

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VLIV TRÄBERTOVÝCH PROUDŮ NA VYBRANÉ UKAZATELE SPEKTRÁLNÍ
ANALÝZY VARIABILITY SRDEČNÍ FREKVENCE

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Jan Juřík, fyzioterapie
Vedoucí práce: PhDr. Petr Uhlíř, Ph.D.
Olomouc 2019

Titul, jméno a příjmení autora: Bc. Jan Juřík

Název diplomové práce: Vliv Träbertových proudů na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2019

Abstrakt: Diplomová práce hodnotí vliv Träbertových proudů na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence u zdravých probandů v období mladé dospělosti (20-30 let).

Obecná teoretická část diplomové práce se zabývá teorií spojenou s autonomním nervovým systémem, převodním systémem srdečním, spektrální analýzou variability srdeční frekvence a vlastnostmi a účinky Träbertových proudů.

Výzkumná část hodnotí vliv Träbertových proudů v lokalizaci EL3 na variabilitu srdeční frekvence u vyšetřovaného souboru 20 zdravých probandů, 11 mužů a 9 žen s průměrným věkem 26 let (rozmezí 24-29 let, SD 1,9).

Träbertův proud zvýšil parametry Power HF, R-R intervaly a MSSD po aplikaci proudů ve srovnání s hodnotami před jejich aplikací.

Klíčová slova: variabilita srdeční frekvence, autonomní nervový systém, spektrální analýza, Träbertovy proudy

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

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

Title of the master thesis: The influence of Träbert current on selected indicators of spectral analysis of heart rate variability

Department: Department of physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacky University, Olomouc

Supervisor: PhDr. Petr Uhlíř, Ph.D.

The year of presentation: 2019

Abstract: The aim of the thesis is to evaluate the impact of Träbert current on selected indicators of spectral analysis of heart rate variability on healthy subjects in young adults (20-30-year-old).

The general section deals with autonomic nervous system, conduction system of the heart, spectral analysis of heart rate variability and effects of Träbert current.

The special section includes 20 healthy subjects (11 women and 9 men in the average age 26, interval 24-29, SD 1,9). There was evaluated heart rate variability before and after the application of Träbert current on this sample.

We detected significant increase of Power HF, R-R intervals and MSSD parameters after the application of Träbert current when compared with data before this application.

Keywords: Heart rate variability, autonomic nervous system, spectral analysis, Träbert current

I agree to the lending of my thesis within the framework of library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně s odbornou pomocí PhDr. Petra Uhlíře, Ph.D., uvedl jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Mnohokrát děkuji PhDr. Petru Uhlířovi, Ph.D. za pomoc, odborné vedení a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce.

Obsah

1	ÚVOD	9
2	PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	10
2.1	Autonomní nervový systém (ANS)	10
2.1.1	Funkce autonomního nervového systému	11
2.1.2	Centrální autonomní nervový systém	11
2.1.3	Periferní autonomní nervový systém	12
2.1.4	Sympatikus a parasympatikus	13
2.1.5	Chemický přenos na synapsích	14
2.1.6	Regulace oběhového systému	15
2.1.7	Ewingova baterie testů	16
2.2	Převodní systém srdeční	18
2.2.1	EKG – elektrokardiogram	19
2.2.2	Autonomní nervový systém a dýchání	21
2.3	Spektrální analýza variability srdeční frekvence	22
2.3.1	Hodnocení variability srdeční frekvence	23
2.3.2	Komponenty spektrální analýzy variability srdeční frekvence	24
2.3.3	Parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence	25
2.3.4	Vliv dýchání na VSF	28
2.3.5	Vliv pohlaví na VSF	28
2.3.6	Vliv polohy těla na VSF	30
2.3.7	Vliv věku na VSF	30
2.3.8	Vliv fyzické aktivity na VSF	31
2.4	Träbertův proud	32
2.4.1	Charakteristika proudu a jeho parametry	32
2.4.2	Uložení elektrod	33
2.4.3	Analgetický účinek	34
2.4.4	Kontraindikace	36
3	CÍLE A HYPOTÉZY	37
3.1	Hypotézy	37
4	METODIKA	38
4.1	Režimová opatření	38
4.2	Výzkumný soubor	38
4.3	Měřené parametry	38
4.4	Organizace výzkumu a design výzkumu	39

4.5 Analýza naměřených dat.....	40
5 VÝSLEDKY.....	41
5.1 Výsledky Dotazníku na autonomní funkce (DAF)	41
5.2 Srovnání parametrů SAVSF v jednotlivých pozicích.....	42
5.2.1 Srovnání parametrů SAVSF v pozicích leh 2 před proudy (záznam 1 interval 3) a leh 2 po proudech (záznam 2 interval 3).....	42
5.2.2 Srovnání parametrů SAVSF v pozicích leh 2 před placebo (záznam 3 interval 3) a leh 2 po placebo (záznam 4 interval 3)	42
5.2.3 Srovnání parametrů SAVSF v pozicích leh 2 před proudy (záznam 1 interval 3) a leh 1 po proudech (záznam 2 interval 1).....	42
5.2.4 Srovnání parametrů SAVSF v pozicích leh 2 před placebo (záznam 3 interval 3) a leh 1 po placebo (záznam 4 interval 1)	43
5.3 Výsledky dle hypotéz.....	43
6 DISKUZE.....	44
7 ZÁVĚRY	49
8 SOUHRN.....	50
9 SUMMARY.....	51
10 REFERENČNÍ SEZNAM	52
11 TABULKY A GRAFY	59
12 PŘÍLOHY	79

SEZNAM ZKRATEK

ANS – autonomní nervový systém

AV – atrioventrikulární

CNS – centrální nervový systém

DAF – dotazník na autonomní funkce

DD – diadynamické proudy

EKG – elektrokardiogram

FENS – funkční elektrická neurostimulace

NPS – nadprahově senzitivní

PPA – podprahově algická

RSA – respirační sinusová arytmie

SA – sinoatriální

SAVSF – spektrální analýza variability srdeční frekvence

TENS – transkutánní elektrická neurostimulace

TF – tepová frekvence

VSF – variabilita srdeční frekvence

1 ÚVOD

Využití Träbertových proudů hledáme zejména u pacientů, u nichž chceme dosáhnout analgetického účinku transvertebrální aplikací. Nocicepce vzniká v nervových zakončeních, nociceptorech, je pak vedena aferentními nervovými strukturami až po úroveň mozkové kůry, kde se nocicepce mění na uvědomovanou bolest. Symptomatické tlumení bolesti využíváme u pacientů s bolestmi zad, horních končetin, dolních končetin, kříže a hlavy. Nízkofrekvenční proud aplikujeme pomocí dvou deskových elektrod ve čtyřech typických režimech (lokalizacích) v závislosti na potížích pacienta – od záhlaví (bolest v oblasti hlavy a šíje) až po sakrum (bolest v oblasti kříže a dolních končetin).

Träbertovy proudy jsou v současné době poměrně často předepisovány jako doplňková léčba, tudíž vyvstává otázka, jak tento typ elektroterapie působí na lidský organismus. Málo probádanou kapitolou je vliv tohoto typu proudu na autonomní nervový systém. Metodika spektrální analýzy variability srdeční frekvence umožňuje hodnotit kardiální autonomní reaktivitu v běžné klinické praxi. V diplomové práci se zaměřím na hodnocení vlivu Träbertových proudů na vybrané parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence u zdravých probandů v období mladé dospělosti (20–30 let).

2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

V teoretické části přiblížím anatomii a neurofyzologii týkající se autonomního nervového systému. Dále bude zpracována teorie pojednávající o spektrální analýze variability srdeční frekvence a Träbertových proudech.

2.1 Autonomní nervový systém (ANS)

Nervový systém neurofyzilogicky rozdělujeme na somatický, limbický a autonomní. Somatický nervový systém se uplatňuje při vědomém řízení, řídí pohyb kosterní svaloviny. Limbický systém je funkčně spojen s mozkovou kůrou, mozečkem, hypotalamem a dalšími částmi středního mozku (Jandová, 2009).

Autonomní nervový systém (ANS) je nejméně známou a jen obtížně ovladatelnou součástí nervového systému (Opavský, 2017). Název autonomní vznikl z původních a později překonaných představ, že funguje samostatně, bez závislosti na řízení strukturami vyšších oddílů CNS (Opavský, 2018).

Autonomní nervový systém se na základě rozmístění neuronů rozděluje na dvě části – centrální a periferní. ANS funguje na principu reflexních odpovědí – obdobně jako u somatického nervového systému je podstatou organizace reflexní okruh. Reflexní okruh je tvořen složkou aferentní a složkou eferentní. Vzruch, který vzniká ve viscerálním receptoru je přenášen aferentními autonomními drahami do centrálního nervového systému (CNS). V CNS je pak integrován na různých úrovních, následně je přenášen eferentními drahami k viscerálnímu efektoru (Ganong, 2005).

Neurony autonomního nervového systému jsou zodpovědné především za inervaci hladké svaloviny, žláz a srdce (myokardu). Jak již název napovídá, činnost ANS není kontrolována vůlí. Obecně se na ANS může nahlížet jako na centrum řízení homeostatických regulačních systémů, přičemž dochází k přizpůsobování aktivit vnitřních orgánů momentálním požadavkům organismu (Opavský, 2002; Jandová, 2009).

Anatomické pojetí rozdělení ANS tento systém dělí na sympatikus (pars sympathica), parasympatikus (pars parasympathica) a systém enterický (střevní, intramurální) (Opavský, 2002).

2.1.1 Funkce autonomního nervového systému

ANS v propojení s limbickým systémem a hypotalamem je zodpovědný za:

- řízení kardiovaskulárních a respiračních funkcí
- termoregulaci a metabolismus
- řízení hormonální osy a regulaci žláz v těle
- řízení viscerálních orgánů
- řízení hladkého svalstva orgánů, kůže a cév
- regulační a trofický vliv u kosterního svalstva
- biorytmy
- reprodukci
- kvalitu psychických funkcí, paměť a kognici (Jandová, 2009; Opavský, 2018).

2.1.2 Centrální autonomní nervový systém

Činnost ANS je koordinována z centrální nervové soustavy na několika úrovních – mozkovou kůrou, hypotalamem, retikulární formací z mozkového kmene a spinální míchou. Část mozkové kůry zvaná alokortex (řazena k limbickému systému) koordinuje autonomní funkce. Vliv se projevuje zejména vrozenými a získanými asociacemi dýchacího a oběhového systému (Rokyta, 2015).

Hypotalamus je významným podkorovým regulačním a modulačním centrem. Jeho primární funkcí je udržování homeostázy. Spolu s limbickým systémem, který je s hypotalamem funkčně spojen, ovlivňují termoregulaci, sexuální chování, látkovou výměnu, příjem potravy, emoční chování, spánek, bdění. Hypotalamus je také důležitým neuroendokrinním systémem, řídícím tvorbu a sekreci hormonů neurohypofýzy a adenohipofýzy (Ambler, 2011; Rokyta, 2015).

Koordinace činnosti sympatiku a parasimpatiku probíhá v jádrech retikulární formace prodloužené míchy, Varolova mostu a středního mozku. V této části jsou řízeny životně důležité funkce, jako dýchání a činnost srdce a cév – centrum vazodilatační a vazokonstrikční. Spontánní dýchání je řízeno mozkovým kmenem, pontem a medullou oblongatou, přičemž ventrální skupina neuronů z tractus solitarius je funkčně spojena s motorickým nervem jádra vagu, z čehož plyne svázání srdečního rytmu s rytmem dechu (význam pro hodnocení variability srdeční frekvence a hodnocení R-R intervalů) (Jandová, 2009).

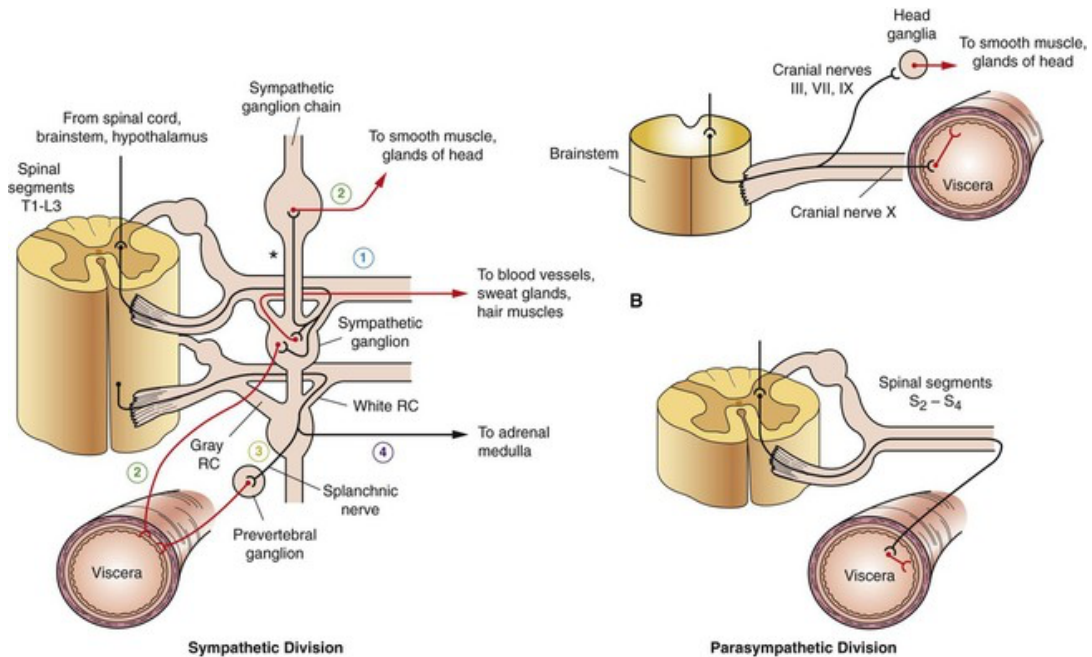
Na úrovni spinální míchy dochází k integraci somatických a autonomních reakcí. Spinální mícha také zajišťuje autonomní reflexy, jako je reflex kardio-kardiální a intestino-intestinální (aferentní i eferentní část reflexní okruhu je tvořena autonomním nervstvem) (Benarroch, 2014).

2.1.3 Periferní autonomní nervový systém

Na rozdíl od somatického nervového systému, periferní část ANS je tvořena dvěma neurony – pregangliovým a postgangliovým (Opavský, 2002). Buněčná těla pregangliových neuronů leží ve viscerálním, eferentním míšním sloupci (laterální šed') nebo v homologních motorických jádrech hlavových nervů. Axony těchto neuronů (první neuron eferentní části ANS) jsou myelinizovaná pomalu vedoucí vlákna typu B (rychlost vedení 3–15 m/s). Jejich synapse končí na postangliovém neuronu mimo centrální nervový systém. Pregangliové axony se rozdělují na 8–9 postangliových neuronů – informace je tudíž difúzní. Postangliové axony (druhý neuron eferentní části ANS) pak končí nemyelinizovanými vlákny typu C (rychlost vedení 0,7 – 2,3 m/s) na viscerálních efektech ve formě terminálních pletení s váčky s neurotransmitery a mitochondriemi (Rokyta, 2015; Ganong 2005).

Anatomicky je autonomní výstup (eferentní část) dělen na sympatický a parasympatický oddíl (v trávicím ústrojí jsou pak tyto složky napojeny na tzv. enterický systém).

Obrázek 1. Pregangliové a postgangliové neurony sympatiku a parasympatiku (Ganong, 2005)



2.1.4 Sympatikus a parasympatikus

Morfologicky se sympatikus a parasympatikus liší délkou pregangliových a postgangliových úseků. Parasympatikus má ve srovnání se sympatickými strukturami delší úseky pregangliové a kratší úseky postgangliové (Opavský, 2002).

Páteří míchu opouští sympatické axony pregangliových neuronů předními kořeny prvního hrudního až třetího či čtvrtého míšního bederního nervu (tzv. thorakolumbální systém). Tyto rami comunicantes albi směřují k paravertebrálnímu sympatickému gangliovému řetězci, u kterého většina končí na buněčných tělech postgangliových neuronů. Některé axony pokračují a vstupují do útroh, jiné se vracejí z řetězce jako šedé rami comunicantes (rami comunicantes grisei) do míšních nervů. Spolu s míšními nervy pak směřují k autonomním efektorům. Sympatické postgangliové nervy hlavy vychází z horního, středního krčního sympatického ganglia a z ganglion stellatum (Benarroch, 2014).

Parasympatický oddíl se dělí na část hlavovou a sakrální. Hlavový výstup tvoří třetí, sedmý, devátý a desátý hlavový nerv, tedy n. oculomotorius, n. facialis a n. glossopharyngeus. V hrudníku a horní části břišní dutiny je inervace zajištěna prostřednictvím n. vagus. Sakrální část inervuje útroby pánve pelvickými větvemi druhého až čtvrtého míšního sakrálního nervu. Krátká postgangliová vlákna jsou spojena s pregangliovými vlákny v blízkosti nebo uvnitř viscerálních orgánů (Ganong, 2005).

2.1.5 Chemický přenos na synapsích

Přenos mezi pregangliovým a postgangliovým neuronem, stejně tak jako mezi postgangliovým neuronem a efektořem, je zprostředkován chemicky. Hlavním mediátorem (přenašečem, neurotransmiterem) je noradrenalin a acetylcholin. Neurotransmitery se naváží na specifické receptory na sousedící buňce za vzniku odpovědi ve formě chemické zprávy či neurální aktivity (Burnstock, 2009).

Acetylcholin je mediátorem v gangliu sympatiku i parasympatiku. Mezi cholinergní neurony se řadí:

- všechny pregangliové neurony
- postgangliové neurony náležící parasympatiku
- postgangliové neurony náležící sympatiku inervující potní žlázy
- neurony náležící sympatiku, které inervují krevní cévy v kosterních svalech, jejichž dráždění způsobuje vazodilataci.

Zbývající postgangliové neurony náležící sympatiku jsou noradrenergní (Jandová, 2009; Ganong, 2005).

Acetylcholin je vytvářen v axoplazmě nervových vláken působením enzymu cholinacetyltransferáza. Syntetizuje se spojením acetylkoenzymu A s cholinem (vitamín B). Ukládán je v synaptických váčcích v terminální části axonu. Akční potenciál zapříčiní vstup vápenatých iontů do nervových zakončení. Následuje spuštění pohybu synaptických váčků k presynaptické membráně, splynutí membrán a uvolnění acetylcholinu do synaptické štěrbiny. Vyplavený acetylcholin aktivuje receptory na postsynaptickém neuronu, který informaci vede dále k cílovému orgánu nebo cílový orgán přímo ovlivní. Následně je acetylcholin degradován acetylcholinesterázou na cholin a acetát. Receptory, na které acetylcholin působí, jsou nikotinové (N) a muskarinové (M). Muskarinových receptorů je několik druhů (M1 – M5). V srdečních síních vazbou acetylcholinu na receptor M2 dochází k hyperpolarizaci (otevření K^+ kanálků) a v hladkém svalstvu k depolarizaci (otevření Na^+ a Ca^{2+} kanálků) (Rokyta, 2015; Burnstock, 2009; Trojan et al, 1999).

Noradrenalin patří mezi katecholaminy a je syntetizován v axoplazmě terminálních vláken z fenylalaninu a tyrozinu. Důležitým mezikrokem v procesu syntézy je L-dopa a dopamin. Stejně jako acetylcholin je noradrenalin ukládán v synaptických váčcích terminální části axonu (presynaptická část) a obdobně jako u acetylcholinu také dochází při akčním potenciálu ke vstupu vápenatých iontů do nervových zakončení a uvolnění noradrenalinu do synaptické štěrbiny. 80 % noradrenalinu putuje zpět do

terminálního vlákna, kde může být znovu použit v synaptických váčcích k přenosu signálu, nebo je inaktivován enzymem monoaminoxidáza. Noradrenalin se může dostat i do krevního oběhu, kde je poté v játrech a ledvinách enzymaticky rozložen (Rokyta, 2015; Benarroch, 2014; Burnstock, 2009).

Na postsynaptické membráně se noradrenalin váže na dvojí receptory – alfa-adrenoreceptory a beta-adrenoreceptory. Nejvýznamnější pro srdce a oběhový systém jsou receptory β_1 , které mají účinek chronotropní (zvýšení srdeční frekvence), bathmotropní (zvýšení dráždivosti), inotropní (zvýšení stažlivosti) a dromotropní (zvýšuje se rychlost vedení). Součástí těchto dějů je také zvýšená spotřeba kyslíku (Benarroch, 2014).

2.1.6 Regulace oběhového systému

Receptory typu β_1 se významně podílí na regulaci srdeční frekvence. Rami cardiaci (vlákna vagu) inervují sinoatriální uzel (SA), atrioventrikulární uzly (AV) a srdeční svalovinu zejména síní. Nervi cardiaci (vlákna sympatiku) pak inervují oblast síní a komor. Společně tato vlákna vytvářejí plexus cardiacus. Vlákna pravostranného vagu se koncentrují v oblasti SA uzlu pravé předsíně. Vlákna levostranného vagu vedou k AV uzlu. Tudiž pravostranný vagus má účinky zejména chronotropní (ovlivňuje frekvenci), levostranný vagus pak dromotropní (ovlivňuje rychlost). Příkladem může být aktivace srdečních autonomních vláken sympatiku (zprostředkováno receptory β_1), což vede ke zvýšení vtoku vápenatých iontů do buňky a ke zvýšení rychlosti depolarizace membrány. Celý proces vede ke zvýšení frekvence vzruchů, tedy zvýšení srdeční frekvence (Opavský, 2002). V tabulce 1 jsou uvedeny základní autonomní regulační vlivy ovlivňující srdce.

Tabulka 1. Odpovědi srdce na stimulaci cholinergního a noradrenergního subsystému (Opavský, 2002)

Efaktor	Cholinergní odpověď	Noradrenergní odpověď
SA uzel	snížení srdeční frekvence (M2)	zvýšení srdeční frekvence (β 1)
AV uzel	snížení převodní rychlosti (M2)	zvýšení převodní rychlosti (β 1)
komory	snížení převodní rychlosti (kontraktility) (M2)	zvýšení kontraktility (β 1)
síně	Snížení kontraktility a obvykle zvýšení převodní rychlosti (M2)	Zvýšení kontraktility a převodní rychlosti (β 1)

Obecně platí, že cholinergní část autonomního nervového systému má spojitost s vegetativní složkou každodenního života (jak ukazuje tabulka č. 1). Někdy je cholinergní systém nazýván také jako anabolický nervový systém. Naopak noradrenergní systém je aktivován v krizových situacích. Zvyšuje se srdeční frekvence a krevní tlak, zlepšuje se prokrvení životně důležitých orgánů a svalů, dochází k vazokonstrikci kožních cév. Mimo jiné se zvyšuje hodnota glykémie a volných mastných kyselin k zajištění dostatku energie. Díky těmto charakteristikám se noradrenergnímu systému někdy říká fight or flight, tedy bojuj nebo uteč (Ganong, 2005).

2.1.7 Ewingova baterie testů

K posouzení autonomní funkce oběhového systému slouží Ewingova baterie kardiiovaskulárních testů, ke které řadíme test hlubokého dýchání, Valsalvův manévr a ortostatickou zkoušku (Opavský, 2018). Hodnotíme také systolický tlak v ortostatické zkoušce a diastolický tlak při handgrip testu, ve kterém jde o izometrickou kontrakci ruky. Dochází zde ke změně diastolického tlaku při vyvinutí 30 % maximální svalové síly při stisku ruky po dobu až 5 minut. Právě tato změna diastolického tlaku oproti hodnotám klidovým je hodnocena (Opavský, 2002).

V **testu hlubokého dýchání** se hodnotí klidová srdeční frekvence, změny R-R intervalů při nádechu a výdechu, průměrná délka R-R intervalu a směrodatná odchylka. Tonhajzerová a Javorka (2000) uvádí, že ideální frekvence dýchání je 6 za minutu. Jeden

dechový cyklus tedy bude mít 10 sekund, přičemž poměr nádechu a výdechu by měl být 2:3 (4 vteřiny nádech, 6 vteřin výdech). Dechové objemy by měly přitom tvořit alespoň 40 % vitální kapacity plic. Hluboký nádech se provádí nosem, výdech pak nosem i ústy. Při této zkoušce nás zajímá průměr rozdílů nejvyšších a nejnižších hodnot srdeční frekvence ze šesti (případně čtyř) dechových cyklů (Opavský, 2018).

Valsalvův manévr je modifikace výdechu, u které dochází k usilovnému výdechu přes uzavřenou glottis. Dochází ke zvýšení nitrohrudního tlaku, ideálně na hodnotu 40 mm Hg na dobu 15 sekund. Na základě barorecepčních reflexů dochází ke změně tepové frekvence a krevního tlaku. Po obnovení respirace dochází k bradykardické reakci zprostředkovanou parasympatikem a baroreceptory. U Valsalvova manévru se hodnotí parametry: poměr nejvyšší SF při manévru a nejnižší frekvence při dýchání (TF max-TF klid, TF min/TF klid, TF max/TF klid) a časy potřebné k dosažení minimální a maximální srdeční frekvence (Tonhajzerová & Javorka, 2000). Zkouška je však pro náročnost a možná rizika, u onemocnění jako arteriální hypertenze, zvýšený nitrolební tlak nebo retinopatie, kontraindikována, respektive není doporučována (Opavský, 2018).

Při **ortostatické zkoušce** sledujeme změny srdeční frekvence a krevního tlaku při změně polohy těla z lehu do stoje. Při této změně polohy dochází k městnání krve do cév pod srdcem. Žilní návrat klesá, stejně tak jako plnění srdce a jeho diastolický objem. Klesá také krevní tlak, což má vliv na baroreceptory. Na počátku stoje se srdeční frekvence zvyšuje s maximem okolo deseti sekund. Tachykardii způsobuje uvolnění tonu parasympatiku. Po této kardioakceleraci má následovat zřetelná kardiodecelerace (Opavský, 2018). Hodnotí se poměr délky R-R intervalu v 15. a 30. sekundě po postavení se a poměry srdeční frekvence jako u předcházejícího testu (TF max-TF klid, TF min/TF klid, TF max/TF klid) (Tonhajzerová & Javorka, 2000).

Kromě těchto testů se hodnotí variabilita srdeční frekvence v oblasti časové a frekvenční pomocí spektrální analýzy variability srdeční frekvence, které je blíže popsána v kapitole 2.3.

2.2 Převodní systém srdeční

Srdeční svalovinu můžeme rozdělit na dvě základní části. Pracovní myokard, který plní mechanickou práci srdce, čerpá krev a vypuzuje ji. A převodní systém, vytvářející a převádějící vzruchy k pracovnímu myokardu (Rokyta, 2015).

Lidské srdce má zhruba velikost sevřené pěsti, váží 250–350 gramů a denně udělá asi sto tisíc tepů. U průměrně žijícího člověka pak celkem 2,5 bilionů tepů (Shaffer, McCraty & Zerr, 2014).

Kontrakce každého svalu je spojena s elektrickými změnami. Elektrické změny jsme schopni detekovat pomocí elektrod přiložených na povrch těla. Vzhledem k tomu, že má srdce čtyři oddíly a obě síně i obě komory se kontrahují společně, z pohledu elektrické aktivity je možné se na srdce dívat jako na dvoudílné (Hampton, 2005).

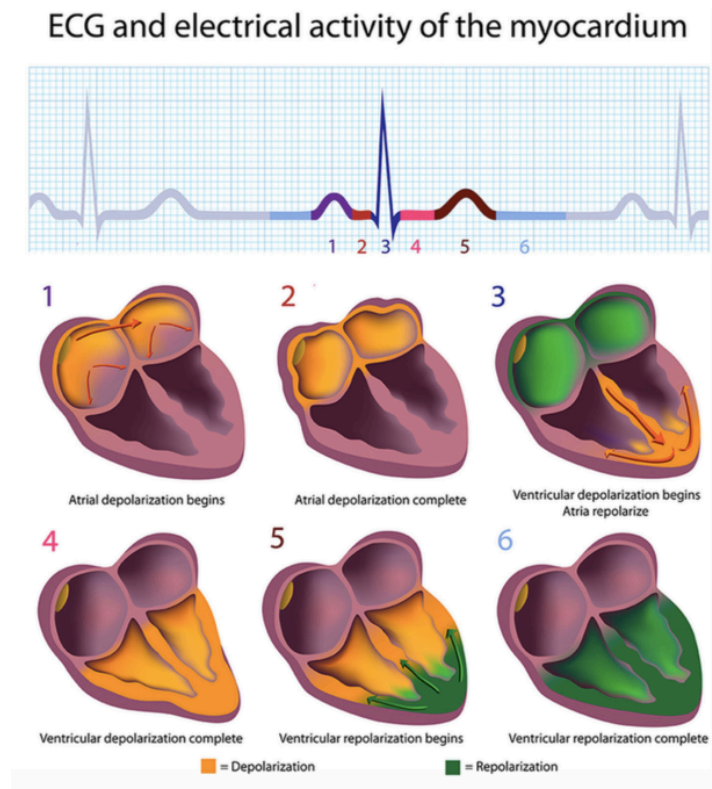
Převodní srdeční systém tvoří atrioventrikulární uzel, sinoatriální uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna. Tyto části jsou schopny generovat vzruchy, avšak vedoucí úlohu má sinoatriální uzel, kde vznikají vzruchy s největší frekvencí (sinusový rytmus). Sinoatriální uzel spolu s atrioventrikulárním uzlem jsou dva interní pacemakery primárně zodpovědné za iniciaci vzruchů (Shaffer, McCraty & Zerr, 2014). SA uzel se nachází v pravé síni srdce, poblíž ústí vena cava superior. Potenciál v buňkách převodního systému spontánně kolísá a nazývá se pacemakerový potenciál (Hendrik van Weerd & Christoffels, 2016).

Vzruchy se šíří ze SA uzlu na rozhraní síní a komor do AV uzlu. Z AV uzlu, nacházejícího se v pravé síni, vychází Hisův svazek, spojující síně a komory. Atrioventrikulární uzel má důležitou roli ve zpomalení převodu vzruchu ze síní na komory, aby byla zajištěna dostatečně dlouhá doba pro dokončení síňové systoly během komorové diastoly (Shaffer, McCraty & Zerr, 2014). Hisův svazek je dělen na Tawarova raménka, dále na Purkyňova vlákna rozvádějící vzruch po celé svalovině komor. Převodní systém srdeční má souvislost s křivkou EKG (Rokyta, 2015; Hendrik van Weerd & Christoffels, 2016).

2.2.1 EKG – elektrokardiogram

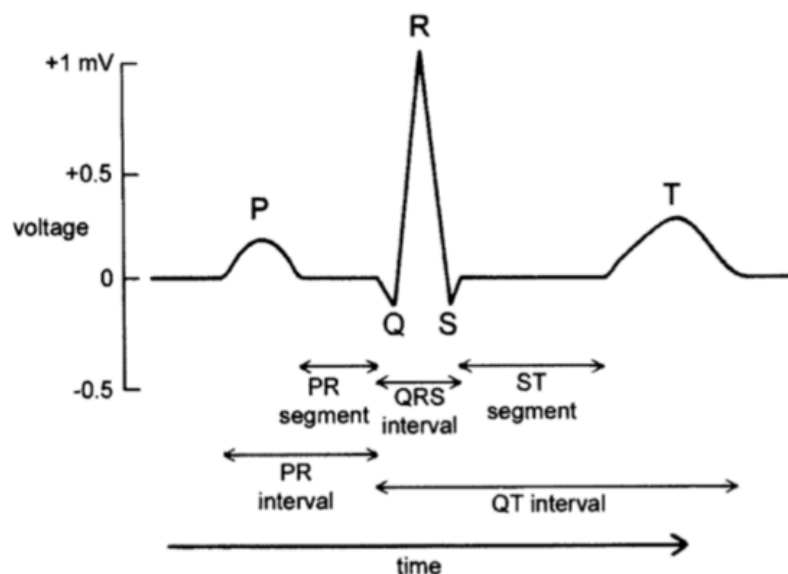
EKG (elektrokardiogram) je záznamem srdečních akčních potenciálů snímaných z povrchu těla. Jeho význam hledáme zejména při diagnostice poruch srdečního rytmu, ischemii a dalších patologických stavech (Dupre, Vincent & Iaizzo, 2005)

Obrázek 2. EKG a elektrická aktivita myokardu (Shaffer, McCraty & Zerr, 2014)



Masa síňového myokardu ve srovnání se srdečními komorami je malá, tudíž i elektrické změny spojené s jeho kontrakcí jsou malé. Kontrakce síní je na EKG znázorněna jako vlna „P“, trvající 80–100 ms. Velká masa srdečních komor pak vyvolává při depolarizaci triplet kmitů zvaný „QRS komplex“, který nastává asi 160 ms po vlně P a trvá zhruba 80 ms. Následná vlna „T“ představuje návrat komorového myokardu do klidového stavu – repolarizace (Hampton, 2005; Dupre, Vincent & Iaizzo, 2005; Shaffer, McCraty & Zerr, 2014).

Obrázek 3. Tvar fyziologického EKG (Dupre, Vincent & Iaizzo, 2005)



EKG přístroje zaznamenávají elektrickou aktivitu srdce na pruh pohyblivého se papíru. Standardně se používá papír s velikostí čtverců 5 mm, což představuje 0,2 sekundy. Každý velký čtverec je pak dělen na 25 malých. Pokud se například QRS komplex vyskytne jednou v každém čtverci, má frekvenci 300/min. Z uvedeného vyplývá, že lze z křivky EKG (konkrétně z R–R intervalů) rychle spočítat srdeční frekvence (Hampton, 2005).

Tabulka 2. Vztah mezi počtem velkých čtverců v R–R intervalu a SF (Hampton, 2005)

R–R interval	Srdeční frekvence za minutu
1	300
2	150
3	100
4	75
5	60
6	50

2.2.2 Autonomní nervový systém a dýchání

Autonomní nervový systém a dýchání patří neoddelitelně k sobě. Při jakékoliv fyzické či psychické aktivitě se mění charakter dýchání i aktivita jednotlivých složek ANS. Fyziologicky, v klidových podmínkách, je dýchání spontánní a mimovolné. Kromě toho lze do dýchání vstupovat i volně – současně se změnou sympatiku a parasympatiku (Opavský, 2017).

Je potřeba zmínit, že receptory a autonomní reflexy jsou v dýchacím systému rozšířeny od nosu po alveoly. Pro mimovolní dýchání jsou rozhodující sítě neuronů v oblasti prodloužené míchy a pontu (Bennarroch, 2014). Dorzální skupina jader řídí inspiraci a nachází se v oblasti nukleus tractus solitarii. Ventrální skupina jader nacházející se v oblasti nukleus ambiguus a retroambiguus obsahuje respirační i inspirační neurony. Funkční propojení dýchání a krevního oběhu je zřejmé z faktu, že aferentní vlákna z cest dýchacích, z chemoreceptorů a baroreceptorů směřují do oblasti nukleus tractus solitarii. Z karotického sinu pak do něj směřují vlákna nervus glossopharyngeus a z oblouku aorty vlákna nervus vagus. Nucleus tractus solitarii tak ovlivňuje jak sympatikus (tlumivě), tak i parasympatikus (aktivačně). Srdeční činnost je významně ovlivněna neurony vagu (nacházející se v nucleus dorsalis nervi vagi a nucleus ambiguus) (Opavský, 2017).

V praxi můžeme sledovat zrychlování srdeční frekvence při nádechu, naopak zpomalování při výdechu (lze i palpačně na ventrální straně zápěstí na arteria radialis). Tento jev je známý jako **respirační sinusová arytmie (RSA)** a je více zřetelná při hlubším dýchání (Chang, Strohlic, Williams, Umans & Liberles, 2015). Přičemž můžeme konstatovat, že čím víc se liší tepová frekvence u nádechu oproti výdechu, tím větší je aktivitu vagu. S přibývajícím věkem se tyto rozdíly zmenšují, někdy se také mluví o vymizelé RSA jako o negativním prediktoru kvality a délky života. V praxi to funguje tak, že když se nadechneme, tepová frekvence se ihned zvyšuje, zatímco tlak krve se mírně zvýší s latencí 4-5 sekund. Při výdechu pak tepová frekvence klesá, tlak krve opět se zpožděním. Akcelerace a decelerace je vysvětlována baroreflexními mechanizmy (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Z uvedeného vyplývá, že pomalé dýchání zvyšuje aktivitu vagu a snižuje aktivitu sympatiku. Naopak dýchání o vysoké frekvenci činnost sympatiku zvyšuje. Klidné dýchání je spojováno s psychickou pohodou, zklidnění dechu také napomáhá k uvedení do spánku, kdy se aktivuje vagus se současným tlumením sympatiku (Opavský, 2017).

2.3 Spektrální analýza variability srdeční frekvence

Spektrální analýza variability srdeční frekvence (SAVSF) se stala moderní a progresivní metodou hodnocení variability srdeční frekvence, která podává informaci o tom, jak parasymptikus a sympatikus kardiovaskulární systém ovlivňují (Salinger, Opavský, Stejskal, Vychodil, Olšák & Janura, 1998). Právě autonomní nervový systém se zásadním způsobem podílí na regulaci srdeční činnosti (Chu Duc, Nguyen Phan & Nguyen Viet, 2013). Je však potřeba myslet na to, že v mnoha situacích se sympatikus a parasymptikus nechovají antagonisticky, ale koordinovaně. V některých situacích dochází k současnému zvýšení aktivity obou subsystémů (Opavský, 2018).

Metoda je založená na principu sledování oscilací intervalů mezi po sobě následujícími srdečními stahy. Variabilita délky R-R intervalů je zřejmá i na EKG a je závislá na několika faktorech. Z pravidla platí, že vysoká variabilita srdeční frekvence značí dobrou adaptabilitu systému, nízká variabilita pak poukazuje na poruchu, která by se měla dále došetřit (Estévez, Machado, Leisman, Estévez-Hernández, Arias-Morales, Machado & Montes-Brown, 2016).

SAVSF je popisována jako spolehlivá metoda, která zároveň citlivě reflektuje aktivitu parasymptiku a sympatiku. Podstatou je skutečnost, že ukazatele kardiovaskulárních funkcí oscilují současně v různých rytmech, jež mají fyziologicky odlišný význam. Frekvence, na kterých k oscilacím dochází, se odlišují a rozdělují do čtyř pásem. Transformací časových údajů srdeční frekvence se pomocí tzv. Fourierovy transformace získá výkonové spektrum v rozmezí 0,02 – 0,50 Hz. Důležité pro zpracování je, že sympatikus a parasymptikus pracují s odlišnou frekvencí (Vlčková, Bednařík, Buršová, Šajgalíková & Mlčáková, 2010).

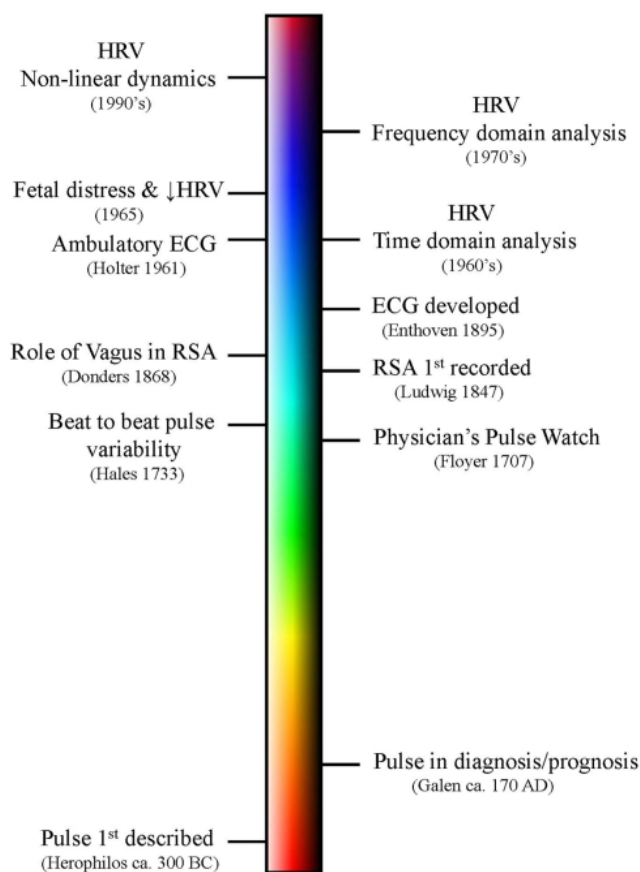
Variabilitu srdeční frekvence lze monitorovat krátce v rádech několika minut až jedné hodiny (short-term analysis) nebo v delším časovém úseku až 24 hodin (long-term analysis) (Hernando et al. 2016).

Srdeční variabilita se hodnotí jak v klidovém stavu při spontánním dýchání, tak standardizovanými zkouškami jako jsou: hluboké dýchání, Valsalvův manévr, ortostatická zkouška (vertikalizace), ortoklinostatický test (zkouška leh-stoj-leh). Při ortoklinostatické zkoušce se po postavení zvyšuje aktivita sympatiku a výrazně snižuje aktivita vagu. Po opětovném položení se naopak redukuje sympatikus a zesiluje činnost vagu. U mladých zdravých osob jsou zřetelné dynamické změny v jednotlivých frekvenčních složkách, zatímco u starších osob se jejich amplituda snižuje (Opavský, 2018).

2.3.1 Hodnocení variability srdeční frekvence

Ve 20. století přišel vývoj EKG a s tím i spojený „holter EKG“, schopný měřit EKG po delší časový úsek. Zásahu o tento přenosný monitor má Norman Holter. Od 70. let dvacátého století se postupně začala rozvíjet problematika spektrální analýzy variability srdeční frekvence (Billman, 2011).

Obrázek 4. Hlavní objevy spojené s variabilitou srdeční frekvence (Billman, 2011)



Analýza variability srdeční frekvence (VSF) se může provádět krátkodobě (nejčastěji 5minutový záznam) nebo dlouhodobě z celodenního EKG záznamu (Holter EKG). Z dlouhodobého záznamu kardiologové často hodnotí VSF po infarktu myokardu. Analýza krátkodobá se využívá k hodnocení aktivity sympatiku a parasympatiku, tzv. sympatiko-vagální rovnováhy. Při dlouhodobém snímání je většina spektrálního výkonu ve velmi nízkém či ultra nízkém frekvenčním pásmu, kdežto u krátkodobého monitorování jsou nízkofrekvenční a vysokofrekvenční pásma dominantní.

Časová analýza patří mezi jednoduché metody hodnocení variability srdeční frekvence. Parametry časové analýzy informují o amplitudě oscilací VSF. Na EKG záznamu se registrují vzdálenosti R-R intervalů, z nichž se pak stanovuje průměrná

srdeční frekvence. Dále se hodnotí průměrný NN interval (normální intervaly v záznamu v jednotkách ms), který s průměrnou srdeční frekvencí úzce souvisí (Javorka, 2008).

Další metodou založenou na hodnocení R-R intervalů je **frekvenční analýza**. Může se u ní použít jak neparametrická metoda (Fourierova transformace, FFT), tak parametrická metoda – autoregresivní model. Základní rozdíl mezi nimi spočívá v tom, že u rychlých Fourierových transformací se vyžaduje přísná periodicita sledovaných rytmů, zatímco autoregresivní model sám stanovuje počet a centra jednotlivých frekvenčních složek. Frekvenční analýza ukazuje amplitudu oscilací s různou frekvencí podílejících se na výsledném záznamu variability srdeční frekvence (Opavský, 2018). Dle Javorky (2008) by tento typ analýzy měl být upřednostňován při krátkodobých záznamech.

Autonomní funkce lze také hodnotit pomocí dotazníku na autonomní funkce (Opavský, 2002). Dotazník zaměřený na projevy obou hlavních subsystémů autonomního nervového systému se nazývá Dotazník na autonomní funkce (DAF). Celkem 16 položek dotazníku zachycuje anamnestické údaje, u nichž lze odlišit převládající vliv sympatiku či parasympatiku (viz příloha). Opavský (2002) uvádí, že odpověď A odpovídá převaze sympatiku, odpověď B naopak parasympatiku, zatímco odpověď C představuje indiferentní možnost. Poměr odpovědí A:B slouží k orientačnímu stanovení vegetativní rovnováhy. Pokud je u některého z dotazovaných 8 a více odpovědí typu A, je u této osoby v převaze sympatikus, naopak při 8 a více odpovědí B značí převahu parasympatiku.

2.3.2 Komponenty spektrální analýzy variability srdeční frekvence

Frekvence, na kterých k oscilacím dochází, se rozdělují do čtyř pásem. Vysokofrekvenční pásmo (high frequency), nízkofrekvenční pásmo (low frequency), velmi nízká frekvence (very low frequency) a ultra nízká frekvence (ultra low frequency) (McCraty & Shaffer, 2015).

Vysokofrekvenční pásmo (high frequency – HF) má rozsah 0,15 – 0,40 Hz, což odpovídá 9-24 dechům za minutu. Odráží aktivitu vagu spojenou s fyziologickou respirační arytmií (respiračně vázaná aktivita vagu). Někdy bývá toto pásmo nazýváno jako respirační pásmo. Při nádechu kardiopulsační centrum inhibuje aktivitu vagu a dochází ke kardioakceleraci, při výdechu dochází k obnovení aktivity vagu a s tím spojenou kardiodecelerací (McCraty & Shaffer, 2015; Javorka, 2008). Zpravidla bývá HF

pásmo sníženo během dne, naopak vyšší hodnoty zaznamenáváme přes noc. Nižší hodnoty power HF korelují se stresem, úzkostí a strachem (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Pásmo **nízkofrekvenční** (low frequency – LF) v rozsahu 0,04 – 0,15 Hz představuje 2,4-8,5 dechů za minutu. Pásmo LF reflektuje současně aktivitu sympatiku i vagu, jejichž míra zastoupení závisí na vyšetřované situaci (poloha těla). Ve stoji se zvyšuje aktivita sympatiku, zatímco v poloze v lehu parasympatiku (McCarty & Shaffer, 2015). Souvislost je se změnami cévní rezistence a s baroreflexními mechanismy. Pásmo bývá také nazýváno pásmem baroreceptorů, které se nacházejí v srdečních síních, horní duté žíle, karotickém sinu a aortálním oblouku (Vlčková, Bednařík, Buršová, Šajglíková & Mlčáková, 2010; Shaffer & Ginsberg, 2017).

Velmi nízká frekvence (very low frequency – VLF) má frekvenční rozsah 0,0033 – 0,04 Hz. Ze všech čtyř komponent má nejmenší podíl vagové stimulace. Nízký spektrální výkon tohoto frekvenčního pásma je spojován s posttraumatickou stresovou poruchou, zánětem nebo také s nízkou hladinou testosteronu (McCarty & Shaffer, 2015). Shaffer a Ginsberg (2017) uvádějí, že nízké hodnoty VLF pásma jsou spojovány se srdečními arytmii a také se zánětlivými chorobami.

Ultra nízká frekvence (ultra low frequency – ULF) je pásmo v rozsahu 0,0033 Hz a níž. Oscilace srdeční frekvence mají původ v pomalu působících regulačních procesech (metabolismus, renin-angiotenzinový systém, termoregulační mechanismy, procesy během spánku) (Shaffer & Ginsberg, 2017; McCarty & Shaffer, 2015).

Všechny tyto spektrální komponenty je však možné získat pouze z dlouhodobého, 24hodinového záznamu. Z krátkodobého záznamu lze hodnotit pouze pásma LF, HF a VLF (Opavský, 2002).

2.3.3 Parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence

V rámci vyšetření SAVSF se hodnotí intenzita oscilace srdeční frekvence na jednotlivých frekvencích (**výkonová spektrální hustota**, power spectral density). Od tohoto parametru je odvozena celá řada dalších parametrů. Součet výkonových spektrálních hustot na všech frekvencích určitého frekvenčního pásma je **spektrální výkon** (power). Spektrální výkon je plocha pod křivkou určenou výkonovými spektrálními hustotami v daném spektrálním pásmu (Shaffer & Ginsberg, 2017).

$$POWER\ VLF = \int_{0.01}^{0.05} PSD\ df \quad [ms^2]$$

$$POWER\ LF = \int_{0.05}^{0.15} PSD\ df \quad [ms^2]$$

$$POWER\ HF = \int_{0.15}^{0.5} PSD\ df \quad [ms^2]$$

Nejčastěji se hodnotí spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (LF power) a spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (HF power). Dále pak hodnotíme součet (**celkový spektrální výkon**, total power, TP), který představuje plochu pod křivkou výkonové spektrální hustoty. Total power vyjadřuje součet dílčích parametrů „power“ ve všech pásmech.

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

Relativní spektrální výkon (relative power) reprezentuje procentuální vyjádření výkonů v jednotlivých pásmech vzhledem k celkovému výkonu (Shaffer & Ginsberg, 2017).

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

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

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

Dalším měřeným parametrem je **poměr spektrálních výkonů** (LF/HF ratio, VLF/HF ratio, VLF/LF ratio), udávající poměr jednotlivých spektrálních výkonů vůči sobě.

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

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

$$RATVLF/HF = \frac{POWER VLF}{POWER HF}$$

Poměr LF/HF ukazuje dominanci jednotlivých složek autonomního nervového systému. Pokud vezmeme v úvahu, že LF power značí aktivitu sympatiku, zatímco HF power aktivitu parasympatiku, potom nižší hodnoty poměru LF/HF budou značit dominanci parasympatiku. Vyšší hodnoty LF/HF jsou spojovány s dominancí sympatiku, a tedy krizovými situacemi (fight or flight) (Shaffer & Ginsberg, 2017). Billman (2013) uvádí, že hodnoty LF/HF měří takzvanou „sympatiko-vagální rovnováhu“. Je však třeba brát v úvahu, že power LF není čistě index reflektující aktivitu sympatiku (část tohoto pásma je dána aktivitou parasympatiku a menší část se připisuje nespécifikovaným faktorům). Na kontroverznost parametru LF/HF poukázal také Shaffer, McCraty & Zerr (2014).

Průměry odmocnin spektrálního výkonu a průměrné hodnoty R-R intervalů daných frekvenčních pásem představují **variální koeficienty**. Příkladem využití může být studie Stejskala a spol. (2004), ve které autoři využili koeficienty variací se snahou redukce vlivu rozdílných hodnot srdeční frekvence na výkonové pole spektrální analýzy variability srdeční frekvence.

$$CCVLF = \frac{\sqrt{POWER VLF}}{R - RINTER} * 100 \text{ [%]}$$

$$CCVLF = \frac{\sqrt{POWER LF}}{R - RINTER} * 100 \text{ [%]}$$

$$CCVHF = \frac{\sqrt{POWER HF}}{R - RINTER} * 100 \text{ [%]}$$

Dalším důležitým parametrem jsou **R-R intervaly** (R-R INTER), které ukazují průměrnou hodnotu naměřených R-R intervalů.

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

Ukazatel, týkající se R–R intervalů je **MSSD** (mean square successive differences). Vyjadřuje průměrnou hodnotu druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů. Jedná se o hodnotu přímo úměrnou stavu ANS (Shaffer & Ginsberg, 2017).

2.3.4 Vliv dýchání na VSF

Při posuzování stavu a reaktivity ANS má zásadní význam posouzení vlivu dýchání na autonomní regulaci činnosti srdce. Jak již bylo zmíněno, respirační sinusová arytmie je ukazatelem vydatné aktivace vagu při výdechu a měla by být alespoň orientačně zhodnocena. RSA se fyziologicky snižuje s přibývajícím věkem (Opavský, 2018). Mezi další faktory ovlivňující respirační sinusovou arytmiu patří typ dýchání, frekvence dechu a jeho hloubka. Znalost těchto faktorů je využitelná nejenom v diagnostice, ale i k cílenému ovlivnění dýchání a srdeční činnosti v rámci rehabilitace (Opavský, 2002).

RSA se projeví při dechové frekvenci odpovídající vysokofrekvenčnímu spektru. Při poklesu dechové frekvence pod 9 dechů za minutu je projev RSA problematický, neboť aktivita vagu vázaná na respiraci přechází do pásma nízkofrekvenčního (Zdařilová, Opavský, Ošťádal & Riedl, 2004).

Pro vyšetření autonomního nervového systému se využívá spontánního dýchání, ale i hlubokého dýchání (zvyšuje se aferentace vláknů vagu z receptorů dýchacích cest a plic) nebo Valsalvova manévru, kdy se zvyšuje aferentace z baroreceptorů. Při ortostatické zkoušce (aktivní postavení se) se pak zvyšuje aferentace z baroreceptorů i proprioreceptorů (Opavský, 2002; Arias-Morales, Machado & Montes-Brown, 2016).

2.3.5 Vliv pohlaví na VSF

Je všeobecně známo, že pohlaví má vliv na průměrnou srdeční frekvenci. Dospělé ženy mají srdeční frekvenci vyšší průměrně o 3-7 tepů za minutu než muži. Vytváří se otázka, zda je tento rozdíl patrný již od narození, nebo od určitého věku. Dle studií u plodů zřetelné rozdíly nejsou, u novorozenců už jsou pak výsledky studií nejednotné. Výsledky závisí na podmínkách měření, zda novorozenec bdí nebo spí, případně také na

stádiích spánku (Voss, Schroeder, Hetimann, Peters, & Perz, 2015). Nagy, Orvos, Bárdos a Molnár (2000) zjistili, že chlapci mají v bdělém stavu v průměru o 7 tepů za minutu pomalejší srdeční frekvenci než dívky.

Další otázkou je schopnost srdce reagovat na různé podněty změnou frekvence. Schopnost reagovat zpomalením tepové frekvence (bradykardií) zjišťoval Javorka s kolektivem (2008) okulokardiálním reflexem a tlakem na hlavičku v oblasti velké fontanely. Podnět vyvolal v 90 % případech bradykardickou reakci, avšak bez rozdílu pohlaví. Pouze čas k návratu na výchozí tepovou frekvenci byl u dívek kratší než u chlapců. Naopak schopnost reagovat na podnět tachykardií vyšetřovali u nedonošených novorozenců – konkrétně mechanickým drážděním nosní sliznice. Opět bez rozdílu ve zvýšení srdeční frekvence, avšak znovu se tepová frekvence vrátila k původním hodnotám rychleji u dívek.

Výsledky několika studií se shodují u dospělých lidí v nález, že je odlišná variabilita srdeční frekvence mezi muži a ženami. U žen je celková VSF snížena (nižší celkový spektrální výkon, výkon v oblasti LF a poměr LF/HF) (Evans, Ziegler, Patwardhan, Ott, Kim, Leonelli & Knapp, 2001). Javorka (2008) uvádí, že snížená aktivita sympatiku při regulaci srdeční činnosti je považována za protektivní faktor během zvýšené kardiovaskulární zátěže (fyzické, psychické, emoční).

Metaanalýza zabývající se vlivem pohlaví na autonomní kontrolu srdce pomocí variability srdeční frekvence u zdravých osob ukazuje, že ženy mají signifikantně kratší průměrnou délku R-R intervalu. Dále byly zjištěny nižší hodnoty Power LF a vyšší hodnoty Power HF. Tento fakt reflektuje i nižší parametr LF/HF. Ženy mají také vyšší hodnoty průměrné srdeční frekvence a vyšší aktivitu vagu, reprezentovanou parametrem power HF (Koenig & Thayer, 2016). Tento fakt potvrzují také Woo a Kim (2015).

Pohlavně podmíněné rozdíly v chronotropní regulaci činnosti srdce se vytrácejí přibližně po 50. roku věku. Studie, v níž sledovali vliv věku a pohlaví na variabilitu srdeční frekvence ve věku 40 až 79 let, sledovala jedince s hypertenzí, hypotenzí, arytmiemi a diabetickou neuropatií. Tedy choroby, jež by mohly ovlivňovat činnost srdce a autonomní nervový systém. Ženy před 50. rokem života měly vyšší výkon ve frekvenční oblasti HF, zatímco muži ve věku mezi 40. a 59. rokem měli vyšší spektrální výkon v pásmu LF. Žádný rozdíl ve VSF mezi ženami a muži po 50. roku již nebyl pozorován (Kuo, Lin, Yang, Chen & Chou, 1999).

2.3.6 Vliv polohy těla na VSF

Poloha těla je významný faktor ovlivňující kardiovaskulární a respirační systém. Ve stoji dochází k posunu krve do žil dolních končetin a gluteální oblasti, čímž klesá cirkulující objem krve až o 15 %. Venózní návrat se snižuje, plnění srdce také a minutový systolický objem je menší. V důsledku působícího hydrostatického tlaku krve se přes baroreflexy podrážděním receptorů aktivuje sympatikus, načež dojde k adaptačním změnám s cílem udržení „středního systémového tlaku“ a prokrvení orgánů. Na počátku ortostázy se srdeční frekvence rychle zvyšuje s maximem v 10. vteřině. Dále dochází k poklesu srdeční frekvence. Ortostatický test patří mezi základní manévry při vyšetřování reaktivity ANS na regulační činnost srdce.

Opačné procesy probíhají při změně polohy ze stoje do lehu. Zvyšuje se žilní návrat a na začátku se motorickou aktivitou zvyšuje srdeční frekvence. V další fázi (zhruba po 30 sekundách) srdeční frekvence klesá pod výchozí hodnoty. Dochází k nárůstu aktivity v oblasti HF, který je větší než na počátku vyšetření (stoj). Schopnost aktivovat mechanismy spojené s aktivitou sympatiku (ortostáza) a následně parasympatiku (leh z polohy ve stoji) patří ke standardním postupům vyšetřování VSF spektrální analýzou (Javorka, 2008).

2.3.7 Vliv věku na VSF

Variabilita srdeční frekvence je závislá na aktuálním stavu srdce a autonomního nervového systému. Ve vývoji dítěte dominuje dozrávání jednotlivých regulačních a efektorových struktur, ve vyšším věku pak patologické nálezy (ateroskleróza, změna elasticity cév, změna senzitivity baroreceptorů, ischemická choroba srdeční, diabetes).

U novorozenců obecně platí, že čím je nižší porodní hmotnost a gestační věk, tím je vyšší průměrná srdeční frekvence a nižší variabilita srdeční frekvence. S tímto faktem je pravděpodobná souvislost se zralostí autonomního nervového systému. Kantor (2003) u novorozenců během prvních 3 dnů života stanovoval krátkodobou VSF. Variabilitu zjišťoval ve 3 intervalech – poloha vleže, naklonění o 45 stupňů, opět poloha vleže. Každé nově narozené dítě bylo vyšetřeno dvakrát, a to v den narození a poté 48-72 hodin po narození. Byly zjištěny velké rozdíly hodnot krátkodobé VSF. U obou pohlaví byl rychlý vývoj regulace srdeční činnosti, přičemž během prvních tří dnů se parametry VSF znatelně zvýšily v oblasti sympatiku i parasympatiku (přičemž nejvýznamnější část vzestupu variability tvořilo pásmo LF).

V dětství pak postupně klesá průměrná srdeční frekvence a zvyšuje se celková variabilita srdeční frekvence. VSF pak dosahuje maxima v období puberty, adolescenci a mladším dospělém věku. S tím je spojené také prodlužování délky R-R intervalu. (Kazuma, Otsuka, Wakamatsu, Shirase & Matsuoka, 2002).

V dospělosti postupně ubývá buněk SA uzlu, snižuje se aktivita acetylcholinesterázy a celkově se zpomaluje metabolismu acetylcholinu. Průměrná srdeční frekvence se v dospělosti ztelně nemění, možný je však postupný pokles VSF (Voss, Schroeder, Hetimann, Peters, & Perz, 2015). Postupně snižující se adaptace kardiovaskulárního systému na zátěž se projevuje i výskytem posturálně ortostatické hypotenze (Javorka, 2008).

2.3.8 Vliv fyzické aktivity na VSF

Obecně je známo, že pravidelná fyzická aktivita snižuje psychický stres, redukuje emoční problémy, snižuje riziko kardiovaskulárních poruch. V průběhu fyzické aktivity dochází ke zvýšení srdeční frekvence, systolického objemu a také kontraktility myokardu (Farah, Andrade-Lima, Germano-Soares, Christofaro, De Barros, Prado & Ritti-Dias, 2018). Tyto mechanismy umožní krýt energetické potřeby pro pracující svaly. Zvýšená srdeční frekvence při tělesné práci je při nižší intenzitě zatížení způsobena inhibicí vagu, při intenzitě vyšší pak dochází k nárůstu aktivity sympatiku a vyšší produkci katecholaminů (Rowell & O'Leary, 1990). Vzestup tepové frekvence v průběhu fyzické aktivity je spojen s redukcí autonomní modulace, což se projeví potlačením respirační sinusové arytmie i redukcí celkového spektrálního výkonu. Spektrální výkon je závislý na míře zatížení – redukce výkonu je tím vyšší, čím vyšší je intenzita zatížení (Stejskal, Rechbergová, Salinger, Šlachta, Elfmark & Kalina, 2001). Intenzita zatížení na úrovni respiračního prahu je předělem, kdy aktivita vagu je výrazně redukována a zvyšuje se aktivita sympatiku (Javorka, 2008).

Komponenty spektrální analýzy LF a VLF by měly při fyzické aktivitě dominovat jako ukazatelé sympatikotonie. To však ovlivňuje fakt, že během fyzické aktivity se zvyšuje respirace a funkční nestabilita. Redukuje se i reflexní citlivost baroreceptorů. Jak už bylo řečeno, dochází ke snižování celkového spektrálního výkonu v důsledku redukce komponent LF i HF (Stejskal & Salinger, 1996).

Studie autorů Routledge, Campbell, Mc-Fetridge-Durdle a Bacon (2010) potvrzuje, že pravidelná fyzická aktivita snižuje riziko infarktu myokardu a chronického srdečního selhání. Dochází přitom ke zvýšení tonu vagu a snížení aktivity sympatiku.

2.4 Träbertův proud

Fyzikální terapie představuje cílenou aplikaci fyzikálních podnětů na organismus nebo jeho část s cílem ovlivnění konkrétního problému – nejčastěji v rámci pohybového systému.

Elektroterapii dělíme na kontaktní a bezkontaktní, přičemž jde o způsob aplikace a typ aplikátoru. Do kontaktní elektroterapie řadíme galvanoterapii, nízkofrekvenční terapii (Träbertovy proudy), středofrekvenční terapii. V tomto případě je proud do organismu přiváděn přes kůži (sliznici) prostřednictvím elektrod přes zvlhčenou porézní látku, vodní prostředí či vodivý gel. K bezkontaktní elektroterapii patří vysokofrekvenční terapie, distanční elektroterapie a magnetoterapie (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

Träbertovy proudy se spolu s diadynamickými proudy, TENS, FENS, H-vlny a dalšími proudy řadí k **nízkofrekvenční elektroterapii**. Ta je charakteristická frekvencí od 0 Hz do 1000 Hz (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Nízkofrekvenční proudy jsou vytvářeny přerušováním galvanického proudu, generovány elektronicky nebo modifikací střídavého síťového proudu (Poděbradský & Vařeka, 1998).

2.4.1 Charakteristika proudu a jeho parametry

Träbertův proud je charakterizován jako pulzní monofázický pravoúhlý proud s délkou impulzu 2 ms a pauzou 5 ms. S celkovou periodou 7 ms má frekvenci 142,9 Hz (Träbert, 1957).

Obrázek 5. Träbertův proud – monofázický, pravoúhlý proud (Adel & Luykx, 2005)



Účinky proudu se vždy liší na základě tvaru impulzu, frekvence a použité intenzity. Účinek Träbertova proudu lze vysvětlit **teorií kódů**, kdy uvedená frekvence je optimální pro změnu frekvence impulzů přicházejícími C a A δ vlákny do zadních rohů míšních. Výsledná informace tedy není vyššími centry vyhodnocena jako bolest. Träbertův proud se indikuje k symptomatickému tlumení bolesti bez ohledu na etiologii nebo intenzitu, při bolestech v pohybovém systému u artróz, posttraumatických bolestí a revmatických

bolestí (Träbert, 1957; Poděbradský & Poděbradská, 2008; Sen, Nanda Kumar & Rau, 2013).

Délku aplikace Träbertova proudu uvádí Poděbradský a Vařeka (1998) 10–15 minut. Je popisován tzv. „vzdálený a časný účinek“, tedy značná úleva od bolesti již během správně provedené aplikace i bezprostředně po ní (Adel & Luykx, 2005). Vzdálený účinek představuje to, že například aplikace proudu na bederní páteř (EL₄) ovlivňuje bolest kolenního kloubu. Intenzita musí být na hranici tolerance (podprahově algická). Poděbradský a Poděbradská (2009) udávají frekvenci procedur obvykle denně s celkovým počtem 3 až 5.

Poděbradský a Poděbradská (2009) uvádějí, že adaptace na proud nevzniká ani při delší době aplikace, přestože Träbertův proud není frekvenčně modulován. Na druhou stranu Adel a Luykx (2005) popisují, že k adaptaci dochází poměrně rychle z důvodu, že proud není frekvenčně modulován. Již po několika minutách pacient necítí proud o takové intenzitě jako na začátku terapie. Proto se doporučuje zvyšovat intenzitu proudu tak, aby byla viditelná či palpovatelná kontrakce svalu pod elektrodami. Většinou alespoň třikrát během patnáctiminutové aplikace.

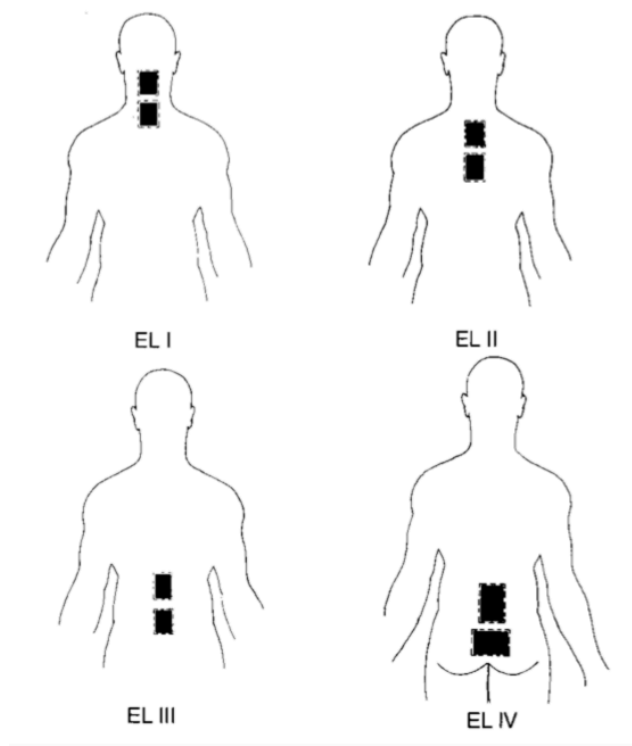
V režimu CC (constant current – proudový režim s fixovanými elektrodami) pomocí deskových elektrod aplikujeme proud transvertebrálně dle zdroje bolesti. Elektrody přikládáme vždy tak, že anoda je kraniálně, katoda kaudálně. Pouze u cervikobrachiálního syndromu je kraniální elektroda katoda (Adel & Luykx, 2005). Träbertův proud se ukládá na čtyři typické lokality a dělí se dle uložení na lokalizace EL₁, EL₂, EL₃ a EL₄.

2.4.2 Uložení elektrod

- Lokalizace EL₁ se využívá pro terapii bolesti hlavy a šíje a cervikokraniálního syndromu
- Lokalizace EL₂ u bolestí horních končetin
- Lokalizace EL₃ při lumbalgiích a thorakalgiích
- Lokalizace EL₄ u bolestí v oblasti dolních končetin

V případě lokalizace EL₁ se jedna elektroda ukládá na záhlaví pacienta, druhá na přechod krční a hrudní páteře. U lokalizace EL₂ se kraniální elektroda dá na C/Th přechod, kaudální na střed hrudní páteře. Lokalizace EL₃ představuje kraniální elektrodu na dolní hrudní páteř, kaudální elektrodu na horní bederní obratle. U EL₄ se přikládá jedna elektroda na bederní páteř, druhá nad sakrum (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

Obrázek 6. Pozice elektrod u aplikace Träbertova proudu (Adel & Luykx, 2005)



2.4.3 Analgetický účinek

Pokud volíme fyzikální léčbu dle účinku, vybíráme mezi účinky myorelaxačním, trofotropním, antiedematózním, myostimulačním a analgetickým. Träbertovy proudy využíváme k účinku analgetickému. Ten je vždy k symptomatickému tlumení bolesti, nikoliv ke kauzálnímu. Sympatické tlumení bolesti zabraňuje nocicepci, aby se dostala do vyšších center, tedy tam, kde je vyhodnocena jako bolest.

Tlumení bolesti pomocí fyzikální terapie se popisuje pomocí následujících teorií tlumení bolesti. První z teorií je **teorie kódů** (teorie kódování). Do této kategorie spadá několik teorií založených na charakteristických vzorcích aferentních informací vedoucích k rozvoji bolestivého vjemu. První, teorie sumace, označuje stav, kdy při překročení intenzity aferentní informace z periferie přes zadní míšní rohy dojde k rozvoji bolesti. Tato teorie byla definována na konci 19. století. Dnes již víme, že nezáleží na množství všech vzruchů, ale jen na těch, které přicházejí vlákny A δ a C. Další z teorií je teorie reverberačních okruhů. Popisuje, že k rozvoji a fixaci bolesti dochází aktivací „samoudržovacích okruhů“. Teprve po přerušení okruhu může dojít k vymizení bolesti. Dále zde řadíme teorii interakce a sumace (formulována v roce 1959 Noordenbodem), která předpokládá, že se nociceptivní informace dostává do CNS časovým a prostorovým kódem signálů vedených dvěma anatomickými strukturami – pomalejší a rychlejší.

K rozvoji bolesti pak dochází při převaze vzruchů přicházejícími pomalým systémem (Opavský, 2011).

V roce 1965 byla formulována Melzackem a Wallem **vrátková (hradlová) teorie bolesti**. Vrátková teorie respektuje specializaci receptorů i princip kódování aferentních signálů v rychlých a pomalých nervových vláknech. Jak již bylo napsáno, vlákna podmiňující vznik bolesti jsou A δ a C. Opačně působí vzruchy přicházející silnými vlákny typu A β . Terapeuticky se toho dá využít tak, že cíleným působením na vlákna A β se sníží intenzita některých typů bolesti. V oblasti zadních rohů míšních v substantia gelatinosa Rolandi dochází k interakci silných a tenkých aferentních nervových vláken z periferie s buňkami této vrstvy, které mají kontakt s transmisní buňkou převádějící signál do vyšších etáží CNS. Modulační vlivy však přichází i z retikulární formace a descendentního inhibičního systému (Opavský, 2011).

Teorie endorfinová vychází z existence endogenních látek (endorfiny, enkefaliny), které mají analgetický účinek. Zvýšení sekrece těchto látek dosahujeme elektrickou stimulací vláken typu C (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

Vrátková teorie se uplatňuje při frekvenci 100 Hz s prahově až nadprahově senzitivní intenzitou. Endorfinová teorie je popisována u frekvence do 10 Hz a podprahově algické intenzity. A Teorie kódů se uplatňuje u proudů s konstantní frekvencí.

Tabulka 3 Analgetický účinek (Poděbradský & Poděbradská, 2009)

Etáž	Teorie	Podnímký	Specifikace	Podrobnosti
Kortiko-subkortikální	kódů	nemodulovaný proud (frekvence kolem 140 Hz)	nransvertebrální aplikace s intenzitou PPA. Neurální aplikace s intenzitou NPS	Träbertův proud, kontinuální TENS
Kortiko-subkortikální, spinální	endorfinová	frekvence = 0,2 – 10 Hz	aplikace neurální s intenzitou PPA	LF TENS, APL-TENS, burst TENS
Spinální	vrátková	Modulovaný proud, (frekvence kolem 100 Hz, intenzita NPS)	Dermatom odpovídající zdroji bolesti	DD-LP, random TENS

2.4.4 Kontraindikace

Ve fyzikální terapii dělíme kontraindikace na obecné a speciální. K obecným kontraindikacím patří:

- Horečnaté stavy jakékoliv etiologie
- Celková kachexie jakékoliv etiologie
- Implantovaný kardiostimulátor
- Hemoragické diatézy
- Kovové předměty (dlahy, implantáty) pod místem aplikace či v proudové dráze
- Trofické změny kůže v místě aplikace
- Jizvy nebo čerstvé poškození kožního krytu
- Gravidita (neplatí pro elektroterapii mimo oblast břicha a pánve)
- Oblast laryngu a štítné žlázy
- Primární ložiska TBC, primární tumory
- Oblast velkých sympatických plexů (sinus caroticus, plexus solaris)
- Manifestní kardiální nebo respirační insuficience
- Poruchy citlivosti v místě aplikace (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem diplomové práce je posoudit vliv Träbertových proudů na autonomní nervový systém hodnocený vybranými ukazateli spektrální analýzy variability srdeční frekvence u zdravých probandů v období mladé dospělosti.

3.1 Hypotézy

Hypotéza H₀₁:

V pozici závěrečného lehu po aplikaci Träbertových proudů nedojde ke změně hodnoty žádného ze sledovaných ukazatelů (Power LF, Power HF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF, R-R intervaly, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání se závěrečným lehem před aplikací proudů.

Hypotéza H₀₂:

V pozici závěrečného lehu po přiložení elektrod (bez aplikace Träbertových proudů) nedojde ke změně hodnoty žádného ze sledovaných ukazatelů (Power LF, Power HF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF, R-R intervaly, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání se závěrečným lehem před tímto přiložením elektrod.

Hypotéza H₀₃:

V pozici úvodního lehu po aplikaci Träbertových proudů nedojde ke změně hodnoty žádného ze sledovaných ukazatelů (Power LF, Power HF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF, R-R intervaly, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání se závěrečným lehem před aplikací proudů.

Hypotéza H₀₄:

V pozici úvodního lehu po přiložení elektrod (bez aplikace Träbertových proudů) nedojde ke změně hodnoty žádného ze sledovaných ukazatelů (Power LF, Power HF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF, R-R intervaly, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání se závěrečným lehem před tímto přiložením elektrod.

4 METODIKA

Variabilita srdeční frekvence u zdravých probandů byla hodnocena pomocí krátkodobé neinvazivní spektrální analýzy diagnostickým systémem VarCor PF7. U těchto probandů byla SAVSF hodnocena před a po aplikaci Träbertových proudů a vybrané naměřené ukazatele spektrální analýzy byly vzájemně porovnány.

4.1 Režimová opatření

Již před měřením byli všichni probandi informováni a poučeni o režimových opatřeních souvisejících s metodikou spektrální analýzy variability srdeční frekvence. Informovaný souhlas byl probandům dán k podepsání před začátkem samotného měření. Probandi před tímto výzkumem dodrželi spánkový režim, 8 hodin před měřením nepili silný čaj, kávu, alkohol ani nekouřili. Dále se den před vyšetřením vyvarovali psychickému stresu a větší fyzické námaze. Probandi, kteří užívají pravidelně medikamenty, do studie nebyli zařazeni, stejně jako ti, kteří v posledních 48 hodinách prodělali akutní onemocnění. Ženy v době měření nebyly gravidní a neměly v době měření menstruaci.

Výzkumná část diplomové práce se prováděla v dopoledních hodinách (mezi 8 a 10 hodinou) v místnosti se subjektivně příjemnou teplotou vzduchu (přibližně 22°C).

4.2 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor tvořilo 20 zdravých probandů, 11 mužů a 9 žen s průměrným věkem 26 let (rozmezí 24-29 let, SD 1,9), průměrnou váhou 67,2 kg (SD 9,31) a výškou 173,85 cm (SD 6,64). Kontrolní i výzkumný soubor byl tvořen stejnou skupinou probandů, ve stejných pozicích. U kontrolní skupiny však bez aplikace Träbertových proudů, pouze s přiložením elektrod a elektrodových podložek.

4.3 Měřené parametry

Měřenými a hodnotícími parametry byly: **Power LF** (spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma), **Power HF** (spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma), **LF/HF** (poměr spektrálního výkonu nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma), **RR intervaly**, **Rel. LF** (relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma), **Rel. HF**

(relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma), **MSSD** (průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů) a **Total Power** (celkový spektrální výkon).

4.4 Organizace výzkumu a design výzkumu

Měření a aplikace Träbertových proudů probíhalo v prostorách elektroterapie RRR centra (léčba bolestivých stavů a pohybových poruch na Fakultě tělesné kultury v Olomouci). Měření probíhalo v dopoledních hodinách mezi 8–10 hodinou. Mezi kontrolním a výzkumným měřením byl rozestup týden, přičemž o pořadí měření rozhodl los. K měření byla k dispozici samostatná kabinka s lehátkem a přístrojem k aplikaci Träbertových proudů a v místnosti byl pouze proband a terapeut.

Před každým vyšetřením bylo probandovi ještě jednou vysvětleno, jak měření bude probíhat. Probandovi byl připevněn k trupu hrudní pás se zvlhčenými snímacími elektrodami. Ten byl propojen kabelem s UHF vysílačem. Vysílač měl proband celou dobu pevně připevněn popruhem kolem paže. Signál byl z vysílače posílán do UHF přijímače, propojeného USB kabelem s počítačem. Zpracování dat v počítači probíhalo v programu Medical DiANS PC, určeném pro neinvazivní vyšetření autonomního nervového systému.

Během celého měření pacienti nemluvili a měli zavřené oči. Měření se skládalo ze sedmi částí. Nejprve byla zaznamenávána SAVSF v pozicích leh, stoj a leh. V každé pozici proband setrval po dobu 300 tepů (přibližně 5 minut). Poté byl probandovi sundán hrudní pás a vysílač a následovalo aplikování Träbertových proudů po dobu 15 minut (nebo pouhé přiložení elektrod v případě kontrolního měření). Aplikace Träbertových proudů byla v pozici vleže na břicho v pocitově intenzitě „vlnivého neklidu“ pod elektrodami. Po aplikaci proudů se opakovala série leh, stoj a závěrečný leh (každá pozice znovu po dobu 300 tepů) opět s připevněným hrudním pásem a vysílačem kolem paže probanda.

Dotazník na autonomní funkce (DAF) proband vyplnil před samotným měřením.

4.5 Analýza naměřených dat

Sledovaná data byla vyhodnocena pomocí neparametrického Wilcoxonova testu. Srovnávaly se měřené parametry ve vybraných pozicích před aplikací proudů (nebo přiložení elektrod u kontrolní skupiny) a po této aplikaci.

Hladina statické významnosti (p) byla stanovena na 0,05 ($p < 0,05$).

Pro statistické účely byly jednotlivé pozice a jejich zařazení do sedmi částí měření následovně popsány a očíslovány:

- interval 1 = leh 1
- interval 2 = stoj
- interval 3 = leh 2
- záznam 1 = před proudy
- záznam 2 = po proudech
- záznam 3 = před placebo proudy
- záznam 4 = po placebo proudech

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky Dotazníku na autonomní funkce (DAF)

Celkem 16 položek dotazníku zachycuje anamnestické údaje, u nichž lze odlišit převládající vliv sympatiku či parasympatiku (viz příloha). Opavský (2002) uvádí, že odpověď A odpovídá převaze sympatiku, odpověď B naopak parasympatiku, zatímco odpověď C představuje indiferentní možnost. Poměr odpovědí A:B slouží k orientačnímu stanovení autonomní rovnováhy. Pokud je u některého z dotazovaných více než 8 odpovědí typu A, je u této osoby v převaze sympatikus, naopak při více jak 8 odpovědí B značí převahu parasympatiku.

U skupiny 20 zdravých probandů jsou výsledky odpovědí v poměru 6,15:6:3,9. Můžeme tedy říci, že poměr odpovědí A:B (6,15:6,3) je téměř shodný, avšak s mírnou převahou parasympatiku.

Tabulka 4. Souhrn odpovědí Dotazníku na autonomní funkce

	odpověď A	odpověď B	odpověď C
M	6,15	6,3	3,9
SD	1,56	1,73	1,26
Me	6	6	4
Min.	3	3	0
Max.	9	10	6

Vysvětlivky:

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Min. = minimum

Max. = maximum

5.2 Srovnání parametrů SAVSF v jednotlivých pozicích

Souhrnně můžeme říci, že vliv Träbertova proudu v lokalizaci EL3 ve zkoumaném vzorku nezpůsobil po krátkém časovém odstupu statisticky významné změny ukazatelů parametrů SAVSF, vyjma časového ukazatele. Parametr MSSD byl zvýšen po krátkém časovém odstupu, a sice ve srovnání závěrečného lehu před aplikací Träbertových proudů a následném lehu ihned po skončení aplikace proudů.

Při porovnání naměřených hodnot v pozici leh 2 po aplikaci Träbertových proudů s hodnotami v pozici leh 2 před aplikací, došlo ke signifikantnímu vzestupu ukazatelů Power HF, R-R intervaly a MSSD.

U kontrolní skupiny nedošlo v časové ani frekvenční oblasti ukazatelů SAVSF ke statisticky významným změnám jak bezprostředně po aplikaci, tak s časovým odstupem.

5.2.1 Srovnání parametrů SAVSF v pozicích leh 2 před proudy (záznam 1 interval 3) a leh 2 po proudech (záznam 2 interval 3)

V tomto porovnání se ukázala statisticky významná vzestupná tendence u měřeného parametru Power HF. Dále se projevila statisticky významná vzestupná tendence u časových ukazatelů (R-R intervaly a MSSD).

5.2.2 Srovnání parametrů SAVSF v pozicích leh 2 před placebo (záznam 3 interval 3) a leh 2 po placebo (záznam 4 interval 3)

Při porovnávání parametrů SAVSF v závěrečném lehu před aplikací placebo proudů (přiložení elektrod) a závěrečného lehu po této aplikaci se neprojevila žádná statisticky významná změna měřených ukazatelů.

5.2.3 Srovnání parametrů SAVSF v pozicích leh 2 před proudy (záznam 1 interval 3) a leh 1 po proudech (záznam 2 interval 1)

Srovnání parametrů v těchto pozicích ukázalo statisticky významnou vzestupnou tendenci u časového ukazatele MSSD.

5.2.4 Srovnání parametrů SAVSF v pozicích leh 2 před placebo (záznam 3 interval 3) a leh 1 po placebo (záznam 4 interval 1)

Porovnání parametrů v pozici leh 2 před placebo proudy a leh 1 bezprostředně po placebo proudech neukázalo žádnou statisticky významnou vzestupnou či sestupnou tendenci u měřených parametrů.

5.3 Výsledky dle hypotéz

Z naměřených hodnot vyplývá, že mezi polohami leh 2 před a leh 2 po aplikaci Träbertových proudů došlo ke statisticky významnému vzestupu hodnot ukazatelů Power HF, R-R intervaly a MSSD.

Hypotéza **H₀₁** se zamítá, neboť nebylo prokázáno, že v pozici závěrečného lehu po aplikaci Träbertových proudů nedojde ke změně hodnoty sledovaných ukazatelů (Power LF, Power HF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF, R-R intervaly, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání se závěrečným lehem před aplikací proudů.

Hypotézu **H₀₂** nelze zamítnout, protože bylo prokázáno, že v pozici závěrečného lehu po přiložení elektrod (bez aplikace Träbertových proudů) nedojde ke změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů SAVSF v porovnání se závěrečným lehem před tímto přiložením elektrod.

Hypotéza **H₀₃** se zamítá, protože nebylo prokázáno, že v pozici úvodního lehu po aplikaci Träbertových proudů nedojde ke změně hodnoty žádného ze sledovaných ukazatelů v porovnání se závěrečným lehem před aplikací Träbertových proudů.

Hypotézu **H₀₄** nelze zamítnout, neboť při porovnání výsledných dat bylo prokázáno, že v pozici leh 1 po přiložení elektrod (bez aplikace Träbertových proudů) nedojde ke změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů SAVSF v porovnání se závěrečným lehem před tímto přiložením elektrod.

6 DISKUZE

Lidské tělo musí neustále reagovat na změny vnitřního a vnějšího prostředí. Tyto reakce vedou u zdravého člověka k udržování homeostázy, stálého vnitřního prostředí. Autonomní nervový systém má jako regulátor významnou roli v udržování stálosti vnitřního prostředí a je permanentně aktivní (Opavský, 2002; Javorka et al., 2008).

Anatomicky je autonomní nervový systém rozdělen na sympatický a parasympatický oddíl. V trávicím ústrojí se pak obě složky napojují na střevní enterický nervový systém, který bývá někdy považován za třetí oddíl ANS (Ganong, 2005).

Spektrální analýza variability srdeční frekvence umožňuje zachytit a kvantitativně vyjádřit regulační vlivy kardiálního autonomního nervového systému (Vlčková, Bednařík, Buršová, Šajgalíková & Mlčáková, 2010). Pouze vyvážená rovnováha sympatiku a parasympatiku zajistí stabilitu krevního tlaku a srdečního rytmu, která je schopna reagovat na proměnlivé požadavky během změny polohy těla nebo změnu zatížení organismu (Šámal & Mečl, 2014). V mnoha situacích se sympatikus a parasympatikus nechovají antagonisticky, ale koordinovaně. V některých situacích dochází k současnému zvýšení aktivity obou subsystémů (Opavský, 2018). Variabilita srdečního tepu promítá regulaci krevního tlaku, výměnu dýchacích plynů a také tonus krevních cév (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Podstatou metodiky SAVSF je skutečnost, že ukazatele kardiovaskulárních funkcí oscilují současně v různých rytmech. Tyto různé rytmy mají i z fyziologického hlediska odlišný význam. Jednotlivé frekvence, na nichž k oscilacím dochází, pomocí spektrální analýzy odlišujeme a rozdělujeme do jednotlivých pásem.

Träbertův proud patří do nízkofrekvenční elektroterapie s primárním zaměřením na symptomatické tlumení bolesti. Analgetický účinek je vysvětlován teorií kódů, kdy je frekvence proudu optimální pro změnu frekvence impulzů přicházejícími vlákny C a A δ do zadních rohů míšních (Sen, Nanda Kumar & Rau, 2013).

Poděbradský a Poděbradská (2009) uvádějí, že adaptace na proud nevzniká ani při delší době aplikace, přestože Träbertův proud není frekvenčně modulován. Naproti tomu autoři Adel a Luykx (2005) popisují poměrně časnou adaptaci na tento typ elektroterapie. Postupně tedy dochází ke snižování vjemu intenzity proudu, oproti začátku terapie. Doporučuje se intenzitu zvyšovat tak, aby byla palpovatelná či viditelná kontrakce svalu pod elektrodami. Dle Siddharty a Kumara (2013) je standardní doba aplikace 15 minut, což se shoduje s autory Adel a Luykx (2005). Co se intenzity týče, na začátku aplikace

popisují intenzitu jako „mírnou“ a zvyšují až na hranici tolerance, což se neshoduje s Poděbradským a Poděbradskou (2009) ani s Adelem a Luykxem (2005), neboť tyto autoři popisují intenzitu podprahově algickou. O adaptaci Siddharta a Kumar (2013) nemluví.

V našem výzkumu jsme zvolili uložení elektrod v lokalizaci EL₃, což představuje kraniální elektrodu na dolní část hrudní páteře a elektrodu kaudální na horní bederní obratle. Přitom jsme během aplikace (15 minut) třikrát zvyšovali intenzitu, aby se obnovil vjem „vlnivého neklidu“ pod elektrodami.

Někteří autoři se ani jednoznačně neshodují v charakteristikách jednotlivých frekvenčních pásem. Vlčková, Bednařík, Buršová, Šajgalíková a Mlčáková (2010) dokonce uvádějí, že fyziologický podklad pásma ultranízkofrekvenčního (ULF) a velmi nízkofrekvenčního (VLF) není dosud jednoznačně objasněn. Proto jsme ani my při měření s čísly z těchto frekvenčních pásem nepracovali.

Metaanalýza zabývající se vlivem pohlaví na autonomní kontrolu srdce pomocí variability srdeční frekvence u zdravých lidí ukazuje, že ženy mají signifikantně nižší průměrnou délku R-R intervalu. Dále byly zjištěny nižší hodnoty Power LF a vyšší hodnoty ukazatele Power HF. Tento fakt reflektuje nižší parametr LF/HF. Ženy mají také vyšší hodnoty průměrné srdeční frekvence a vyšší aktivitu vagu, reprezentovanou parametrem power HF (Koenig & Thayer, 2016). Závěr, týkající se vyšších hodnot Power HF u žen, potvrzuje také Woo a Kim (2015).

Koenig a Thayer (2016) potvrzují úvahy, že ženy mají vyšší průměrnou srdeční frekvenci (kratší R-R intervaly). Zároveň u žen zaznamenali nižší hodnoty Power LF a opět vyšší hodnoty parametru Power HF. Zatímco ženy vykazovaly parasympatickou dominanci (i přes vyšší průměrnou tepovou frekvenci), u mužů byla pozorována dominance sympatiku (i přes nižší průměrnou srdeční frekvenci).

V naší práci proto byla snaha vytvořit genderově vyvážený soubor probandů.

Klidová tepová frekvence vyšší než 90 tepů za sekundu je asociována s vyšší pravděpodobností mortality (Zhang, Shen & Qi, 2016). VSF se také ukázala jako užitečná v predilekci morbidity u psychických (stres, deprese, úzkost) a jiných zdravotních potíží (chronická bolest, diabetes, záněť). U takových chronických onemocnění dochází k autonomní dysfunkci, která je spojená s dalšími závažnějšími zdravotními obtížemi (Zhou et al., 2016; Aeschbacher et al., 2017). Stein, Dal Lago, Ferreira, Casali a Plentz (2011) dokonce popisují, že zvýšená aktivita sympatiku je spojována s rozvojem srdečních arytmií.

Různé výsledky v návaznosti na modulaci autonomního nervového systému jsou popsány u aplikace transkutánní elektrické stimulace (TENS) na oblast přední strany hrudníku, horních končetin či dolních končetin. Aplikaci TENS na oblast paravertebrálních sympatických ganglií (oblast prvního hrudního až druhého bederního obratle) testovali Stein, Dal Lago, Ferreira, Casali a Plentz (2011) u zdravých jedinců. Jejich hypotézou bylo, že aplikace proudu TENS do této oblasti sníží aktivitu sympatiku a množství katecholaminu. Stein et al. použili dva typy proudů, nízkofrekvenční (frekvence 20 Hz, šířka impulzu 200 μ s) a vysokofrekvenční (frekvence 100 Hz, šířka impulzu 200 μ s). Délka aplikace byla 30 minut. Výsledkem bylo snížení parametru LF spektrální analýzy variability srdeční frekvence, konkrétně u aplikace nízkofrekvenčních proudů a zvýšení hodnot ukazatelů frekvenčního pásma LF u frekvence 100 Hz. Bylo pozorováno také zvýšení hodnot ukazatelů frekvenčního pásma HF po aplikaci vysokofrekvenčních proudů TENS a po aplikaci nízkofrekvenčních došlo ke snížení těchto hodnot. Na indexu LF/HF se to projevilo zvýšením po aplikaci 100 Hz proudu.

Celkově existuje ve světě hodně prací, zabývajících se analýzou variability srdeční frekvence. Co se týče Träbertových proudů a jejich vlivu na variabilitu srdeční frekvence, nepodařilo se nám dohledat žádnou práci, zkoumající tento vliv.

Jedním z faktorů, spadajícím do oblasti fyzikální terapie, kterým lze ovlivňovat variabilitu srdeční frekvence kromě již zmíněných proudů TENS, je magnetické pole.

Studie autorů Tabor, Michalski a Rokita (2004) zkoumala vliv střídavého magnetického pole o frekvenci 50 Hz na variabilitu srdeční frekvence u 15 zdravých probandů ve věku 19 až 22 let. Hodnota magnetické indukace byla 150–200 mikrotésla v oblasti srdce. Autoři zaznamenali značný nárůst průměrné variability srdeční frekvence (zejména v časovém pásmu).

Zajímavý výzkum zkoumá potencionální vliv elektromagnetického pole (EMP) vyzařovaného mobilními telefony na lidské zdraví. Dle hypotéz, založených na dřívějších studiích, má expozice elektromagnetickému poli zvyšovat sympatickou vasokonstrikční aktivitu. Braune, Riedel, Schulte-Monting a Raczek (2002) nepotvrdili domněnku vlivu EMP na autonomní nervový systém, konkrétně na zvýšení krevního tlaku. Stejně tak Ghione et al. (2005) nezaznamenali jakýkoliv vliv nízkofrekvenčního pulzního magnetického pole na tlak krve ani na srdeční frekvenci.

Vliv používání mobilních telefonů na ANS zkoumali u zdravých osob také Ekici, Tanindi, Ekici a Diker (2016). Výzkumu se zúčastnilo 149 probandů, kteří mobilní telefon používají více než 10 let. Byli rozděleni do tří skupin dle toho, kolik času s mobilním telefonem denně stráví. Nebyly zjištěny žádné signifikantní rozdíly mezi

skupinami, avšak i přesto autoři vliv elektromagnetického pole na autonomní nervový systém nevyloučili.

Souhrnná review od McNamee a kolektivu z roku 2009 pak poukazuje na nejednotné závěry studií, zkoumajících vliv elektromagnetického pole na autonomní nervový systém. Co se týče změn hodnot tlaku krve, Ghione, Del Seppia, Mezzasalma, Emdin a Luschi (2004) popisují nárůst. Ghione et al. (2005) naopak změnu tlaku krve nezaznamenali. U hodnot srdeční frekvence a vztahu k elektromagnetickému poli byl pozorován buď stav neměnný (Ghione, Del Seppia, Mezzasalma & Bonfiglio, 2005) nebo pokles srdečního tepu (Sait, Wood & Sadafi, 1999).

Rozličnost těchto výsledků je nejspíše dána i tím, že autoři ve svých studiích používali různé aplikátory, parametry a celkově odlišnou metodiku měření. Některé studie dokonce ani neuvádějí parametry magnetického pole.

Manhas, Gupta & Kalsotra (2011) hodnotili vliv negativní termoterapie na variabilitu srdeční frekvence u 35 zdravých probandů. Negativní termoterapie byla aplikována na předloktí (ponoření do studené vody). Výsledkem bylo zvýšení srdeční frekvence a ukazatelů sympatiku s redukcí hodnot ukazatelů aktivity vagu.

Na druhou stranu Yamamoto, Iwamoto, Inoue a Harada (2007) zjišťovali vliv vysoké teploty vzduchu na VSF. Probandi podstoupili měření SAVSF v sedě při teplotě 35°C po dobu 30 minut. Po měření se parametr Power HF signifikantně snížil, zatímco hodnota LF/HF se zvýšila. Výsledkem je aktivace sympatiku a snížení hodnot reflektujících aktivitu vagu. Ke stejnému závěru, co se vlivu vysoké teploty na SAVSF týče, došel také Weiwei, Zhiwei & Yuanmou (2008).

Aplikaci vlhkého tepla na oblast krku testovali Hiroshi & Hisao (2010). U 13 mladých zdravých žen pomocí této aplikace snížili ztuhlost v krční oblasti a zároveň snížili únavu u probandů. Reakce autonomního nervového systému na aplikaci vlhkého tepla na oblast dorzální strany krční páteře se projevila zvýšením hodnot ukazatelů vagu a snížením parametrů sympatiku.

Naše měření probíhalo v prostorách elektroterapie RRR centra (léčba bolestivých stavů a pohybových poruch Fakulty tělesné kultury v Olomouci) v ranních hodinách mezi 8 a 10 hodinou, neboť v ranních hodinách očekáváme zanedbatelné změny variability srdeční frekvence (Cellini, Whitehurst, McDevitt & Mednick, 2016).

Při metodě SAVSF jsou zásadní pro získání dat z měření a jejich zpracování vzruchy ze sinoatriálního uzlu. Sinoatriální a atrioventrikulární uzel jsou dva interní pacemakery zodpovědné za iniciaci vzruchů, avšak SA uzel má úlohu vedoucí, vznikají v něm vzruchy s největší frekvencí (Shaffer, McCraty & Zerr, 2014). Přítomnost artefaktů může značně zkreslit výsledná data jak frekvenčních, tak časových ukazatelů spektrální analýzy variability srdeční frekvence. Záznamové artefakty zvyšují hodnoty ve všech frekvenčních pásmech (Shaffer & Ginsberg, 2017). Proto byly artefakty přístrojově odstraněny. Metoda spektrální analýzy variability srdeční frekvence je založena na principu sledování oscilací intervalů mezi po sobě následujícími srdečními stahy. SAVSF citlivě reflektuje aktivitu sympatiku a parasympatiku, protože ukazatele kardiiovaskulárních funkcí oscilují současně v různých rytmech, jež mají fyziologicky odlišný význam (Vlčková, Bednařík, Buršová, Šajgalíková & Mlčáková, 2010).

V našem výzkumu u kontrolní (placebo) skupiny nedošlo k žádným statisticky významným změnám ukazatelů SAVSF, zatímco při aplikaci Träbertových proudů bezprostředně po aplikaci došlo k signifikantnímu vzestupu hodnoty parametru MSSD a s časovým odstupem i hodnot parametrů R-R intervaly a Power HF. To svědčí o vzniku poproudové aktivaci ukazatelů vagu, která může souviset s celkovými účinky Träbertových proudů na lidský organismus. Teoretický předpoklad následného ovlivnění kardiální autonomní regulace předchozím podrážděním hrudního sympatiku Träbertovými proudy se nepotvrdil.

V rámci výzkumné části jsme probandům dali k vyplnění Dotazník na autonomní funkce (DAF), ve kterém celkem 16 položek dotazníku zachycuje anamnestické údaje, u nichž lze odlišit převládající vliv sympatiku či parasympatiku.

Opavský (2002) uvádí, že odpověď A odpovídá převaze sympatiku, odpověď B naopak parasympatiku, zatímco odpověď C představuje indiferentní možnost. Poměr odpovědí A:B slouží k orientačnímu stanovení vegetativní rovnováhy. Pokud je u některého z dotazovaných 8 a více odpovědí typu A, je u této osoby v převaze sympatikus, naopak při 8 a více odpovědí B značí převahu parasympatiku.

U skupiny 20 zdravých probandů jsou výsledky odpovědí v poměru 6,15:6:3,9. Můžeme tedy říci, že poměr odpovědí A:B (6,15:6,3) je téměř shodný, avšak s mírnou převahou parasympatiku. Co se převahy odpovědí u jednotlivých osob týče, u dvou probandů jsme zaznamenali 9 odpovědí typu A, u dalších pěti osob byla lehká převaha sympatiku (konkrétně s počty odpovědí typu B: 8, 8, 9, 9, 10).

7 ZÁVĚRY

Podařilo se splnit cíl diplomové práce, tj. posoudit vlivu Träbertových proudů na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence u zdravých probandů v období mladé dospělosti (20-30 let).

1. Při porovnání naměřených hodnot v pozici leh 2 (tj. s odstupem) po aplikaci Träbertových proudů s hodnotami v pozici leh 2 před aplikací, došlo k signifikantnímu vzestupu ukazatelů Power HF, R-R intervaly, MSSD.

2. Při porovnání naměřených hodnot v pozici leh 1 (tj. bezprostředně) po aplikaci Träbertových proudů s hodnotami v pozici leh 2 před aplikací, došlo ke statisticky významnému vzestupu hodnoty ukazatele MSSD.

3. U kontrolní skupiny nedošlo v časové ani frekvenční oblasti ukazatelů SAVSF ke statisticky významným změnám jak bezprostředně po aplikaci, tak s časovým odstupem.

Výsledky ukazují, že aplikace Träbertových proudů v lokalizaci EL3 způsobuje vzestup ukazatelů vagu jak v časové, tak frekvenční oblasti, který byl dokázaný vzestupem parametru Power HF při srovnání naměřených dat v pozicích leh 2 před aplikací Träbertových proudů a leh 2 po aplikaci proudů.

Výše zmíněné výsledky svědčí o poproudové aktivaci ukazatelů vagu v porovnání s hodnotami ukazatelů u kontrolní skupiny, tj. bez aplikace proudu, kde k nálezu signifikantní změn variability srdeční frekvence nedošlo.

8 SOUHRN

Cílem diplomové práce bylo posouzení vlivu Träbertových proudů na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence u zdravých probandů v období mladé dospělosti (20-30 let).

Teoretická část práce přibližuje anatomii a neurofyzologii týkající se autonomního nervového systému. Dále je zpracována teorie pojednávající o spektrální analýze variability srdeční frekvence a problematika Träbertových proudů.

Výzkumné části se zúčastnilo 20 probandů, 11 mužů a 9 žen s průměrným věkem 26 let (rozmezí 24-29 let, SD 1,9). Měření se skládalo ze sedmi částí. Nejprve byla zaznamenávána SAVSF v pozicích leh, stoj a leh. V každé pozici proband setrval po dobu 300 tepů (přibližně 5 minut). Poté byl probandovi sundán hrudní pás a vysílač a následovalo aplikování Träbertových proudů po dobu 15 minut (nebo pouhé přiložení elektrod v případě kontrolního měření). Po aplikaci proudů se opakovala série leh, stoj a závěrečný leh (každá pozice po dobu 300 tepů) opět s připevněným hrudním pásem a vysílačem kolem paže probanda. Kontrolní i výzkumný soubor byl tvořen stejnou skupinou probandů, ve stejných pozicích. Měření probíhalo v prostorách elektroterapie RRR centra (léčba bolestivých stavů a pohybových poruch Fakulty tělesné kultury v Olomouci).

Při porovnání naměřených hodnot v pozici leh 2 po aplikaci Träbertových proudů s hodnotami v pozici leh 2 před aplikací, došlo ke signifikantnímu vzestupu ukazatelů Power HF, R-R intervaly, MSSD.

Při porovnání naměřených hodnot před a po aplikaci Träbertových proudů došlo ke statisticky významnému vzestupu hodnoty ukazatele MSSD po krátkém časovém odstupu, a sice ve srovnání závěrečného lehu před proudy a následném lehu ihned po skončení aplikace proudů.

U kontrolní skupiny nedošlo v časové ani frekvenční oblasti ukazatelů SAVSF ke statisticky významným změnám jak bezprostředně po aplikaci, tak s časovým odstupem.

Výsledky ukazují, že aplikace Träbertových proudů v lokalizaci EL3 způsobuje u zdravých probandů vzestup ukazatelů vagu jak v časové, tak frekvenční oblasti, který byl dokázán vzestupem parametru Power HF při srovnání naměřených dat v pozicích leh 2 před aplikací Träbertových proudů a leh 2 po aplikaci proudů.

Výše zmíněné výsledky svědčí o poproudové aktivaci ukazatelů vagu v porovnání s hodnotami ukazatelů u kontrolní skupiny, tj. bez aplikace proudu, kde k nálezu signifikantní změny variability srdeční frekvence nedošlo.

9 SUMMARY

The aim of the thesis is to evaluate the impact of Träbert current on selected indicators of spectral analysis of heart rate variability (SAHRV) on healthy subjects in young adults (20-30-year-old).

The general section deals with autonomic nervous system, conduction system of the heart, spectral analysis of heart rate variability and effects of Träbert current.

The special section includes 20 healthy subjects (11 women and 9 men in the average age 26, interval 24-29, SD 1,9). There was evaluated heart rate variability before and after the application of Träbert current on this sample. Measurement consists of 7 parts. First, we detected SAHRV in lying position – standing position – lying position (5 minutes each). Then we took chest belt and transmitter off and Träbert current was applied for 15 minutes (or just electrodes with no current were applied in the control group). The next step was measuring SAHRV in the same positions: lying – standing – lying for the same time. The research group as well as the control group consisted of the same persons. Measuring took place in the RRR center – Faculty of Physical Culture, Palacky University, Olomouc.

We detected significant increase of Power HF, R-R intervals and MSSD parameters after the application of Träbert current when compared with data before this application (lying 2 position before and after Träbert current).

Träbert current in EL3 location in researched sample did not cause in short-term period statistically significant changes in SAHRV parameters except for time domain – MSSD parameter increased. Short term period means final lying position before Träbert current was applied and lying position after this application.

SAHRV parameters in control group (without Träbert current) did not change in frequency neither time domain of SAHRV.

The results show that application of Träbert current in EL3 location cause increase of vagal indicators in time as well as frequency domain, which was proved by increase of Power HF parameter (when we compare SAHRV data in lying 2 position before Träbert current application and lying 2 position after Träbert current was applied).

In control group we did not detect significant findings of heart rate variability changes.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Adel, R. V., Luykx, R. H. J. (2005). *Low and medium frequency electrotherapy – therapy manual*. Rotterdam: ENRAF NONIUS.

Aeschbacher, S., Schoen, T., Dorig, L., Kreuzmann, R., Neuhauser, C., Schmidt-Trucksass, A., et al. (2017). Heart rate, heart rate variability and inflammatory biomarkers among young and healthy adults. *Annals of Medicine*, 49(7), 32-41. Retrieved 12. 1. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27534940>

Ambler, Z. (2011). *Základy neurologie*. Praha: Galén.

Benarroch, E. E. (2014). *Autonomic Neurology*. London: Oxford University Press.

Billman, G. E. (2011). Heart rate variability – a historical perspective. *Frontiers in Physiology*, 86(2), 1–13. Retrieved 14. 1. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22144961>

Billmann, G. E. (2013). The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance. *Frontiers in Physiology*, 26(4), 1-5. Retrieved 20. 10. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3576706/>

Bonnemeier, H., Richardt, G., Potratz, J., Wiegand, U. K., Brandes, A., Kluge, N., et al. (2003). Circadian profile of cardiac autonomic nervous modulation in healthy subjects: differing effects of aging and gender on heart rate variability. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 14(2), 791-799. Retrieved 13. 3. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12890036>

Braune, S., Riedel, A., Schulte-Montig, J., & Raczek, J. (2002). Influence of a radiofrequency electromagnetic field on cardiovascular and hormonal parameters of the autonomic nervous system in healthy individuals. *Radiation Research*, 158(2), 352-356. Retrieved 10. 10. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12175313>

Burnstock, G. (2009). Autonomic Neurotransmission: 60 years since sir Henry Dale. *Annual review of pharmacology and toxicology*, 49(1), 1–30. Retrieved 29. 4. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18834312>

Cellini, N., Whitehurst, L. N., McDevitt, E. A., & Mednick, S. C. (2016). Heart rate variability during daytime naps in healthy adults: Autonomic profile short-term reliability. *Psychophysiology*, 53(4), 473-481. Retrieved 10. 1. 2019 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26669510>

Ekici, B., Tanindi, A., Ekici, G., & Diker, E. (2016). The effects of the duration of mobile phone use on heart rate variability parameters in healthy subjects. *The Anatolian Journal of Cardiology*, *16(11)*, 833-838. Retrieved 26. 9. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27109242>

Estévez, M., Machado, C., Leisman, G., Estévez-Hernández, T., Arias-Morales, A., Machado, A., & Montes-Brown, J. (2016). Spectral analysis of heart rate variability. *International Journal on disability and human development*, *15(1)*, 5–17. Retrieved 3. 3. 2019 from the World Wide Web: <https://www.degruyter.com/view/j/ijdhhd.2016.15.issue-1/ijdhhd-2014-0025/ijdhhd-2014-0025.xml>

Evans, J. M., Ziegler, M. G., Patwardhan, A. R., Ott, J. B., Kim, C. S., Leonelli, F. M., & Knapp, C. F. (2001). Gender differences in autonomic cardiovascular regulation: spectral, hormonal, and hemodynamic indexes. *Journal of Applied Physics*, *91(6)*, 2611-2618. Retrieved 23. 2. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11717226>

Farah, B. Q., Andrade-Lima, A., Germano-Soares, A. H., Christofaro, D. G. D., Barros, M. V. G., Prado, W. L., & Ritti-Dias, R. M. (2018). Physical activity and heart rate variability in adolescents with abdominal obesity. *Pediatric Cardiology*, *39(3)*, 466-472. Retrieved 5. 7. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29164276>

Ghione, S., Del Seppia, C., Mezzasalma, L., & Bonfiglio, L. (2005). Effects of 50 Hz electromagnetic fields on electroencephalographic alpha activity, dental pain threshold and cardiovascular parameters in human. *Neuroscience Letters*, *382(1)*, 112-117. Retrieved 15. 5. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15911132>

Ghione, S., Del Seppia, C., Mezzasalma, L., Emdin, M., & Lushi, P. (2004). Human head exposure to a 37 Hz electromagnetic field: Effects on blood pressure, somatosensory perception, and related parameters. *Bioelectromagnetics*, *25(3)*, 167-175. Retrieved 15. 5. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15042625>

Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén.

Hampton, J. R. (2003). *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada Publishing.

Hendrik van Weerd, J., & Christoffels, V. M. (2016). The formation and function of the cardiac conduction system. *The Company of Biologists*, *143(4)*, 197-210. Retrieved 12. 2. 2018 from the World Wide Web: <http://dev.biologists.org/content/develop/143/2/197.full.pdf>

Hernando et al. (2016). Inclusion of respiratory frequency information in heart rate variability analysis for stress assessment. *Journal of Biomedical and Health Informatics*, 20(4), 1016-1025. Retrieved 24. 3. 2018 from the World Wide Web: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7452349>

Hiroshi, Y. & Hisao, N. (2010). Significant correlation between autonomic nervous activity and cerebral hemodynamics during thermotherapy on the neck. *Autonomic Neuroscience*, 156(2), 96-103. Retrieved 1. 10. 2018 from the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1566070210000585#!>

Chang, R. B., Strohlic, D. E., Williams, E. K., Umans, D., & Liberles, S. D. (2015). Vagal sensory neuron subtypes that differentially control breathing. *Cell Press*, 161(3), 622-633. Retrieved 20. 4. 2018 from the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0092867415003098>

Chu Duc, H., Nguyen Phan, K., & NguyenViet, D. (2013). A review of heart rate variability and its applications. *APCBEE Procedia*, 7(4), 80–85. Retrieved 12. 6. 2018 from the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212670813001188>

Iaizzo, P. A. (2015). *Handbook of cardiac anatomy, physiology, and devices*. Minneapolis: Springer.

Jandová, D. (2009). *Belneologie*. Praha: Grada Publishing.

Javorka, K., et al. (2008). *Variabilita frekvencie srdca – Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie*. Martin: Osveta.

Kantor, L. (2003). Co víme o autonomním nervovém systému novorozence? *Pediatric pro praxi*, 5(1), 264-266.

Kazuma, N., Otsuka, K., Wakamatsu, K., Shirase, E., & Matsuoka, I. (2002). Heart rate variability in normotensive healthy children with aging. *Clinical and Experimental Hypertension*, 24(1), 83-89. Retrieved 15. 5. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11848172>

Koenig, J. & Thayer, J. F. (2016). Sex differences in healthy human heart rate variability: a meta analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 64(4), 288-310. Retrieved 20. 3. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26964804>

Kuo, T. B., Lin, T., Yang, C. C., Li, C. L., Chen, C. F., & Chou, P. (1999). Effects of aging on gender difference in neural control of heart rate. *American Journal of Physiology*, 277(6), 2233-2239. Retrieved 2. 7. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10600841>

Manhas, M., Gupta, V., & Kalsotra, L. (2011). A study of cardiovascular and pulmonary responses during cold pressor test (CPT) in healthy volunteers. *JK Science*, 13(3), 145-149. Retrieved 1. 10. 2018 from the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/285928976_A_study_of_cardiovascular_and_pulmonary_responses_during_cold_pressor_test_CPT_in_healthy_volunteers

McCarty, R., Schffer, F. (2015). Heart rate variability: New perspectives on physiological mechanisms, assessment of self-regulatory capacity and health risk. *Global advances in health and medicine: Improving healthcare outcomes worldwide*, 4(1), 46-61. Retrieved 3. 1. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25694852>

Mcnamee, D. A., Legros, A. G., Krewski, D. R., Wisenberg, G., Prato, F. S., & Thomas, A. W. (2009). A literature review: The cardiovascular effects of exposure to extremely low frequency electromagnetic fields. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 82(8), 919-933. Retrieved 23. 5. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19221783>

Nagy, E., Orvos, H., Bárdos, H., & Molnár, P. (2000). Gender-related heart rate differences in human neonates. *Pediatric Research*, 47(6), 778-780. Retrieved 4. 2. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10832737>

Nunan, D., Sandercock, G. & Brodie D. A. (2010). A quantitative systematic review of normal values for short-term heart rate variability in healthy adults. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 33(7), 1407-1417. Retrieved 3. 2. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20663071>

Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulanci praxi*. Praha: Maxdorf Jessenius

Opavský, J. (2002). *Autonomní nervový systém a diabetická autonomní neuropatie*. Praha: Galén.

Opavský, J. (2017). Dýchání a autonomní nervový systém – Souvislosti pro fyzioterapeuty a fyzioterapii. *Umění fyzioterapie*, 33-38.

Opavský, J. (2018). Diagnostika, symptomatika a nálezy u onemocnění a poruch autonomního nervového systému v neurologii. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*, 81(6), 625-643. Retrieved 2. 1. 2019 from the World Wide Web: <http://www.csn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/diagnostika-symp-tomatika-a-nalezy-u-onemocneni-a-poruch-autonomniho-nervoveho-systemu-v-neurologii-64109>

Poděbradský, J., Poděbradská, R. (2009). *Fyzikální terapie – Manuál a algoritmy*. Praha: Grada Publishing.

Poděbradský, J., Vařeka, I. (1998). *Fyzikální terapie I*. Praha: Grada Publishing

Rokyta, R., et al. (2015). *Fyziologie a patologická fyziologie*. Praha: Grada Publishing.

Routledge, F. S., Campbell, T. S., McFetridge-Durdle, J. A., & Bacon, S. L. (2010). Improvements in heart rate variability with exercise therapy. *Canadian Journal of Cardiology*, 26(6), 303–312. Retrieved 13. 9. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20548976>

Rowell, L. B., O'Leary, D. S. (1990). Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes. *Journal of Applied Physiology*, 69(2), 407-418. Retrieved 28. 4. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2228848>

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 systém. *Acta Gymnica Universitas Palackiana Olomucensis*, 28(1), 13-23.

Shaffer, F., Ginsberg, J. P. (2017). An overview of heart rate variability metrics and norms. *Frontiers in Public Health*, 258(5), 1-17. Retrieved 28. 3. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5624990/>

Shaffer, F., McCraty, R., & Zerr, Ch. (2014). A healthy heart is not a metronome: and integrative review of the heart anatomy and heart rate variability. *Frontiers in Physiology*, 1040(5), 1–15. Retrieved 12. 12. 2017 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4179748/>

Sait, M. L., Wood, A. W., & Sadafi, H. A. (1999). A study of heart rate and heart rate variability in human subjects exposed to occupational levels of 50 Hz circularly polarised magnetic fields. *Medical Engineering & Physics*, 21(5), 361-369. Retrieved 15. 5. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10576426>

Sen, S., Nanda Kumar, T. R., & Rau, S.S. (2013). Effects of ultra reiz current and TENS on pain and functional ability in older patients with osteo arthritis knee. *International Journal of Physiotherapy and Research*, 1(4), 171-176. Retrieved 22. 5. 2018 from the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/301339260_Effects_of_ultra_reiz_current_and_tens_on_pain_and_Functional_ability_in_older_patients_with_osteoarthritis_Knee

Stein, C., Dal Lago, P., Ferreira, J. B., Casali, K. R., & Plentz, R. D. (2011). Transcutaneous electrical nerve stimulation at different frequencies on heart rate variability in healthy subjects. *Autonomic neuroscience*, 165(2), 205-208. Retrieved 7. 7. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21827970>

Stejskal, P., & Salinger, J. (1996). Spektrální analýza variability srdeční frekvence: Základy metodiky a literární přehled o jejím klinickém využití. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 2(1), 33-42.

Stejskal, P., Rechbergová, J., Salinger, J., Šlachta, R., Elfmark, M., & Kalina, M. (2001). Power spectrum of heart rate variability in exercising humans: The effect of exercise intensity. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*, 10(1), 39-57. Retrieved 7. 4. 2018 from the World Wide Web: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/15438620109512095>

Šámal, V., & Mečl, J. (2014), Autonomní dysreflexie u pacientů po spinálních poranění. *Česká urologie*, 18(4), 279-287.

Tabor, Z., Michalski, J., & Rokita, E. (2004). Influence of 50 Hz magnetic field on human heart rate variability: Linear and nonlinear analysis. *Bioelectromagnetics*, 25(6), 474-480. Retrieved 29. 6. 2018 from the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/8409930_Influence_of_50_Hz_magnetic_field_on_human_heart_rate_variability_Linear_and_nonlinear_analysis

Tonhajzerová, I., & Javorka, K. (2000). Hodnotenie variability frekvencie srdca a jeho prínos. *Československá fyziologie*, 49(2), 51-60.

Träbert, H. (1957). Ultra-Reizstorm, ein neues therapeutisches Phänomen. *Elektromedizin* 2.

Trojan, S., et al. (1999). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing.

Vlčková, E., Bednařík, J., Buršová, Š., Šajglíková, K., & Mlčáková, L. (2010). Spektrální analýza variabilita srdeční frekvence – normativní data. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*, 73(6), 663–672. Retrieved 5. 1. 2018 from the World Wide Web: <http://www.csmn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/spektralni-analyza-variability-srdecni-frekvence-normativni-data-33861>

Voss, A., Schroeder, R., Heitmann, A., Peters, A., & Perz, S. (2015). Short-term heart rate variability – influence of gender and age in healthy subjects. *Plos One*, 10(3), 1-33. Retrieved 21. 3. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4378923/pdf/pone.0118308.pdf>

Weiwei, L., Zhiwei, L., & Yuanmou, L. (2008). Heart rate variability at different thermal comfort levels. *European Journal of Applied Physiology*, 103(3), 361-366. Retrieved 12. 10. 2018 from the World Wide Web: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00421-008-0718-6>

Woo, J. M., & Kim, T. S. (2015). Gender plays significant role in short-term heart rate variability. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 40(4), 297-303. Retrieved 13. 10. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26179374>

Yamamoto, S., Iwamoto, M., Inoue, M., & Harada, N. (2007). Evaluation of the effect of heat exposure on the autonomic nervous system by heart rate variability and urinary catecholamines. *Journal of Occupational Health*, 49(3), 199-204. Retrieved 11. 10. 2018 from the World Wide Web: https://www.jstage.jst.go.jp/article/joh/49/3/49_3_199/_article/-char/ja/

Zdařilová, E., Opavský, J., Ošťádal, O., & Riedl, J. (2004). Vliv nácviку dýchání proti odporu na změnu spektrální ukazatelů variability srdeční frekvence a na základní ventilační parametry. In J. Salinger (Eds.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp. 140-144). Olomouc: Univerzita Palackého.

Zhang, D., Shen X., & Qi, X. (2016). Resting heart rate and all-cause and cardiovascular mortality in the general population: a meta analysis. *Canadian Medical Association Journal*, 188(6), 53-56. Retrieved 23. 9. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26598376>

Zhou, X., Ma, Z., Zhang, L., Zhou, S., Wang, J., Wang, B., et al. (2016). Heart rate variability in the prediction of survival in patients with cancer: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Psychosomatic Research*, 89(2), 20-25. Retrieved 3. 8. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27663106>

Ziegler, M. G., Patwardhan, A. R., Ott, J. B., Kim, C. S., Leonelli, F. M., & Knapp, C. F. (2001). Gender differences in autonomic cardiovascular regulation: spectral, hormonal, and hemodynamic indexes. *Journal of Applied Physiology*, 91(6), 2611-2618. Retrieved 18. 6. 2018 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11717226>

11 TABULKY A GRAFY

Seznam tabulek a grafů:

Tabulka 1. Základní údaje o probandech

Tabulka 2. Naměřená data SAVSF – leh 1 před proudy

Tabulka 3. Naměřená data SAVSF – stoj před proudy

Tabulka 4. Naměřená data SAVSF – leh 2 před proudy

Tabulka 5. Naměřená data SAVSF – leh 1 po proudech

Tabulka 6. Naměřená data SAVSF – stoj po proudech

Tabulka 7. Naměřená data SAVSF – leh 2 po proudech

Tabulka 8. Naměřená data SAVSF – leh 1 před placebo proudy

Tabulka 9. Naměřená data SAVSF – stoj před placebo proudy

Tabulka 10. Naměřená data SAVSF – leh 2 před placebo proudy

Tabulka 11. Naměřená data SAVSF – leh 1 po placebo proudech

Tabulka 12. Naměřená data SAVSF – stoj po placebo proudech

Tabulka 13. Naměřená data SAVSF – leh 2 po placebo proudech

Tabulka 14. Srovnání naměřených dat v pozici leh 2 před proudy a leh 2 po proudech

Tabulka 15. Srovnání naměřených dat v pozici leh 2 před placebo proudy a leh 2 po placebo proudech

Tabulka 16. Srovnání naměřených dat v pozici leh 2 před proudy a leh 1 po proudech

Tabulka 17. Srovnání naměřených dat v pozici leh 2 před placebo proudy a leh 1 po placebo proudech

Tabulka 18. Souhrn odpovědí Dotazníku na autonomní funkce

Graf 1. Vývoj parametru Power HF v jednotlivých pozicích

Graf 2. Vývoj R-R intervalů v jednotlivých pozicích

Graf 3. Vývoj parametru MSSD v jednotlivých pozicích

Tabulka 1. Základní údaje o probandech

Příloha 1 Základní údaje o probandech

číslo probanda	pohlaví	věk
1	muž	26
2	muž	28
3	žena	28
4	muž	24
5	muž	24
6	muž	25
7	muž	29
8	žena	26
9	žena	25
10	žena	24
11	muž	25
12	žena	24
13	muž	24
14	muž	25
15	žena	24
16	žena	25
17	muž	29
18	žena	28
19	muž	28
20	žena	29
aritm. průměr		26
SD		1,9

Vysvětlivky:

SD = směrodatná odchylka

Tabulka 2. Naměřená data SAVSF – leh 1 před proudy

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	508,31	825,37	29,74	48,28	0,62	1709,46	0,91	1864,22
2	183,89	975,81	15,46	82,06	0,19	1189,19	1,07	2305,1
3	121,97	254,11	28,51	59,4	0,46	427,82	0,98	1088,6
4	7189,67	3704,1	50,84	26,19	1,94	14142,47	0,95	14533,81
5	309,4	1158	20,06	75,07	0,27	1542,66	0,85	1522,6
6	202,11	1675,98	9,97	82,68	0,12	2027,14	1,06	3695,95
7	223,81	292,29	28,41	37,1	0,78	787,83	0,9	1030,5
8	320,41	912,03	24,35	69,3	0,35	1316	0,89	1995,9
9	3080,05	1780,53	58,72	33,94	1,73	5245,59	1,02	6664,31
10	1833,31	2453,6	37,66	50,4	0,75	4868,11	1,18	7390,53
11	1115,94	1188,66	42,37	45,13	0,94	2633,58	0,93	3026,15
12	345,25	1309,82	18,84	71,46	0,26	1832,86	0,93	3312,56
13	326,2	360,34	41,73	46,1	0,9	781,68	0,89	947,33
14	891,28	889,35	48,07	47,97	1	1853,96	0,97	1753,96
15	685,86	2368,69	20,34	70,23	0,29	3372,77	0,96	3828,49
16	957,27	1231,47	34,28	44,1	0,78	2792,47	0,82	2513,45
17	432,15	966,98	28,38	63,51	0,45	1522,59	0,91	1878,96
18	226,09	157,02	33,43	23,22	1,44	676,32	0,79	442,89
19	684,53	2658,75	19,96	77,53	0,26	3429,17	1,2	8707,41
20	234,16	1057,83	16,75	75,66	0,22	1398,17	0,96	4154,89
M	993,58	1311,037	30,3935	56,47	0,69	2677,492	0,96	3632,881
SD	1578,048	883,85	12,66	18,18	0,51	2925,855	0,1	3310,543
Me	388,7	1107,915	28,46	54,9	0,54	1771,16	0,94	2409,275

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 3. Naměřená data SAVSF – stoj před proudy

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	304,67	141,89	52,75	24,65	2,155	577,62	0,61	332,98
2	62,04	365,74	11,12	65,53	0,17	558,08	0,77	561,69
3	33,13	174,04	14,86	78,1	0,19	222,85	0,8	368,42
4	5618,56	806,77	86,86	12,47	6,98	6468,72	0,73	2937,28
5	1330,75	702	45,07	23,77	1,89	2952,89	0,67	922,96
6	546,68	205,34	33,44	12,56	2,66	1634,95	0,8	750,48
7	567,33	139,38	69,46	17,07	4,07	816,76	0,64	271,62
8	545,49	134,81	75,78	18,73	4,05	719,86	0,68	343,46
9	4360,58	631,89	78,04	11,31	6,92	5587,89	0,86	2380,41
10	2597,19	482,99	82,44	15,33	5,4	3150,29	1,03	3532,8
11	302,19	36,7	76,31	9,27	8,25	396,01	0,64	122,59
12	209,48	143,12	50,99	34,84	1,46	410,81	0,67	252,43
13	1179,74	513,6	63,85	27,8	2,3	1847,55	0,68	766,58
14	144,82	517,04	19,94	71,19	0,28	726,27	0,7	601,32
15	1910,31	631,94	65,85	21,78	3,03	2900,82	0,75	1624,2
16	2762,73	1130,62	59,29	24,27	2,45	4659,43	0,7	2274,75
17	258,89	181,9	43,56	30,61	1,41	594,32	0,67	295,26
18	147,96	57,41	42,29	16,41	2,58	349,84	0,61	166,39
19	226,77	90,81	62,57	25,05	2,5	362,43	0,71	187,9
20	500,17	210,16	43,05	18,09	2,38	1161,92	0,74	648,61
M	1180,474	364,91	53,88	27,94	3,06	1804,966	0,72	967,11
SD	1507,735	291,24	21,71	19,54	2,22	1836,524	0,09	991,19
Me	522,83	207,75	56,02	22,78	2,475	771,52	0,7	581,51

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 4. Naměřená data SAVSF – leh 2 před proudy

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	435,42	646,96	35,81	53,21	0,67	1215,79	0,93	1844,01
2	60,54	1059,25	5,08	88,81	0,058	1192,77	1,2	4705,45
3	80,09	306,9	18,22	69,81	0,26	439,63	1	997,68
4	17138,66	2937,47	84,74	14,52	5,87	20225	1,1	17383,61
5	803,18	959,56	42,7	51,01	0,84	1881,06	0,89	1937,63
6	945,81	1695,83	24,97	44,76	0,56	3788,38	1,1	6231,92
7	476,27	867,13	30,54	55,6	0,55	1559,5	0,97	1763,22
8	142,21	1089,45	11,19	85,69	0,13	1271,36	0,92	2746,58
9	1910,48	2595,55	41,34	56,17	0,74	4620,97	1,1	7121,76
10	997,27	1578,6	37,8	59,84	0,63	2638,02	1,2	4837,7
11	331,13	2386,35	11,72	84,49	0,14	2824,47	1	6456,67
12	100,3	1376,49	6,05	83	0,073	1658,34	0,95	3154,51
13	34,89	486,71	3,93	54,84	0,072	887,52	0,94	824,04
14	569,27	1591,28	25,05	70,02	0,36	2272,66	1	2717,21
15	2155,61	1514,05	56,29	39,54	1,42	3829,56	1,05	4227,46
16	1376,9	1150,95	46,63	38,98	1,19	2952,68	0,85	3426,38
17	389,66	686,7	33,31	58,71	0,57	1169,69	0,94	2267,56
18	121,06	174,72	23,93	34,54	0,69	505,86	0,84	395,11
19	102,98	923,89	8,31	74,56	0,11	1239,06	1,2	5334,38
20	359,53	1181,72	21,94	72,1	0,3	1638,95	0,98	4574,64
M	1426,56	1260,48	28,48	59,51	0,76	2890,56	1,01	4147,38
SD	3748,38	731,95	20,05	19,42	1,26	4237,67	0,11	3671,18
Me	412,54	1120,2	25,01	57,44	0,56	1648,645	0,99	3290,445

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 5. Naměřená data SAVSF – leh 1 po proudech

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	122,57	705,67	12,4	71,4	0,17	988,36	0,95	1902,25
2	573,92	1446,65	25,4	64,03	0,4	2259,33	1,24	5154,06
3	244,48	464,02	24,25	46,03	0,53	1008,12	1,02	1195,24
4	14522,57	2849,44	83,28	16,34	5,1	17439,11	1,12	15345,69
5	438,22	1028,05	24,14	56,64	0,43	1815,08	0,92	2058,42
6	138,18	1538,72	6,89	76,69	0,09	2006,47	1,12	4854,88
7	240,43	818,62	21,48	73,13	0,29	1119,39	0,97	1821,1
8	109,86	1031,78	8,85	83,09	0,11	1241,83	0,91	2785,96
9	3685,48	2332,19	58,86	37,25	1,58	6261,48	1,1	7796,66
10	1009,23	1232,05	43,12	52,64	0,82	2340,74	1,25	5112,7
11	1202,42	2170,75	27,06	48,85	0,55	4443,57	1	8296,91
12	97,57	1543,85	5,33	84,33	0,06	1830,78	0,98	3314,48
13	111,52	362,58	16,99	55,23	0,31	656,49	0,91	597,68
14	317,28	735,72	27,43	63,62	0,43	1156,49	1,02	1484,42
15	523,12	2287,69	17,76	77,68	0,23	2944,94	1,1	5400,57
16	1799,91	2547,93	35,65	50,46	0,71	5049,23	0,95	5850,6
17	510,84	834,89	33,33	54,47	0,63	1532,88	0,94	5090,28
18	145,59	219,81	30,25	45,68	0,66	481,24	0,86	554,82
19	317,23	1756,54	12,92	71,56	0,19	2454,5	1,15	7740,3
20	194,29	1863,88	9,09	87,23	0,1	2136,86	1,02	6697,46
M	1315,236	1388,542	26,224	60,82	0,67	2958,345	1,03	4652,724
SD	3139,243	750,98	18,34	17,42	1,07	3627,603	0,11	3440,387
Me	317,26	1339,35	24,2	60,13	0,42	1918,625	1,01	4972,58

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 6. Naměřená data SAVSF – stoj po proudech

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	463,69	147,54	52,96	16,85	3,14	875,49	0,63	286,16
2	810,56	488,34	55,16	33,23	1,66	1469,45	0,81	720,84
3	204,44	148,57	46,8	34,01	1,38	436,79	0,83	383,27
4	13615,8	3500,56	78,75	20,25	3,89	17290,1	0,82	12112,27
5	430,55	635,86	32,89	48,58	0,68	1308,88	0,72	623,62
6	685,74	359,01	41,46	21,71	1,91	1653,92	0,86	833,18
7	783,32	97,7	81,19	10,13	8,11	964,85	0,68	388,11
8	989,36	167,45	51,37	8,69	5,95	1926,11	0,68	487,26
9	6888,15	923,73	80,15	10,75	7,45	8594,17	0,87	3214,99
10	481,15	574,74	41,08	49,04	0,84	1171,98	1,05	1633,57
11	739,42	103,71	74,39	10,43	7,13	993,92	0,68	275
12	558,98	423,51	42,11	31,9	1,32	1327,46	0,72	629,28
13	769,43	661,4	46,8	40,22	1,16	1644,25	0,72	743,88
14	407,56	394,81	47,84	46,35	1,03	851,89	0,73	463,94
15	714,1	922,49	34,11	44,06	0,77	2093,67	0,82	2687,1
16	4519,48	1676,88	60	22,26	2,7	7532,66	0,8	4367,89
17	453,61	158,62	51,53	18,02	2,86	880,29	0,71	451,43
18	37,22	42,46	27,13	30,95	0,88	137,21	0,65	176,2
19	641,83	185,37	70,47	20,35	3,47	910,72	0,73	460,06
20	820,22	524,4	44,16	28,23	1,56	1857,56	0,75	1027,37
M	1750,731	606,86	53,02	27,3	2,89	2696,069	0,76	1598,271
SD	3152,568	765,1	15,85	13,04	2,34	3958,463	0,09	2644,646
Me	699,92	409,16	49,61	25,25	1,79	1318,17	0,73	626,45

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 7. Naměřená data SAVSF – leh 2 po proudech

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	881,53	840,94	37,62	35,88	1,03	2343,52	0,97	2932,1
2	957,98	3036,67	21,9	69,37	0,32	4377,33	1,32	12036,29
3	100,31	458	14,15	64,6	0,22	708,99	1,05	1364,01
4	17435,79	2742,25	81,34	12,79	6,38	21436,43	1,19	19626,36
5	1339,4	1188,1	48,73	43,22	1,13	2748,65	0,94	2540,42
6	574,99	1523,81	22,88	60,64	0,38	2512,84	1,08	3686,7
7	224,82	950,88	13,12	55,48	0,24	1713,78	1,02	2749,54
8	340,02	1497,42	15,77	69,45	0,23	2156,12	0,94	4300,15
9	1668,78	2241,98	38,99	52,39	0,75	4279,63	1,07	6195,02
10	72,16	1620,66	4,05	91,03	0,045	1780,27	1,3	4887,84
11	1120,66	3671,36	22,19	72,71	0,31	5049,22	1,07	9811,87
12	336,85	3104,94	8,3	76,49	0,11	4059,4	1,057	7912,1
13	37,32	384,14	6,66	68,54	0,098	560,45	0,94	857,89
14	209,22	936,82	16,72	74,87	0,22	1251,28	1,074	2363,01
15	1478,93	2076,28	38,33	53,81	0,71	3858,35	1,4	6246,33
16	929,53	1493,14	36,23	58,19	0,63	2565,92	0,99	4754,8
17	71,98	907,46	6,32	79,62	0,08	1139,69	0,96	2356,84
18	294,59	257,48	35,85	31,34	1,14	821,66	0,87	714,39
19	574,88	1174,18	27,77	56,71	0,49	2070,36	1,16	4229,1
20	872,4	2608,92	22,34	66,81	0,33	3904,87	1,03	9371,42
M	1476,11	1635,77	25,96	56,7	0,74	3466,94	1,058	5446,81
SD	3789,63	985,056	18,28	18,3	1,37	4437,018	0,12	4554,51
Me	574,94	1495,28	22,265	62,62	0,325	2428,18	1,05	4264,625

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 8. Naměřená data SAVSF – leh 1 před placebo proudy

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	167,67	1309,41	11,19	87,37	0,13	1498,67	0,87	1838,02
2	471,59	809,51	33,48	57,48	0,58	1408,36	1,08	2749,37
3	90,71	105,04	33,69	39,01	0,86	269,27	0,79	268,46
4	3115,64	3624,13	32,87	38,24	0,86	9478,54	0,93	14349,06
5	556,6	1826,53	22,29	73,15	0,3	2497,09	0,97	3477,16
6	286,82	1750,67	12,87	78,55	0,16	2228,8	0,96	3838,91
7	1516,53	898,35	45,64	27,03	1,69	3323,04	1,02	3336,31
8	522,24	763,87	33,48	48,97	0,68	1559,99	0,84	1558,46
9	5851,1	2012,86	69,62	23,95	2,9	8404,27	1,12	7914,63
10	3345,85	2045,61	61,65	37,69	1,64	5427,22	0,99	5585,94
11	1471,61	2469,49	33,94	56,96	0,6	4335,3	1,04	7192,5
12	141,64	1083,6	10,02	76,69	0,13	1412,97	0,87	2081,21
13	34,91	430,94	6,08	75,01	0,08	574,49	0,91	790,44
14	381,49	1847,75	16,08	77,86	0,21	2373,14	1,07	3893,72
15	550,5	2325,2	17,49	73,87	0,24	3147,58	0,99	7951,33
16	1217,33	1086,6	38,98	34,8	1,12	3122,83	1,02	4496,43
17	270,2	1425,91	14,39	75,94	0,19	1877,75	0,97	3141,63
18	185,42	180,27	33,11	32,19	1,04	560,04	0,78	495,67
19	447,39	1228,02	22,78	62,52	0,37	1964,09	1,12	5016,31
20	693,75	1785,45	27,22	70,04	0,39	2549,02	0,89	5757,91
M	1065,95	1450,461	28,84	57,37	0,71	2900,623	0,96	4286,674
SD	1423,762	827,2698	16,24	19,81	0,69	2358,445	0,1	3219,849
Me	496,92	1367,66	30,05	60	0,49	2300,97	0,97	3658,035

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 9. Naměřená data SAVSF – stoj před placebo proudy

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	659,61	286,66	56,96	24,75	2,3	1158,05	0,58	227,76
2	325,97	205,56	53,05	33,45	1,6	614,51	0,69	301,45
3	283,33	153,07	37,96	20,51	1,85	746,32	0,65	195,99
4	2064,36	268	82,48	10,71	7,8	2502,81	0,71	1020,17
5	273,26	285,7	38,38	40,13	0,98	711,95	0,76	505,57
6	710,82	364,65	32,7	16,77	1,95	2173,84	0,73	614,86
7	1376,77	512,01	64,62	24,03	2,69	2130,55	0,67	661,07
8	1049,38	264,68	65,34	16,48	3,96	1606,07	0,72	646,9
9	4426,5	903,77	59,46	12,14	4,94	7444,12	0,84	3968,72
10	4421,61	307,75	93,11	6,48	14,43	4748,71	0,91	1781,79
11	591,92	89,48	79,9	12,08	6,61	740,8	0,69	3333,32
12	279,22	319,32	31,35	35,85	0,87	890,71	0,72	608,58
13	392,84	600,91	25,54	39,07	0,66	1537,85	0,72	971,02
14	137,5	89,99	55,29	36,18	1,48	248,71	0,69	171,37
15	505,36	457,09	40,13	36,3	1,11	1259,33	0,8	1030,3
16	1612,89	1110,47	56,22	38,71	1,45	2868,99	0,88	3375,65
17	553,39	142,95	69,63	17,99	3,86	794,79	0,64	232,58
18	118,67	25,64	66,15	14,29	4,63	179,39	0,59	74,25
19	261,12	136,02	53,27	27,75	1,92	490,15	0,68	162,29
20	508,66	195,75	36,1	13,89	2,59	1409,22	0,7	477,34
M	1027,659	335,97	54,88	23,88	3,38	1712,844	0,72	1018,049
SD	1236,695	266,42	17,98137	17,98	3,17	1683,084	0,83	1143,067
Me	531,03	276,85	55,76	22,27	2,13	1208,69	0,71	611,72

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 10. Naměřená data SAVSF – leh 2 před placebo proudy

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	134,24	831,06	11,24	69,6	0,16	1194,03	0,89	1906,08
2	126,61	914,16	9,16	66,1	0,14	1382,92	1,15	3762,08
3	100,25	140,7	27,35	38,38	0,71	366,6	0,86	473,04
4	2463,09	8997,65	19,99	73,04	0,27	12319,2	1,07	29616,75
5	455,63	1357,84	19,67	58,62	0,33	2316,47	0,96	3188,31
6	655,34	2233,79	21,06	71,78	0,29	3112,17	0,98	4507,07
7	721,31	1191,08	34,57	57,09	0,61	2086,51	1,04	4016,41
8	145	1496,36	7,88	81,37	0,96	1838,94	0,94	3794,53
9	2357,23	1846,62	40,7	31,9	1,28	5791,43	1,12	6587,45
10	1555,74	912,35	62,4	36,6	1,71	2493,02	1,02	2154,81
11	1105,61	2873,91	22,86	59,43	0,38	4836,06	1,06	10896,12
12	174,48	932,69	15,09	80,67	0,19	1156,13	0,87	1763,38
13	27	603,07	3,81	85,04	0,045	709,19	0,89	1692,07
14	399,66	1984,81	15,56	77,28	0,2	2568,18	1,09	4464,91
15	1519,77	4799,25	21,08	66,56	0,32	7210,27	1,04	14869,89
16	2423,63	2060,08	52,49	44,62	1,18	4616,96	1,01	5576,43
17	55,58	1231,46	4,11	91,04	0,04	1352,71	0,94	2617,75
18	114,18	132,91	29,73	34,61	0,86	384,05	0,75	393,48
19	201,21	1239,42	13,68	84,24	0,16	1471,23	1,14	4176,9
20	707,84	1458,03	30,39	62,6	0,49	2329,26	0,91	5503,82
M	772,17	1861,86	23,14	63,53	0,47	2976,77	0,99	5598,06
SD	842,8	1971	15,4	18,2	0,46	2858,5	0,1	6605,55
Me	427,65	1298,63	20,53	66,33	0,32	2201,49	0,99	3905,47

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 11. Naměřená data SAVSF – leh 1 po placebo proudech

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	502,08	642,15	35,39	45,27	0,78	1418,57	0,93	1778,31
2	259,35	554,17	27,45	58,66	0,47	944,69	1,06	1728,29
3	278,15	206,14	44,81	33,21	1,35	620,7	0,85	696,97
4	2755,94	4484,83	33,54	54,59	0,61	8216,14	1,02	16722,82
5	64,41	2078,08	2,59	83,55	0,03	2487,25	1,03	6806,27
6	482,72	1373,69	21,97	62,53	0,35	2196,88	0,96	4363,48
7	990,66	1492,48	32,21	48,52	0,67	3075,86	0,99	4637,1
8	424,98	2231,97	13,96	73,33	0,19	3043,72	0,95	4884,03
9	6002,19	1564,56	69,21	18,04	3,83	8671,88	1,12	7001,12
10	1541,85	1385,21	50,99	45,81	1,11	3023,93	1,05	2945,67
11	910,45	3115,32	20,11	68,81	0,29	4527,66	1,04	10189,9
12	61,72	737,67	6,05	72,26	0,08	1020,87	0,87	1843,41
13	102,71	225,71	24,27	53,33	0,46	423,25	0,9	623,17
14	483,93	284,77	10,43	71,84	0,15	2729,67	1,14	5089,34
15	264,55	2414,22	9,16	83,56	0,11	2889,14	1,02	10290
16	816	1563,95	27,49	52,69	0,52	2968,4	1,03	4447,25
17	455,01	1145,92	24,21	60,98	0,4	1879,23	0,98	2700,49
18	34,67	110,95	12,39	39,66	0,31	279,79	0,78	327,28
19	245,05	947,16	17,74	68,56	0,26	1381,49	1,07	2893,84
20	449,71	714,6	35,62	56,6	0,63	1262,46	0,82	1595,51
M	856,31	1363,678	25,98	57,59	0,63	2653,079	0,98	4578,213
SD	1330,663	1068,963	15,9	16,13	0,8	2208,446	0,1	3956,042
Me	452,36	1259,805	24,24	57,63	0,43	2342,065	1,01	3654,575

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 12. Naměřená data SAVSF – stoj po placebo proudech

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	2347,07	681,35	62,75	18,22	3,45	3740,31	0,61	1014,67
2	210,94	190,52	49,3	44,53	1,11	427,83	0,66	200,85
3	70,4	80,99	40,55	46,64	0,87	173,64	0,65	183,14
4	1689,79	588,95	70,52	24,58	2,88	2396,08	0,72	1427,45
5	656,3	322,85	49,29	24,24	2,03	1331,64	0,78	667,54
6	866,54	258,19	46,72	13,92	3,38	1854,84	0,76	708,34
7	388,38	104,76	58,29	15,72	3,71	666,24	0,64	177,61
8	907,71	419,58	45,19	20,89	2,17	2008,68	0,75	757,2
9	12907,81	484,24	95,03	3,56	26,76	13583,45	0,86	3197,51
10	1906,12	375,28	82,43	16,23	5,06	2312,53	0,86	1292,8
11	579,36	117,88	79,35	16,15	4,9	730,1	0,69	255,4
12	417,44	329,56	35,86	28,31	1,26	1163,93	0,72	482,42
13	789,74	400,13	51,97	26,33	1,98	1519,67	0,71	626,39
14	148,66	131,23	44,32	39,12	1,14	335,42	0,74	260,71
15	636,46	200,92	52,25	16,5	3,17	1218,02	0,78	816,39
16	4013,4	1812,28	63,67	28,75	2,21	6303,29	0,92	4776,75
17	675,02	136,92	73,59	14,93	4,93	917,29	0,59	197,35
18	336,26	50,46	45,86	6,88	6,65	733,25	0,66	217,99
19	367,37	141,14	67,43	25,9	2,61	544,84	0,64	158,98
20	1098,21	207,03	66,53	12,54	5,31	1650,63	0,63	365,83
M	1550,649	351,71	59,05	22,2	4,28	2180,584	0,72	889,27
SD	2759,552	375,62	15,26	11,09999	5,39	2952,295	0,09	1123,844
Me	665,66	232,61	55,27	19,56	3,03	1274,83	0,72	554,41

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 13. Naměřená data SAVSF – leh 2 po placebo proudech

proband	Power LF	Power HF	Rel. LF	Rel. HF	LF/HF	Tot. Power	RR	MSSD
1	336,75	901,67	20,12	53,87	0,37	1673,92	0,93	2247
2	228,16	728,9	21,28	67,99	0,31	1072,01	1,11	2344,5
3	267	119,81	60,57	27,18	2,23	440,78	0,86	766,29
4	4301,29	11212,83	25,76	67,16	0,38	16695,35	1,07	33950,13
5	325,26	2356,18	11,28	81,74	0,14	2882,44	1,03	5799,51
6	136,6	1488,13	8,18	89,13	0,09	1669,58	0,99	4523,31
7	487,12	800,62	34,87	57,31	0,61	1396,91	0,98	3074,86
8	373,15	2896,8	10,78	83,71	0,13	3460,42	1,01	6883,9
9	6222,98	2012,85	70,98	22,96	3,09	8766,8	1,12	8619,83
10	643,12	1008,65	36,38	57,06	0,64	1767,79	1,07	2360,92
11	328,99	2498,62	10,91	82,86	0,13	3015,61	1,08	10826,88
12	34,38	572,25	4,91	81,77	0,06	699,82	0,87	1359,49
13	131,56	617,73	16,33	76,69	0,21	805,45	0,9	2092,25
14	323,75	2022,99	11,94	74,61	0,16	2711,35	1,16	6748,22
15	471,93	3550,54	9,48	71,34	0,13	4977,12	1,05	11331,72
16	734,69	1066,01	28,97	42,03	0,69	2536,29	1,04	4679,31
17	321,22	1221,86	16,58	63,06	0,26	1937,72	1,01	3407,24
18	271,43	1137,91	17,36	72,77	0,24	1563,78	0,82	6811,73
19	74,06	1174,99	5,28	83,77	0,06	1402,66	1,14	3622,27
20	257,79	465,4	33,79	60,99	0,55	763,04	0,77	1110,59
M	813,56	1892,74	22,79	65,9	0,53	3011,94	1	6127,99
SD	1562,44	2367,29	17,65	18,47	0,77	3727,47	0,11	7237,19
Me	324,51	1156,45	16,97	69,67	0,25	1720,855	1,02	4072,79

Vysvětlivky:

Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2 , lze si ho představit jako „plochu“ spektrální složky)

Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (v jednotkách ms^2)

Rel. LF = relativní spektrální výkon pásma LF

Rel HF = relativní spektrální výkon pásma HF

LF/HF = poměr spektrálního výkonu LF vůči HF

Tot. Power = total power, součet veškerých spektrálních výkonů (v jednotkách ms^2)

RR = délka R-R intervalů

MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

M = aritmetický průměr

SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Tabulka 14. Srovnání naměřených dat v pozici leh 2 před proudy a leh 2 po proudech

Hodnoty SAVSF	p
Power LF	0,654
Power HF	0,03
Rel. LF	0,627
Rel. HF	0,765
LF/HF	0,97
Total Power	0,1
RR	0,02
MSSD	0,015

Vysvětlivky:

p = hladina statistické významnosti (jako statisticky významnou hodnotu považujeme nižší než 0,05)

Tabulka 15. Srovnání naměřených dat v pozici leh 2 před placebo proudy a leh 2 po placebo proudech

Hodnoty SAVSF	p
Power LF	0,57
Power HF	0,82
Rel. LF	0,82
Rel. HF	0,85
LF/HF	0,73
Total Power	0,82
RR	0,08
MSSD	0,48

Vysvětlivky:

p = hladina statistické významnosti

Tabulka 16. Srovnání naměřených dat v pozici leh 2 před proudy a leh 1 po proudech

Hodnoty SAVSF	p
Power LF	0,76
Power HF	0,45
Rel. LF	0,74
Rel. HF	0,82
LF/HF	0,48
Total Power	0,76
RR	0,05
MSSD	0,04

Vysvětlivky:

p = hladina statistické významnosti

Tabulka 17. Srovnání naměřených dat v pozici leh 2 před placebo proudy a leh 1 po placebo proudech

Hodnoty SAVSF	p
Power LF	0,79
Power HF	0,13
Rel. LF	0,37
Rel. HF	0,12
LF/HF	0,4
Total Power	0,65
RR	0,55
MSSD	0,28

Vysvětlivky:

p = hladina statistické významnosti

Tabulka 18. Souhrn odpovědí Dotazníku na autonomní funkce

	odpověď A	odpověď B	odpověď C
M	6,15	6	3,9
SD	1,56	1,73	1,26
Me	6	6	4
Min.	3	3	0
Max.	9	10	6

Vysvětlivky:

M = aritmetický průměr

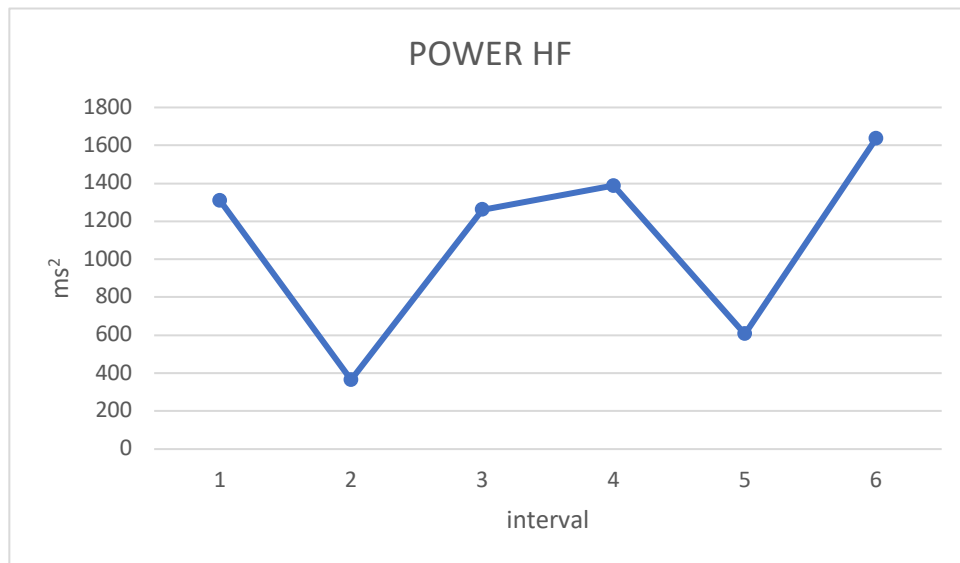
SD = směrodatná odchylka

Me = medián

Min. = minimum

Max. = maximum

Graf 1. Vývoj parametru Power HF v jednotlivých pozicích



Vysvětlivky:

Interval 1 = leh 1 před aplikací Träbertových proudů

Interval 2 = stoj před aplikací Träbertových proudů

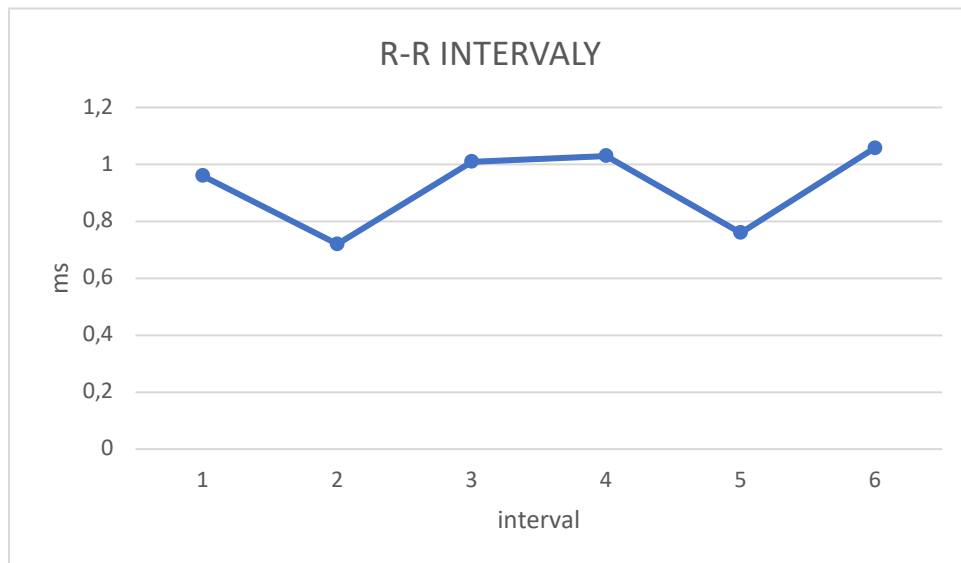
Interval 3 = leh 2 před aplikací Träbertových proudů

Interval 4 = leh 1 po aplikací Träbertových proudů

Interval 5 = stoj po aplikací Träbertových proudů

Interval 6 = leh 2 po aplikací Träbertových proudů

Graf 2. Vývoj R-R intervalů v jednotlivých pozicích



Vysvětlivky:

Interval 1 = leh 1 před aplikací Träbertových proudů

Interval 2 = stoj před aplikací Träbertových proudů

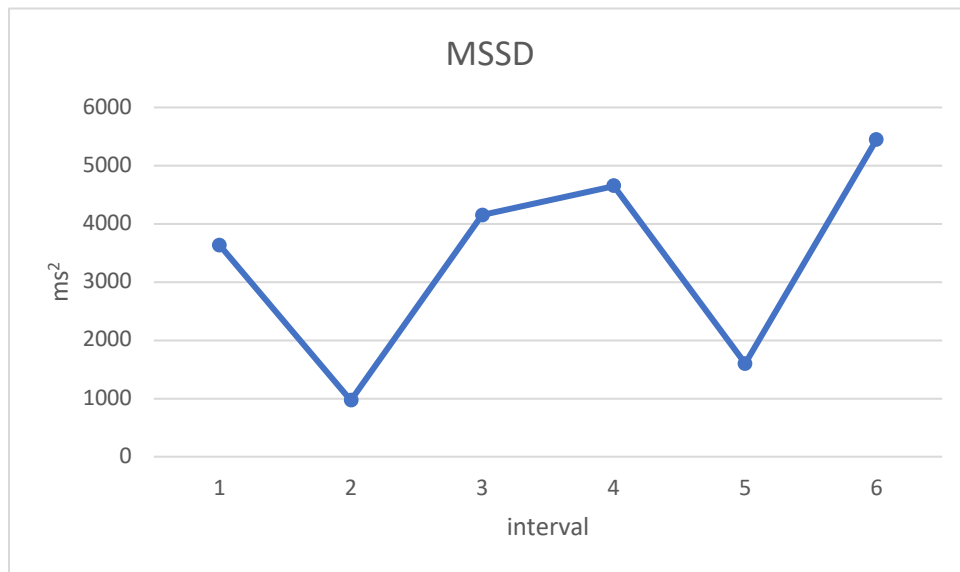
Interval 3 = leh 2 před aplikací Träbertových proudů

Interval 4 = leh 1 po aplikací Träbertových proudů

Interval 5 = stoj po aplikací Träbertových proudů

Interval 6 = leh 2 po aplikací Träbertových proudů

Graf 3. Vývoj parametru MSSD v jednotlivých pozicích



Vysvětlivky:

Interval 1 = leh 1 před aplikací Träbertových proudů

Interval 2 = stoj před aplikací Träbertových proudů

Interval 3 = leh 2 před aplikací Träbertových proudů

Interval 4 = leh 1 po aplikací Träbertových proudů

Interval 5 = stoj po aplikací Träbertových proudů

Interval 6 = leh 2 po aplikací Träbertových proudů

12 PŘÍLOHY

Příloha 1. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Vliv Träbertových proudů na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií (Bc. Jan Juřík):

.....

.....

Datum:

Datum:

.....

.....

Příloha 2. Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 14. 11. 2017 byl projekt diplomové práce

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

s názvem **Vliv Träbertových proudů na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 77/2017
dne: 30. 12. 2017.

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

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

Příloha 3. Dotazník na autonomní funkce (Opavský, 2002)

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

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