletu přes poledníky na východ na spektrální analýzu variability srdeční frekvence u špičkového sportovce (kasuistika). In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp. 134-139). Olomouc: Universita Palackého.
- Stejskal, P., Šlachta, R., Elfmark, M., Salinger, J., & Gaul-Aláčová, P. (2002). Spectral analysis of heart rate variability: New evaluation method. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 32(2), 13-18.
- Stejskal P., Šlachta R., Elfmark M., Salinger J., Retek T., Vychodil R., Novotný J., Brychta T., Bureš J., Jurča R., & Kalina M. (1999). The effect of age on short-term heart rate variability. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 29, 7-18.
- Su, S., Lampert, R., Lee, F., Bremner, JD., Snieder, H., Jones, L., Murrah, NV., Goldberg, J. & Vaccarino, V. (2010). Common genes contribute to depressive symptoms and heart rate variability: the twins heart study [Abstract]. *Twin Res Hum Genet*, 13(1), 1-9. Retrieved 4.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- Šlachta, R., Stejskal, P., Elfmark, M., & Salinger, J., (2002). Age influence on the short term record of SA HRV. *Pohyb a zdraví*, 502-505.
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Special report. *Circulation*, 93(5), 1043-1065.
- Trojan, S. et al. (1999). *Lékařská fyziologie* (3rd ed.). Praha: Grada.

- Umetani, K., Winter, DH., McCraty, R. & Atkinson, M. (1998). Twenty-four hour time domain heart rate variability and heart rate: relations to age and gender over nine decades [Abstract]. *J Am Coll Cardiol*, 31(3), 593-601. Retrieved 5.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- Wang, X., Ding, X., Su, S., Li, Z., Riese, H., Thayer, JF., Treiber, F. & Snieder, H. (2009). Genetic influences on heart rate variability at rest and during stress [Abstract]. *Psychophysiology*. 46(3), 458-65. Retrieved 4.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>
- Zhong, X., Xiao, Y., Huang, R., & Huang, XZ. (2005). The effects of overnight sleep deprivation on cardiovascular autonomic modulation [Abstract]. *Zhonghua Nei Ke Za Zhi*, 44(8), 577-80. Retrieved 5.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16194407>
- Zhong, X., Hilton, HJ., Gates, GJ., Jelic, S., Stern, Y., Bartels, MN., Demeersman, RE., & Basner, RC. (2005). Increased sympathetic and decreased parasympathetic cardiovascular modulation in normal humans with acute sleep deprivation [Abstract]. *J Appl Physiol*, 98(6), 2024-32. Retrieved 5.5.2010 from MEDLINE: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15718408>
- Žujová, E., Stejskal, P., Jakubec, A., Gaul-Aláčová, P., & Salinger, J. (2004). Respiration frequency and spectral analysis of heart rate variability. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 34(1), 43-47.