

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV PULZNÍ MAGNETOTERAPIE NA AKTIVITU
AUTONOMNÍHO NERVOVÉHO SYSTÉMU HODNOCENÝ
SPEKTRÁLNÍ ANALÝZOU VARIABILITY SRDEČNÍ
FREKVENCE

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Věra Müllerová

Vedoucí práce: Mgr. Josef Urban

Olomouc 2011

Jméno a příjmení autora: Bc. Věra Müllerová

Název diplomové práce: Vliv pulzní magnetoterapie na aktivitu autonomního nervového systému hodnocený spektrální analýzou variability srdeční frekvence

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Josef Urban

Rok obhajoby diplomové práce: 2012

Abstrakt:

V předkládané práci jsme zkoumali, jakým způsobem je autonomní nervový systém (ANS) člověka ovlivněn působením pulzního magnetického pole (PMP) používaného v rámci klasické nízkofrekvenční pulzní magnetoterapie pro léčbu hypertenze. Výzkumu se zúčastnilo 33 zdravých dobrovolníků rozdělených do dvou souborů. Experimentální soubor tvořilo 15 osob (9 žen, 6 mužů) ve věku 23,11 let (SD 1,21). Kontrolní soubor čítal 18 probandů (8 žen, 10 mužů) ve věku 22,96 let (SD 1,91). Aktivitu ANS jsme sledovali pomocí spektrální analýzy variability srdeční frekvence (SAHRV) a měřili jsme také krevní tlak (TK). Všechna měření proběhla formou dvojité zaslepené studie. Aplikovali jsme PMP charakterizované impulzy púlsinového tvaru, frekvencí 10 Hz a indukci 8,6 mT a to po dobu 15 minut. Během aplikace PMP došlo k poklesu systolického TK ($p \leq .001$). PMP neovlivnilo signifikantně aktivitu vagu, výsledky však naznačují, že spíše zpomalovalo přesun aktivity ANS směrem k sympatiku.

Klíčová slova:

Autonomní nervový systém, variabilita srdeční frekvence, krevní tlak, elektromagnetické pole, magnetoterapie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Věra Müllerová

Title of the master thesis: The influence of pulsed magnetotherapy on the activity of the autonomic nervous system evaluated by spectral analysis of heart rate variability

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Josef Urban

The year of presentation: 2012

Abstract:

In this thesis we investigated how the autonomic nervous system (ANS) is affected by the action of low-frequency pulsed magnetic field (PMF) used in the classical low-frequency pulsed magnetotherapy for the treatment of hypertension. 33 healthy volunteers divided into two sets took part in the research. The experimental group, which consisted of 15 persons (9 women, 6 men) aged 23.11 years (SD 1.21), and the control group consisting of 18 probands (8 women, 10 men) aged 22.96 years (SD 1.91). We monitored the ANS activity using spectral analysis of heart rate variability (SAHRV) and we also measured blood pressure (BP). All measurements were in the form of a double blind study. We were applying PMF characterized by pulses of the half-sinus shape, 10 Hz frequency and induction of 8.6 mT for a period of 15 minutes. During the PMF the systolic BP decreased ($p \leq .001$). PMP did not significantly affect vagal activity. The results however suggest that it slowed down the shift of activity towards sympathetic division.

Key words:

Autonomic nervous system, heart rate variability, blood pressure, electromagnetic field, magnetotherapy

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Josefa Urbana a konzultanta RNDr. Aleše Jakubce, Ph.D., že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Brně dne 12. prosince 2011

.....

Děkuji Mgr. Josefu Urbanovi za jeho vedení a odborný dohled a také RNDr. Aleši Jakubcovi, Ph.D. za jeho pomoc, cenné rady a vlídný přístup. Můj dík patří také všem lidem, kteří se zúčastnili výzkumu jako probandi, i všem ostatním, kteří mi při psaní této práce jakkoli pomohli. V neposlední řadě moc děkuji svému manželovi, své sestře, rodičům a celé své rodině za trpělivost a neustálou duševní podporu.

OBSAH

Seznam vybraných zkratek.....	8
1 ÚVOD.....	10
2 PŘEHLED POZNATKŮ	11
2.1 Základní fyzikální poznatky o elektromagnetismu	11
2.2 Magnetoterapie	13
2.2.1 Historie magnetoterapie	14
2.2.2 Působení nízkofrekvenčních elektromagnetických polí na živý organismus	14
2.2.3 Biotropní parametry magnetických polí	16
2.2.4 Reakce organismu na působení elektromagnetických polí.....	19
2.2.5 Léčebné využití elektromagnetických polí.....	21
2.2.6 Výhody a nevýhody nízkofrekvenční pulzní magnetoterapie	22
2.2.7 Kontraindikace magnetoterapie	22
2.3 Vliv elektromagnetických polí na autonomní nervový systém.....	23
2.4 Autonomní nervový systém.....	24
2.4.1 Centrální část ANS.....	25
2.4.2 Periferní část ANS.....	25
2.5 Řízení srdeční frekvence	29
2.5.1 Reflexní řízení srdeční frekvence a vliv dýchání	31
2.6 Krevní tlak	32
2.7 Variabilita srdeční frekvence	34
2.7.1 Historie sledování variability srdeční frekvence	35
2.7.2 Metody hodnocení variability srdeční frekvence	36
2.7.3 Parametry užívané při SAHRV	42
2.7.4 Faktory ovlivňující HRV	43
2.7.5 Využití SAHRV	48
3 CÍLE A HYPOTÉZY	50
4 METODIKA	52
4.1 Charakteristika souborů.....	52
4.2 Metodika sběru dat	56
4.2.1 Spektrální analýza HRV	56
4.2.2 Vyšetření pomocí dotazníku na autonomní funkce	61
4.2.3 Měření krevního tlaku.....	62
4.2.4 Parametry aplikované pulzní magnetoterapie a přístrojové vybavení	62
4.3 Postup měření	64
4.4 Statistické zpracování dat.....	65
5 VÝSLEDKY.....	66
5.1 Srovnání základních statistických charakteristik jednotlivých výzkumných souborů	66
5.2 Výsledky dotazníku na autonomní funkce.....	67
5.3 Výsledky měření krevního tlaku	68
5.3.1 Vyjádření k hypotéze H_1	77
5.3.2 Vyjádření k hypotéze H_2	77

5.4	Výsledky SAHRV	78
5.4.1	Komplexní věkově standardizované ukazatele HRV	78
5.4.2	Běžně užívané ukazatele HRV	81
5.4.3	Vyjádření k hypotéze H ₃	84
6	DISKUSE	85
6.1	Problematika studia účinků EMP na organismus	85
6.2	Vliv EMP na ANS.....	86
6.3	Diskuse k výběru probandů.....	87
6.4	Diskuse k výsledkům dotazníku na autonomní funkce	88
6.5	Diskuse ke změnám krevního tlaku	88
6.5.1	Hodnocení vstupních hodnot TK u výzkumných souborů	89
6.5.2	Změny TK v průběhu vyšetření	90
6.5.3	Změny TKS v průběhu aplikace PMP u experimentálního souboru.....	90
6.5.4	Změny TKD v průběhu aplikace PMP u experimentálního souboru.....	91
6.5.5	Věcná významnost změn TK.....	92
6.6	Diskuse ke SAHRV.....	94
6.6.1	Komplexní věkově standardizované ukazatele	94
6.6.2	Běžně sledované ukazatele HRV	97
6.7	Limity studie.....	100
7	ZÁVĚRY	102
8	SOUHRN.....	104
9	SUMMARY.....	106
10	REFERENČNÍ SEZNAM	108
11	SEZNAM PŘÍLOH.....	124

Seznam vybraných zkratek

%HF, %LF, %VLF	relativní spektrální výkony komponent VLF, LF, HF
a.	arteria
ANS	autonomní nervový systém
AV	atrioventrikulární
B	magnetická indukce
C_{CVHF} , C_{CVLF} , C_{CVVLF}	koeficient variace komponent VLF, LF, HF
CGSA	Course-graining Spectral Analysis
CNS	centrální nervová soustava
CS	index celkového skóre
DAF	dotazník na autonomní funkce
DM	diabetes mellitus
EBM	evidence based medicine
EMP	elektromagnetické pole
FFT	rychlá Fourierova transformace
FMF TM	technologie cíleného magnetického pole
H	intenzita magnetického pole
HF	high frequency (vysoká frekvence)
HRV	heart rate variability (variabilita srdeční frekvence)
ICHDKK	ischemická choroba dolních končetin
ICHS	ischemická choroba srdeční
KVS	kardiovaskulární systém
LF	low frequency (nízká frekvence)
LF/HF, VLF/HF, VLF/LF	poměry spektrálních výkonů jednotlivých komponent
L-S-L	manévr leh-stoj-leh
M	aritmetický průměr
m.	morbis
MP	magnetické pole
n. u.	normalized units (normalizované jednotky)
ncl.	nucleus
NF	nízkofrekvenční

P_{HF}, P_{LF}, P_{VLF}	spektrální výkon komponenty HF, LF, VLF
PMP	pulzní magnetické pole
PSD	power spectral density (výkonová spektrální hustota)
PT	celkový spektrální výkon
R-R	průměrná hodnota všech naměřených R-R intervalů v daném úseku
RSA	respirační sinusová arytmie
SA	sinoatriální
SA	spektrální analýza
SD	směrodatná odchylka
SF	srdeční frekvence
SVB	index sympatovagové rovnováhy
TK	krevní tlak
TKD	diastolický krevní tlak
TKS	systolický krevní tlak
UHF	ultra high frequency (ultra vysoká frekvence)
ULF	ultra low frequency (ultra nízká frekvence)
VA	index vagové aktivity
VLF	very low frequency (velmi nízká frekvence)
vs	versus
WHO	World Health Organisation

1 ÚVOD

Pulzní magnetoterapie je v současné době hojně předepisována jako doplňková léčba pestré škály stavů, mezi nimiž dominují patologické stavy kostního aparátu (fraktury, osteotomie, artrózy, artritidy, apod.).

V české fyziatrické literatuře bývá jako vedlejší účinek pulzní magnetoterapie obecně popisována aktivace parasympatické větve autonomního nervového systému (ANS) spojená s poklesem krevního tlaku (TK) až ortostitickou hypotenzí a s poklesem srdeční frekvence (SF). Uváděn je také vazodilatační efekt, který bývá mimo jiné vysvětlován také ovlivněním ANS.

V předkládané studii jsme se pokusili shrnout účinky elektromagnetických polí (EMP) na lidský organismus (obzvláště pak na ANS) popisované v zahraničních studiích a srovnat je s tím, co uvádějí zdroje české. V zahraniční literatuře bývá zmiňována buď neměnná hodnota SF nebo její pokles. Pro hodnoty TK uvádějí autoři opět buď neměnnou hodnotu, nebo naopak jeho nárůst. Z hlediska působení na aktivitu ANS sledovanou pomocí analýzy variability srdeční frekvence (HRV) se opět objevují rozdílné výsledky.

Jak zdůrazňuje mnoho autorů, biologická odpověď živé tkáně na působení EMP je závislá na konkrétních použitých hodnotách parametrů aplikovaného EMP. Podařilo se nám dohledat pouze jediný český zdroj, ve kterém jsou uvedeny změny aktivity ANS ve spojitosti s konkrétními hodnotami parametrů EMP (Jeřábek, 1995). Zahraniční autoři se v souvislosti s ovlivněním ANS v naprosté většině případů zaměřují na účinek střídavého EMP a využívají frekvence a indukce odlišné od těch, které bývají voleny v rámci klasické nízkofrekvenční magnetoterapie. Proto je srovnání jejich výsledků s Jeřábkovým tvrzením značně problematické. Hlavním cílem této práce pak bylo zjistit a zhodnotit, jakým způsobem (a zda vůbec) reaguje ANS zdravého mladého člověka na pulzní magnetické pole charakterizované parametry, u nichž Jeřábek (1995) popisuje pro hypertoniky pokles TK a SF.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Základní fyzikální poznatky o elektromagnetismu

Magnetické pole (MP) je tvořeno každou nabitou částicí v pohybu, tedy i elementárními částicemi v atomech (pohyb elektronů po orbitě a kolem vlastní osy). Pokud je však pohyb částic neuspořádaný, jejich MP se navzájem ruší a navenek se neprojeví (Chvojka, 2000; Jeřábek, 1993).

V prostředí, v němž protéká elektrický proud, dochází k uspořádanému pohybu volných nabitých částic a tím ke vzniku MP, které pak působí na okolní pohybující se náboje (Chvojka, 2000; Jeřábek, 1993, 1996). Stejně tak změna MP v čase je doprovázena vznikem pole elektrického. Indukovaný elektrický proud má pak takový směr, že svým magnetickým polem působí proti změně magnetického indukčního toku, která je jeho příčinou (Macháček, 1995).

MP popisujeme zpravidla následujícími vektorovými veličinami: intenzita magnetického pole (H) a magnetická indukce (B). Každému bodu v MP můžeme jednoznačně přiřadit jednu velikost a směr intenzity H a indukce B (Poděbradský & Vařeka, 1998).

Intenzita magnetického pole

Intenzita magnetického pole H je přímo úměrná protékajícímu proudu a nepřímo úměrná vzdálenosti od vodiče (Capko, 1998; O'Clock, 2006):

$$H = I/2\pi r \quad [\text{A/m}] \text{ nebo } [\text{Oe}]; (1 \text{ Oe} = 79,6 \text{ A/m})$$

I - intenzita elektrického proudu [A]

r - vzdálenost od vodiče [m]

Tento vztah platí pro intenzitu MP v okolí dlouhého přímého vodiče. V případě magnetoterapeutických aplikátorů je vztah složitější (Jeřábek, 1996).

Indukce magnetického pole

Indukce magnetického pole B [T] je charakterizovaná silou, jakou působí MP na vodič, jímž prochází elektrický proud. Jestliže v homogenním MP působí na vodič o délce 1 m, jímž protéká elektrický proud 1 A, síla 1 N, pak má takové pole indukci 1 T (Capko, 1998; Chvojka, 2000). Starší jednotkou je Gauss [G], kdy platí, že $1 \text{ T} = 10^4 \text{ G}$.

Vztah mezi magnetickou indukcí a magnetickou intenzitou lze vyjádřit rovnicí (Macháček, 1995):

$$B = \mu_r \cdot \mu_0 \cdot H$$

μ_0 - permeabilita vakua, její hodnota je $1,2566 \cdot 10^{-6}$

μ_r - poměrná permeabilita prostředí, hodnotu permeability biologických tkání přirovnáváme k vodě, jejíž hodnota je 0,999991

Pro biologické tkáně můžeme tedy vypočítat, že 1 mT odpovídá 795,8 A/m.

Kopal, Erhart, Čmelík a Machovský (2008) uvádějí, že magnetická indukce uvnitř solenoidu umístěného v prostředí s permeabilitou μ , který má délku l , počet závitů N a kterým prochází proud I , má velikost:

$$B = \frac{\mu_0 \cdot N \cdot I}{l}$$

Podle průběhu MP v čase můžeme dělit MP na pole:

- Statické: V průběhu času se nemění hodnoty MP. Např. elektromagnetické pole (EMP) Země, pole v okolí permanentních magnetů či vodičů napájených stejnosměrným proudem (Jeřábek, 1996).
- Střídavé: V průběhu času se mění hodnoty MP od nuly ke kladnému maximu, klesají k nule, rostou do záporného maxima a vracejí se opět k nule. Nárůst i pokles hodnot je plynulý, má sinusový průběh. Příkladem je EMP kolem vodičů napájených střídavým proudem (Chvojka, 2000; Jeřábek, 1993).
- Pulzní: Hodnoty MP se v čase mění od nuly do kladného či záporného

maxima skokem. Takové pole existuje v okolí vodičů napájených pulzním elektrickým proudem (Jeřábek, 1993).

Podle rozložení MP v prostoru můžeme dělit MP na pole (Jeřábek, 1996):

- Homogenní: Mají v každém bodě stejnou velikost a směr
- Nehomogenní: Nemají v každém bodě stejnou velikost a směr

2.2 Magnetoterapie

Magnetoterapie využívá pro terapeutické účely energie EMP s tím, že většina biologických účinků je vázána na magnetickou složku EMP (Poděbradský & Vařeka, 1998).

Magnetoterapie se dle parametrů, které jsou využity při terapii, dělí na:

1) Nízkofrekvenční a vysokofrekvenční

Nízkofrekvenční (NF) magnetoterapie pracuje s frekvencemi do 300 Hz (Chvojka, 2000). Na tuto problematiku je zaměřena velká část výzkumů týkajících se magnetoterapie. Vysokofrekvenční magnetoterapie pracuje s frekvencemi od 9 do 250 MHz (Poděbradský & Vařeka, 1998), ale v podstatě neexistují studie na principu medicíny založené na důkazech (evidence based medicine – EBM), jež by potvrzovaly účinky, které jsou deklarovány autory či producenty přístrojové techniky.

2) Pulzní a střídavou

3) Nízkoindukční a vysokoindukční

Nízkoindukční magnetoterapie využívá indukci v řádech jednotek až desítek mT (Poděbradský & Vařeka, 1998). Vysokoindukční terapie pracuje s indukcemi až do 2,5 T. Je novinkou na trhu a zabývají se jí např. Poděbradský a Poděbradská (2010).

Naše práce se zabývá NF pulzní nízkoindukční magnetoterapií.

2.2.1 Historie magnetoterapie

Léčebné využívání MP má dlouhou historii. Používání magnetických materiálů pro terapeutické účely se datuje až do starověkého Řecka, Číny, Japonska a Egypta. Na počátku 16. století se pokusil Paracelsus použít magnet k léčbě epilepsie, onemocnění trávicího traktu a hemoragických problémů. Jedna z prvních vědeckých zmínek o této problematice se objevuje v knize Williama Gilberta „De Magnete“ z roku 1600 (Markov, 2007; O’Clock, 2006).

Dle Chvojky (2000) byl první magnetoterapeutický přístroj přihlášen u Patentového úřadu v Berlíně v roce 1869. Tento přístroj byl používán hlavně k léčbě bolesti u tabických krizí a revmatismu. Roku 1902 byl v Berlíně založen „Ústav pro elektromagnetickou energii“. Během první poloviny 20. století se poukazovalo na možnost využití EMP pro ovlivnění dnových bolestí a u pokusných zvířat také pro ovlivnění růstu některých typů nádorů. Také se začínala věnovat velká pozornost problémům spojeným s účinky magnetických a elektrických polí na biologické systémy.

Během 60. - 80. let minulého století se výroba magnetoterapeutických zařízení rozšířila téměř po celé Evropě. V 70. letech byly publikovány významné práce Bassetta a jeho týmu, ve kterých autoři popisují využití bifázických nízkofrekvenčních elektromagnetických signálů v léčbě protrahovaně se hojících kostních zlomenin (Markov, 2007; Valone, 2003). Od té doby zájem o tuto problematiku nadále roste (Chvojka, 2000).

V naší zemi se množství prací týkajících se vlivu EMP na biologické systémy začalo objevovat kolem roku 1975 (Chvojka, 2000). Z nejznámějších českých autorů, kteří se věnují této problematice, můžeme jmenovat Jeřábka a Chvojku.

2.2.2 Působení nízkofrekvenčních elektromagnetických polí na živý organismus

V literatuře je zdokumentováno mnoho jevů popisovaných jako důsledek působení nízkofrekvenčních EMP nejrůznějších parametrů na živý organismus. Ačkoli je často kladen důraz na to, že chování exponované tkáně je závislé na konkrétních parametrech aplikovaného EMP, jsou mechanismy působení EMP

prezentované v těchto studiích jinými autory mnohdy přijímány a zevšeobecněny a je velkým problémem dohledat původní znění citovaných studií. Popíšeme zde proto alespoň „zevšeobecněné“ mechanismy působení EMP.

Poznávání mechanismů působení MP na organismus má dle Shupak (2003) dvě části. Jako první je třeba zjistit, jakým biofyzikálním mechanismem je MP v tkáni detekováno a převedeno na biologický signál. Následně je nutno poznat a popsat kaskádu reakcí vedoucí až ke konečnému efektu, který se v biologickém systému projeví. Tyto biofyzikální mechanismy nejsou zatím přesně objasněny, do dnešní doby však bylo popsáno množství teorií. Mezi ně patří např.:

- Teorie cyklotronové rezonance (Jeřábek, 1993; Markov, 2007; O'Clock, 2006) – dle této teorie je ve velmi slabých MP (v řádech desítek μT), kdy zároveň působí statická (geomagnetické pole Země) i časově proměnná složka, urychlen pohyb iontů, což se projevuje mimo jiné i jejich zvýšeným transportem mezi buňkou a extracelulární tekutinou
- Teorie volných radikálů (Markov, 2007; Pilla, 2006)
- Teorie biologicky uzavřených elektrických okruhů (Markov, Hazlewood, & Ericsson, 2005)
- Teorie vody – dle této teorie absorpce MP narušuje strukturu vodních systémů, a je tak ovlivněna prostupnost biologických membrán (Chvojka, 2000; Markov et al., 2005)
- Teorie fotonové emise (Chvojka, 2000)
- Teorie parametrické rezonance (Lednev in Markov & Colbert, 2001, 24) a další

Věrohodnost popisovaných mechanismů působení je často bouřlivě diskutována a mezi jednotlivými autory dosud nepanuje shoda (Markov, 2007; Pilla, 2006).

Mnoho autorů předpokládá, že EMP působí na organismus prostřednictvím slabých elektrických proudů indukovaných v tkáni dle Faradayova zákona (např. Chvojka, 2000; Jeřábek, 1996; Markov, 2007; O'Clock, 2006). Jeřábek

(1993) poznamenává, že v tomto případě jde ale o indukce v řádu desítek mT a více. Shupak (2003) pak popisuje dva mechanismy působení MP na organismus: jednak působení indukovaného proudu, jednak působení magnetického dipólu, kdy může aplikované MP interagovat s MP přítomnými v tkáni nebo s magnetickými momenty produkovanými elementárními částicemi, atomy a molekulami.

Obecně se tvrdí, že MP mohou organismus ovlivňovat na úrovni elektronové, atomární, iontové, molekulární, buněčné, tkáňové nebo orgánové (McNamee et al., 2009; O'Clock, 2006). Tento vliv může být jak pozitivní, tak negativní.

Markov a Colbert (2001) uvádějí, že velmi často je v poslední době za cílový bod působení MP považována buněčná membrána a že dokonce velmi malé změny membránového potenciálu mohou vyvolat signifikantní modulaci buněčné funkce.

2.2.3 Biotropní parametry magnetických polí

Je třeba podotknout, že MP stejných parametrů působí na různé tkáně rozdílným způsobem. Výsledný efekt MP je závislý na mnoha faktorech, jakými jsou např. velikost a tvar buňky, složení a architektura buněčné membrány, rozdílná senzitivita buňek, fáze buněčného cyklu, způsob mezibuněčné komunikace a další (Markov, 2007; Markov & Colbert, 2001).

Jak zdůrazňuje mnoho autorů (Grote et al., 2007; Chvojka, 2000; Jeřábek, 1996; Markov, 2007; Markov & Colbert, 2001; Markov et al., 2005; O'Clock, 2006; Shupak, 2003) a jak už bylo zmíněno výše, biologická odpověď živé tkáně na působení MP je závislá také na konkrétních použitých hodnotách parametrů aplikovaného MP, a nelze proto shrnovat všechna MP do jedné skupiny účinků. Mezi tyto parametry jsou řazeny indukce, gradient, vektor, frekvence, tvar pulzu a doba expozice.

2.2.3.1 Magnetická indukce

Chvojka (2000) považuje indukci za jeden z nejvýznamnějších biotropních parametrů. V praxi se posuzuje směr nejvyšší indukce, který se pro běžné typy

solenoidů kryje s jejich osou.

Pro terapeutické účely doporučovali dle Chvojky (2000) zahraniční výrobci magnetoterapeutických zařízení dříve špičkové hodnoty indukce do 10 mT, ale přístroje umožňovaly aplikovat i vyšší hodnoty. Např. Jeřábek (1995) popisuje v některých případech při použití pulzního magnetické pole (PMP) hodnoty indukce až 90 mT (nespecifikuje ovšem, zda jde o špičkovou či střední hodnotu indukce). Chvojka doporučoval u jistých diagnóz (degenerativní změny) špičkovou indukci 50 mT. V současné době ale moderní magnetoterapeutické přístroje většinou neumožňují používat hodnoty vyšší než 10 mT.

V literatuře (Markov, 2007; Markov et al., 2005) se objevují zmínky o tom, že organismus citlivěji reaguje na MP charakteristické určitými hodnotami indukce (50-100 μ T; 15-20 mT; 45-50 mT) a/nebo frekvence. Jedná se o tzv. „window efekt“.

Pro představu a srovnání uvádíme následující:

- Hodnoty indukce, které se používají při vyšetření pomocí nukleární magnetické rezonance, se pohybují v rozsahu 6-23,5 T, v tomto případě jde ovšem o statické MP (Hornak, 2011).
- Vysokoindukční elektromagnetická stimulace (nízkofrekvenční PMP) využívá indukce do 2,5 T (Poděbradský & Poděbradská, 2010).
- Země má statické magnetické pole dipólového charakteru. Hodnoty indukce se pohybují v rozmezí 0,02-0,07 mT (Walleczek, 1992) a jsou rozdílné pro různé oblasti v závislosti na vzdálenosti od magnetických zemských pólů. Pro Českou republiku udávají Bochníček a Hejda (2004) hodnoty 0,048 mT. Hodnoty indukce MP Země se s každým rokem mění o několik desítek nT.

2.2.3.2 Gradient

Gradient udává změnu příslušné veličiny MP (většinou indukce) v závislosti na vzdálenosti místa s vyšší hodnotou od místa s hodnotou nižší (Chvojka, 2000).

2.2.3.3 Vektor

Vektorem MP se myslí směr maximálního toku magnetické indukce. Dle Chvojky (2000) nepatří mezi důležité biotropní parametry. Jeřábek (1996) považuje vektor v jistých případech naopak za důležitý parametr a uvádí, že při snaze o ovlivnění vazů, cév a nervů je pro větší terapeutický účinek třeba aplikovat MP tak, aby byl směr jeho vektoru kolmý na podélnou osu ošetřovaných struktur.

2.2.3.4 Frekvence

V rámci klasické NF magnetoterapie se užívají frekvence přibližně do 300 Hz (Chvojka, 2000). MP o takových frekvencích jsou neionizující a atermální (Shupak, 2003).

Shupak (2003) uvádí, že přerušované PMP má větší efekt na živé tkáně než kontinuální PMP. Grote et al. (2007), stejně tak i Chvojka (2000) považují frekvenci za velmi významný biotropní parametr a tvrdí, že specifická informace pro organismus může ležet právě v této oblasti.

2.2.3.5 Tvar pulzu

V současné době jsou k dostání magnetoterapeutické přístroje s velkým výběrem tvarů impulzů od sinusoidy, půlsinusoidy, přes pulzy rektangulární, quazirektangulární po triangulární a quazitriangulární.

Tvar pulzu je podle Chvojky (2000) jeden z nejdůležitějších biotropních parametrů, na nichž závisí reakce tkáně na působení MP. Chvojka tvrdí, že nejspíše vyvolá biologickou reakci tkáně MP generované pulzy tvaru obdélníku. Děje se tak díky strmému nárůstu náběžné hrany pulzu. Shupak (2003) a Markov (2007) uvádějí, že při rychlé změně magnetické indukce v čase (dB/dt) se v tkáni indukují silnější elektrické proudy než při změně plynulejší (např. při užití pulzu tvaru sinusoidy či půlsinusoidy). Pulzy tvaru půlsinusoidy pak mají dle Markova vyšší účinnost než kontinuální sinusoida. Význam sestupné hrany impulzu a délky trvání impulzu není dosud přesně objasněn. Podle Jeřábka (1993, 1996) není délka impulzu z biofyzikálního

pohledu pravděpodobně až tak důležitá (viz též Valone, 2003).

2.2.3.6 Doba expozice

Doba expozice je opět velmi důležitým parametrem. Jeřábek (1996) udává, že 10minutová aplikace MP se jeví jako minimální, aby bylo možno pozorovat nějaké účinky na organismus. Při užití MP pro terapii kostního systému se ovšem doporučuje délka aplikace v řádu hodin (Basset, Valdez, & Henandez, 1982; Dallari et al., 2009; Chvojka, 2000).

Dle Chvojky (2000) reagují systémové oddíly organismu na působení PMP v následujícím pořadí: systém nervový, endokrinní, smyslové orgány, systém srdeční, cévní, zažívací, svalový, vyměšovací, dýchací, imunitní a jako poslední systém kostní.

2.2.4 Reakce organismu na působení elektromagnetických polí

Chvojka (2000) uvádí, že na působení EMP reaguje organismus místním i celkovým mechanismem.

2.2.4.1 Místní účinky elektromagnetických polí

V závislosti na jejich parametrech se EMP připisují následující lokální účinky:

- ovlivnění mechanismu iontového transportu skrze buněčnou membránu, ovlivnění funkce membránových proteinů, ovlivnění dipolárních molekul vody a hydratovaných iontů lipidové dvojvrstvy buněčné membrány (Basset et al., 1982; Markov, 2007; Markov et al., 2005; McNamee et al., 2009; O'Clock, 2006; Sadlonova et al., 2002)
- ovlivnění pH tkáně (Markov et al., 2005)
- ovlivnění vazby hormonů a mitogenů na buněčnou membránu (Markov, 2007; McNamee et al., 2009)
- ovlivnění slabých chemických vazeb (O'Clock, 2006)
- ovlivnění mezibuněčné komunikace (O'Clock, 2006)
- vliv na vazebné schopnosti DNA a transkripci (O'Clock, 2006)
- ovlivnění buněčné proliferace (např. fibroblastů a granulační tkáně)

(Markov & Colbert, 2001; O'Clock, 2006; Pilla, 2006)

- vliv na téměř všechny složky účastníci se léčebného procesu: fibrinogen, leukocyty, fibrin, krevní destičky, cytokiny, růstové faktory, fibroblasty, collagen, elastin, keratinocyty, osteoblasty a volné radikály (Markov & Colbert, 2001)
- vliv na aktivitu imunitních buněk (O'Clock, 2006; Pilla, 2006; Markov & Colbert, 2001; Markov et al., 2005; Sadlonova et al., 2002)
- stimulace migrace endoteliálních buněk (Pilla, 2006)
- omezení růstu nádorových buněk (O'Clock, 2006; Markov et al., 2005)
- ovlivnění apoptózy (O'Clock, 2006)
- v případě dostatečně vysoké intenzity - stimulace elektricky excitabilních buněk (nervových a svalových) indukovanými elektrickými proudy (McNamee et al., 2009; O'Clock, 2006)

2.2.4.2 Vliv elektromagnetických polí na tkáňové systémy

Chvojka (2000) předpokládá, že při aplikaci zevního EMP je vždy ovlivněn systém nervový a systém endokrinní, čímž je možno vysvětlit, proč při lokální aplikaci EMP reagují alespoň částečně i vzdálenější systémy organismu (viz též Jeřábek, 1996). Markov et al. (2005) řadí mezi systémy, které celkově reagují na exogenní EMP, také systémy cévní, lymfatický a imunitní a velmi zdůrazňuje právě systémový účinek EMP.

Podle některých autorů na EMP v terapeutických dávkách mnohem citlivěji reagují tkáně „postižené“, které nejsou v ideálním rovnovážném stavu, než tkáně zdravé, jež mají navíc mnohem účinnější kompenzační mechanismy. Proto se při experimentech na zdravých tkáních (jedincích) nemusí „očekávaná“ reakce vůbec dostavit. Naopak čím více je tkáň postižená, tím větší efekt v ní EMP vyvolá (Jeřábek, 1993; Markov, 2007; Markov et al., 2005).

V české literatuře bývá většina výše uvedených projevů působení PMP shrnována do těchto jevů (Capko, 1998; Jeřábek, 1995; Poděbradský & Vařeka, 1998):

- vazodilatace
- analgetické působení
- protizánětlivé působení
- myorelaxace, spasmolytický účinek
- akcelerace hojení
- antiedematózní účinek

2.2.5 Léčebné využití elektromagnetických polí

Terapeutický účinek je při využití NF EMP zmiňován u následujících stavů:

- kostní traumata (urychlení cévní proliferace a zrání callu) (Bassetet al., 1982; Markov, 2007; O'Clock, 2006; Pilla, 2006)
- paklouby, inkorporace kostních štěpů, osteotomie, stavy po implantaci či deliberizaci totálních endoprotéz; osteonekrózy, arthrodézy (Dallari et al., 2009; Chvojka, 2000), artrózy, pseudoartrózy, revmatoidní artritida (Gremion, Gaillard, Leyvraz, & Jolles, 2009; Jeřábek, 1996; Pipitone & Scott, 2001; Shupak, 2003; Trock, Bollet, & Markoll, 1994)
- traumata měkkých tkání (urychlení hojivého procesu) (Glinka, Sieroń, Birkner, & Grzybek, 2002; Goudarzi, Hajizadeh, Salmani, & Abrari, 2010; O'Clock, 2006; Pilla, 2006; Shupak, 2003)
- kontuze či distorze kloubů (BTL, 2007)
- entezopatie, zánětlivé procesy tkání, osteomyelitida (Chvojka, 2000; Jeřábek, 1996; Shupak, 2003; Uzunca, Birtane, & Tastekin, 2007)
- bolestivé stavy pohybového aparátu, low back pain (Hardenet et al., 2007; O'Clock, 2006; Shupak, 2003)
- morbus Bechtěrev (Jeřábek, 1995)
- Dupuytrenova kontraktura kloubů (BTL, 2007)
- myopatie (BTL, 2007)
- poruchy pojivové tkáně (Markov, 2007; O'Clock, 2006)
- bolesti hlavy (Vincent, Andrasik, & Sherman, 2007)
- léze periferních nervů (urychlení regenerace) (Macias, Battocletti, Sutton, Pintar, & Maiman, 2000; Mert, Gunay, Gocmen, Kaya, & Poalt, 2006; Shupak, 2003), neuralgie, úžinové syndromy (BTL, 2007), bolesti u periferní neuropatie (Weintraub & Cole, 2004)

- morbus Parkinson, epilepsie, roztroušená skleróza mozkomíšní, tinitus (Markov, 2007; O'Clock, 2006; Shupak, 2003)
- nádorová onemocnění (Markov et al., 2005; O'Clock, 2006)
- dekubity, bérčové vředy, popáleniny (O'Clock; Pilla, 2006), atopické exémy, alergické dermatózy, psoriáza (Jeřábek, 1993)
- hematomy (BTL, 2007)
- edém (redukce) (O'Clock; Pilla, 2006)
- enurézy (Jeřábek, 1993)
- endokrinní oftalmopatie (Shupak, 2003), virová konjunktivitida a keratitida (Pasek et al., 2008)
- ohnisková ischemie, minimalizace ischemického poškození myokardu při srdečních operacích a transplantacích (Shupak, 2003), ischemická choroba srdeční (ICHS), ischemická choroba dolních končetin (ICHDKK), hypertenze (Jeřábek, 1993, 1995)
- sinusitidy (Jeřábek, 1993, 1996)
- paradontóza (Jeřábek, 1993)
- chronická obstrukční plicní nemoc, asthma bronchiale (Sadlonova et al., 2002)

2.2.6 Výhody a nevýhody nízkofrekvenční pulzní magnetoterapie

Tato terapie je pohodlná, s minimem rizika, neinvazivní, levnější než chirurgické řešení a nenáročná na obsluhu. Stimulace může být provedena v obyčejné místnosti a není třeba užití anestetika. Nevýhodou je, že někdy musí být stimulace aplikována až po dobu 10 hodin denně, aby bylo dosaženo požadovaného léčebného účinku (např. u hojení kostních fraktur) (Markov, 2007; Shupak, 2003).

2.2.7 Kontraindikace magnetoterapie

V literatuře je pro aplikace NF pulzní magnetoterapii uváděna řada kontraindikací.

2.2.7.1 Absolutní kontraindikace

Mezi absolutní kontraindikace Chvojka (2000) řadí implantovaný kardiostimulátor, hypertyreózu, hyperfunkci nadledvinek, myastenii gravis, krvácení do trávicí trubice a krvácivé stavy obecně, žaludeční a duodenální vředy, aktivní tuberkulózu, infekční choroby, nádorová onemocnění (včetně podezření, eventuelně tumor v anamnéze) a těhotenství. Jeřábek (1993) sem přidává ještě hypotalamické a hypofyzární poruchy a psychózy. Capko (1998) uvádí i juvenilní diabetes.

2.2.7.2 Relativní kontraindikace

Za relativní kontraindikace Chvojka (2000) považuje záchvatovitá neurologická onemocnění (s jistými výhradami), mykotická onemocnění a menstruaci. Doporučuje zvýšenou pozornost u pacientů s hypotenzí a hypertenzí. Capko (1998) zmiňuje i těžké formy ICHS, ICHDKK, ischemické choroby mozku a také obecné poruchy zdraví neznámé etiologie.

2.3 Vliv elektromagnetických polí na autonomní nervový systém

Mezi zahraničními zdroji existují studie, předmětem jejichž zájmu je vliv EMP na krevní tlak (TK) a na aktivitu autonomního nervového systému (ANS). Většina takových studií, které byly publikovány do začátku roku 2009, je shrnuta v review od McNamee et al. (2009). Jejich závěry jsou pak nejednotné.

Při sledování změn srdeční frekvence (SF) bývá pozorován buď její pokles (Sait, Wood, & Sadafi, 1999 ; Tabor, Michalski, & Rokita, 2004) nebo autoři neuvádí žádnou výraznou změnu SF (Ghione, Del Seppia, Mezzasalma, & Bonfiglio, 2005; Whittington, Podd, & Rapley, 1996).

Ovlivnění TK ve smyslu jeho nárůstu popsali např. Ghione, Del Seppia, Mezzasalma, Emdin a Luschi (2004). Neměnnou hodnotu TK pak uvádějí Ghione et al. (2005) a Jeong et al. (2005).

Některé zdroje popisují změny aktivity ANS v důsledku působení MP (Baldi, E., Baldi, C., & Lithgow, 2007; Graham, Sastre, Cook, & Gerkovich, 2000;

Sastre, Cook, & Graham , 1998; Tabor et al., 2004), jiné zase změny aktivity ANS nepotvrdily (Graham, Sastre, Cook, & Kavet, 2000; Sait et al. in McNamee et al., 2009, 928). Důvodem této nejednotnosti výsledků je pravděpodobně fakt, že jednotliví autoři používali odlišnou metodiku měření, rozdílné aplikátory a parametry použitého MP. V některých případech dokonce nejsou parametry MP uvedeny dostatečně přesně tak, aby byla studie jednoznačně opakovatelná – chybí údaje o tom, zda šlo o střídavé či pulzní MP, není popsán typ aplikátoru a podobně. Pro téměř všechna MP zkoumaná ve výše zmíněných studiích je společný fakt, že hodnoty magnetické indukce se pohybují v řádech μT .

Podařilo se nám dohledat jediný zdroj (Jeřábek, 1995), kde jsou popsány ovlivnění TK, zpomalení SF a celkový vagotropní efekt vlivem působení MP s parametry charakteristickými pro klasickou nízkofrekvenční pulzní magnetoterapii (s indukcí v řádech mT). Z parametrů PMP uvedených Jeřábkem jsme proto vycházeli při tvorbě metodiky naší studie.

2.4 Autonomní nervový systém

ANS je částí nervového systému, která je zodpovědná za udržení dynamické rovnováhy základních životních funkcí. Kromě kosterních svalů, které inervuje somatomotorický nervový systém, jsou všechny ostatní orgány řízeny právě ANS. Ten ovládá činnost hladké svaloviny (např. svalovina cévní stěny či močového měchýře), myokardu, exokrinních a endokrinních žláz. Ve srovnání se somatomotorickým nervovým systémem je ANS relativně neovladatelný vůlí. Ke komunikaci somatického s autonomním nervovým systémem dochází na různých úrovních od pátevní míchy až po mozkovou kůru (Barrett, Barman, Boitano, & Brooks, 2010; Králíček, 2004; Trojan et al., 2003).

ANS můžeme rozdělit na centrální a periferní část. Periferní část se pak dělí na aferentní a eferentní. Podstatná většina autonomních regulací probíhá na podkladě reflexního oblouku (Králíček, 2004; Trojan et al., 2003).

2.4.1 Centrální část ANS

Centrální část ANS je hierarchicky organizovaná. Na úrovni spinální míchy mají centra jednoduché autonomní reflexy (např. automatická defekace při naplnění recta) a probíhá zde interakce autonomní a somatické aferentace a eferentace. V oblasti retikulární formace mozkového kmene se nachází životně důležitá kardiovaskulární a respirační centra a jsou zde integrovány reflexy související s příjmem a zpracováním potravy, jako jsou slinění a sekrece žaludečních a pankreatických šťáv. Podíl má retikulární formace i na koordinaci sexuálních funkcí a termoregulaci. Další úrovní řízení ANS je hypothalamus. Ten komunikuje s retikulární formací, limbickým systémem a neokortexem, což umožňuje řízení složitějších reakcí organismu vyžadující integraci vícero autonomních reflexů či koordinovanou funkci autonomního, endokrinního a somatického systému. Hypothalamus je tedy rozhodujícím regulačním centrem pro udržení stálosti vnitřního prostředí. Jeho drážděním vznikají pocity chladu, tepla, sytosti, žízně, libida, agrese a strachu. Předpokládá se také, že hypothalamus zaujímá klíčové postavení v udržování cirkadiálních rytmů (Guyton & Hall, 2006; Králíček, 2004; Trojan et al., 2003).

Z hlediska účasti na řízení autonomní aktivity je nejméně prozkoumaná oblast mozkové kůry. Ta má pravděpodobně za úkol integraci somatické a vegetativní aktivity, kdy při volní motorické činnosti aktivuje odpovídající autonomní odezvu za účelem udržení homeostázy. Mozkový kortex taktéž zprostředkuje vztahy mezi vnějším prostředím a viscerálními funkcemi organismu, kdy jde zejména o zajištění vegetativního doprovodu emotivních stavů. Mozková kůra má v této souvislosti spoje s limbickým systémem, hypothalamem a retikulární formací mesencephala (Králíček, 2004).

2.4.2 Periferní část ANS

Aktivita periferní části ANS je do značné míry určována aktivitou centrální části ANS (Čalkovská & Javorka, 2008; Čihák, 2000).

Periferní část ANS se dělí na aferentní a eferentní oddíl.

2.4.2.1 Aferentní oddíl periferní části ANS

Aferentní oddíl je tvořen nemyelinizovanými viscerosenzitivními neurony, které vedou informace z útrobních receptorů do centrální části ANS. Vlákná začínají ve stěnách orgánů volnými zakončeními, která fungují jako mechanoreceptory nebo chemoreceptory. Buněčná těla těchto neuronů jsou situována ve spinálních gangliích popř. v příslušných gangliích hlavových nervů. Viscerosenzitivní neurony tvoří taktéž dostředivé rameno některých viscerálních reflexů, jako jsou kašlací či vyprazdňovací reflex (Čihák, 2000; Králíček, 2004).

2.4.2.2 Eferentní oddíl periferní části ANS

Eferentní oddíl, který je tvořen visceromotorickými neurony, se anatomicky a funkčně dělí na tři části – enterický střevní systém, sympatikus a parasympatikus.

Enterický systém je tvořen nervovými pleteněmi, které regulují řadu funkcí trávicí trubice a orgánů k ní připojených. Je relativně nezávislý a vysoce integrovaný (Čihák, 2000).

Sympatikus i parasympatikus jsou dvouneuronové oddíly ANS. Buněčná těla pregangliových neuronů leží uvnitř centrální nervové soustavy (CNS) v příslušných visceromotorických jádrech a axony těchto neuronů jsou myelinizované. Postgangliové neurony mají buněčná těla umístěna v autonomních gangliích a jejich nemyelinizované axony směřují do cílové tkáně či orgánu (viz Přílohu 1). Tam se větví na terminální pleteň, kde se z varikosit do intersticia uvolní neurotransmitter, který se pak difuzí dostává až k receptorům povrchových membrán cílových buněk (Barrett et al., 2010; Čihák, 2000; Králíček, 2004).

Sympatikus a parasympatikus se odlišují svými neurotransmitery. Acetylcholin se vyskytuje na všech zakončeních pregangliových vláken obou oddílů ANS, na zakončeních postgangliových vláken parasympatiku a v těch postgangliových vláčkách sympatiku, která inervují potní žlázy a hladkou svalovinu cév kosterních svalů. Na ostatních postgangliových terminálách sympatiku se vzruch přenáší pomocí noradrenalinu (Čihák, 2000; Barrett et al., 2010;

Králíček, 2004).

2.4.2.2.1 Sympatikus

Těla pregangliových vláken sympatiku se nachází v postranních rozích míšních v ncl. intermediolateralis. Jejich axony vystupují z míšních segmentů C8–L3 (proto se sympatikus někdy označuje jako cervikothorakolumbální systém) a vstupují do sympatických ganglií homolaterálně lokalizovaného truncus sympatikus, kde část axonů komunikuje s postgangliovými neurony, zatím co druhá část presynaptických axonů se přepojuje až ve vzdálenějších autonomních gangliích (Čihák, 2000; Králíček, 2004).

Sympatická vlákna inervující srdce vychází z míšních segmentů C8–Th4 a podílí se na vytvoření tří krčních sympatických ganglií, ganglion cervicothoracicum a 2.–4. hrudního ganglia (Čalkovská & Javorka, 2008; Čihák, 2000; Králíček, 2004).

2.4.2.2.2 Parasympatikus

Parasympatický oddíl se dělí dle uložení jader svých pregangliových neuronů na dvě části – pars cranialis (hlavový parasympatikus), kdy jsou výchozí jádra uložena v mozkovém kmeni, a pars sacralis (sakrální parasympatikus), kdy se jádra nachází v ncl. intermediolateralis v postranních rozích míšních segmentů S2–S4. Proto také bývá parasympatikus označován jako kraniosakrální systém. K přepojení pregangliových na postgangliové neurony dochází v autonomních gangliích uložených obvykle ve stěně cílového orgánu (Čihák, 2000; Králíček, 2004).

Srdeční činnost je inervována hlavovým parasympatikem, kdy nejvýznamnějšími jádry pro kardiální řízení jsou ncl. dorsalis nervi vagi a ncl. ambiguus. Axony těchto pregangliových vláken se v srdci přepojují na postgangliová vlákna, která pak přechází převážně do sinoatriálního (SA) a atrioventrikulárního (AV) uzlu (Čalkovská & Javorka, 2008; Čihák, 2000; Králíček, 2004).

Parasympatikus je méně rozsáhlý než sympatikus a jeho vlákna přichází pouze

k vnitřním orgánům, kdežto sympatická vlákna přichází téměř do všech orgánů a tkání a oproti parasympatiku inervují navíc ledviny, hladkou svalovinu kůže a vlasové folikuly, svaly a klouby, potní žlázy a hladké svalstvo cév, i když některé cévy jsou inervovány i parasympatikem, což se týká hlavně zevního genitálu. U orgánů a tkání, které jsou inervovány pouze sympatikem, je funkční antagonismus zajištěn pouze kvantitativní změnou tonu sympatické inervace (Barrett et al., 2010; Čihák, 2000; Trojan et al., 2003).

2.4.2.2.3 Interakce sympatiku a parasympatiku

Interakce mezi jednotlivými větvemi ANS se pravděpodobně odehrávají na všech úrovních od centrálních struktur po postgangliová zakončení. Vagus tak může např. ovlivnit srdeční frekvenci nejen přímým působením acetylcholinu na receptory srdeční tkáně, ale i prostřednictvím inhibice uvolňování noradrenalinu ze sympatických terminál acetylcholinem (Čalkovská & Javorka, 2008).

Většinu vnitřních orgánů inervuje jak sympatikus, tak parasympatikus. Účinek těchto větví ANS může být buď totožný (např. sekrece slin) nebo (a to ve většině případů) opačný (např. srdeční činnost) (Barrett et al., 2010; Trojan et al., 2003).

Dle Čiháka (2000) obecně platí, že parasympatikus jako celek udržuje organismus v rovnovážném stavu, kdežto hlavním úkolem sympatiku je rychlá mobilizace energetických zdrojů a rezerv organismu, která se mimo jiné projevuje zvýšením tlaku krve, vzrůstem srdeční frekvence a minutového objemu srdečního a současně zvýšením průtoku krve kosterním svalstvem především na úkor kůže a splachniku. Trojan et al. (2003) to souhrnně vyjadřují tvrzením, že ve spánku, při trávení a zotavování převažuje tonus parasympatiku, kdežto při svalové práci, stresu nebo nemoci je dominantní tonus sympatiku (viz též Barrett et al., 2010; Guyton & Hall, 2006). Opavský (2003) však k tomuto tématu dodává, že v různých částech organismu se ANS za odlišných situací aktivuje nestejnou měrou, a není tedy možno v lidském těle prokázat jednotnou celkovou autonomní aktivitu. Proto se od koncepce tzv. autonomního tonu ustupuje.

Vysoká a vyrovnaná aktivita sympatiku a parasympatiku je dle Stejskala (2003) předpokladem pro dobré využití fyzických a psychických schopností, což má za následek optimální reakci na zatížení, dobrou trénovatelnost a optimální sportovní výkonnost. Naopak dlouhodobá redukováná aktivita jedné z těchto větví ANS s sebou nese zhoršení reaktibility a adaptability, snížení trénovatelnosti a pokles sportovní výkonnosti.

ANS reaguje na dlouhodobě působící negativní vlivy poklesem aktivity vagu. Následná převaha sympatiku je pak pouze sekundární. Takový stav můžeme vidět u mnoha chronických onemocnění. Příkladem může být ICHS či diabetes mellitus (DM) (Stejskal, 2003).

Pro hodnocení aktivity ANS se v dnešní době často využívá tzv. spektrální analýza variability srdeční frekvence.

2.5 Řízení srdeční frekvence

Srdeční činnost je ovládána vlivy ANS, hormonálními i prostřednictvím vnitřních regulačních mechanismů. Rozhodující úlohu při udržování optimální srdeční činnosti a její adaptaci na měnící se podmínky hraje ANS, kdy principem fungování tohoto systému je koncepce sympato-vagové rovnováhy (Čalkovská & Javorka, 2008). Tillinger a Mravec (2006) přisuzují také velký význam tzv. intrakardiálním gangliím, která obsahují těla vagových i sympatických postgangliových neuronů, senzorické neurony, interneurony a další, a která vytváří komplexní integrační centra a společně s extrakardiální sympatickou a vagovou inervací se podílejí na regulaci srdeční činnosti.

Autonomní inervace srdečních předsíní je větší než v komorách. Tillinger a Mravec (2006) popisují, že v předsíních nacházíme větší zastoupení vagové inervace a že komory jsou více zásobeny sympatikem. Trojan et al. (2003) uvádějí, že komory jsou v podstatě výhradně pod vlivem sympatiku. Tato diferenciací má vliv na adekvátní modulaci srdeční činnosti.

Autonomní regulace srdce je lateralizována. SA uzel je z větší části zásoben vagovými a sympatickými vlákny pravostrannými, kdežto AV převodní systém

a myokardiální kontraktilita jsou intenzivněji zásobeny levostrannými autonomními nervy (Tillinger & Mravec, 2006; Trojan et al., 2003). I mozková kůra se podílí na kardiálním řízení diferencovaně. Pravá hemisféra ovládá srdeční činnost převážně prostřednictvím sympatiku a levá hemisféra zase prostřednictvím vagu (Wittling, Block, Genzel, & Schweiger, 1998).

Za vznik srdečních stahů je zodpovědný SA uzel, který generuje impulzy o frekvenci přibližně 100 tepů/min. Produkce vzruchů v SA uzlu je však neustále inhibována vagem a aktivována sympatikem. Skutečná srdeční frekvence pak v daném okamžiku vychází z kombinovaného vlivu sympatiku, parasympatiku a vlastní aktivity SA uzlu. Zrychlení srdeční frekvence potom může být výsledkem zvýšené aktivity SA uzlu, snížením aktivity parasympatiku, vzestupem aktivity sympatiku nebo také kombinací těchto vlivů. Za klidových podmínek má na srdeční frekvenci a její změny vliv převážně aktivita vagu (Barrett et al., 2010; Králíček, 2004; Task Force, 1996; Trojan et al., 2003).

Systémy regulující srdeční činnost mohou ovlivňovat tyto její kvality: chronotropii (srdeční frekvenci), inotropii (sílu srdeční kontrakce), dromotropii (rychlost převodu vzruchu ze síní na komory) a bathmotropii (vzrušivost myokardu) (Trojan et al., 2003). Vagus působí na všechny tyto kvality negativně, zatímco sympatikus má na ně vliv pozitivní (Barrett et al., 2010; Guyton & Hall, 2006; Trojan et al., 2003).

Parasympatická informace se v důsledku rychlé tvorby i rozkladu acetylcholinu přenáší vyššími frekvencemi. Efekt aktivace vagu se tedy projeví rychle, většinou již během jednoho srdečního úderu, a odezní během 1,5-2 sekund, což odpovídá přenosu rytmických impulzů do frekvence 0,5-0,7 Hz. Při stimulaci sympatických vláken se efekt na srdci ve smyslu zvýšení frekvence a kontraktility začne projevovat s latencí 1-3 sekundy a rovnovážného stavu dosáhne asi až za 30 sekund. Návrat na původní hodnoty po ukončení stimulace je mnohem pomalejší než nástup stimulace, což je pravděpodobně způsobeno pomalým metabolismem noradrenalinu (Čalkovská & Javorka, 2008; Task Force, 1996).

Tvorba vzruchů v nervových vláknech sympatiku je silně závislá na cirkadiánním rytmu, který je podmíněný fluktuací neuronální aktivity v hypothalamických suprachiasmatických jádrech a v ncl. paraventricularis, kam jsou přiváděny informace z receptorů oční sítnice. Tyto oscilace ANS jsou hlavní složkou cirkadiánní variability srdeční frekvence (HRV) (Čalkovská & Javorka, 2008).

2.5.1 Reflexní řízení srdeční frekvence a vliv dýchání

Srdeční frekvence může být modulována taktéž reflexním působením.

Baroreceptorové reflexy zprostředkovávají regulaci SF v závislosti na aktuální hodnotě TK. Baroreceptory jsou lokalizovány v adventicii velkých tepen, převážně v oblouku aorty a v sinus caroticus, v koronárních artériích a v plicním oběhu a pracují na podkladě mechanorecepce, kdy je monitorováno napětí cévní stěny. Zvýšení TK způsobí zvýšenou stimulaci baroreceptorů. Odtud vedou aferentní vlákna do vazomotorických center mozku, kde jsou následně inhibovány projevy sympatiku a zároveň je aktivován parasympatikus, což v důsledku způsobí pokles SF, a tím pádem se zmenší i minutový srdeční výdej. Navíc se v důsledku vazodilatace způsobené inhibicí sympatiku zmenší celkový periferní odpor a všechny tyto reakce vyústí v konečné snížení TK na optimální hodnotu. Při nadměrném snížení TK pak dochází k opačnému efektu (Barrett et al., 2010; Guyton & Hall, 2006; Trojan et al., 2003).

Na změny parciálního tlaku O_2 , CO_2 a na změny pH reagují centrální a periferní chemoreceptory. Jejich primárním úkolem je regulace dechových funkcí, ale jejich stimulace způsobuje také změny tonu hladké svaloviny odporových cév, čímž se podílejí na řízení krevního oběhu. Periferní chemoreceptory se vyskytují v oblouku aorty a bifurkaci karotid. Stimulace je u nich způsobena hlavně hypoxií a hyperkapnií a má za následek vazokonstrikci. Centrální chemoreceptory leží v prodloužené míše, v reakci na hyperkapnií a acidózu způsobují vazokonstrikci a na hypokapnií a alkalózu ve svém důsledku odpovídají vazodilatací (Barrett et al., 2010; Guyton & Hall, 2006; Trojan et al., 2003).

Klidová SF se také mění v závislosti na dýchání. Tzv. respirační sinusová arytmie (RSA) se projevuje nárůstem srdeční frekvence při nádechu a jejím poklesem během výdechu a je způsobena kombinací vícero mechanismů (viz kapitolu 2.7.2.3.1). Při dýchání se mění jak aktivita vagu, tak i sympatiku, ale respirační sinusovou arytmií zprostředkovává téměř výhradně parasympatikus (Trojan et al., 2003).

2.6 Krevní tlak

Krevní tlak je funkcí minutového srdečního výdeje a periferního odporu (Philipp, 2003).

Normální klidové hodnoty TK v brachiální arterii u mladých dospělých jedinců jsou přibližně 120/70 mm Hg (Ošťádal, 2005). Za systémovou arteriální hypotenzi jsou považovány stavy, kdy TK klesne pod 100/65 mm Hg (Nečas, Šulc, & Vokurka, 2003). Za arteriální hypertenzi (Tabulka 1) považuje World Health Organisation opakované zvýšení systolického krevního tlaku (TKS) ≥ 140 mm Hg a/nebo diastolického krevního tlaku (TKD) ≥ 90 mm Hg, zjištěného alespoň ve 2 ze 3 měření TK (Widimský et al., 2004).

Tabulka 1. Rozdělení hodnot TK (Upraveno podle Nečas et al., 2003; Widimský et al., 2004).

Kategorie	TKS (mm Hg)	TKD (mm Hg)
Hypotenze	< 100	< 65
Optimální tlak	100-120	65-80
Normální tlak	120-129	80-84
Vysoký normální tlak	130-139	85-89
Mírná hypertenze - hypertenze 1. stupně	140-159	90-99
Středně závažná hypertenze - hypertenze 2. stupně	160-179	100-109
Těžká hypertenze - hypertenze 3. stupně	≥ 180	≥ 110
Izolovaná systolická hypertenze	≥ 140	< 90

Hodnoty TK jsou ovlivňovány velkou řadou vnitřních i vnějších vlivů, z nichž některé uvádíme níže.

Normální arteriální tlak je závislý na věku. U kojenců a dětí platí normy přísně odpovídající stáří jedince. Od 14. do 40. roku života se TK u zdravých lidí v podstatě nemění a pohybuje se v rozmezí 120/70 mm Hg \pm 20 mm Hg. Po 40. roce života TK vzhledem ke ztrátě elasticity velkých arterií roste, avšak ani v pokročilém věku nepřesahuje u zdravých osob hodnotu 160 mm Hg. TKD ve stáří nestoupá, při silné ztrátě elasticity mohou být naměřeny dokonce zvláště nízké hodnoty TKD (Franklin et al., 1997; Ošťádal, 2005; Philipp, 2003; Widimský J. & Widimský J., Jr., 1999). Weinberger a Fineberg (1991) tvrdí, že nárůst TK s věkem není všeobecný fenomén a že se neobjevuje u primitivních kultur.

Hodnoty TK u žen bývají nižší než u mužů (Franklin et al., 1997; Ošťádal, 2005; Philipp, 2003; Widimský J. & Widimský J., Jr., 1999).

Po probuzení a zaujetí vzpřímené pozice a s nástupem denních aktivit dochází k náhlému vzestupu TK, který v dopoledních hodinách (nejčastěji kolem 9.00 hodiny) dosahuje prvního vrcholu. Po obědě dochází k postprandiálnímu poklesu, který trvá přibližně dvě hodiny. Nejčastěji mezi 16.00–19.00 hodinou dosahuje TK sekundárního vrcholu. Potom už postupně klesá a nejnižších hodnot dosahuje mezi půlnocí a třetí hodinou ranní. Nízké hodnoty potom ve spánku postupně začínají stoupat, mezi 5.00–7.00 hodinou nastává probouzeční reakce, kdy dochází k dalšímu přirozenému zvýšení TK v souvislosti s probuzením (Homolka et al., 2010; Ošťádal, 2005). TK se mění také v závislosti na fázi spánku. Během REM fáze se TK zvyšuje, během NREM fáze klesá. Klíčovou roli v regulaci TK v rámci cirkadiálního rytmu hraje dle Homolky et al. pravděpodobně ANS.

Hodnoty TK kolísají také během týdne a též v závislosti na ročním období. TK bývá vyšší v zimě než v létě, což ale pravděpodobně souvisí se změnami venkovní teploty, kdy se stoupající teplotou se TK snižuje a naopak (Giacconi et al., 2002; Homolka et al., 2010; Jehn, Appel, Sacks & Miller, 2002).

Mezi faktory ovlivňující aktuální hodnoty TK bývají uváděny i meteosenzitivní vlivy, mezi které se řadí i faktor geomagnetického pole Země, faktor sluneční aktivity a vliv barometrického tlaku. Problematika

geomagnetického pole a sluneční aktivity je však poměrně složitá, odkazujeme proto na studie, které se jí podrobněji zabývají (např. Dimitrova, Stoilova, & Cholakov, 2004; Gmitrov & Gmitrova, 2004; Palmer, Rycroft, & Cermack, 2006).

Matoušek (1988) udává, že existuje vztah mezi naměřenými hodnotami krevního a barometrického tlaku, kdy za nižšího tlaku vzduchu TK stoupá a naopak. To platí hlavně pro hodnoty TKD. Novější informace o tomto vztahu by mohly být uvedeny v článku od Weinbacher et al. (1996), který se nám ale nepodařilo dohledat ve fulltextu. Aktuálnější zdroje se nám nepovedlo najít žádné.

Matoušek (1988) pak dále popisuje, že převaha lehkých záporných iontů ve vzduchu způsobuje u hypertoniků pokles TK, kdežto u normotoniků nevyvolává reakci. Při pozitivní ionizaci byl zjištěn nárůst TKS i TKD u zdravých lidí.

TK zvyšuje pravidelná konzumace alkoholu a kouření (TK naroste bezprostředně po vykouření cigarety, zvýšení trvá asi 30 minut) (Homolka et al., 2010).

Hodnoty TK jsou ovlivňovány také následujícími faktory: poloha těla (leh, sed, stoj – viz kapitolu 2.7.4), druh a intenzita fyzické či psychické zátěže, příjem potravy (postprandiální hypotenze), užívání léků, akustická a tepelná zátěž, změny koncentrace kyslíku (Homolka et al., 2010), příjem NaCl, zdravotní stav, tělesná hmotnost, aktivita ANS, a hormonální aktivita (Špinar et al., 1999).

2.7 Variabilita srdeční frekvence

Srdeční rytmus není za fyziologických podmínek naprosto pravidelný, naopak se neustále a velmi citlivě s každým úderem srdce mění (je variabilní) v závislosti na řadě vnitřních i vnějších vlivů, jako jsou např. dýchání a s ním spojená RSA, působení centrálního nervového systému, endokrinního systému, psychická či fyzická zátěž. Neustálá vzájemně provázaná dynamická interakce vlivů sympatiku a vagu působí na SA uzel a má za následek rytmické pomalé i rychlé oscilace srdeční SF. Tento jev je znám pod názvem „variabilita srdeční

frekvence“ (heart rate variability – HRV). Důvodem oscilace intervalů mezi po sobě následujícími srdečními stahy je v kombinaci s regulací TK a dalšími mechanismy snaha kardiovaskulárního systému o zachování jeho dynamické stability (Fráňa, Souček, Řiháček, Bartošíková, & Fráňová, 2005; Čalkovská & Javorka, 2008; Javorka, K. & Javorka, M., 2008a; Stejskal & Salinger, 1996).

Prostřednictvím analýzy HRV můžeme získat informace o chronotropní regulaci činnosti srdce, o ANS, intrakardiálním nervovém systému, o stavu srdce (Čalkovská & Javorka, 2008) a snad i o působení humorálních faktorů (Stejskal & Salinger, 1996).

HRV je nejlépe možno ohodnotit pomocí označení R kmitů na EKG záznamu a následným změřením délek intervalů mezi po sobě následujícími R kmity (tzv. R-R intervaly) (Javorka, K. & Javorka, M., 2008b).

Čalkovská a Javorka (2008) uvádějí, že nízká HRV může být způsobena mnoha faktory – změnou signalizace z periferie (jako příklad autoři uvádějí snížení baroreflexní senzitivity), centrální modulací jednotlivých vlivů na SF, sníženou schopností eferentních drah přenášet signál, či sníženou schopností SA uzlu, převodového systému a srdečního svalu vytvořit a přenést odpovídající akční potenciály a aktivovat kontrakci myokardu. Sníženou HRV nacházíme např. i u starých osob, u jedinců po vystavení nadměrné fyzické zátěži, při autonomní neuropatii či po transplantaci srdce. Naopak vysoká HRV značí dobrý stav a adaptabilitu kardiovaskulárního systému (KVS) (Fráňa et al., 2005).

2.7.1 Historie sledování variability srdeční frekvence

Mechanismy vzniku HRV se dle K. Javorky (2008a) zabývali už Stephan Hales (1733) a Carl Ludwig (1847). V souvislosti s první zmínkou o klinickém významu HRV jsou v práci Stejskala a Salinger (1996) zmiňována jména Hona a Laeho, kteří v r. 1965 zjistili, že u plodu, který byl v nebezpečí poškození, se objevily změny HRV ještě dříve, než u něj byly pozorovány změny SF. Koncem 70. let byla poprvé popsána pozitivní korelace snížené HRV a zvýšené mortality a četnosti arytmií u osob po infarktu myokardu. V 80. letech vytvořil Ewing baterii testů, díky níž byla umožněna časná detekce diabetické autonomní

neuropatie. Pro hodnocení HRV byla stanovena metoda časové analýzy a později se začalo využívat přesnější spektrální analýzy (Kantor, 2003; Task Force, 1996). Opavský (2002) uvádí, že mezi autory, kteří jako první k hodnocení HRV použili spektrální analýzu, patří Peňáz a Fišer (1966) a Sayers (1973), Stejskal a Salinger však připisují prvenství Akselrodovi et al. (1981).

Vzhledem k nejednotnosti výsledků studií zabývajících se HRV založily v roce 1996 Evropská kardiologická společnost (The European Society of Cardiology) a Severoamerická elektrofyziologická společnost (The North American Society of Pacing and Electrophysiology) skupinu Task Force, která vydala soubor doporučení pro standardizaci terminologie, metodiky měření a pro stanovení fyziologických a patofyziologických korelátů (Task Force, 1996). Od té doby bylo publikováno mnoho prací z různých oborů medicíny, které se zabývaly hodnocením HRV (Fráňa, 2005).

2.7.2 Metody hodnocení variability srdeční frekvence

HRV můžeme hodnotit různými způsoby. Základními třemi možnostmi jsou využití funkčních reflexních autonomních zkoušek, metod časové analýzy a metod frekvenční (spektrální) analýzy. Dle Trunkvalterové a Javoroky (2006) jsou metody časové a frekvenční domény vhodné hlavně pro analýzu lineárních systémů, a neboť se na HRV velkou měrou podílí převážně nelineární fenomény, jsou metody časové a frekvenční domény méně přesné při popisu stavu komplexních systémů, kterými jsou tyto biologické signály generovány. V současné době se proto soustřeďuje pozornost i na analýzu HRV pomocí metod tzv. nelineární dynamiky (Acharya, Joseph, Kannathal, Lim, & Suri, 2006; Javoroka, M., 2008). Problematika hodnocení HRV těmito metodami však stojí mimo rámec naší práce, nebudeme se jimi tedy v textu podrobněji zabývat. Pro více informací viz např. práci Voss, Schulz, Schroeder, Baumert a Caminal (2009).

Pro hodnocení HRV časovou a spektrální analýzou využíváme EKG záznamu, kdy můžeme zvolit buď krátkodobý záznam (většinou 5 minut), nebo dlouhodobý záznam (obvykle 24 hodin) získaný pomocí „holterovského

monitorování“, přičemž při dlouhodobých záznamech se zaznamenávají i rytmy s periodou delší než 1 hodina (Javorka, K. & Javorka, M., 2008b).

2.7.2.1 Funkční reflexní autonomní zkoušky

Při vyšetřování HRV pomocí funkčních reflexních autonomních zkoušek (kardiovaskulárních testů) jsou hodnoceny změny SF a/nebo systémového TK. Těchto zkoušek existuje celá řada. Známa je tzv. Ewingova kardiovaskulární testová baterie, jejíž součástí jsou test hlubokého dýchání, ortostatická zkouška, Valsalvův manévr a zkouška izometrické kontrakce ruky (handgrip test) (Javorka, K., 2008b). Mezi dalšími můžeme uvést např. diving test, kašlací test, test mentální zátěže atd. Pro podrobnější výčet viz práci Opavského (2002).

2.7.2.2 Časová doména

Metoda časové domény je jednoduchá a nenáročná na interpretaci, ale poskytuje méně přímých informací než metoda spektrální analýzy (Javorka, K. & Javorka, M., 2008b; Stejskal & Salinger, 1996; Task Force, 1996). Kuss, Schumann, Kluttig, Greiser a Haerting (2007) tvrdí, že výsledky metody frekvenční analýzy jsou ale spojeny až s 10x větší variabilitou výsledných hodnot ve srovnání s metodou časové analýzy.

Metodu časové domény lze použít pro hodnocení krátkodobých intervalů (minimální délka záznamu je 5 minut), nicméně vhodnější je její užití k analýze delších záznamů, kdy by měl záznam obsahovat minimálně 18 hodin hodnotitelného záznamu, který zahrnuje celou noc a ranní hodiny (Javorka, K. & Javorka, M., 2008b; Kleiger, Stein, Bosner, & Rottman, 1995).

Parametry časové analýzy podávají informace o velikosti (amplitudě) HRV. V kontinuálním EKG záznamu jsou registrovány délky po sobě následujících R-R intervalů (označovány též jako N-N intervaly – normal to normal). Z nich je potom pomocí jednoduchých statistických postupů možno odvodit množství parametrů, popisujících variabilitu celého naměřeného úseku, nebo popisujících rozdíly mezi sousedícími intervaly (Hartikainen, Tahvanainen, & Kuusela, 1998; Javorka, K. & Javorka, M., 2008b; Task Force, 1996). Další statistické ukazatele časové domény najdeme podrobně popsány např. ve speciální zprávě

Task Force (1996).

V naší práci jsme z parametrů časové domény hodnotili průměrnou délku R-R intervalů a průměrnou hodnotu druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů (MSSD) (viz kapitolu 4.2.1).

2.7.2.3 Metody spektrální (frekvenční) analýzy

Každý proměnlivý jev, jakým je např. SF nebo TK, můžeme popsat jako souhrn jednoduchých zpětnovazebních kmitajících složek. Každá tato složka je přesně určena svojí frekvencí (frekvence kmitání) a amplitudou (intenzita kmitání). Když převedeme časové údaje o rozdílech mezi po sobě následujícími R-R intervaly do frekvenčních hodnot, získáme tím výkonové spektrum. To znázorňuje frekvence fyziologického rytmu neurokardiálního řízení (sympatiku a vagu). Celé frekvenční spektrum pak můžeme rozdělit do několika pásem, z nichž každému se z fyziologického hlediska připisuje jiný význam (Hartikainen et al., 1998; Opavský, 2002; Stejskal & Salinger, 1996).

Pro řídicí subsystémy, sympatikus a parasympatikus, jsou charakteristické vzájemně odlišné frekvence. Jak jsme již zmínili výše, parasympatikus díky rychlému metabolismu acetylcholinu pracuje s relativně vysokou frekvencí (efektivně moduluje SA rytmus téměř až do 1 Hz), sympatikus pracuje naopak s frekvencí o mnoho nižší a dokáže produkovat fluktuace SA frekvence jen pod 0,15 Hz (9/min) (Fráňa et al., 2005; Javorka, K. & Javorka, M., 2008b; Stejskal & Salinger, 1996).

Hodnocením hustoty spektrálního výkonu získáváme základní informace o tom, jak je spektrální výkon, jenž vyjadřuje velikost variability intervalů R-R, rozložen ve sledovaném frekvenčním pásmu. Rozložení výkonu a frekvence jednotlivých komponent se mění v závislosti na změnách autonomních modulací srdečních period (Stejskal & Salinger, 1996). Velikost variability je vyjádřena plochou pod každým vrcholem výkonového spektra (Javorka, K. & Javorka, M., 2008b).

Metody spektrální analýzy můžeme dělit na parametrické a neparametrické, přičemž obě metody poskytují relativně srovnatelné výsledky (Stejskal

& Salinger, 1996).

Neparametrická metoda je většinou založena na algoritmu rychlé Fourierovy transformace (fast Fourier transformation - FFT), kdy je vstupní signál HRV zpětně rozložen na součet sinusových funkcí, které mají různou frekvenci a amplitudu (viz Příloha 2). Pro tuto metodu je třeba přísná periodicitu sledovaných rytmů a předchozí stanovení počtu a rozmezí frekvenčních pásem, oproti parametrické metodě je ale jednodušší a rychlejší (Opavský, 2002; Salinger & Gwozdziwicz, 2008; Stejskal & Salinger, 1996; Task Force, 1996).

Parametrická metoda užívá autoregresivního modelování, které je založeno na porovnávání aktuální hodnoty signálu a hodnot, jež jsou periodicky zpožděny. Prostřednictvím této metody získáme taktéž jednotlivé oscilační komponenty, nemusí být ovšem předem rozhodnuto o jejich frekvenčním rozsahu. Autoregresivní model sám určuje počet a rozsah frekvenčních pásem. Nevýhodou parametrické metody je potřeba verifikace vhodnosti vybraného modelu a jeho komplexnosti (Hartikainen et al., 1998; Opavský, 2002; Stejskal & Salinger, 1996; Task Force, 1996).

Vzhledem k faktu, že podkladem pro hodnocení spektrální analýzy HRV (SAHRV) mohou být jenom stahy sinusového původu, je dle Stejskala a Salinger (1996) třeba filtrovat ventrikulární i supraventrikulární extrasystoly a všechny artefakty. Čím častěji se tyto ektopické stahy a artefakty v záznamu objevují, tím jsou výsledné hodnoty HRV nespolehlivější, protože každý takový neperiodický podnět výrazným způsobem ovlivňuje periodicitu sinusového rytmu.

2.7.2.3.1 Frekvenční spektrum

Celé frekvenční spektrum v rozsahu od 0 (lépe od 8 či 10 mHz) do 500 mHz (tj. od 0,5 do 30 periodických změn za minutu) můžeme rozdělit do několika pásem. Při užití FFT se definují 4 frekvenční pásma, kterými jsou pásmo vysoké frekvence (high frequency – HF), pásmo nízké frekvence (low frequency – LF), pásmo velmi nízké frekvence (very low frequency – VLF) a pásmo ultranízké frekvence (ultra low frequency – ULF). Pásmo ULF je

možno zaznamenat pouze u dlouhodobých záznamů (Javorka, K. & Javorka, M., 2008b; Opavský, 2002; Task Force, 1996). Dle Opavského nepanuje ve stanovení přesných hranic těchto pásem mezi autory naprostá shoda.

HF komponenta

HF komponenta leží v oblasti 0,15-0,4 Hz. Na výkonu této komponenty se podílí podstatnou měrou RSA, kdy frekvence srdce osciluje v závislosti na fázi dechového cyklu. Během inspiria se trvání R-R intervalů zkracuje, během expiria se naopak prodlužuje. Proto tato komponenta bývá nazývána jako respirační (dechová) vlna (Hartikainen et al., 1998; Salinger & Gwozdziewicz, 2008; Javorka, K. & Javorka, M., 2008b).

K. Javorka a M. Javorka (2008a) uvádějí, že RSA je způsobena kombinací vícero mechanismů a jejich různým podílem na vzniku dle konkrétní situace. Mezi tyto mechanismy patří vliv centrálního generátoru RSA, kdy inspirační neurony v prodloužené míše svou aktivitou ovlivňují aktivitu vagových kardiomotorických center pregangliových neuronů, dále pak autoři uvádějí reflexy z receptorů registrujících napětí plic, vliv oscilací CO₂, pH a O₂, reflexy z arteriálních baroreceptorů a z receptorů pravé předsíně a taktéž lokální mechanismy (např. mechanické napínání SA uzlu a změny jeho prokrvení přes a. centralis či dráždění srdce rozpínajícími se plícemi).

Frekvenčnímu rozsahu složky HF odpovídá dechová frekvence od 9-24 dechů/min. Při hodnocení SAHRV je pak problematické, když dechová frekvence vyšetřovaného subjektu poklesne pod 9 dechů/min, respiračně vázaná aktivita vagu totiž potom přechází do frekvenčního pásma LF, což následně způsobuje nesprávnou interpretaci aktuálního funkčního stavu ANS (Kolisko et al., 2001; Opavský, 2002; Javorka, K. & Javorka, M., 2008b; Salinger & Gwozdziewicz, 2008). Opavský proto doporučuje během vyšetření dodržovat dechovou frekvenci 12-15 dechů/min.

Kolisko et al. (2001) uvádějí, že kromě dominantní respirační frekvence se v pásmu HF nachází i další subdominantní frekvence, které je možno přičíst aktivitě parasymptiku, ale jejichž původ není zcela jasný. Pravděpodobně mohou být způsobeny modulací z dalších vnitřních orgánů inervovaných

vagem.

Mnoho autorů (Fráňa, 2005; Hartikainen et al., 1998; Javorka, K. & Javorka, M., 2008b; Opavský, 2002; Rajendra, Kannathal, Ong, Luk, & TjiLeng, 2004; Stejskal & Salinger, 1996; Task Force, 1996) uvádějí, že HF komponenta je ovlivněna z převážné většiny eferentní aktivitou vagu, a proto se HF komponenta akceptuje jako index parasympatické excitability – schopnosti modulovat okamžitou SF, jež je u zdravých osob primárně daná dynamickou rovnováhou sympatiku i vagu.

LF komponenta

Oblast LF složky se nachází ve frekvenčním pásmu 0,04-0,15 Hz, tj. 2,4-9 cyklů/min. Vrchol aktivity této složky nalézáme v oblasti 0,1 Hz (Hartikainen et al., 1998; Javorka, K. & Javorka, M., 2008b; Task Force, 1996).

Pásmo LF je ovlivňováno aktivitou baroreceptorů (jejichž aktivita zde tvoří tzv. Mayerovu tlakovou vlnu) a zároveň přes baroreflexní oblouky odráží vazomotorickou aktivitu cév (Javorka, K. & Javorka, M., 2008b).

Autoři se plně neshodují na tom, zda je LF komponenta ukazatelem sympatické modulace, nebo jestli odráží zároveň sympatickou i vagovou stimulaci. V současné době se většina autorů přikládá spíše k druhému názoru (viz např. Malliani, Montano, & Pagani, 1997; Opavský, 2002; Stejskal & Salinger, 1996; Task Force, 1996). K. Javorka & M. Javorka (2008b) uvádějí, že aktivita v pásmu LF se zvýrazní v situacích, které zvyšují aktivitu sympatiku, tedy v pasivní či aktivní ortostáze, psychickém stresu, mírném cvičení u zdravých osob, při podání betablokátorů, ale i při blokádě vagu atropinem, což nasvědčuje tomu, že se na aktivitě pásma LF mohou podílet jak sympatikus, tak i parasympatikus.

VLF komponenta

Hranice pásma VLF jsou vymezeny frekvencemi 0,0033-0,04 Hz, tj. 0,2-2,4 periodické změny za minutu (Hartikainen et al., 1998; Javorka, K. & Javorka, M., 2008b). Předpokládá se, že aktivita v tomto pásmu je podmíněná hlavně fluktuací periferního vazomotorického tonu v souvislosti s termoregulačními

mechanismy a také některými hormonálními systémy, které ovlivňují vazomotoriku (např. systémem renin-angiotenzin-aldosteron). Vysvětlení fluktuací v pásmu VLF však dosud není zcela dostačující (Javorka, K. & Javorka, M., 2008b; Serrador, Finlayson, & Hughson, 1999; Stejskal & Salinger, 1996). Dle K. Javorky a M. Javorky se objevily názory a důkazy, že výkon spektrální komponenty VLF neodráží pouze sympatickou aktivitu, ale závisí i na parasympatické aktivitě.

Podle Mamii et al. (in P. Stejskal et al., 2002, 13) jsou fluktuace v pásmu VLF úzce spojeny se změnami, které se odehrávají v pásmech LF a HF, a proto je pásmo VLF velmi důležité pro jejich správnou interpretaci.

ULF komponenta

Toto pásmo se pohybuje ve frekvencích do 0,0033 Hz (cca 1 cyklus za 24 hodin), odráží kolísání autonomního tonu v rámci cirkadiánního rytmu a může být hodnoceno z dlouhodobých záznamů (Javorka, K. & Javorka, M., 2008b; Stejskal & Salinger, 1996; Tonhajzerová & Javorka, 2000). Dle K. Javorky a M. Javorky přispívá fyzická aktivita ke zvýšení výkonu VLF a ULF spektra (viz také Serrador et al., 1999).

Při vyhodnocování dlouhodobého záznamu HRV zaujímají frekvenční pásma HF a LF pouze asi 10 % z celkového spektrálního výkonu a zbylých 90 % celkového výkonu je rozloženo v pásmech VLF a ULF (Javorka, K. & Javorka, M., 2008b). U dlouhodobého záznamu není dle Heinze (2006) možné udržet stabilní modulaci nervového systému a výsledky se proto nesnadno interpretují.

2.7.3 Parametry užívané při SAHRV

Při použití SAHRV můžeme hodnotit mnoho parametrů, přičemž nejvíce se vychází z hodnot spektrálních výkonů (power - P) jednotlivých frekvenčních komponent (P_{HF} , P_{LF} , P_{VLF}), které si lze představit jako integrální plochu pod křivkou. Jejich součet pak představuje celkový spektrální výkon (total power - P_T). Vyjadřují se většinou v absolutních jednotkách (ms^2). Zdá se ale, že z pohledu vztahu k ANS mají mnohem větší výpovědní hodnotu ukazatele relativní. Mezi relativní ukazatele patří např. ukazatele procentuálního

zastoupení jednotlivých složek na celkovém spektrálním výkonu (%HF, %LF, %VLF) a poměry spektrálních výkonů jednotlivých komponent (LF/HF, VLF/HF, VLF/LF).

LF a HF je možné hodnotit i v normalizovaných jednotkách (normalized units – n. u.), které po odečtení složky VLF představují relativní hodnoty vysokofrekvenční a nízkofrekvenční složky HRV ve vztahu k celkovému spektrálnímu výkonu (Javorka, K. & Javorka, M., 2008b).

2.7.4 Faktory ovlivňující HRV

SFa HRV jsou velmi citlivými parametry, které mohou být ovlivněny velkou řadou faktorů a které reagují na množství stimulů. Dle K. Javorky (2008b) v lidském těle v podstatě neexistuje receptor, jehož stimulací by nevznikaly změny SF a HRV.

K. Javorka (2008c) shrnuje některé z faktorů ovlivňujících HRV: věk, pohlaví, SF, tělesná teplota, poloha těla, trénovanost a míra fyzické zátěže, vzor dýchání, množství krevních plynů, stav výživy, stav aktivity CNS (bdění, spánek, typ spánku), aktivace (inhibice) retikulárního aktivačního systému a zdravotní stav. Ghuran a Malik (1998) a Acharya et al. (2006) také popisují, že HRV může být ovlivněna hormonálními vlivy, kouřením, užíváním alkoholu, kofeinu, léků a jiných chemických látek, psychickým stavem a cirkadiánními rytmy. Některé z těchto faktorů budou popsány níže.

2.7.4.1 Věk

Věk a srdeční frekvence jsou dle Migliaro et al. (2001) hlavními determinanty HRV.

HRV je pozorovatelná už ve fetálním období. Během 1. měsíce extrauterinního života HRV klesá a v následujících měsících života se opět zvyšuje. Dále HRV roste během předškolního a školního věku a maximálních hodnot dosahuje v pubertě, adolescenci a mladším dospělém věku. Tyto změny mohou být způsobeny postupným dozráváním ANS (Javorka, K., 2008c; Kantor & Javorka, 2004; Tonhajzerová & Javorka, 2000).

Studie Šlachty et al. (2002), provedená na vzorku populace ve věku od 12 do 70 let, ukázala, že průběh závislosti parametrů SAHRV na věku je nestejnorodý, že se tato závislost v průběhu různých věkových období mění a že její průběh je nelineární. Celkový spektrální výkon HRV s rostoucím věkem klesá, což popisují např. Rajenda et al. (2004), Antelmi et al. (2004), Migliaro et al. (2001), Stejskal a Salinger (1996). Antelmi et al. a Stejskal et al. (2002) popisují pokles hodnot ukazatelů vagové aktivity a nárůst hodnot ukazatelů sympato-vagové balance spjaté s přibývajícím věkem.

Sinnreich, Kark, Friedlander, Sapoznikov a Luria (1998) uvádí, že proces snižování HRV může u mužů nastat dříve než u žen.

2.7.4.2 Srdeční frekvence

HRV ukazuje negativní korelaci se srdeční frekvencí (Antelmi et al., 2004; Migliaro et al., 2001).

2.7.4.3 Dýchání

Vliv dýchání na parametry HRV (projevující se obzvláště ve frekvenčním pásmu HF, které koresponduje s dechovou frekvencí 9-24 cyklů/min) už jsme zmínili výše. Respiračně vázaná frekvenční komponenta HRV se na frekvenční ose posunuje v přímé závislosti na rychlosti respirace (změna frekvence dýchání o 1 cyklus/min vyvolá posun respiračně vázané frekvenční aktivity na frekvenční ose o $\pm 0,0166$ Hz (Kolisko, Jandová et al., 2001).

Tripathi (2004) ve svém review shrnuje výsledky několika studií a uvádí, že parametry HRV mohou být ovlivněny nejen frekvencí, ale i dechovým objemem, rychlostí inspira, poměrem mezi délkou inspira a expira a velikostí mrtvého dechového prostoru (viz také Kolisko, Salinger et al., 2001; Javorka, K, 2008c). Opavský (2002) zmiňuje, že i míra aktivace dýchacích svalů je významným faktorem zasahujícím do autonomních regulací srdeční činnosti.

2.7.4.4 Pohlaví

Sharshenova, Majikova, Kasimov a Kudaiberdieva (2006) uvádějí, že některé studie popisují u dětí ve věku 3 – 15 let vyšší HRV u chlapců než u dívek, zatímco jiné studie nenachází v této věkové kategorii žádné pohlavní rozdíly v HRV. Výsledky jejich výzkumu HRV dětí ve věku od 9 do 10 let ukázaly nižší hodnoty LF u dívek, což připisují hormonálním vlivům a vývoji sekundárních pohlavních znaků.

Námi sledované studie se shodují na tom, že existují pohlavní rozdíly v HRV u zdravých dospělých osob. Antelmi et al. (2004) a Sinnreich et al. (1998) souhlasně pozorovali vyšší hodnoty LF a VLF komponent u mužů. Hodnoty HF se pak dle Antelmi et al. ukázaly být u mužů nižší. Sinnreich et al. naopak uvádějí, že hodnoty HF u mužů byly stejné nebo nižší než u žen a že se projeví výrazné pohlavní rozdíly u poměrů nižších ku vyšším frekvencím.

Po 60. roku věku (po menopauze) se už žádné signifikantní rozdíly v HRV mezi pohlavími neobjevují (Kuo et al., 1999).

2.7.4.5 Teplota

Kardiovaskulární parametry jsou ovlivňovány změnami kožní, ale hlavně centrální tělesné teploty. Zvýšení tělesné teploty způsobí vazodilataci v kůži, vazokonstrikci splachniku a tachykardii a je provázeno poklesem celkového spektrálního výkonu HRV, poklesem HF složky a zvýšením poměru LF/HF, což můžeme interpretovat jako snížení aktivity vagu a zvýšení aktivity sympatiku působícího na srdce. Mírná hypotermie (35-37°C) zvyšuje srdeční frekvenci, pokles centrální tělesné teploty pod 33,3°C je spojen se zpomalením srdeční frekvence a teplota pod 32°C je spojena s výskytem arytmií. Teplota může ovlivňovat srdeční akci přímým působením na generátor srdečního rytmu, na biochemické procesy myokardu a pak též reflexně a humorálně (Javorka, K., 2008c).

2.7.4.6 Zdravotní stav

Pokles HRV se snížením aktivity v pásmu HF nacházíme u pacientů s esenciální hypertenzí, ICHS, po infarktu myokardu, u pacientů s DM a u dalších funkčních poruch a onemocnění (Javorka, K., 2008c). Dále Fráňa et al. (2005) zmiňují pokles HRV u osob s dyslipidemií, metabolickým syndromem, se synkopálními stavy, poruchami srdečního rytmu a u syndromu spánkové apnoe. Acharya et al. (2006) citují i studie, kdy byla popsána redukováná HRV u ledvinových selhání.

2.7.4.7 Psychický stav

Duševní námaha, psychické vypětí či emoce velkou měrou ovlivňují činnost kardiovaskulárního systému. Na psychickou zátěž reaguje ANS nárůstem sympatické aktivity, poklesem parasympatické aktivity, humorálními a hormonálními změnami, které vyústí v hypertenzní reakci (Tonhajzerová, 2008).

Výsledky práce Lacka, Navrátilové, Hruboňe, Straky a Bestviny (2004) potvrdily, že vlivem stresu se snižují hodnoty HF komponenty a zvyšují hodnoty LF komponenty. Šlachta a Kocmáková (2003) pak také popisují pokles celkového spektrálního výkonu.

2.7.4.8 Cirkadiánní rytmy

Autonomní kontrola srdeční frekvence a na ní závislé hodnoty ukazatelů HRV se mění v závislosti na cirkadiánním rytmu člověka (viz výše). HRV dosahuje svého maxima v brzkých ranních hodinách (Bilan, Witezak, Palusiński, Myśliński, & Hanzlik, 2005; Vandewalle et al., 2007).

2.7.4.9 Kouření

Jak shrnují Ghuran a Malik (1998) výsledky zkoumaných studií, akutní kouření způsobuje přechodné snížení v HF spektru HRV a zvýšení v LF spektru HRV. Nadměrné kouření redukuje HRV, způsobuje dlouhodobou redukcí vagové srdeční kontroly a otupuje posturální odpovědi autonomní srdeční regulace (viz také Acharya et al., 2006).

2.7.4.10 Alkohol

U zdravých osob bez kardiovaskulárního onemocnění způsobuje akutní požití alkoholu výrazný pokles HRV a zvýšení srdeční frekvence. Také u osob na alkoholu závislých se HRV v důsledku alkoholické neuropatie značně snižuje (Ghuran & Malik, 1998; Acharya et al., 2006).

2.7.4.11 Kofein

Užití mírného množství kofeinu (do 200 mg) nezpůsobuje negativní ani pozitivní změny HRV během prvních 90 minut po podání drogy u mladých zdravých mužů (Rauh, Burket, Siepmann, & Mueck-Weymann, 2006). Richardson et al. (2004) na základě svého výzkumu popisují, že se u osob, které po dobu dvou týdnů dvakrát denně užívaly dávku 250 mg kofeinu, objevily změny HRV ve smyslu jejího zvýšení.

2.7.4.12 Poloha těla

V ortostáze se hromadí krev v cévním řečišti pod úrovní srdce, ztěžuje se venózní návrat, klesá vývrhový objem srdce a systémový arteriální tlak. Na pokles arteriálního tlaku reagují baroreceptory, které způsobí vzestup eferentní sympatické stimulace a inhibici eferentní parasympatické stimulace. Při nedostatečné aktivaci sympatiku vzniká ortostatická hypotenze. Po postavení se začne náhle zvyšovat SF, která dosáhne svého maxima krátce po 10. sekundě. Tato fáze je způsobena inhibicí vagu. Poté, co SF na krátkou dobu mírně poklesne (kolem 20. sekundy), pozorujeme opět její pomalý nárůst. Tento vzestup je závislý na aktivitě sympatiku (Javorka, K., 2008c; Nečas et al., 2003). Pasivní nebo aktivní postavení vyvolá u zdravých osob pokles celkového spektrálního výkonu, nárůst komponenty LF vyjádřené v relativních jednotkách a pokles komponenty HF a s tím spojené zvýšení poměru LF/HF (Stejskal & Salinger, 1996).

Po opakovaném lehu většinou dochází k „přestřelení“ vagové odpovědi (zvýšení spektrálního výkonu složky HF). Tohoto jevu se využívá při ortoklinostatickém manévru leh-stoj-leh (L-S-L), kdy se ve 2. lehu této zkoušky zobrazí vagová aktivita i tam, kde by do té doby mohla chybět nebo být potlačena

interferujícími faktory (Opavský, 2002, 2004).

2.7.4.13 Zátěž

Při fyzické zátěži se zvyšuje SF, systolický objem a kontraktilita myokardu, což zajišťuje dostatečný přísun energie pro pracující svaly. Při nižší intenzitě zatížení je nárůst SF způsoben převážně inhibicí vagu, vyšší intenzity zatížení jsou navíc spojeny se zvýšenou aktivací sympatiku a zvýšenou produkcí katecholaminů. Jak uvádí Stejskal (2008), hranice pro zvýšenou aktivaci sympatiku je individuální, ale obecně se pohybuje kolem zatížení, jemuž odpovídá 50-60 % maximální spotřeby O₂.

Stejskal a Salinger (1996) uvádějí, že se zvyšováním relativního zatížení narůstají i změny spektrálního výkonu jednotlivých komponent. Čím je relativní zatížení vyšší, tím je také pomalejší jejich návrat k počátečním hodnotám.

U osob s převážně sedavým způsobem života a s nedostatkem pohybové aktivity nacházíme redukováný výkon složky HF a taktéž celkový spektrální výkon HRV (Javorka, K., 2008d). Při pravidelném vytrvalostním tréninku se celkový spektrální výkon a výkon komponenty HF zvyšují (Carter, Banister, & Blaber, 2003; Stejskal, 2008).

2.7.5 Využití SAHRV

SAHRV byla již použita u mnoha onemocnění, nejvíce se však stále využívá v kardiologii – u pacientů s ICHS a také k hodnocení rizika úmrtí a arytmiických komplikací u pacientů po akutním infarktu myokardu. Dále ji lze využít u osob s městnavou srdeční slabostí, u pacientů po transplantaci srdce a k celkovému hodnocení stavu hypertoniků, osob se synkopálními stavy a dysrytmiemi (Funiak, 2008; Opavský, 2004; Stejskal & Salinger, 1996). Analýza komponent HRV a hodnot výkonového spektra během cvičení skýtá možnost hodnocení srdeční adaptace na zátěž a trénink u osob s ICHS během rehabilitačního procesu (Brožaitiene & Bovina, 2007).

Velmi časté je využití SAHRV jako časná diagnostika diabetické autonomní neuropatie. Velký přínos představuje SAHRV také pro obory jako jsou

neonatologie a pediatrie. Někteří autoři taktéž naznačují využití této metody u psychiatrických onemocnění, v neurologii u stavů jako jsou poranění míchy, m. Parkinson či m. Guillain Barre, ve farmakologii a neurotoxikologii (Acharya et al., 2006; Hayano et al., 2001; Opavský, 2004; Stejskal & Salinger, 1996).

V zátěžové a sportovní medicíně se SAHRV využívá pro stanovení optimálního tréninkového zatížení (Stejskal, 2008; Stejskal & Salinger, 1996).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Hlavní cíl práce

Zjistit a zhodnotit, jak se mění aktivita ANS a krevní tlak zdravého mladého člověka následkem působení nízkofrekvenční pulzní magnetoterapie specifikované frekvencí 10 Hz, impulzy púlsinusového tvaru, délkou impulzu 6 ms, délkou pauzy 94 ms, indukci 8,6 mT a délkou trvání 15 minut. Pro sledování aktivity ANS využíváme metodu SA HRV.

Dílčí cíl

Shrnout problematiku účinků EMP na lidský organismus.

Hypotézy

H₁: Aplikace PMP způsobí pokles TKS.

H₂: Aplikace PMP způsobí pokles TKD.

Komentář k H₁ a H₂

PMP je charakterizováno následujícími parametry:

- Impulzy púlsinusového tvaru
- $f = 10 \text{ Hz}$
- Délka impulzu 6 ms, délka pauzy 94 ms
- $B = 8,6 \text{ mT}$
- Doba expozice 15 minut

H₃: Expozice PMP vede ke zvýšení aktivity vagu a k poklesu SF.

Komentář k H₃

PMP je charakterizováno následujícími parametry:

- viz H_1 a H_2

Za ukazatele aktivity vagu považujeme:

- P_{HF} , Cc_{VHF} , MSSD a komplexní ukazatel VA

Pro surové ukazatele HRV se hypotéza vztahuje k hodnotám sledovaným v průběhu 2. lehu zkoušky L-S-L.

Při stanovení hypotéz jsme vycházeli z práce Jeřábka (1995) (viz kapitolu 4.2.4).

Výzkumné otázky

1. Jakým způsobem se aplikace PMP projevuje na hodnotách celkového výkonu ANS?
2. Jaký vliv má PMP na ukazatele HRV sledované ve stoji zkoušky L-S-L?
3. Dochází následkem působení PMP ke změnám sympatovagové rovnováhy?

4 METODIKA

Při aplikaci NF pulzní magnetoterapie bývá v české fyziatrické literatuře obecně popisováno ovlivnění ANS ve smyslu aktivace parasymptiku, které jde ruku v ruce se snížením SF a poklesem TK. My jsme se snažili tento jev ověřit. Na změny aktivity ANS způsobené expozicí PMP jsme se rozhodli usuzovat ze sledování HRV pomocí SA, a to ze dvou důvodů. Jednak je to velmi častá metoda monitorování aktivity ANS používaná v zahraničních studiích, jednak se jí v současné době intenzivně zabývají zaměstnanci a studenti FTK UP v Olomouci, měli jsme tedy k dispozici veškerou přístrojovou techniku. Nevýhodou této metody je fakt, že ji nelze použít pro kontinuální sledování aktivity ANS přímo během aplikace PMP. V rámci pre-testu jsme totiž zjistili, že signál z vysílače použitého přístroje byl výrazně ovlivňován působícím magnetickým polem. Proto jsme do metodiky zařadili také sledování TK, který je možno pohodlně měřit i v průběhu aplikace PMP.

4.1 Charakteristika souborů

Studie se zúčastnilo celkem 33 dobrovolníků, převážně studentů FTK UP, ve věku od 18 do 25 let.

Do studie byly přijaty pouze osoby zdravé, bez bolestí, které nepocítovaly vyšší míru duševní tenze, neužívaly žádnou medikaci (kromě hormonální antikoncepce u žen) ani drogy, nekouřily a neměly hypertenzi. Žádná vyšetřovaná osoba nebyla pravidelným konzumentem alkoholu, neměla implantovaný kardiostimulátor ani žádné jiné kovové implantáty v místě aplikace magnetoterapie a nedocházela na rehabilitaci ani jinou terapii. Žádná žena v době vyšetření neměla menstruaci a do výzkumu rovněž nebyly zařazeny těhotné ženy. Převážnou většinu vyšetřovaných osob tvořili relativně aktivní rekreační sportovci (sportovní aktivita 3x – 6x týdně). Vrcholoví sportovci zařazeni nebyli.

Skupina byla rozdělena na dva soubory – experimentální a kontrolní.

Experimentální soubor tvořilo 15 osob (9 žen, 6 mužů) průměrného věku 23,11 let (SD 1,21). Kontrolní soubor čítal 18 probandů (8 žen, 10 mužů) průměrného věku 22,96 let (SD 1,91). Pro základní charakteristiku experimentálního souboru viz Tabulku 2 a kontrolního souboru viz Tabulku 3.

Tabulka 2. Základní statistické charakteristiky experimentálního souboru, jehož výsledné hodnoty TK byly statisticky zpracovány (dále v textu označován jako experimentální soubor A)

Parametr		Celý soubor (n = 15)	Ženy (n = 9)	Muži (n = 6)
Věk [roky]	<i>M</i>	23,11	23,46	22,58
	<i>SD</i>	1,21	1,23	0,95
	<i>min/max</i>	20,67/25,08	20,67/25,08	20,83/23,67
Hmotnost [kg]	<i>M</i>	71,23	62,17	84,83
	<i>SD</i>	14,38	5,98	12,46
	<i>min/max</i>	53/107	53,00/72,00	73/107
Výška [cm]	<i>M</i>	176,63	170,61	185,67
	<i>SD</i>	9,69	5,26	7,56
	<i>min/max</i>	164/202	164,00/178,00	179/202
BMI [kg·m ⁻²]	<i>M</i>	22,65	21,34	24,63
	<i>SD</i>	3,05	1,61	3,58
	<i>min/max</i>	19,70/31,95	19,70/25,06	21,86/31,95

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *min/max* – minimální /maximální hodnota, *BMI* – body mass index

Tabulka 3. Základní statistické charakteristiky kontrolního souboru, jehož výsledné hodnoty TK byly statisticky zpracovány (dále v textu označován jako kontrolní soubor A)

Parametr		Celý soubor (n = 18)	Ženy (n = 8)	Muži (n = 10)
Věk [roky]	<i>M</i>	22,96	24,03	22,11
	<i>SD</i>	1,91	1,47	1,79
	<i>min/max</i>	19,41/25,83	21,08/25,83	19,42/25,33
Hmotnosť [kg]	<i>M</i>	69,67	62,25	73,80
	<i>SD</i>	8,24	5,14	6,46
	<i>min/max</i>	57/88	57/74	65/88
Výška [cm]	<i>M</i>	176,22	169,50	181,60
	<i>SD</i>	7,86	5,45	4,72
	<i>min/max</i>	163/193	163/180	175/193
BMI [kg·m ⁻²]	<i>M</i>	22,06	21,67	22,36
	<i>SD</i>	1,61	1,61	1,55
	<i>min/max</i>	20,06/25,88	20,06/25,61	20,06/25,88

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *min/max* – minimální /maximální hodnota, *BMI* – body mass index

Oba vyšetřované soubory podstoupili měření TK a HRV. Do statistického zpracování hodnot TK jsme zařadili výsledky všech 33 probandů. Pro analýzu dat získaných prostřednictvím SAHRV jsme však použili výsledné hodnoty pouze 28 probandů, neboť zbývajících 5 osob jsme byli nuceni vyloučit kvůli tomu, že jejich dechová frekvence při vyšetření HRV byla nižší než 12 dechových cyklů/min. Pro lepší přehlednost budeme skupinu, jejíž hodnoty jsme použili pro hodnocení TK, označovat jako skupinu A (experimentální soubor A, kontrolní soubor A) a skupinu, jejíž hodnoty jsme použili pro hodnocení HRV, jsme označili jako skupinu B (experimentální soubor B, kontrolní soubor B).

Experimentální soubor B tedy tvořilo 14 osob (9 žen, 5 mužů) průměrného věku 23,13 let (SD 1,25) a kontrolní soubor B čítal také 14 osob (6 žen, 8 mužů) průměrného věku 23,13 let (SD 1,97). Pro charakteristiku experimentálního souboru B a kontrolního souboru B viz Tabulku 4 a Tabulku 5.

Tabulka 4. Základní statistické charakteristiky experimentálního souboru B, jehož výsledné hodnoty SAHRV byly statisticky zpracovány

Parametr		Celý soubor (n = 14)	Ženy (n = 9)	Muži (n = 5)
Věk [roky]	<i>M</i>	23,13	23,46	22,53
	<i>SD</i>	1,25	1,23	1,03
	<i>min/max</i>	20,67/25,08	20,67/25,08	20,83/23,67
Hmotnost [kg]	<i>M</i>	71,11	62,17	87,20
	<i>SD</i>	14,88	5,98	12,35
	<i>min/max</i>	53,00/107,00	53,00/72,00	74,00/107,00
Výška [cm]	<i>M</i>	176,32	170,61	186,60
	<i>SD</i>	9,96	5,26	7,96
	<i>min/max</i>	164,00/202,00	164,00/178,00	179,00/202,00
BMI [kg·m ⁻²]	<i>M</i>	22,68	21,34	25,10
	<i>SD</i>	3,15	1,61	3,75
	<i>min/max</i>	19,70/31,95	19,70/25,06	21,85/31,95

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *min/max* – minimální / maximální hodnota, *BMI* – body mass index

Tabulka 5. Základní statistické charakteristiky kontrolního souboru B, jehož výsledné hodnoty SAHRV byly statisticky zpracovány

Parametr		Celý soubor (n = 14)	Ženy (n = 6)	Muži (n = 8)
Věk [roky]	<i>M</i>	23,13	24,40	22,17
	<i>SD</i>	1,97	1,10	1,93
	<i>min/max</i>	19,42/25,83	22,75/25,83	19,42/25,33
Hmotnost [kg]	<i>M</i>	69,36	62,17	74,75
	<i>SD</i>	8,97	5,93	6,83
	<i>min/max</i>	57,00/88,00	57,00/74,00	65,00/88,00
Výška [cm]	<i>M</i>	176,07	168,33	181,88
	<i>SD</i>	8,64	5,73	5,23
	<i>min/max</i>	163,00/193,00	163,00/180,00	175,00/193,00
BMI [kg·m ⁻²]	<i>M</i>	22,31	21,94	22,58
	<i>SD</i>	1,73	1,77	1,64
	<i>min/max</i>	20,06/25,88	20,06/25,61	20,06/25,88

Vysvětlivky: *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *min/max* – minimální / maximální hodnota, *BMI* – body mass index

4.2 Metodika sběru dat

Výzkum byl proveden roku 2010 v laboratoři na RRR centru na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Všechna měření proběhla formou dvojité zaslepené studie, kdy ani vyšetřující ani žádný z probandů nevěděli o možnosti, že by probandi mohli být místo PMP vystaveni pouze placebo. O této možnosti věděl pouze designér studie. Do experimentálního souboru bylo zařazeno prvních 15 probandů, kteří se zúčastnili výzkumu. Při vyšetřování následujících 18 jedinců už bylo aplikováno placebo.

Celý proces probíhal za pokojové teploty v klidné a tiché místnosti s co nejmenším množstvím rušivých stimulů v době mezi 8. až 12. hodinou ranní. Vyšetřované osoby byly předem poučeny o tom, že před vyšetřením je třeba dodržovat speciální režim, který spočíval v následujícím:

- Vyšetřovaná osoba nesmí 24 h před vyšetřením podstoupit větší fyzickou zátěž a pít alkohol, 8 hodin před vyšetřením nesmí pít kávu a černý čaj a nesmí jíst (lehká snídaně nejpozději 3 h před měřením byla povolena).
- Vyšetřovaný subjekt musí před vyšetřením dodržovat spánkový režim, vyvarovat se nadměrného psychického stresu a měl by vstávat minimálně 2 h před zahájením měření.

Všichni probandi byli předem seznámeni s průběhem vyšetření a podepsali informovaný souhlas účastníka (Příloha 3). Projekt diplomové práce byl schválen etickou komisí FTK UP Olomouc (Příloha 4).

4.2.1 Spektrální analýza HRV

Hodnocení HRV bylo v naší studii provedeno metodou spektrální analýzy krátkodobého EKG záznamu v délce 300 s (minimálně však 300 tepů). Pro snímání a hodnocení HRV jsme použili mikropočítačový diagnostický systém VariaCardio TF4, program VarCorSport PC, typ VarCorPF, verze 3.4.0.0. (Salinger et al., 1998).

VariaCardio TF4 (Příloha 5) je zařízení, které umožňuje přenos snímaných R-R

intervalů do počítače k dalšímu zpracování. Přenos dat je realizován telemetricky prostřednictvím radiového signálu v pásmu UHF. Snímač a vysílač údajů o EKG signálu je umístěn na hrudním pásu se dvěma integrovanými elektrodami. UHF přijímač je připojen ke standardnímu sériovému COM portu osobního počítače. Součástí systému je software pro vyhodnocení stavu ANS, který mimo jiné umožňuje automatickou i manuální filtraci artefaktů a srdečních arytmií. Samozřejmostí je také možnost archivace původního i upraveného záznamu (Salinger et al., 1994, 1998; Salinger & Gwozdziwicz, 2008).

V práci jsme sledovali frekvenční rozsah od 0,02 Hz do 0,05 Hz, jenž byl rozdělen do tří frekvenčních pásem:

- pásmo VLF – velmi pomalá frekvence v rozsahu 0,02-0,05 Hz
- pásmo LF – pomalá frekvence v rozsahu 0,05-0,15 Hz
- pásmo HF – vysoká frekvence v rozsahu 0,015-0,5 Hz

Vyšetření HRV bylo prováděno při zátěžích definovaných standardizovanou zkouškou leh-stoj-leh (L-S-L) (Salinger & Gwozdziwicz, 2008). V každé poloze se načítal jeden krátkodobý záznam. K posouzení aktivity ANS byly statisticky zpracovány hodnoty ze stoje a opakovaného lehu.

4.2.1.1 Sledované ukazatele HRV

Pomocí FFT s částečně upravenými procedurami CGSA („Course-graining Spectral Analysis“), které zajišťují optimální potlačení šumových a neharmonických složek analyzovaného signálu (Yamamoto et al. in Task force, 1996, 363), získáme hodnotu výkonové spektrální hustoty (power spectral density – PSD). Ta je základním vypočteným parametrem SAHRV, který číselně charakterizuje aktuální stav ANS a reaktivitu jeho subsystémů, a od něhož se potom odvozují další parametry. PSD představuje amplitudu (výšku) spektrální komponenty a vyjadřujeme ji v ms^2/Hz .

Výslednou PSD můžeme dle Salinger et al. (1994) určit vypočtením rozdílu výkonové spektrální hustoty S_{xx} datového souboru $x(t)$ a absolutní hodnoty vzájemné výkonové spektrální hustoty S_{xy} souborů $x(t)$ a $y(t)$, jak uvádíme ve

vztahu:

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

X(t) – soubor hodnot R-R intervalů analyzovaného úseku

Y(t) – pomocný soubor vytvořený zdvojením souboru x(t) pro výpočet dle algoritmu CGSA

F[x(t)] – Fourierova transformace funkce x(t)

F*[x(t)] – komplexně sdružená Fourierova transformace x(t)

F*[y(t)] – komplexně sdružená Fourierova transformace funkce y(t)

Ukazatele HRV odvozené od hodnoty PSD můžeme rozdělit na běžně užívané, které se vypočítávají pro každý jednotlivý krátký záznam HRV, a na komplexní věkově standardizované ukazatele vypočítané ze záznamů HRV ze stejné a druhého lehu zkoušky L-S-L.

4.2.1.1.1 Běžně užívané ukazatele HRV

Spektrální výkon jednotlivých komponent (P_{HF} , P_{LF} , P_{VLF})

Spektrální výkony jednotlivých komponent si lze představit jako integrální plochu pod křivkou

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

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

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

Celkový spektrální výkon (P_T)

Vyjadřuje součet spektrálních výkonů všech tří frekvenčních pásem.

$$P_T = P_{HF} + P_{LF} + P_{VLF} \quad [ms^2]$$

Poměry spektrálních výkonů (LF/HF, VLF/HF, VLF/LF)

Udávají poměr jednotlivých spektrálních výkonů.

$$LF/HF = \frac{P_{LF}}{P_{HF}}$$

$$VLF/HF = \frac{P_{VLF}}{P_{HF}}$$

$$VLF/LF = \frac{P_{VLF}}{P_{LF}}$$

Relativní spektrální výkon (%HF, %LF, %VLF)

Tato hodnota ukazuje procentuální zastoupení jednotlivých složek na celkovém spektrálním výkonu.

$$\%HF = \frac{P_{HF}}{P_T} \cdot 100 \quad [\%]$$

$$\%LF = \frac{P_{LF}}{P_T} \cdot 100 \quad [\%]$$

$$\%VLF = \frac{P_{VLF}}{P_T} \cdot 100 \quad [\%]$$

Koeficienty variace ($C_{CV_{HF}}$, $C_{CV_{LF}}$, $C_{CV_{VLF}}$)

Zvýšení srdeční frekvence s sebou nese pokles HRV. Aby byl snížen negativní dopad tohoto jevu, používá se pro každou spektrální komponentu koeficient variace ($C_{CV_{HF}}$, $C_{CV_{LF}}$, $C_{CV_{VLF}}$). Koeficienty variace vyjadřují poměry odmocniny spektrálních výkonů v jednotlivých frekvenčních pásmech a průměrné hodnoty R-R intervalů.

$$C_{CV_{HF}} = \frac{\sqrt{P_{HF}}}{R-R} \cdot 100 \quad [\%]$$

$$C_{CV_{LF}} = \frac{\sqrt{P_{LF}}}{R-R} \cdot 100 \quad [\%]$$

$$C_{CV_{VLF}} = \frac{\sqrt{P_{VLF}}}{R-R} \cdot 100 \quad [\%]$$

R-R

Představuje průměrnou hodnotu všech naměřených R-R intervalů (RRi) a slouží k hodnocení HRV na základě časové domény.

$$R-R = \frac{1}{n} \sum RRi \quad [s]$$

MSSD (mean squared successive difference)

Tento parametr představuje průměr druhých mocnin rozdílu po sobě následujících R-R intervalů a slouží stejně jako parametr R-R k hodnocení HRV na základě časové domény.

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

4.2.1.1.2 Komplexní věkově standardizované ukazatele HRV

Nepřetržitě kolísající aktivita ANS odráží působení momentálně působících vlivů a též reakce a adaptace na ně i na jiné stimuly, které působily v minulosti. Jenom v případě, že nastane výrazná změna některého (většinou negativně působícího) vlivu, se změní aktivita ANS jednoznačně a většinou na delší dobu. Na spektrální výkon HRV velmi významně působí vliv věku a některých onemocnění, jež ovlivňují funkci ANS, přičemž obojí působí na spektrální výkon podobným způsobem (Stejskal, 2003).

Parametrů pro hodnocení SAHRV je značný počet, což spolu s jejich pozitivní či negativní závislostí na věku velmi znesnadňuje interpretaci výsledků. Proto kolektiv autorů Stejskal, Šlachta, Elfmark, Salinger a Gaul-Aláčová (2002) vypracoval novou metodiku hodnocení ANS, která vycházela z faktorové analýzy parametrů SAHRV získaných při vyšetření probandů ve věku od 12 do 70 let při standardizovaném manévru L-S-L. Metodika využívá tzv. komplexních indexů, které sdružují všechny věkově závislé ukazatele SAHRV získané při ortoklinostatickém manévru. Těmito indexy jsou index vagové aktivity (VA), index sympatovagové rovnováhy (SVB) a index celkového skóre HRV (CS). Index VA sdružuje parametry, jejichž hodnota se zmenšuje s přibývajícím věkem a se zvyšující se intenzitou zatížení. Do indexu SVB se

sdužují parametry, jejichž hodnota se s přibývajícím věkem a s rostoucí intenzitou zatížení zvyšuje (Tabulka 6). Hodnota CS odráží všechny sdužené věkově závislé parametry a lze ji vyjádřit i věkem, kterému by tato hodnota odpovídala (parametr tzv. „funkční věk“). Funkční věk pak můžeme srovnat s kalendářním věkem vyšetřovaného probanda (Stejskal et al., 2002; Stejskal, 2003).

Hodnoty komplexních ukazatelů se vyjadřují v bodech v rozmezí od -5,0 do +5,0. Normální hodnoty VA a SVB se pohybují v rozmezí od -2,0 do +2 bodů, normální hodnoty CS spadají do oblasti od -1,5 do +1,5 bodů. Při longitudinálním sledování se hodnotí vzestup CS jako vzestup výkonnosti ANS, vzestup VA jako vzestup aktivity vagu a vzestup SVB jako posun aktivity ANS směrem k vagu (Stejskal, 2003, 2008).

Díky této metodice je možno ihned objektivně interpretovat výsledky vyšetření ANS v číslcovém a grafickém tvaru a zároveň prostřednictvím slovního popisu uvedených indexů (Salinger & Gwozdziwicz, 2008).

Tabulka 6. Sdužení parametrů SAHRV do indexů VA a SVB

VA	S	CCV _{LF} , P _T , P _{LF} , CCV _{HF} , P _{HF} , %HF, MSSD
	L	CCV _{HF} , P _T , P _{HF} , MSSD, %HF
SVB	S	R-R, LF/HF
	L	%LF, LF/HF, %VLF, VLF/HF, VLF/LF

Vysvětlivky: S- parametry získané ze stoje zkoušky L-S- L

L – parametry získané z 2. lehu zkoušky L-S-L

Parametry sdužené do indexu VA s rostoucím věkem a intenzitou zatížení klesají. Parametry sdužené do indexu SVB s rostoucím věkem a intenzitou zatížení stoupají.

(Upraveno podle Stejskala et al., 2002)

4.2.2 Vyšetření pomocí dotazníku na autonomní funkce

Dotazník na autonomní funkce (DAF) je používán pro zachycení těžko registrovatelných charakteristik a anamnestických údajů, u kterých je možno z fyziologického a/nebo farmakologického hlediska rozlišit dominantní vlivy sympatiku či parasympatiku, a poskytuje orientační informaci o vyvážené činnosti ANS, či o dominanci projevů jednoho subsystému ANS. Dotazník obsahuje 16 položek, přičemž ke každé položce je na výběr ze 2-3 možností

odpovědi (Příloha 6). Odpovědi „A“ naznačují absolutní či relativní převahu sympatického systému, odpovědi „B“ ukazují na převahu vlivů parasympatiku. V některých případech lze vybrat i odpověď „C“, která představuje kombinaci vlivů sympatiku a parasympatiku. Poměr součtů odpovědí A:B:C pak slouží k určení vegetativní rovnováhy. Převaha odpovědí „A“ (více či rovno 8) svědčí o absolutní či relativní převaze projevů sympatického oddílu ANS, naopak vyšší číselná hodnota odpovědí „B“ představuje absolutní či relativní převahu projevů parasympatiku (Opavský, 2002).

4.2.3 Měření krevního tlaku

TK jsme měřili digitálním tonometrem značky OMRON, typ M6 (HEM-7001-E), jehož výrobní číslo je 20080418965LF. Výrobcem udávaná odchylka měření je ± 3 mm Hg. Tento měřicí přístroj měl platnou kalibraci.

Tlakovou manžetu jsme umístili vždy na levou paži probanda do úrovně srdce.

4.2.4 Parametry aplikované pulzní magnetoterapie a přístrojové vybavení

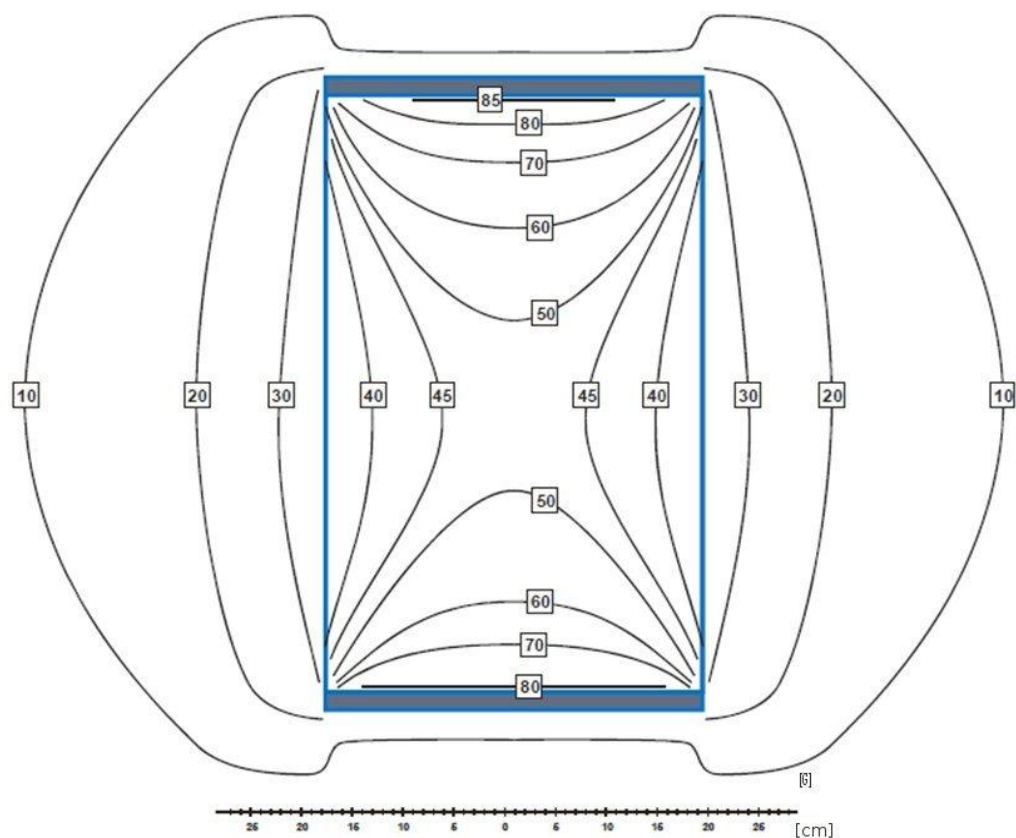
Jako generátor PMP jsme využili prostředek zdravotnické techniky BTL-5000 a jako aplikátor solenoid 60.

Technické parametry aplikátoru jsou následující (BTL, 2009):

- Název: solenoid 60
- Označení – typ: BTL-239-3
- Rozměry: 620 mm x 540 mm x 300 mm
- Hmotnost: 10,0 kg
- Maximální indukce PMP: 8,5 mT, nastavená hodnota indukce představuje maximální hodnotu indukce v prostoru a v čase a její přesnost je ± 30 %.

BTL-5000 využívá technologii cíleného magnetického pole (Focused magnetic field technology - FMFTM), kdy je magnetické pole směřováno do oblasti ošetření bez vnějších vlivů na personál.

Tvar magnetického pole aplikátoru a hodnoty intenzit při maximálním proudu aplikátorem jsou uvedeny na Obrázku 1.



Obrázek 1. Tvar magnetického pole a hodnoty indukce solenoidu 60

Hodnoty indukce platí při maximálním proudu procházejícím aplikátorem a jsou uvedeny v Gaussech (1 G = 0,1 mT).

Vlastnosti výrobku se shodují se stávajícími normami Evropské Unie (Příloha 7), přikládáme též CB certifikát přístroje (Příloha 8).

Při volbě parametrů pro aplikaci pulzní magnetoterapie jsme vycházeli z Jeřábka (1995). Ten popisuje snížení SF a TK u hypertoniků v případě použití následujících parametrů:

- PMP
- Tvar impulzu púlsinový
- B = 1,5-10 mT
- f = 10 Hz
- Doba expozice 10-20 minut

Jeřábek (1995) doporučuje podobné parametry i pro léčbu ICHS a m. Bechtěrev (zde ale udává hodnotu B = 15-91 mT).

Pro naše účely jsme tedy zvolili následující parametry PMP:

- Impulzy pŕlsinusovŕho tvaru
- $f = 10 \text{ Hz}$
- Dŕlka impulsu 6 ms, dŕlka pauzy 94 ms. Pomŕr dŕlky impulsu a pauzy Jeřábek (1995) neuvádí, využili jsme proto hodnoty, které automaticky nabídl námi užitý magnetoterapeutický pŕstroj.
- $B = 8,6 \text{ mT}$. V pŕstrojovŕ dokumentaci je maximálnŕ hodnota indukce uvedena jako 8,5 mT s maximálnŕ tolerancí $\pm 30\%$. My jsme se snařili dosáhnout nejvyšší hodnoty indukce udávané Jeřábkem (1995) (tedy 10 mT) a pŕstroj nám umožnil aplikovat nejvŕyšŕ 8,6 mT. Nejsme schopni urĉit, zda rozdíl mezi v dokumentaci udávanou a skuteĉnŕ aplikovanou hodnotou indukce byl v rámci uvedené 30% tolerance, nebo jestli byl zpŕoben pouze nepřesnostmi v pŕstrojovŕm manuálu.
- Doba expozice 15 minut

4.3 Postup měření

Den před vlastním měřením vyplnil každý proband DAF (Opavský, 2002) a na začátku každého vyšetření byl proband pouĉen o jeho pŕbŕhu. Potom jsme probandovi nasadili tlakovou manřetu a na pŕední stranu hrudníku těsnŕ pod prsa jsme umístili hrudní pás s integrovanými elektrodami pro snímání EKG záznamu. Elektrody jsme v místŕ kontaktu s pokožkou lehce navlhĉili, aby k ní lépe pŕilnuly.

Pak proband absolvoval 10 minut klidu v lehu na zádech, pŕiĉemř během 7. minuty klidovŕho intervalu jsme mu zmŕřili dechovou frekvenci a po ukonĉení klidovŕho intervalu jsme zmŕřili TK. Následovalo aktivní provedení manŕvru L-S-L. Po ukonĉení řáze 2. lehu zkoušky L-S-L jsme opŕt zmŕřili TK a poté na leřícího probanda nasunuli solenoid pro aplikaci pulznŕ magnetoterapie. Solenoid jsme umístili tak, aby jeho hornŕ ĉelo konĉilo v oblasti atlanto-occipitálnŕho pŕechodu probanda a aby se tak vlákna vagovŕho nervu, která inervují srdce, nacházela uvnitř cívky. PMP (nebo placebo, kdy solenoid neindukoval řádné MP) bylo aplikováno po dobu 15 minut. Po 7,5 minutách od začátku magnetické stimulace (nebo placebo) a taky vzápŕtŕ po jejím ukonĉení

jsme znovu změřili hodnoty TK. Pak jsme z probanda odstranili solenoid a následovalo opětovné vyšetření ANS pomocí zkoušky L-S-L.

Během celého vyšetření poslouchali probandi ze sluchátek uklidňující hudbu a (s výjimkou krátkých časových intervalů, kdy měnili polohu z lehu do stoje a opačně) měli zavřené oči, aby byly eliminovány zrakové podněty. V poloze ve stoje jsme probandovi umístili pod plosky ručník, který bránil tepelnému diskomfortu, neboť subjekty byly vyšetřovány bez obuvi.

Celé vyšetření zabralo na jednoho probanda asi 80 minut. Nakonec byl každý proband individuálně seznámen s výsledky svého vyšetření.

4.4 Statistické zpracování dat

Ke zpracování dat jsme použili počítačový program MS Excel 2002. Ke statistickému zpracování jsme použili program STATISTICA 6.0.

Na základě Shapiro-Wilkova testu jsme zjistili, že převážná většina dat nespĺňuje podmínku normální distribuce. Navíc s ohledem na relativně nízký počet probandů jsme proto přistoupili k použití výhradně neparametrických statistických metod:

- Pro porovnání dvou skupin nezávislých proměnných jsme použili Mann-Whitney U test.
- Pro párová srovnání jsme použili Wilcoxonův test.
- Pro vícenásobné porovnání závislých proměnných jsme použili Friedmanovu ANOVU. V případě zjištění statisticky významného rozdílu jsme provedli následnou analýzu pomocí Wilcoxonova testu.

Hladinu významnosti α jsme stanovili na úrovni 0,05, 0,01 a 0,001. Statistickou významnost jsme v některých případech doplnili i významností věcnou hodnocenou na základě logické úvahy.

Sledovaná data prezentujeme formu aritmetických průměrů a směrodatných odchylek (i když jsme si vědomi nesplnění podmínky normálního rozložení dat). Pro lepší názornost používáme v některých případech grafická zobrazení.

5 VÝSLEDKY

5.1 Srovnání základních statistických charakteristik jednotlivých výzkumných souborů

Pomocí Mann-Whitneyho U testu jsme srovnávali, zda se od sebe signifikantně liší jednotlivé základní statistické charakteristiky (věk, výška, hmotnost, BMI) experimentálního souboru A vs kontrolního souboru A (Tabulka 7) a experimentálního souboru B vs kontrolního souboru B (Tabulka 8). Statisticky významný rozdíl jsme zjistili pouze mezi hodnotami hmotnosti mužů experimentálního souboru A vs kontrolního souboru A. U mužů experimentálního souboru B a kontrolního souboru B se rozdíl tělesné hmotnosti blížil hladině významnosti $p \leq .05$.

Tabulka 7. Srovnání základních statistických charakteristik probandů experimentálního souboru A vs kontrolního souboru A

Parametr	Celý soubor			Ženy			Muži			
	E (n = 15)	K (n = 18)	<i>p</i>	E (n = 9)	K (n = 8)	<i>p</i>	E (n = 6)	K (n = 10)	<i>p</i>	
Věk [roky]	<i>M</i>	23,11	22,96	ns	23,46	24,03	ns	22,58	22,11	ns
	<i>SD</i>	1,21	1,91		1,23	1,47		0,95	1,79	
Hmotnost [kg]	<i>M</i>	71,23	69,67	ns	62,17	62,25	ns	84,83	73,80	*
	<i>SD</i>	14,38	8,24		5,98	5,14		12,46	6,46	
Výška [cm]	<i>M</i>	176,63	176,22	ns	170,61	169,50	ns	185,67	181,60	ns
	<i>SD</i>	9,69	7,86		5,26	5,45		7,56	4,72	
BMI [kg · m ⁻²]	<i>M</i>	22,65	22,06	ns	21,34	21,67	ns	24,63	22,36	ns
	<i>SD</i>	3,05	1,61		1,61	1,61		3,58	1,55	

Vysvětlivky: *E* - experimentální soubor
K - kontrolní soubor
BMI - body mass index
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: ns - nesignifikantní; * $p \leq .05$ (Mann - Whitney U test)

Tabulka 8. Srovnání základních statistických charakteristik probandů experimentálního souboru B vs kontrolního souboru B

Parametr	Celý soubor			Ženy			Muži			
	E (n = 14)	K (n = 14)	<i>p</i>	E (n = 9)	K (n = 6)	<i>p</i>	E (n = 5)	K (n = 8)	<i>p</i>	
Věk [roky]	<i>M</i>	23,13	23,13	ns	23,46	24,40	ns	22,53	22,17	ns
	<i>SD</i>	1,25	1,97		1,23	1,10		1,03	1,93	
Hmotnost [kg]	<i>M</i>	71,11	69,36	ns	62,17	62,17	ns	87,20	74,75	ns
	<i>SD</i>	14,88	8,97		5,98	5,93		12,35	6,83	
Výška [cm]	<i>M</i>	176,32	176,07	ns	170,61	168,33	ns	186,60	181,88	ns
	<i>SD</i>	9,96	8,64		5,26	5,73		7,96	5,23	
BMI [kg·m ⁻²]	<i>M</i>	22,68	22,31	ns	21,34	21,94	ns	25,10	22,58	ns
	<i>SD</i>	3,15	1,73		1,61	1,77		3,75	1,64	

Vysvětlivky: *E* - experimentální soubor
K - kontrolní soubor
BMI - body mass index
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: *ns* – nesignifikantní; tučně zvýrazněno – blíží se hladině významnosti $p \leq .05$ (Mann - Whitney *U* test)

5.2 Výsledky dotazníku na autonomní funkce

Počty odpovědí A, B a C, které jednotliví probandů označili v dotazníku na autonomní funkce, jsou uvedeny v Příloze 9. V Tabulce 9 jsou uvedeny průměrné hodnoty četnosti označených variant odpovědí spolu s výsledky Mann – Whitneyho testu, kterým jsme srovnávali, zda se četnosti odpovědí lišily u jednotlivých souborů a pohlaví.

Poměr odpovědí A:B byl u kontrolního souboru i u experimentálního souboru relativně vyvážený. Jednotlivé soubory se signifikantně nelišili v počtu zvolených odpovědí A, B a C.

Tabulka 9. Srovnání četnosti odpovědí A, B a C z dotazníku na autonomní funkce

Odpověď	Celý soubor			Ženy			Muži			
	E	K	<i>p</i>	E	K	<i>p</i>	E	K	<i>p</i>	
	(n = 15)	(n = 18)		(n = 9)	(n = 8)		(n = 6)	(n = 10)		
A	<i>M</i>	5,73	6,17	ns	5,56	6,38	ns	6,00	6,00	ns
	<i>SD</i>	1,81	1,21		1,57	1,05		2,08	1,26	
B	<i>M</i>	7,00	6,06	ns	7,00	6,13	ns	7,00	6,00	ns
	<i>SD</i>	2,28	1,87		2,54	1,85		1,83	1,79	
C	<i>M</i>	3,27	3,72	ns	3,44	3,38	ns	3,00	4,00	ns
	<i>SD</i>	1,39	1,69		1,64	1,94		0,82	1,26	

Vysvětlivky: *E* - experimentální soubor

K - kontrolní soubor

M - aritmetický průměr

SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: ns – nesignifikantní (Mann - Whitney U test)

5.3 Výsledky měření krevního tlaku

Pomocí Mann-Whitneyho U testu jsme porovnávali rozdíly hodnot systolického krevního tlaku (TKS) a diastolického krevního tlaku (TKD) z 1. měření TK (po 10 minutách klidu v lehu – můžeme považovat za vstupní hodnoty) získané od experimentálního (n = 15) a kontrolního (n = 18) souboru (Tabulka 10). Mezi jednotlivými soubory jsme nezjistili žádný statisticky významný rozdíl ve vstupních hodnotách TKS ani TKD.

Tabulka 10. Srovnání vstupních hodnot TK u experimentálního a kontrolního souboru

Parametr	Celý soubor			Ženy			Muži		
	E (n = 15)	K (n = 18)	<i>p</i>	E (n = 9)	K (n = 8)	<i>p</i>	E (n = 6)	K (n = 10)	<i>p</i>
TKS_1 [mm Hg]	<i>M</i> 115,27	115,39	ns	109,67	108,63	ns	123,67	120,80	ns
	<i>SD</i> 10,95	11,16		9,39	7,24		7,04	10,78	
TKD_1 [mm Hg]	<i>M</i> 64,20	67,44	ns	64,11	67,38	ns	64,33	67,50	ns
	<i>SD</i> 5,96	7,57		5,30	7,60		6,82	7,54	

Vysvětlivky: *E* - experimentální soubor
K - kontrolní soubor
TKS_1 - systolický krevní tlak z 1. měření (1. měření krevního tlaku bylo provedeno po 10 minutách klidu)
TKD_1 - diastolický krevní tlak z 1. měření
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka
 Statisticky významné hodnoty: ns – nesignifikantní (Mann - Whitney U test)

Při srovnávání vstupních hodnot TK mezi ženami a muži (Mann-Whitneyho U test) se ukázalo, že ženy měly hodnoty TKS signifikantně nižší než muži. Hodnoty TKD u žen a mužů se ale již významně nelišily (Tabulka 11).

Tabulka 11. Srovnání vstupních hodnot TKS a TKD mezi ženami a muži

Parametr	Experimentální soubor			Kontrolní soubor		
	Ženy (n = 9)	Muži (n = 6)	<i>p</i>	Ženy (n = 8)	Muži (n = 10)	<i>p</i>
TKS_1 [mm Hg]	<i>M</i> 109,67	123,67	**	108,63	120,80	**
	<i>SD</i> 9,39	7,04		7,24	10,78	
TKD_1 [mm Hg]	<i>M</i> 64,11	64,33	ns	67,38	67,50	ns
	<i>SD</i> 5,30	6,82		7,60	7,54	

Vysvětlivky: *TKS_1* - systolický krevní tlak z 1. měření (1. měření krevního tlaku bylo provedeno po 10 minutách klidu)
TKD_1 - diastolický krevní tlak z 1. měření
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka
 Statisticky významné hodnoty: ***p* ≤ .01; ns – nesignifikantní (Mann - Whitney U test)

Pro kontrolní i experimentální soubor jsme Friedmanovou ANOVU srovnávali 4 hodnoty TK naměřené v průběhu vyšetření. Pro srovnání hodnot TKS viz Tabulku 12, srovnání hodnot TKD je uvedeno v Tabulce 13. U kontrolního

souboru se TKS ani TKD během vyšetření výrazně neměnil. Pro hodnoty TKS jsme statisticky významný rozdíl zaznamenali u experimentálního souboru bez ohledu na pohlaví a u žen experimentálního souboru. U mužů experimentálního souboru se rozdíl blížil hladině významnosti $p \leq .05$. Pro hodnoty TKD jsme pozorovali významný rozdíl u experimentálního souboru bez ohledu na pohlaví a u mužů experimentálního souboru.

V případech, kdy výsledky Friedmanovy ANOVY ukazovaly významné rozdíly, nebo kdy se rozdíly alespoň blížily hladině významnosti $p \leq .05$, jsme dále provedli post hoc analýzu pomocí Wilcoxonova testu, kdy jsme srovnávali všechna jednotlivá měření TK (1. - 4.) mezi sebou (Tabulky 14-18). Pro větší názornost jsme tyto hodnoty převedli do grafické podoby, aby bylo možno lépe porovnat rozdílný průběh změn TK u experimentálního a kontrolního souboru. Změny TKS pro celou výzkumnou skupinu bez ohledu na pohlaví jsou zobrazeny na Obrázku 2 a změny TKD pro celou skupinu bez ohledu na pohlaví vidíme na Obrázku 3. Grafické znázornění změn TKS a TKD s ohledem na pohlaví jsou umístěny v Příloze 10.

V Příloze 11 jsou uvedeny všechny hodnoty TK jednotlivých probandů experimentálního souboru.

Tabulka 12. Srovnání hodnot TKS [mm Hg] zaznamenaných v průběhu celého vyšetření

Soubor		Před PMP 1.	Před PMP 2.	Při PMP	Po PMP	<i>p</i>
Celý soubor (E) (n = 15)	<i>M</i>	115,27	116,47	112,53	113,60	**
	<i>SD</i>	10,95	11,37	10,12	10,54	
Celý soubor (K) (n = 18)	<i>M</i>	115,39	114,56	114,06	114,56	ns
	<i>SD</i>	11,16	8,06	6,83	6,77	
Ženy (E) (n = 9)	<i>M</i>	109,67	111,78	108,22	108,89	*
	<i>SD</i>	9,39	10,51	8,93	9,34	
Ženy (K) (n = 8)	<i>M</i>	108,63	109,75	110,25	110,75	ns
	<i>SD</i>	7,24	8,04	6,68	5,61	
Muži (E) (n = 6)	<i>M</i>	123,67	123,50	119,00	120,67	ns
	<i>SD</i>	7,04	8,67	8,16	7,99	
Muži (K) (n = 10)	<i>M</i>	120,80	118,40	117,10	117,60	ns
	<i>SD</i>	10,78	5,66	5,22	6,04	

Vysvětlivky: *TKS* - systolický krevní tlak
PMP - pulzní magnetické pole
Před PMP 1. - měření TK po 10 minutách klidného lehu
Před PMP 2. - měření TK těsně před aplikací PMP
Při PMP - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
Po PMP - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP
E - experimentální soubor
K - kontrolní soubor
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: ** $p \leq .01$; * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní; tučně zvýrazněno - blíží se hladině významnosti $p \leq 0,05$ (Friedmanova ANOVA)

Tabulka 13. Srovnání hodnot TKD [mm Hg] zaznamenaných v průběhu celého vyšetření

Soubor		Před PMP 1.	Před PMP 2.	Při PMP	Po PMP	<i>p</i>
Celý soubor (E) (n = 15)	<i>M</i>	64,20	67,20	66,00	66,00	*
	<i>SD</i>	5,96	6,79	6,16	6,89	
Celý soubor (K) (n = 18)	<i>M</i>	67,44	66,28	67,50	67,89	ns
	<i>SD</i>	7,57	4,87	5,93	5,23	
Ženy (E) (n = 9)	<i>M</i>	64,11	66,33	65,44	66,78	ns
	<i>SD</i>	5,30	6,62	5,23	5,85	
Ženy (K) (n = 8)	<i>M</i>	67,38	66,75	67,50	69,38	ns
	<i>SD</i>	7,60	5,87	6,38	5,12	
Muži (E) (n = 6)	<i>M</i>	64,33	68,50	66,83	64,83	*
	<i>SD</i>	6,82	6,85	7,27	8,07	
Muži (K) (n = 10)	<i>M</i>	67,50	65,90	67,50	66,70	ns
	<i>SD</i>	7,54	3,86	5,54	5,00	

Vysvětlivky: *TKD* - diastolický krevní tlak
PMP - pulzní magnetické pole
Před PMP 1. - měření TK po 10 minutách klidného lehu
Před PMP 2. - měření TK těsně před aplikací PMP
Při PMP - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
Po PMP - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP
E - experimentální soubor
K - kontrolní soubor
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní (Friedmanova ANOVA)

Tabulka 14. Statistická významnost změn TKS experimentálního souboru (n = 15)

Měření	<i>p</i>	Rozdíl hodnot TKS [mm Hg]
1. vs 2.	ns	+ 1,20
1. vs 3.	*	- 2,73
1. vs 4.	ns	- 1,67
2. vs 3.	***	- 3,93
2. vs 4.	**	- 2,87
3. vs 4.	ns	+ 1,07

Vysvětlivky: *TKS* - systolický krevní tlak
 1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
 2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
 3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
 4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Statisticky významné hodnoty: *** $p \leq .001$; ** $p \leq .01$; * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní (post hoc analýza pomocí Wilcoxonova testu)

Tabulka 15. Statistická významnost změn TKS experimentálního souboru žen (n = 9)

Měření	<i>p</i>	Rozdíl hodnot TKS [mm Hg]
1. vs 2.	*	+ 2,11
1. vs 3.	ns	- 1,44
1. vs 4.	ns	- 0,78
2. vs 3.	*	- 3,56
2. vs 4.	*	- 2,89
3. vs 4.	ns	+ 0,67

Vysvětlivky: TKS - systolický krevní tlak
 1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
 2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
 3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
 4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Statisticky významné hodnoty: * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní (post hoc analýza pomocí Wilcoxonova testu)

Tabulka 16. Statistická významnost změn TKS experimentálního souboru mužů (n = 6)

Měření	<i>p</i>	Rozdíl hodnot TKS [mm Hg]
1. vs 2.	ns	- 0,17
1. vs 3.	ns	- 4,67
1. vs 4.	ns	- 3,00
2. vs 3.	*	- 4,50
2. vs 4.	*	- 2,83
3. vs 4.	ns	+ 1,67

Vysvětlivky: TKS - systolický krevní tlak
 1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
 2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
 3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
 4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Statisticky významné hodnoty: * $p \leq .05$; tučně zvýrazněno – blíží se hladině významnosti $p \leq .05$; ns – nesignifikantní (post hoc analýza pomocí Wilcoxonova testu)

Tabulka 17. Statistická významnost změn TKD experimentálního souboru (n = 15)

Měření	<i>p</i>	Rozdíl hodnot TKD [mm Hg]
1. vs 2.	*	+ 3,00
1. vs 3.	*	+ 1,80
1. vs 4.	ns	+ 1,80
2. vs 3.	ns	- 1,20
2. vs 4.	ns	- 1,20
3. vs 4.	ns	0

Vysvětlivky: *TKD* - diastolický krevní tlak
 1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
 2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
 3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
 4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

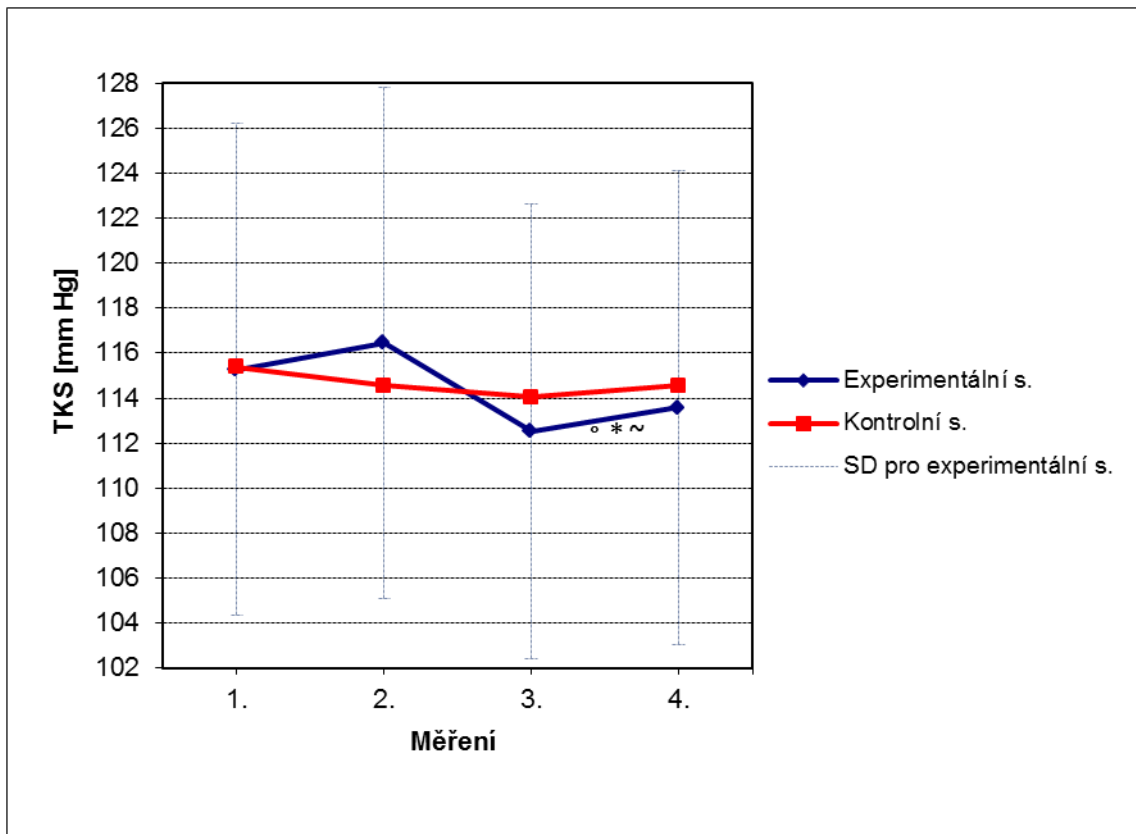
Statisticky významné hodnoty: * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní (post hoc analýza pomocí Wilcoxonova testu)

Tabulka 18. Statistická významnost změn TKD experimentálního souboru mužů (n = 6)

Měření	<i>p</i>	Rozdíl hodnot TKD [mm Hg]
1. vs 2.	*	+ 4,17
1. vs 3.	*	+ 2,5
1. vs 4.	ns	+ 0,50
2. vs 3.	ns	- 1,67
2. vs 4.	*	- 3,67
3. vs 4.	ns	- 2,00

Vysvětlivky: *TKD* - diastolický krevní tlak
 1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
 2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
 3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
 4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Statisticky významné hodnoty: * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní (post hoc analýza pomocí Wilcoxonova testu)

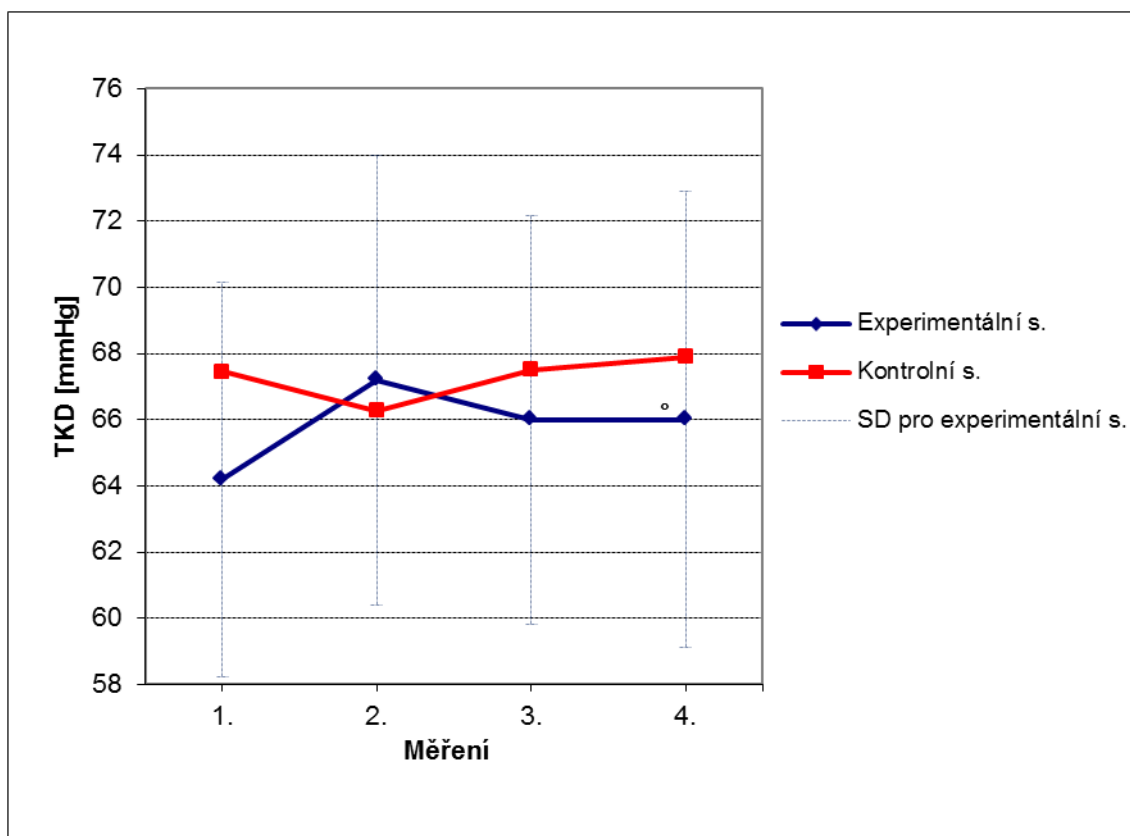


Vysvětlivky: TKS - systolický krevní tlak
SD - směrodatná odchylka
1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Statisticky významné hodnoty (Wilcoxonův test):

- ° $p \leq .05$ (1. vs 3. měření)
- ~ $p \leq .01$ (2. vs 4. měření)
- * $p \leq .001$ (2. vs 3. měření)

Obrázek 2. Změny TKS v průběhu vyšetření - experimentální a kontrolní soubor (n = 15)



Vysvětlivky: TKD - diastolický krevní tlak
SD - směrodatná odchylka
1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Statisticky významné hodnoty (Wilcoxonův test):
° $p \leq .05$ (1. vs 2. měření, 1. vs 3. měření)

Obrázek 3. Změny TKD v průběhu vyšetření - experimentální a kontrolní soubor (n = 15)

Mezi 1. a 2. měřením TK se zvýšily hodnoty TKS u experimentálního souboru žen. Z tabulek 14-16 je patrné, že hodnoty TKS pro celý experimentální soubor klesly mezi 2. a 3. měřením TK, tedy během prvních 7,5 minut aplikace PMP. Při posledním (4.) měření TK (hned po ukončení aplikace PMP) byly hodnoty TKS v rámci experimentálního souboru vždy významně nižší, než těsně před začátkem aplikace PMP (2. měření). Zároveň jsme mezi 3. a 4. měřením pozorovali mírnou tendenci k opětovnému nárůstu hodnot TKS.

Hodnoty TKD celého experimentálního souboru a mužů experimentálního souboru při 2. měření byly vyšší oproti hodnotám z 1. měření. Stejně tak 3.

měření TKS (po 7,5 minutách PMP) ukázalo vyšší hodnoty než 1. měření. V průběhu prvních 7,5 minut PMP se TKD u mužů ani u celého experimentálního souboru výrazně nezměnil, nicméně naznačoval lehce klesající tendenci. Po skončení aplikace PMP jsme u mužů pozorovali TKD nižší, než jaký byl těsně před začátkem PMP.

Mann-Whitneyho U testem jsme srovnávali rozdíly hodnot krevního tlaku získané od experimentálního a kontrolního souboru a to ze 2., 3. a 4. měření TK. Statistická signifikance rozdílů hodnot mezi experimentálním a kontrolním souborem je uvedena v Příloze 12. Mezi jednotlivými soubory jsme nezjistili žádný statisticky významný rozdíl ani u jednoho z měření.

5.3.1 Vyjádření k hypotéze H_1

H_1 : Aplikace PMP způsobí pokles TKS.

U hodnot TKS v rámci experimentálního souboru jsme během aplikace PMP pozorovali signifikantní pokles během prvních 7,5 minut aplikace. Také hodnoty TKS naměřené ihned po ukončení aplikace PMP byly v porovnání s hodnotami TKS naměřenými těsně před začátkem aplikace PMP signifikantně nižší. U kontrolního souboru se podobné změny neprojevíly.

Proto hypotézu **H_1 potvrzujeme.**

5.3.2 Vyjádření k hypotéze H_2

H_2 : Aplikace PMP způsobí pokles TKD.

U experimentálního ani kontrolního souboru jsme nezaznamenali žádný statisticky významný pokles TKD během aplikace PMP a to ani při srovnání hodnot TKD těsně před aplikací PMP a po 7,5 minutách aplikace, ani při srovnání TKD těsně před aplikací PMP a vzápětí po ukončení aplikace PMP.

Proto hypotézu **H_2 zamítáme.**

5.4 Výsledky SAHRV

5.4.1 Komplexní věkově standardizované ukazatele HRV

U experimentálního souboru B ($n = 14$) a u kontrolního souboru B ($n = 14$) jsme Wilcoxonovým testem srovnávali hodnoty komplexních věkově standardizovaných ukazatelů naměřené před aplikací PMP s hodnotami naměřenými po aplikaci PMP (Tabulka 19). Srovnání těchto hodnot u jednotlivých pohlaví je uvedeno v Příloze 13.

Statisticky významnou změnu jsme pozorovali pouze u kontrolního souboru a to pro ukazatel SVB (pokles). Ukazatel SVB pro experimentální soubor ukazoval stejnou tendenci jako u kontrolního souboru, ovšem bez statistické signifikance.

U hodnot CS jsme pro experimentální soubor viděli pro obě pohlaví souhlasnou tendenci k nárůstu. Hodnoty CS pro kontrolní soubor byly při 2. měření HRV pro obě pohlaví nižší než při 1. měření. Tyto změny ovšem nebyly ani pro jeden soubor signifikantní. Změny VA se také neukázaly významné, nicméně ve většině případů (kromě žen kontrolního souboru) naznačovaly mírnou tendenci ke zvýšení.

Tabulka 19. Srovnání hodnot komplexních věkově standardizovaných ukazatelů HRV před aplikací PMP s hodnotami po aplikaci PMP – obě pohlaví, exponovaný (n = 14) i kontrolní (n = 14) soubor

Ukazatel		Před PMP	Po PMP	Rozdíl	<i>p</i>
CS (E)	<i>M</i>	-0,66	-0,17	0,48	ns
[body]	<i>SD</i>	2,63	1,77		
CS (K)	<i>M</i>	0,19	-0,09	-0,28	ns
[body]	<i>SD</i>	1,69	1,57		
VA (E)	<i>M</i>	-0,49	-0,28	0,21	ns
[body]	<i>SD</i>	2,23	1,95		
VA (K)	<i>M</i>	-0,14	-0,03	0,11	ns
[body]	<i>SD</i>	1,86	1,63		
SVB (E)	<i>M</i>	0,44	0,03	-0,41	ns
[body]	<i>SD</i>	2,03	1,80		
SVB (K)	<i>M</i>	0,78	-0,21	-0,99	*
[body]	<i>SD</i>	1,90	1,85		

Vysvětlivky: PMP - pulzní magnetické pole
E - experimentální soubor
K - kontrolní soubor
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

*Statisticky významné hodnoty: *p ≤ .05; ns – nesignifikantní (Wilcoxonův test)*

Výše uvedená fakta naznačují značnou nejednotnost hodnot komplexních ukazatelů u jednotlivých probandů, dále proto prezentujeme hodnoty těchto ukazatelů u jednotlivců. Tabulka 20 ukazuje CS, VA a SVB exponovaného souboru bez ohledu na pohlaví, v Tabulce 21 najdeme CS, VA a SVB pro kontrolní soubor, tytéž ukazatele, ovšem pro muže a ženy zvlášť, jsou umístěny v Příloze 14.

Parametr CS se u experimentálního souboru zvýšil v 7 případech, v 7 případech pak poklesl. U kontrolního souboru se CS zvýšilo 5x a pokleslo 9x.

Parametr VA se u experimentálního souboru zvýšil 8x a snížil se 6x. U kontrolního souboru došlo k nárůstu VA 9x a k poklesu VA 5x.

Parametr SVB u experimentálního souboru narostl v 5 případech a snížil se v 9 případech. U kontrolního souboru se SVB zvýšila u 3 probandů a u zbylých 11 probandů SVB klesla.

Tabulka 20. Srovnání komplexních věkově standardizovaných ukazatelů mezi jednotlivci - exponovaný soubor (n = 14)

Proband	CS		VA		SVB	
	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP
1.	3,01	2,33	2,41	2,56	4,16	1,90
2.	-1,25	-0,57	-1,80	-1,69	-0,21	1,55
3.	0,25	-1,39	-0,30	-0,90	1,29	-2,32
4.	1,99	1,51	1,94	1,30	2,07	1,91
5.	-4,14	-1,73	-3,44	-2,46	-1,35	-0,33
6.	-4,58	-1,52	-2,36	-2,06	1,07	-0,50
7.	-4,59	-3,20	-3,25	-3,62	-1,36	-2,41
8.	-1,32	0,37	-1,54	0,65	-0,90	-0,15
9.	-0,84	-1,23	-0,45	-0,64	-1,59	-2,35
10.	2,58	1,92	3,25	2,55	1,30	0,74
11.	-0,77	-0,14	-0,59	-0,18	-1,11	-0,07
12.	0,08	-0,16	-0,87	-0,54	1,88	0,58
13.	-2,92	-1,84	-2,95	-1,80	-2,87	-1,92
14.	3,31	3,19	3,06	2,91	3,78	3,73
<i>M</i>	-0,66	-0,17	-0,49	-0,28	0,44	0,03
<i>SD</i>	2,63	1,77	2,23	1,95	2,03	1,80

Vysvětlivky: *PMP* - pulzní magnetické pole
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Tabulka 21. Srovnání komplexních věkově standardizovaných ukazatelů mezi jednotlivci - kontrolní soubor (n = 14)

Proband	CS		VA		SVB	
	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP
1.	0,78	0,86	0,09	0,61	2,09	1,34
2.	-0,26	-0,81	-1,54	-1,14	2,17	-0,20
3.	1,30	1,80	0,88	1,65	2,10	2,10
4.	0,47	0,35	0,12	1,03	1,13	-0,94
5.	-2,54	-2,04	-3,56	-2,95	-0,61	-0,30
6.	-0,17	-0,61	-0,21	0,05	-0,08	-1,87
7.	1,09	0,30	0,92	0,36	1,40	0,20
8.	0,81	-0,25	1,50	0,00	-0,52	-0,72
9.	1,67	0,92	0,94	0,82	3,04	1,13
10.	1,84	2,73	1,20	2,22	3,06	3,70
11.	-4,54	-4,09	-4,72	-3,99	-4,62	-4,28
12.	0,76	0,21	1,21	0,96	-0,11	-1,23
13.	1,50	-0,15	1,80	0,52	0,92	-1,42
14.	-0,08	-0,52	-0,61	-0,56	0,92	-0,42
<i>M</i>	0,19	-0,09	-0,14	-0,03	0,78	-0,21
<i>SD</i>	1,69	1,57	1,86	1,63	1,90	1,85

Vysvětlivky: *PMP* - pulzní magnetické pole
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

5.4.2 Běžně užívané ukazatele HRV

S využitím Wilcoxonova testu jsme pro kontrolní (n = 14) i experimentální (n = 14) soubor srovnávali hodnoty vybraných surových ukazatelů HRV získané z 1. a 2. vyšetření aktivity ANS. Dále jsme Mann-Whitneyho U testem porovnali vstupní hodnoty jednotlivých ukazatelů mezi oběma soubory, stejně tak jsme porovnali hodnoty jednotlivých ukazatelů z 2. vyšetření HRV. Výše popsaná srovnání jsou uvedena v Tabulce 22 pro hodnoty ukazatelů ze stejné a v Tabulce 23 pro hodnoty ukazatelů z 2. lehu zkoušky L-S-L. Všechny zbývající ukazatele HRV jsou k vidění v Příloze 15.

Srovnání vstupních i výstupních hodnot jednotlivých parametrů mezi kontrolním a experimentálním souborem ukázalo, že kromě vstupní hodnoty LF/HF, která byla pro kontrolní soubor ve stejné signifikantně vyšší,

nedosahovaly žádné z vybraných surových ukazatelů pro obě skupiny výrazně rozdílných hodnot.

Po aplikaci PMP došlo ve stoji k signifikantnímu nárůstu parametrů P_{LF} a LF/HF a k významnému poklesu parametrů P_{HF} a $R-R$. Ze změny hodnot parametru $R-R$ vyplývá, že SF byla ve stoji po aplikaci PMP o 3,26 tepů/min vyšší než při 1. vyšetření. Ostatní vybrané surové ukazatele u experimentálního souboru nevykazovaly žádné významné změny. U kontrolního souboru jsme po aplikaci placebo nezaznamenali ve stoje žádné signifikantní rozdíly vybraných parametrů HRV.

Ve 2. lehu nedošlo u experimentálního souboru k žádné signifikantní změně surových ukazatelů HRV, zatímco u kontrolního souboru signifikantně narostly parametry P_{VLF} , P_T a $R-R$. Po převedení parametru $R-R$ na hodnotu SF vyplývá, že se SF u kontrolního souboru snížila průměrně o 1,46 tepů/min. Dále pak u kontrolního souboru parametr P_{LF} naznačoval stoupající tendenci a parametr $MSSD$ klesající trend – obé na hladině významnosti blíží se $p \leq .05$.

Změny ukazatelů HRV ukazovaly stejný směr pro muže i pro ženy, což platilo pro oba výzkumné soubory.

Tabulka 22. Srovnání hodnot vybraných surových ukazatelů HRV ze stoje před aplikací PMP s hodnotami po aplikaci PMP - obě pohlaví, exponovaný (n = 14) i kontrolní (n = 14) soubor

Ukazatel	Experimentální soubor (ES) (Wilcoxonův test)				Kontrolní soubor (KS) (Wilcoxonův test)				Před PMP		Po PMP		
									KS vs ES (M.-W. U test)		KS vs ES (M.-W. U test)		
	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	p	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	p	Rozdíl	p	Rozdíl	p	
P _{VLF} [ms ²]	M	180,073	223,893	43,820	ns	143,161	193,264	50,104	ns	-36,912	ns	-30,629	ns
	SD	148,064	293,033			104,195	105,274						
P _{LF} [ms ²]	M	486,212	702,332	216,120	*	852,541	998,735	146,194	ns	366,329	ns	296,403	ns
	SD	318,727	264,267			573,391	652,655						
P _{HF} [ms ²]	M	419,259	303,851	-115,409	**	190,311	175,449	-14,862	ns	-228,949	ns	-128,402	ns
	SD	489,032	347,032			175,765	127,081						
P _T [ms ²]	M	1085,544	1230,078	144,534	ns	1186,011	1367,448	181,436	ns	100,467	ns	137,370	ns
	SD	830,291	706,664			718,554	750,860						
LF/HF	M	3,151	5,481	2,330	**	7,440	7,347	-0,093	ns	4,290	**	1,866	ns
	SD	3,616	4,485			6,056	3,931						
R-R [s]	M	0,764	0,734	-0,030	*	0,722	0,716	-0,006	ns	-0,042	ns	-0,018	ns
	SD	0,102	0,085			0,083	0,084						
MSSD [ms ²]	M	1028,700	773,318	-255,382	ns	508,342	489,260	-19,082	ns	-520,358	ns	-284,058	ns
	SD	1349,195	1037,964			399,986	349,093						

Vysvětlivky: ES - experimentální soubor
KS - kontrolní soubor
vs - versus
PMP - pulzní magnetické pole
M-W. U test - Mann - Whitneyho U test
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: ** $p \leq .01$; * $p \leq .05$; ns - nesignifikantní

Tabulka 23. Srovnání hodnot vybraných surových ukazatelů HRV z 2. lehu před aplikací PMP s hodnotami po aplikaci PMP - obě pohlaví, exponovaný (n = 14) i kontrolní (n = 14) soubor

Ukazatel	Experimentální soubor (ES) (Wilcoxonův test)				Kontrolní soubor (KS) (Wilcoxonův test)				Před PMP		Po PMP		
									KS vs ES (M.-W. U test)		KS vs ES (M.-W. U test)		
	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	p	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	p	Rozdíl	p	Rozdíl	p	
P _{VLF} [ms ²]	M	305,795	441,944	136,149	ns	191,154	322,316	131,162	*	-114,641	ns	-119,628	ns
	SD	220,605	629,012			167,799	297,270						
P _{LF} [ms ²]	M	382,416	513,429	131,013	ns	614,269	850,606	236,337	ns	231,852	ns	337,176	ns
	SD	192,899	317,633			897,000	1421,712						
P _{HF} [ms ²]	M	2490,239	2058,744	-431,495	ns	2552,145	2519,245	-32,900	ns	61,906	ns	460,501	ns
	SD	2858,876	1832,389			2515,730	2518,309						
P _T [ms ²]	M	3178,451	3014,120	-164,331	ns	3357,566	3692,169	334,602	*	179,115	ns	678,049	ns
	SD	3033,767	2146,113			3157,506	3361,213						
LF/HF	M	0,378	0,433	0,055	ns	0,503	0,555	0,052	ns	0,125	ns	0,122	ns
	SD	0,327	0,359			0,855	0,556						
R-R [s]	M	1,070	1,079	0,009	ns	1,018	1,044	0,026	*	-0,053	ns	-0,036	ns
	SD	0,139	0,116			0,144	0,146						
MSSD [ms ²]	M	6935,094	6198,584	-736,510	ns	7889,831	7881,289	-8,541	ns	954,737	ns	1682,706	ns
	SD	7112,165	5193,099			8392,201	8381,400						

Vysvětlivky: ES - experimentální soubor
KS - kontrolní soubor
vs - versus
PMP - pulzní magnetické pole
M-W. U test - Mann - Whitneyho U test
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: * $p \leq .05$; ns - nesignifikantní; tučně zvýrazněno - hodnota se blíží hladině významnosti $p \leq .05$

5.4.3 Vyjádření k hypotéze H₃

H₃: Expozice PMP vede ke zvýšení aktivity vagu a k poklesu SF.

Po expozici PMP nedošlo v 2. lehu zkoušky L-S-L k žádnému nárůstu aktivity v pásmu HF, dokonce jsme u experimentálního souboru zaznamenali mírný (ale nesignifikantní) pokles P_{HF}. Parametry C_{CVHF} a MSSD taktéž neukazovaly po aplikaci PMP nárůst hodnot a spíše jsme u nich zaznamenali nesignifikantní klesající tendenci. Beze změn zůstali i SF z 2. lehu a též komplexní ukazatel VA.

Proto hypotézu H₃ zamítáme.

6 DISKUSE

6.1 Problematika studia účinků EMP na organismus

V literatuře je zmiňováno velké množství jevů popisovaných jako důsledek působení EMP na živý organismus. Velmi častým problémem je však směšování diametrálně odlišných terapií, které využívají účinků EMP (např. směšování distanční elektroléčby, střídavé, pulzní, statické magnetoterapie či krátkovlnné diatermie), kdy čtenář není schopen zjistit, kdy se mluví o kterém druhu terapie, neboť autor mezi nimi nerozlišuje, ačkoli by to bylo třeba. Nezřídka je sice také zdůrazňováno, že dokonce i v případě, kdy se jedná o stejný druh terapie, závisí výsledný efekt terapie na konkrétních parametrech aplikovaného EMP, nicméně stejně tak nezřídka se účinky všech druhů a parametrů EMP a mechanismy jejich působení míchají dohromady a jsou připisovány elektromagnetickým polím obecně. Dalším problémem je fakt, že originální studie, na které se autoři odkazují, bývají mnohdy nedohledatelné, takže ani nejsme schopni posoudit, zda byla jejich metodika ve shodě s EBM a zda autorem citovaná „fakta“ nebyla v originále náhodou myšlena pouze jako hypotézy, které navíc nemusely být nikdy na úrovni EBM verifikovány. V těchto případech se pak můžeme spolehnout pouze na obecnou autoritu autora. Nedovolujeme si tvrdit, že se popisované jevy a mechanismy působení EMP nemohou uplatňovat při aplikaci klasické NF pulzní magnetoterapie, pouze zdůrazňujeme, že nemůžeme s jistotou prohlásit, že uplatněny jsou.

Je třeba se ale také zmínit o tom, že při systematické literární rešerši jsme zjistili, že existují i studie, které splňují kritéria EBM a které zpochybňují nebo přímo vyvracejí účinky připisované obecně nízkofrekvenční pulzní magnetoterapii mnoha českými i zahraničními autory (např. Devereaux, Hazleman, & Thomas, 1985; Fernandez, Watson, & Rowbotham, 2007; Valentinuzzi, 2008).

Při studiu odborné literatury je třeba dávat pozor také na to, že někteří autoři volně zaměňují pojmy „indukce“ a „intenzita“, což může ve svém důsledku vést ke špatnému pochopení sdělované informace. Velkou nepříjemností při snaze

o srovnání výsledků jednotlivých studií je také fakt, že bývá jen zřídka uvedeno, zda v případě hodnoty indukce šlo o hodnotu střední či špičkovou.

6.2 Vliv EMP na ANS

Existuje mnoho studií zabývajících se vlivem EMP na ANS. Částí těchto studií jsou studie epidemiologické, které řeší reakci ANS na dlouhodobou (i mnohaletou) expozici arteficiálním EMP. Cílovou skupinou takových studií bývají nejčastěji osoby exponované EMP v rámci výkonu své profese – např. strojvedoucí, elektrikáři, lidé pracující u elektromagnetických pecí či svářecích přístrojů apod. (viz např. McNamee et al., 2009; Sahl et al., 2002; Santangelo et al., 2003). Jiné studie zkoumají reakce ANS na EMP indukované síťovým proudem, mobilními telefony či EMP v okolí drátů vysokého napětí (viz např. Braune, Riedel, Schulte-Mönting, & Raczek, 2002; Graham, Sastre, Cook & Gerkovich, 2000).

Žádné studie, které by se zabývaly vlivem NF pulzních EMP, se nám nepodařilo dohledat. Co se týče nízkofrekvenčního spektra EMP, objevují se pouze studie týkající se střídavého EMP. Výsledky prezentované v těchto studiích se pak různí a jejich srovnávání mezi sebou (natož tak s naší studií) je zároveň značně problematické, neboť se téměř vždy liší metodikou, parametry aplikovaných PMP a použitým generátorem EMP. Navíc jde v naprosté většině případů o EMP v řádech μT , zatím co my jsme v naší studii používali indukce o řád vyšší. Pro hodnocení vlivu EMP na ANS bývá v těchto studiích většinou použita metoda časové domény a v případě užití SA HRV se ne vždy vymezení rozsahu frekvenčních pásem shoduje s doporučením Task Force (1996). Jak shrnují McNamee et al. (2009) ve svém review, z dosud publikovaných vědeckých studií zaměřených na vztah EMP a aktivity ANS nevyplývá jednoznačný závěr.

V české fyziatrické literatuře je obecně popisováno, že pulzní NF magnetoterapie působí na ANS ve smyslu aktivace parasympatického oddílu ANS a v souvislosti s tím je uváděn i pokles TK a snížení SF. Zároveň bývá upozorňováno na potřebu dbát zvýšené pozornosti hlavně u pacientů s hypotenzí (nebo sklony k ní) a také u osob s hypertenzí, u nichž se pokles TK údajně někdy projeví natolik výrazně, že po postavení dochází k posturální

hypotenzi se všemi průvodními příznaky.

Cílem naší práce bylo zjistit, jak (a zda vůbec) působí PMP na ANS zdravých mladých probandů. Pro hodnocení vlivu PMP na ANS jsme zvolili sledování změn HRV metodou spektrální analýzy a sledování změn TK s použitím digitálního tonometru.

6.3 Diskuse k výběru probandů

Jako cílovou zkoumanou skupinu jsme zvolili zdravé osoby obou pohlaví ve věku 18-25 let. Skupina vyšetřovaných probandů byla rozdělena na soubor experimentální a kontrolní. Kontrolní soubor jsme do studie zařadili proto, aby bylo možno lépe zhodnotit vliv PMP na ANS a rozlišit, zda jsou změny HRV a TK pozorované v průběhu vyšetření následkem účinku PMP nebo účinku jiných proměnných.

Výzkumu se zúčastnilo celkem 33 probandů. Do výsledného zpracování jsme zařadili hodnoty TK od všech zúčastněných osob, ale data týkající se HRV jsme zpracovali pouze od 28 jedinců. Řídili jsme se totiž doporučením Opavského (2002) a z konečného zpracování jsme vyloučili data od osob, jejichž dechová frekvence byla po 6minutovém lehu nižší než 12 dechových cyklů za minutu. Z tohoto důvodu jsme skupinu, jejíž hodnoty TK byly zpracovány, nazvali skupinou A (kterou tvořil experimentální soubor A a kontrolní soubor A). Skupinu, jejíž hodnoty HRV jsme zpracovali, jsme pak označili jako skupinu B, v rámci níž jsme pak rozlišovali experimentální soubor B a kontrolní soubor B.

Při srovnávání základních statistických charakteristik jednotlivých skupin probandů jsme zjistili signifikantní rozdíl pouze v rámci skupiny A, a to mezi hodnotami hmotnosti u mužů experimentálního a kontrolního souboru na hladině významnosti $p \leq .05$. V rámci skupiny B se rozdíl mezi hodnotami hmotnosti mužů experimentálního a kontrolního souboru hladině významnosti $p \leq .05$ blížil. Při porovnávání změn hmotnosti v čase u skupiny jedinců lze při neměnné výšce pozorovat tendenci k nárůstu TK při zvyšující se hmotnosti (dokonce i u normotoniců) (Yang et al., 2007). Pokud však jednorázově srovnáváme různé jedince, je namísto samotné hmotnosti v mnoha studiích

(např. Benetou et al., 2004; Ishikawa-Takata, Ohta, Moritaki, Gotou, & Inoue, 2002) spíše sledován BMI, který v sobě zahrnuje vztah hmotnosti a tělesné výšky. Hodnoty hmotnosti u mužů v rámci skupiny A se tedy sice statisticky významně lišily, ale experimentální skupina mužů byla také lehce (i když ne statisticky významně) vyšší, čímž se vyšší průměrná hmotnost této skupiny zkompenzovala a hodnoty BMI, jejichž změny jsou spojeny se změnami TK, už u jednotlivých souborů neukazovaly statisticky významný rozdíl. Nepředpokládáme tedy, že by zjištěné rozdíly v tělesné hmotnosti mohly mít vliv na další výsledky našeho výzkumu.

6.4 Diskuse k výsledkům dotazníku na autonomní funkce

Dotazník na autonomní funkce poskytuje dle Opavského (2002) orientační informaci o vyvážené činnosti ANS, či o dominanci projevů jednoho subsystému ANS. V naší práci jsme ho využili hlavně z toho důvodu, abychom již před zahájením výzkumu mohli ze souboru vyloučit osoby, které by měly absolutní (nebo velmi) výraznou dominanci jednoho ze subsystémů ANS - obzvláště sympatického. Ačkoli Opavský (2002) upozorňuje, že DAF registruje převahu vagu či sympatiku bez ohledu na etiologii, předpokládáme, že výrazná dominance sympatiku by mohla být spojena s trvale neoptimálním zdravotním stavem či dlouhodobě zvýšeným psychickým napětím, kteréžto jsme považovali v naší studii za vylučující kritéria.

Poměr odpovědí A:B byl i u kontrolního i u experimentálního souboru relativně vyvážený a jednotlivé soubory se signifikantně nelišili v počtu zvolených odpovědí A, B a C.

6.5 Diskuse ke změnám krevního tlaku

V naší studii jsme vycházeli z Jeřábka (1995), neboť to byl jediný dostupný zdroj, kde bylo ovlivnění ANS (ve smyslu ovlivnění TK a SF) uvedeno ve spojitosti s nějakými konkrétními hodnotami jednotlivých parametrů PMP a kde tyto parametry zároveň nabývaly takových hodnot, aby bylo možno je aplikovat i z klasického a nám dostupného aplikátoru NF magnetoterapie (v našem

případě BTL 5000). Jeřábek ale pokles TK při použití těchto parametrů popisuje u osob s hypertenzí, zatímco my jsme se rozhodli sledovat změny TK u normotoniců. Dále pak Jeřábek blíže nespecifikuje, zda u hypertoniců dochází k poklesu TKS, TKD či střední hodnoty TK, ale předpokládali jsme, že více se změny TK projeví na hodnotách TKS.

6.5.1 Hodnocení vstupních hodnot TK u výzkumných souborů

Hodnoty TKS ani TKD naměřené při 1. měření (vstupní hodnoty) se mezi experimentálním a kontrolním souborem statisticky významně nelišily, velikost následných změn TK pozorovaných během dalšího vyšetření tedy nebyla ovlivněna rozdíly mezi vstupními hodnotami TK u kontrolního a experimentálního souboru.

Probandi svými hodnotami TK reprezentovali svoji věkovou skupinu. Za optimální TK jsou dle WHO považovány hodnoty TKS v rozmezí 100-120 mm Hg a hodnoty TKD 65-80 mm Hg (Widimský et al., 2004). Jedinci účastníci se naší studie spadali vstupními hodnotami TKS dle WHO do optimálního rozmezí TK. Stejně tak probandi kontrolního souboru spadali svými hodnotami TKD do optima. Probandi experimentálního souboru se hodnotami TKD pohybovali na dolní hranici optima či těsně pod ní. V naší studii tedy prezentujeme, jakým způsobem ovlivňuje PMP hodnoty TK, které se při započetí experimentu (při 1. měření TK) pohybovaly přibližně v optimálním rozmezí. Zajímavé by bylo provést podobný výzkum na vzorku populace s vysokým TK či hypertenzí a také u souboru s větším věkovým rozmezím.

Ženy experimentálního i kontrolního souboru se od mužů experimentálního i kontrolního souboru lišily vstupními hodnotami TKS, nikoli však již vstupními hodnotami TKD. V literatuře se uvádí, že mladé dospělé ženy mívají typicky nižší TKS než muži stejného věku (Oparil & Miller, 2007 ; Wiinberg et al., 1995). U hodnot TKD už dle Oparil a Miller tento rozdíl nebývá tak markantní, ale stále se objevuje tendence k lehce nižšímu TKD u žen. Wiinberg et al. nepozorovali dokonce žádné rozdíly hodnot TKD mezi pohlavími. Námí pozorovaný vztah hodnot TKS a TKD mezi muži a ženami výsledkům výše zmíněných studií v podstatě odpovídá a můžeme jej tedy považovat za typický.

6.5.2 Změny TK v průběhu vyšetření

Kontrolní soubor během celého vyšetření neukazoval žádné signifikantní změny TKS ani TKD. Naopak u experimentálního souboru docházelo ke změnám jak TKS, tak i TKD. Téměř ve všech případech jsme v rámci experimentálního souboru pozorovali tendenci k nárůstu (nebo dokonce signifikantní nárůst) hodnot TKS i TKD mezi 1. a 2. měřením, což bylo výrazněji vyjádřeno pro TKD. Přemýšleli jsme, zda mohly být tyto rozdíly způsobeny délkou trvání supinační polohy před jednotlivými měřeními. První měření TK probíhalo po 10 minutách klidného lehu. Druhé měření TK jsme provedli poté, co proband absolvoval vyšetření ANS pomocí zkoušky L-S-L, takže mu v podstatě předcházela pouze 5minutový klidový interval v lehu. Bohužel se nám nepodařilo zjistit, zda se problematikou vztahu TK a délky trvání supinační polohy někdo již podrobněji zabýval. Rozdílné trvání klidového lehu před 1. a 2. vyšetřením by mohlo být potenciálním vysvětlením pro pozorované vyšší hodnoty TK u 2. měření, ovšem v tom případě nás překvapuje, že jsme podobnou tendenci nepozorovali i u kontrolní skupiny, když se až po začátku aplikace PMP průběh vyšetření pro jednotlivé soubory v ničem nelišil. Vzhledem k malému počtu probandů v jednotlivých souborech můžeme uvažovat také o tom, že v tomto případě šlo pouze o náhodu nebo chybu měření. Pro tuto myšlenku svědčí také fakt, že experimentální a kontrolní soubor se od sebe významně nelišily hodnotami TK z 1. ani z 2. měření.

6.5.3 Změny TKS v průběhu aplikace PMP u experimentálního souboru

Velmi výrazně (na hladině významnosti $p \leq .001$) se u experimentálního souboru ukázal pokles TKS během prvních 7,5 minut aplikace PMP (tedy pokles mezi 2. a 3. měření TK). Těsně po ukončení aplikace PMP se TKS stále udržoval na hodnotách signifikantně nižších než jaké byly hodnoty z měření těsně před aplikací PMP. Tyto změny byly typické pro muže i ženy a u obou pohlaví byly vyjádřeny přibližně stejnou měrou. TKS po ukončení aplikace PMP ukazoval lehkou nesignifikantní tendenci k návratu k původním vyšším hodnotám. Velmi zajímavé by bylo změřit hodnoty TK i v různých časových odstupech po aplikaci PMP a sledovat, jak rychle by probíhal návrat TKS k výchozím hodnotám.

Možným vysvětlením pozorovaných změn TKS by mohl být právě důsledek působení aplikovného PMP. V zahraniční literatuře jsme ale nenašli žádný zdroj, který by popisoval pokles TKS vlivem MP. V jednom případě (Ghione et al., 2004) byl při působení střídavého EMP (37 Hz, 30 minut aplikace, 80 μ T) popsán dokonce nárůst TKS, jak se však později ukázalo, toto zvýšení nebylo důsledkem působení MP, nýbrž důsledkem odběru krve, který probandi podstoupili během vyšetření (Ghione et al., 2005). V ostatních případech se v souvislosti s MP objevují zmínky pouze o neměnných hodnotách jak TKS, tak i TKD (Ghione et al., 2005; Jeong et al., 2005; Korpinen & Partanen in McNamee, 2009, 925; Whittington et al., 1996) a to vždy pouze v souvislosti se střídavými EMP. Zde je na místě upozornit na to, že Jeong et al. nezkoumali lidské jedince, ale krysy, nicméně Ghione et al. (2005) a Korpinen a Partanen nezaznamenali změny TK ani u lidí, přičemž minimálně Ghione et al. (2005) a Whittington et al. zaměřili pozornost na normotoniky. V žádné z těchto studií však nebyly použity parametry PMP, které by se podobaly těm, jež jsme použili v naší studii my, nejsme proto schopni plně srovnat tyto studie s výsledky našeho výzkumu.

Jeřábek (1995) uvádí, že u osob s hypotenzí nebo hypertenzí někdy po aplikaci PMP dochází až k posturální hypotenzii. Ta je podle Pickeringa et al. (2005) definovaná jako pokles TKS minimálně o 20 mm Hg nebo TKD o 10 mm Hg během 3 minut klidného stoje. Nevíme, jaké byly hodnoty TKS a TKD u našich probandů vzápětí po postavení v rámci zkoušky L-S-L po aplikaci PMP, u nikoho z nich jsme ale symptomy spojené s posturální hypotenzí nezaznamenali (což mohlo být ovšem důsledkem toho, že k postavení došlo až po 5 minutách od ukončení aplikace PMP). Nardo et al. (1999) pak také naznačují, že posturální hypotenze a pokles TK při změně polohy z lehu do stoje je výraznější u osob se zvýšeným TK, což by odpovídalo Jeřábkovu pozorování.

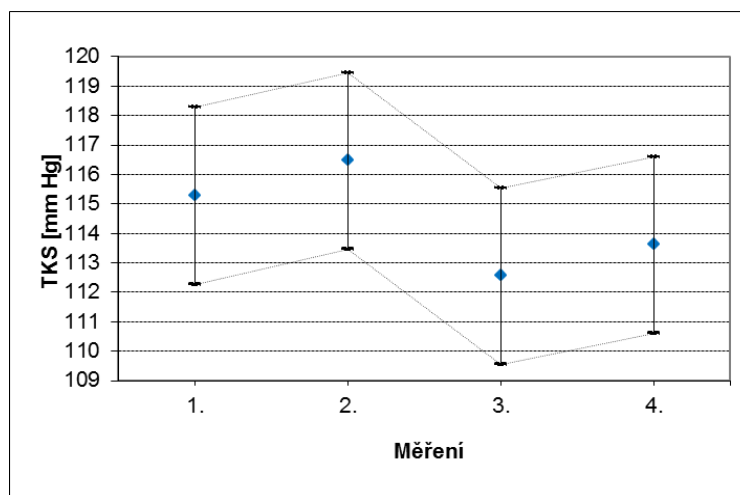
6.5.4 Změny TKD v průběhu aplikace PMP u experimentálního souboru

TKD měl po počátečním zvýšení u 2. měření tendenci pomalu (nesignifikantně) klesat k výchozím hodnotám, kterých ale u 3. měření ještě nebylo dosaženo. I v tomto případě jsme uvažovali nad možným vlivem délky klidového lehu

před měřením, který se nám ale zdál nepravděpodobný, protože 3. měření TK se uskutečnilo po delším klidovém intervalu než 1. měření, a přesto jsme u 3. měření pozorovali vyšší hodnoty TKD než u měření prvního. Takže vezmeme-li v úvahu fakt, že kontrolní skupina podobnou dynamiku změn TKD neukazovala, nabízí se otázka, zda to nebylo právě působící PMP, které zpomalovalo pokles TKD k výchozím hodnotám. Na druhou stranu při sledování hodnot TKD z 2., 3., a 4. vyšetření TK u jednotlivých probandů jsme zjistili, že docházelo k i poklesu i k nárůstu TKD a to většinou v relativně malých rozmezech, pouze se objevilo několik jedinců, u nichž byl pokles (a jednou případě nárůst TKD) výraznější.

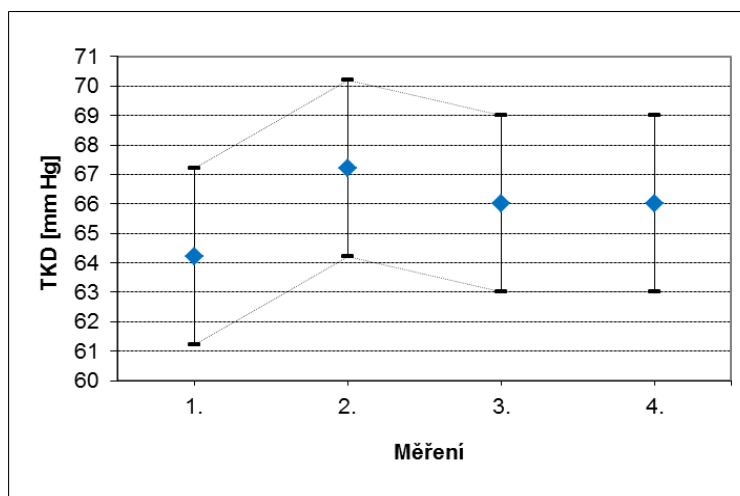
6.5.5 Věcná významnost změn TK

Vzhledem k tomu, že výrobce tonometru udává odchylku měření přístroje ± 3 mm Hg, je na místě posoudit, zda statisticky signifikantním změnám TK pozorovaným během našeho výzkumu, můžeme přisuzovat i věcnou významnost. Dynamiku změn TKS a TKD se zavzatou odchylkou měření jsme znázornili na Obrázku 4 a Obrázku 5. Maximální změnu TK jsme zaznamenali u TKS mezi 2. a 3. vyšetřením, kdy rozdíl průměrných hodnot činil 3,93 mm Hg. V tomto případě navíc 14 z 15 probandů ukazovalo souhlasný pokles TKS, z nichž u některých dosahoval rozdíl hodnot až 8 mm Hg. Pokles TKS pozorovaný během prvních 7,5 minut aplikace PMP považujeme proto nejen za statisticky, ale i za věcně významný. V ostatních případech se objevily změny průměrných hodnot TK vždy jen v rozmezí ± 3 mm Hg, o věcné významnosti těchto změn bychom tedy mohli pochybovat.



- Vysvětlivky: TKS - systolický krevní tlak
 1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
 2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
 3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
 4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Obrázek 4. Změny TKS v průběhu vyšetření se zavzatou možnou chybou měření tonometru (± 3 mm Hg) - experimentální soubor bez ohledu na pohlaví



- Vysvětlivky: TDS - distolický krevní tlak
 1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
 2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
 3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
 4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Obrázek 5. Změny TKD v průběhu vyšetření se zavzatou možnou chybou měření tonometru (± 3 mm Hg) - experimentální soubor bez ohledu na pohlaví

6.6 Diskuse ke SAHRV

6.6.1 Komplexní věkově standardizované ukazatele

Při sledování komplexních věkově standardizovaných ukazatelů HRV jsme nezaznamenali žádné statisticky významné zvýšení aktivity vagu a to ani u experimentální skupiny, kde jsme toto zvýšení očekávali. Navíc výsledné hodnoty SVB naznačují, že u obou souborů měla aktivita ANS tendenci se posunout směrem k sympatiku, kdy pro kontrolní soubor byla tato tendence dokonce statisticky významná (2x větší než u experimentálního souboru). Vyjimku v tomto případě tvořily ženy experimentálního souboru, u kterých byl ovšem posun směrem k vagové aktivitě tak malý, že jej ani nemůžeme brát v úvahu. Vzhledem k tomu, že před 1. vyšetřením ANS probandi leželi v klidu po dobu 10 minut a před 2. vyšetřením strávili v lehu na zádech o 5 minut více, tedy 15 minut, bychom předpokládali, že by SVB u 2. vyšetření měla ukázat přesun aktivity ANS spíše směrem k vagu, nebo by měla přinejhorším poklesnout pouze mírně - viz Kalina, Stejskal a Jakubec (2001), kteří popsali, že SVB při měřeních provedených bezprostředně za sebou se ukázala mírná tendence k poklesu SVB. Dále jsme očekávali, že posun k vagu bude následkem působení PMP markantnější u experimentálního souboru. U obou souborů pozorovaný pokles SVB ve prospěch sympatiku si neumíme vysvětlit jinak, než že se probandi během celého vyšetření z nějakého důvodu necítili příjemně. Na vině by mohla být nervozita probanda, případný subjektivní (probandem nepřiznaný) pocit chladu (ačkoli byl výzkum prováděn při pokojové teplotě), hladu, pro někoho nepohodlná poloha na zádech či nepříjemný pocit z poměrně úzkého solenoidu, ze kterého bylo PMP aplikováno. Někteří probandi taky možná mohli začít dřímat a nepříjemné pocity jim způsobilo náhlé probuzení a vynucená ortostáza. Otázkou zůstává, proč nebyl u experimentálního souboru pokles SVB tak výrazný jako u kontrolního souboru. Můžeme pouze usuzovat, zda byl tento jev způsoben aplikovaným PMP, což by pak naznačovalo, že PMP v tomto případě způsobovalo spíše omezení nárůstu sympatické aktivity než zvýraznění aktivity vagu.

K. Javorka (2008c) (viz též Nečas et al., 2003; Parry & Kenny, 1998) uvádí, že

při nedostatečné aktivaci sympatiku dochází po postavení k ortostatické hypotenzi. Výsledky naší studie naznačují, že PMP pravděpodobně působilo proti narůstající aktivitě sympatiku. Zajímalo by nás proto, zda by expozice PMP i v případě, že by se podařilo eliminovat příčinu narůstající aktivity sympatiku u obou souborů, působila na ANS ve smyslu redukce sympatické aktivity (že by tedy sympatická aktivita u kontrolního souboru zůstala bez větších změn, zatímco u experimentálního souboru by výrazně poklesla). Pokud by tomu tak bylo, mohlo by to být příčinou často popisované tendence k posturální hypotenzi.

Po důkladnějším zkoumání průměrných hodnot CS, VA a SVB jsme usoudili, že statistické zpracování dat v našem případě nedokázalo plně podchytit všechny interindividuální rozdíly vstupních hodnot a intraindividulání změny hodnot v rámci skupiny jedinců. Zároveň jsme si také vědomi faktu, že výzkumné soubory čítaly velmi malý počet probandů a že už i z tohoto důvodu je využití statistických metod v našem případě problematické. Z výše uvedených důvodů jsme proto zaměřili pozornost i na hodnoty ukazatelů všech jednotlivých vyšetřovaných subjektů. Jak se ukázalo se, variabilita vstupních dat jednotlivých probandů byla poměrně velká.

U 4 ze 14 probandů experimentálního souboru dosahovalo vstupní CS abnormálně nízkých hodnot (2 ženy a 2 muži). Celkově u 8 probandů jsme zjistili hodnoty CS nižší než 0. U těchto osob došlo až na jeden případ (proband č. 9) po aplikaci PMP k nárůstu CS, z toho u 2 probandů s původně výrazně nízkým CS došlo k velmi výraznému nárůstu CS. U osob se vstupním CS vyšším než 0 jsme naopak ve všech případech pozorovali tendenci k mírnému poklesu. U kontrolního souboru probandů se abnormálně nízké počáteční CS objevilo pouze ve 2 případech (1 muž a 1 žena), u obou pak CS po aplikaci PMP ukazovalo mírný nárůst, ovšem ne tak výrazný jako u abnormálně nízkých vstupních hodnot CS experimentálního souboru. U ostatních probandů kontrolního souboru pak docházelo ke zhoršení i ke zlepšení CS a to více méně nezávisle na hodnotě vstupního CS.

Nárůst CS u probandů kontrolního i experimentálního souboru, kteří měli abnormálně nízké vstupní hodnoty CS, můžeme v podstatě považovat za období

zákona iniciálních hodnot (Sandercock, Bromley, & Brodie, 2005), kdy u fyziologických proměnných s relativně nízkými hodnotami můžeme jako odpověď na stimul očekávat větší změnu směrem k vyšším hodnotám, než u proměnných s relativně vysokými hodnotami dané proměnné.

Zamýšleli jsme se nad tím, proč měli někteří probandi při 1. měření HRV tak nízké hodnoty celkového skóre. Jak jsme již zmínili výše, 1. měření HRV jsme provedli po 10minutovém úvodním lehu, dalo by se tedy očekávat, že hodnoty parametrů nebudou ovlivněny předchozí ortostázou či běžnou fyzickou aktivitou. Je však možné, že ze strany některých probandů nebyly plně dodrženy podmínky výzkumu. Mohlo se např. stát, že některá z dotyčných osob podstoupila před vyšetřením fyzickou aktivitu (např. příjezd na vyšetření na kole) a že tuto skutečnost vyšetřujícímu zamlčela. M. Javorka, Žila, Balhárek a K. Javorka (2002) pozorovali ještě nejméně 30 minut po ukončení 8minutového step-testu, který proběhl při intenzitě zatížení 70 % maximálního výkonu, redukovanou aktivitu v pásmu P_{LF} a P_{HF} . U osob s abnormálně nízkými hodnotami CS (nezávisle na tom, zda se jednalo o vyšetřovaný či kontrolní soubor) jsme ve stoji i při 2. lehu z 1. vyšetření ANS zjistili redukovanou aktivitu v pásmech P_{HF} a většinou částečně i P_{LF} . 2. leh v rámci 1. vyšetření ANS byl započat cca 25 minut po příchodu probanda na vyšetřovnu, je tedy teoreticky možné, že nízké vstupní hodnoty CS by mohly být způsobeny odpovídající fyzickou aktivitou provedenou v rozmezí několika minut (v závislosti na délce trvání a intenzitě zatížení) před příchodem na vyšetřovnu. Dalším možným vysvětlením mohla u některého z probandů být nervozita z vyšetření (ačkoli byl postup vyšetření každému probandovi předem vysvětlen), stejně tak se mohl proband zprvu cítit v psychickém stresu z jakéhokoli jiného důvodu. A jak uvádí Tonhajzerová (2008), na psychickou zátěž reaguje ANS nárůstem sympatické aktivity a poklesem parasympatické aktivity, což by v důsledku ukazovalo na nízké hodnoty CS.

Při statistickém zpracování dat se u experimentálního ani u kontrolního souboru neukázala při 2. vyšetření ANS žádná signifikantní změna aktivity vagu v porovnání s 1. vyšetřením. Při sledování hodnot VA u jednotlivých probandů jsme se pak alespoň snažili zjistit, zda neexistovala nějaká závislost velikosti

a směru změny aktivity vagu na jeho výchozích hodnotách. Ty se od sebe různily a zdá se, že směr změny aktivity vagu neměl s výchozími hodnotami žádnou spojitost. Pouze v případech, kdy byla vstupní aktivita vagu výrazně redukována, měla většinou tendenci se lehce zvýšit (ovšem ne vždy). Tento „trend“ byl společný pro oba vyšetřované soubory a mohli bychom ho přisoudit opět zákonu iniciálních hodnot. Výrazně omezená vstupní aktivita vagu pak byla typická pro osoby, u nichž se zároveň ukázalo i nízké celkové skóre.

Ukázalo se, že u jednotlivých probandů obou souborů se objevovaly 4 vzorce charakterizující vztahy mezi směrem změny jednotlivých komplexních ukazatelů HRV. Pro první vzorec byl typický mírný nárůst aktivity vagu, ale zároveň výrazný přesun SVB směrem k sympatiku a s tím spojené snížení CS. Druhý vzorec ukazoval pokles aktivity vagu, současný přesun SVB k sympatiku a redukcii CS. U 3. vzorce jsme viděli nárůst aktivity vagu, přesun SVB směrem k vagu a souhlasný nárůst CS. Se 4. vzorcem byl spojen nárůst VA a pokles SVB, který ovšem nebyl tak výrazný, protože CS se zároveň zvýšilo. V jednom případě jsme zaznamenali i na první pohled nelogický vztah změn hodnot komplexních ukazatelů a to u probanda č. 6 experimentálního souboru, který ukazoval pokles VA i SVB, ale zároveň nárůst CS. V tomto případě jsme došli k závěru, že pozorovaný nelogický vztah byl způsoben výrazně redukováným P_T z 2. lehu zkoušky L-S-L, kdy při takto redukováném P_T už hodnoty komplexních ukazatelů nemají v podstatě žádnou výpovědní hodnotu. Všechny 4 výše zmíněné vzorce se objevovaly u kontrolního i experimentálního souboru a to s relativně podobnou četností, přičemž nejpočetněji byl u obou skupin zastoupen vzorec č. 2.

6.6.2 Běžně sledované ukazatele HRV

Jak u experimentálního, tak i u kontrolního souboru jsme po aplikaci PMP (resp. placebo) pozorovali tendenci k poklesu aktivity v pásmu HF a k jejímu přesunu do pásem s nižšími frekvencemi (LF i VLF) a to ve stoji i v druhém lehu zkoušky L-S-L. Ve stoji byla tato tendence výraznější u experimentálního souboru (a dokonce signifikantní pro P_{LF} a P_{HF} , s čímž souvisí i nárůst LF/HF), kdežto v 2. lehu se tento trend projevil zřetelněji u souboru kontrolního (signifikantně pro výkon v pásmu VLF a na hladině významnosti blížící se

$p \leq .05$ v pásmu LF). Nárůst výkonu pásma LF a pokles v pásmu HF u obou vyšetřovaných souborů koreluje s pozorovaným poklesem SVB a, jak jsme již zmínili výše, zdá se, že tento jev pravděpodobně nebyl zapříčiněn vlivem PMP, ale spíše jinými vlivy, které byly společné pro oba soubory (hlad, chlad, úzký prostor, příliš dlouhé vyšetření apod.).

Větší změny výkonů v pásmech LF a HF pozorované ve stoji u experimentálního souboru mohly být způsobeny faktem, že již při 1. vyšetření ANS se ve stoji objevily výrazné rozdíly v procentuálním zastoupení výkonů těchto pásem na celkovém spektrálním výkonu mezi oběma soubory, kdy pro experimentální soubor byl ve stoji typický vyrovnanější poměr %LF a %HF a nižší LF/HF, kdežto u kontrolního souboru jsme viděli rozdělení celkového výkonu výrazně ve prospěch P_{LF} společně s vyšším LF/HF. Tím pádem faktory stimulující spíše aktivitu sympatiku měly větší možnost se projevit právě u experimentálního souboru.

Ve 2. lehu už byly rozdíly vstupních hodnot jednotlivých ukazatelů mezi oběma soubory bez statistické signifikance, a přesto se u kontrolního souboru projevil přesun aktivity ANS k nižším frekvencím podstatně výrazněji, než u experimentálního souboru. Protože jsme pak pozorovali pouze malou nesignifikantní redukci v pásmu HF, došlo u kontrolního souboru k signifikantním nárůstu P_T a objevil se i klesající trend u parametru MSSD, což naznačuje pokles celkové HRV. Opět zde vidíme paralelu s výraznějším poklesem SVB a s tendencí k poklesu CS u kontrolní skupiny a nabízí se vysvětlení, že u experimentálního souboru se tyto změny neprojeví tak výrazně proto, že na něj působilo PMP s to spíše ve smyslu zpomalení přesunu aktivity ANS k pásmům LF a VLF, než ve smyslu aktivace vagu.

Co se týče pohlavních rozdílů, zdá se, že ANS mužů i žen reagoval na PMP i placebo podobným způsobem.

Jak jsme již zmínili výše, neměli jsme k dispozici žádný zdroj, který by popisoval změnu aktivity ANS následkem působení PMP. Výsledky výzkumů zaměřených na střídavá EMP jsou pak následkem rozdílné metodiky a rozdílů v parametrech aplikovaných EMP těžko srovnatelné s naší studií.

Sastre et al. (1998) aplikovali v noci po dobu 8 hodin EMP o frekvenci 60 Hz a indukci 20 μT u 77 zdravých probandů ve věku 18-35 let. Sastre, Graham a Cook (2000) pak vystavili 9 probandů (18-33 let) 8hodinovému nočnímu působení EMP s frekvencí 16 Hz a indukcí 28,3 μT . V obou případech autoři uvádějí redukci výkonu v oblasti nízkofrekvenčního pásma, které bylo vyhrazeno frekvencemi 0-0,1 Hz. Satre et al. (1998) pak ještě pozorovali nárůst aktivity v pásmu HF (0,15-0,4Hz). Tabor et al. (2004) zaznamenali u 15 zdravých dobrovolníků (19-22 let) během 30minutové aplikace střídavého EMP s frekvencí 50 Hz a indukcí 150-200 μT v oblasti srdce signifikantní nárůst průměrné HRV (nárůst ukazatelů pNN50 a SDNN z časové domény). Výsledky ani jedné z těchto studií se neshodují s našimi výsledky, nicméně zvýšení aktivity vagu prezetované zvýšením aktivity v pásmu HF u Satre et al. (1998) koreluje s tím, co obecně popisuje česká fyziatrická literatura.

Zajímavé bylo pozorování Ghione et al. (2004), kteří při 30minutové aplikaci EMP o frekvenci 37 Hz a 80 μT špičkové indukce zaznamenali mírný nárůst P_{LF} jak při aplikaci EMP, tak při aplikaci placebo, a také nárůst P_{HF} při aplikaci placebo, zatímco při působení EMP se P_{HF} nezměnil. Nárůst P_{LF} při PMP i placebo se objevil i v rámci naší studie, ale P_{HF} zůstal u obou našich souborů bez signifikantních změn a spíše ukazoval klesající trend.

Při sledování hodnot SF jsme zjistili, že ke změně průměrné SF došlo u experimentálního souboru ve stoji (zvýšení) a u kontrolního souboru v 2. lehu došlo naopak k poklesu oproti výchozím hodnotám. U experimentálního souboru jsme v 2. lehu neprokázali žádnou významnou změnu SF, ačkoli jsme ji očekávali vzhledem k tomu, že ji Jeřábek (1995) popisuje při použití stejných parametrů PMP, jaké jsme využili my. O vztahu SF a EMP se pak zmiňují ještě další autoři, ovšem žádný z nich už nepoužívá parametry EMP podobné našim. V těchto studiích bývá uváděn buď pokles SF, nebo její neměnný stav v důsledku působení EMP.

Vztah SF a působení PMP se nám nepodařilo dohledat, vztah SF a působení střídavého EMP potom popisují autoři, kteří již byli zmíněni při hodnocení vztahu HRV a EMP. Tabor et al. (2004) uvádějí, že u jejich probandů došlo k poklesu průměrné SF až o 8 %. Pokles SF zmínili i Sastre et al. (2000)

a pouze mírný pokles SF zaznamenali Sait et al. (1999) a Ghione et al. (2004). Ghione et al. (2005) již neuvádějí žádnou výraznou změnu SF. Beze změny SF byli také probandi při výzkumu Whittington et al. (1996), kdy bylo po dobu 9 minut aplikováno 50Hz EMP s indukcí 100 μ T, a probandi při studii Griefahn, Künemund, Blaskewicz, Mehnert a Degen (2001) během 8hodinové aplikace 16,7Hz EMP s indukcí 0,2 mT.

Za důležité považujeme podotknout, že jsme 2. vyšetření aktivity ANS (a z ní odvozených hodnot SF) provedli až po ukončení aplikace PMP. Vezmeme-li tedy v úvahu, že zpracovány bývají až výsledné ukazatele aktivity ANS ze stoje a 2. lehu zkoušky L-S-L, uvědomíme si, že výsledky našeho výzkumu vypovídají pouze o tom, v jakém stavu se nacházel ANS v době mezi 5. až 15. minutou od ukončení působení PMP. Nevíme ovšem, zda (a případně jakým způsobem) se aktivita ANS měnila přímo během aplikace PMP. Naším původním záměrem bylo sledovat HRV i během magnetické stimulace, toho se nám však nepodařilo dosáhnout, neboť aplikované PMP rušilo radiový signál vysílače umístěného na hrudníku vyšetřované osoby.

6.7 Limity studie

Soubor probandů účastnících se naší studie nelze považovat za reprezentativní, neboť výběr nebyl proveden na základě náhody, nýbrž na základě dobrovolnosti.

Výzkumná skupina čítala celkem pouhých 33 probandů. Využití statistických metod je v případě tak malého souboru problematické.

Vyšetření proběhlo vždy v dopoledních hodinách a probandi se jej účastnili (za předpokladu, že dodrželi kritéria studie) v době, kdy byli již minimálně 2 hodiny vzhůru. U osob, které podstoupili vyšetření v dřívějších dopoledních hodinách, to pak znamenalo, že musely vstávat relativně brzo, což mohlo negativně působit na výsledky HRV.

Nesledovali jsme aktuální psychický stav jednotlivých osob. Ve vstupních požadavcích bylo sice uvedeno, že se vyšetřovaná osoba musí vyhnout

psychickému stresu, nicméně SAHRV je schopna detekovat i velmi jemné změny psychického stavu. Možná by bylo v budoucnu vhodné zařadit před a po vyšetření nějaký dotazník zjišťující aktuální psychický stav.

Protože jsme v průběhu vyšetření nesledovali dechovou frekvenci (tu jsme změřili pouze jednou v 7. minutě klidového lehu před 1. vyšetřením ANS), mohlo se stát, že u některých probandů došlo v průběhu vyšetření ANS k poklesu dechové frekvence pod 9 dechových cyklů za minutu a tím pádem k přesunu dechové vlny do pásma LF, což mohlo následně ovlivnit výsledné hodnoty HRV.

Nebyli jsme schopni provést kontinuální sledování HRV přímo během aplikace PMP (placeba), neboť PMP rušilo signál vysílače. Hodnoty HRV z 2. vyšetření proto popisují stav ANS až z doby po 5-15 minutách po aplikaci PMP.

Délka aplikace PMP byla 15 minut, neboť jsme vycházeli z Jeřábeka (1995), který doporučuje dobu expozice v rozmezí 10-20 minut. V běžné praxi bývá předepisována magnetoterapie na dobu 20-30 minut, předpokládáme tedy, že čeští autoři fyziatrické literatury pozorovali jevy spojované s aktivací vagu až po uplynutí této doby. Zajímavé by bylo sledovat průběh změn TK, SF a HRV při použití parametrů PMP totožných s naší studií, ale při 2x delší aplikaci, než jsme použili my.

7 ZÁVĚRY

Vytyčený hlavní cíl práce se nám podařilo z velké části splnit. V rámci pre-testu se ukázalo, že pomocí diagnostického systému VariaCardio TF4 není možné sledovat aktivitu ANS i v průběhu působení PMP. Proto jsme byli nuceni srovnávat vstupní hodnoty HRV pouze s hodnotami odečtenými až po ukončení aplikace PMP a je tedy možné, že jsme nedokázali zachytit všechny změny HRV, které se udály přímo během aplikace PMP a které mohly vymizet dříve, než se začaly načítat 5minutové intervaly ze stoje a 2. lehu, ze kterých byla potom výstupní HRV hodnocena. Na druhou stranu se nám i během aplikace PMP podařilo sledovat alespoň hodnoty TK.

Z výsledků práce vyplývá, že během aplikace PMP charakterizovaného frekvencí 10 Hz, impulzy púlsinového tvaru o délce 6 ms, pauzou mezi impulzy 94 ms a indukcí 86 mT došlo již během prvních 7,5 minut k signifikantnímu poklesu TKS, jehož hodnoty se v následujících 7,5 minutách aplikace PMP již signifikantně neměnily. Nezjistily jsme žádné signifikantní změny TKD, které bychom mohli jednoznačně přičíst vlivu PMP.

Po ukončení působení PMP jsme nepozorovali žádné signifikantní změny komplexních věkově standardizovaných ukazatelů CS a VA. Ve 2. lehu zkoušky L-S-L nedošlo u experimentálního souboru k žádné výrazné změně běžně používaných ukazatelů HRV ani ke změně SF. Nepotvrdili jsme tedy naši hypotézu, že PMP bude působit ve smyslu zvýšení aktivity vagu a že dojde k poklesu TK.

Pro ukazatel SVB jsme u obou souborů zaznamenali tendenci k poklesu směrem k aktivitě sympatiku, přičemž pro kontrolní soubor byla tato tendence signifikantní. Navíc se u kontrolního souboru ve 2. lehu zkoušky L-S-L projevila výraznější tendence k nárůstu výkonu v pásmu LF než u experimentálního souboru. Je možné, že tyto změny byly důsledkem subjektivního pocitu narůstajícího diskomfortu u jednotlivých probandů a že u experimentálního souboru byly méně výrazné proto, že PMP zpomalovalo přesun aktivity ANS k sympatické převaze.

Ve stoji po ukončení aplikace PMP došlo u experimentálního souboru k signifikantnímu přesunu aktivity ANS z pásma HF do pásma LF, tj. k nárůstu hodnot ukazatelů P_{LF} , %LF, LF/HF a $C_{CV_{LF}}$ a k poklesu hodnoty ukazatelů PHF, $C_{CV_{HF}}$, %HF a R-R.

Nezaznamenali jsme žádné pohlavní rozdíly v reakcích ANS na PMP (placebo).

8 SOUHRN

Hlavním cílem práce bylo zjistit a zhodnotit, jakým způsobem (a zda vůbec) reaguje autonomní nervový systém (ANS) člověka na expozici pulznímu magnetickému poli (PMP), které bývá používáno v rámci klasické nízkofrekvenční (NF) pulzní magnetoterapie k léčbě hypertenze.

Teoretická část práce prezentuje problematiku NF elektromagnetických polí a jejich působení na živé organismy. Dále pak shrnuje poznatky týkající se anatomie a fyziologie ANS, variability srdeční frekvence (HRV) a způsobů jejího hodnocení se zaměřením na spektrální analýzu (SA).

Výzkum proběhl formou dvojité zaslepené studie a zúčastnilo se jej celkem 33 zdravých dobrovolníků. Experimentální soubor byl tvořen 15 osobami (9 žen, 6 mužů) ve věku 23,11 let (SD 1,21), kontrolní soubor tvořilo 18 probandů (8 žen, 10 mužů) ve věku 22,96 let (SD 1,91).

Experimentální soubor jsme vystavili působení PMP specifikovanému frekvencí 10 Hz, impulzy púlsinového tvaru, délkou impulsu 6 ms, délkou pauzy 94 ms, indukcí 8,6 mT a délkou trvání 15 minut. U kontrolního souboru bylo aplikováno placebo.

Reakci ANS na PMP jsme hodnotili jednak pomocí krátkodobého záznamu SAHRV, jednak prostřednictvím sledování hodnot krevního tlaku (TK). Vyšetření HRV proběhlo při ortoklinostatickém manévru leh – stoj – leh (L-S-L) těsně před začátkem aplikace PMP a vzápětí po ukončení aplikace PMP a to pomocí diagnostického systému VariaCardio TF4. TK jsme pomocí digitálního tonometru měřili celkem 4x – po 10 minutách klidového lehu, těsně před začátkem aplikace PMP, po 7,5 minutách aplikace PMP a vzápětí po ukončení aplikace PMP.

Během prvních 7,5 minut působení PMP jsme zaznamenali signifikantní pokles systolického TK ($p \leq .001$), který pak již dále neklesal. Po ukončení působení PMP jsme naměřili hodnoty systolického TK stále signifikantně nižší než těsně před zahájením aplikace PMP ($p \leq .01$).

Aktivita vagu odvozená od parametrů P_{HF} , C_{CVHF} , MSSD a komplexního ukazatele VA neukazovala výrazné rozdíly.

U obou souborů jsme pozorovali tendenci k přesunu sympatovagové rovnováhy směrem k sympatiku, přičemž u kontrolního souboru byla tato tendence statisticky významná ($p \leq .05$). Usuzujeme, že tento jev byl zapříčiněn narůstajícím subjektivním pocitem diskomfortu u jednotlivých probandů v průběhu vyšetření. Je pak možné, že PMP u experimentálního souboru působilu ve smyslu zpomalení přesunu aktivity ANS k sympatické dominanci.

9 SUMMARY

The main objective of the thesis was to determine and evaluate how (and whether) human autonomic nervous system (ANS) reacts to being exposed to pulsed magnetic field (PMF) used in the classical low-frequency (LF) pulsed magnetotherapy for the treatment of hypertension.

The theoretical part presents the issues of LF electromagnetic fields and their effects on living organisms. Then it summarizes the findings concerning the anatomy and physiology of the ANS, heart rate variability (HRV) and methods of its evaluation focusing on spectral analysis (SA).

The research was carried out by a double blind study and was attended by a total of 33 healthy subjects. The experimental set consisted of 15 persons (9 women, 6 men) aged 23.11 years (SD 1.21), the control group consisted of 18 probands (8 women, 10 men) aged 22.96 years (SD 1.91).

We exposed the experimental group to the PMF specified by 10 Hz pulses of half-sinus shape, pulse length of 6 ms, 94 ms pause and induction of 8.6 mT for the duration of 15 minutes. The control group was administered by placebo.

The reaction of ANS to PMF was evaluated by both the short term recording of SAHRV and by blood pressure monitoring. Examination of HRV took place during the orthoclinostatic manoeuvre lying - standing - lying (L-S-L) just before and after the PMF application using VariaCardio TF4 diagnostic system. We were taking measurements of BP four times using a digital tonometer - after 10 minutes of calm lying, just before the PMF application, after 7.5 minutes of the PMF application and immediately after the PMF application.

During the first 7.5 minutes of the PMF application we observed significant decrease in systolic BP ($p \leq .001$), which then did not decline further. After the exposure to the PMF, the measured systolic blood pressure was still significantly lower than just before the PMF application ($p \leq .01$).

Vagal activity derived from the parameters of P_{HF} , CCV_{HF} , MSSD and complex index VA did not show significant differences.

For both groups we observed a tendency to shift the sympatho-vagal balance towards sympathetic division, whereas for the control group this tendency was statistically significant ($p \leq .05$). We conclude that this phenomenon might have been caused by increasing the subjective feeling of discomfort for individual probands during the examination. It is then possible that for the experimental group the PMF had an effect of slowing down the shift of ANS activity towards sympathetic dominance.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Acharya, U. R., Joseph, K. P., Kannathal, N., Lim, Ch. M., & Suri, J. S. (2006). Heart rate variability: A review. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44, 1031-1051.

Antelmi, I., De Paula, R. S., Shinzato, A. R., Peres, C. A., Mansur, A. J., & Grupi C. J. (2004). Influence of age, gender, body mass index, and functional capacity on heart rate variability in a cohort of subjects without heart disease. *The American Journal of Cardiology*, 93, 381-385.

Baldi, E., Baldi, C., & Lithgow, B. J. (2007). A pilot investigation of the effect of extremely low frequency pulsed electromagnetic fields on humans' heart rate variability. *Bioelectromagnetics*, 28, 64-68.

Barrett, K. E., Barman, S. M., Boitano, S., & Brooks, H. L. (2010). *Ganong's review of medical physiology* (23rd ed.). Boston, Mass.: McGraw-Hill Medical.

Basset, C. A. L., Valdez, M. G., & Hernandez, E. (1982). Modification of fracture repair with selected pulsing electromagnetic fields. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 64-A(6), 888-895.

Benetou, V., Bamia, Ch., Trichopoulos, D., Mountokalakis, T., Psaltopoulou, T., & Trichopoulou, A. (2004). The association of body mass index and waist circumference with blood pressure depends on age and gender: A study of 10,925 non-smoking adults in the Greed EPIC cohort. *European Journal of Epidemiology*, 19, 803-809.

Bilan, A., Witczak, A., Palusiński, R., Myśliński, W., & Hanzlik, J. (2005). Circadian rhythm of spectral indices of heart rate variability in healthy subjects. *Journal of Electrocardiology*, 38(3), 239-243.

Bochníček, J., & Hejda, P. (2004). Magnetické pole Země a kosmické počasí. *Československý časopis pro fyziku*, 54(4), 200-203.

Braune, S., Riedel, A., Schulte-Mönting, 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, 352-356.

Brožaitiene, J., & Bovina, E. (2007). Evaluation components of the heart rate kinetics for assessment cardiac adaptation during rehabilitation. *Vibromechanika. Journal of Vibroengineering*, 9(3), 42-46.

BTL . (2009). *BTL 500 – magnetoterapie – uživatelská příručka*. v100z1AS/05/2009.

BTL. (2007). *Magnetoterapie – BTL terapeutická encyklopedie – rehabilitace*. v6021E30/10/2007.

Capko, J. (1998). *Základy fyziatrické léčby*. Praha: Grada Publishing.

Carter, J. B., Banister, E. W., & Blaber, A. P. (2003). The effect of age and gender on heart rate variability after endurance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(8), 1333-1340.

Čalkovská, A., & Javorka K. (2008). Nervová regulácia činnosti srdca a variabilita frekvencie srdca. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp.16-19). Martin: Osveta.

Čihák, R. (2000). *Anatomie 3* (2nd ed.). Praha: Grada Publishing.

Dallari, D. et al. (2009). Effects of pulsed electromagnetic stimulation on patients undergoing hip revision prostheses: A randomized prospective double-blind study. *Bioelectromagnetics*, 30, 423-430.

Devereaux, M. D., Hazleman, B. L., & Thomas, P. P. (1985). Chronic lateral humeral epicondylitis – a double-blind controlled assessment of pulsed electromagnetic field therapy. *Clinical and Experimental Rheumatology*, 3, 333-336.

Dimitrova, S., Stoilova, I., & Cholakov, I. (2004). Influence of local geomagnetic storms on arterial blood pressure. *Bioelectromagnetics*, 25, 408-414.

Fernandez, M. I., Wason, P. J., & Rowbotham, D. J. (2007). Effect of pulsed magnetic field therapy on pain reported by human volunteers in a laboratory model of acute pain. *British Journal of Anaesthesia*, 99(2), 266-269.

Fráňa, P., Souček, M., Řiháček, I., Bartošíková, L., & Fráňová, J. (2005). Hodnocení variability srdeční frekvence, její klinický význam a možnosti ovlivnění. *Farmakoterapie*, 4, 375-377.

Franklin et al. (1997). Hemodynamic patterns of age-related changes in blood pressure. *Circulation*, 96, 308-315.

Funiak, S. (2008). Využitie hodnotenia variability frekvencie srdca pri najčastejších kardiologických ochoreniach v dospelosti. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 138-145). Martin: Oveta.

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 humans. *Neuroscience Letters*, 382, 112-117.

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, 167-175.

Ghuran, A. V., & Malik, M. (1998). Influence of smoking, alcohol, caffeine and recreational drugs on cardiac autonomic tests. In M. Malik (Ed.), *Clinical guide to cardiac autonomic tests* (pp. 331-356). Dordrecht: Kluwer Academic Publishers.

Giaconi, A., Ishikawa-Takata, K., Ohta, T., Moritaki, K., Gotou, T., & Inoue, S. (2002). Obesity, weight change and risks for hypertension, diabetes and hypercholesterolemia in Japanese men. *European Journal of Clinical Nutrition*, 56, 601-607.

Glinka, M., Sieroń, A., Birkner, E., & Grzybek, H. (2002). The influence of magnetic fields on the primary healing of incisional wounds in rats.

Electromagnetic biology and medicine, 21(2), 169-184.

Gmitrov, J., & Gmitrova, A. (2004). Geomagnetic field effect on cardiovascular regulation. *Bioelectromagnetics*, 25, 92-101.

Goudarzi, I., Hajizadeh, S., Salmani, M. E., & Abrari, K. (2010). Pulsed electromagnetic fields accelerate wound healing in the skin of diabetic rats. *Bioelectromagnetics*, 31, 318-323.

Graham, Ch., Sastre, A., Cook, M. R., & Gerkovich, M. M. (2000). Nocturnal magnetic field exposure: Gender-specific effects on heart rate variability and sleep. *Clinical Neurophysiology*, 111, 1936-1941.

Graham, Ch., Sastre, A., Cook, M. R., & Kavet, R. (2000). Heart rate variability and physiological arousal in men exposed to 60 Hz magnetic fields. *Bioelectromagnetics*, 21, 480-482.

Gremion, G., Gaillard, D., Leyvraz, P.-F., & Jolles, B. M. (2009). Effect of biomagnetic therapy versus physiotherapy for treatment of knee osteoarthritis: A randomized controlled trial. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41, 1090-1095.

Griefahn, B., Künemund, C., Blaszkewict, G. K., Mehnert, P., & Degen, G. (2001). Experiments on the effects of a continuous 16,7 Hz magnetic field on melatonin secretion, core body temperature, and heart rates in humans. *Bioelectromagnetic*, 22, 581-588.

Grote, V., Lackner, H., Kelz, C., Trapp, M., Aichinger, F., Puff, H., & Moser, M. (2007). Short-term effects of pulsed electromagnetic fields after physical exercise are dependent on autonomic tone before exposure. *European Journal of Applied Physiology*, 101, 495-502.

Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2006). *Textbook of medical physiology* (11th ed.). Philadelphia, Pa.: Elsevier Saunders.

Harden, R. N., Remble, T. S., Houle, T. T., Long, J. F., Markov, M. S., & Gallizzi, M. A. (2007). Prospective, randomized, single-blind, sham

treatment-controlled study of the safety and efficacy of an electromagnetic field device for the treatment of chronic low back pain: A pilot study. *Pain Practise* 7(3), 248-255.

Hartikainen, J. E. K., Tahvanainen, K. U. O., & Kuusela, T. A. (1998). Short-term measurement of heart rate variability. In M. Malik (Ed.), *Clinical guide to cardiac autonomic tests* (pp. 101-148). Dordrecht: Kluwer.

Hayano, J., Mukai, S., Fukuta, H., Sakata, S., Ohte, N., & Kimura, G. (2001). Postural response of low-frequency komponent of heart rate variability is an increased risk for mortality in patiens with coronary artery disease. *Chest*, 120(6), 1942-1952.

Heinc, P. (2006). Vyšetřování srdeční stability. *Kardiologické revue*, 8(4), 156-165.

Homolka, P., Kollár, P., Pinková, L., Řiháček, I., Schwarz, D., & Siegelová, J. (2010). *Monitorování krevního tlaku v klinické praxi a biologické rytmy*. Praha: Grada Publishing.

Hornak, J. P. (2011). Homepage. *The Basics of NMR*. Retrieved 29. 6. 2011 from the World Wide Web: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/nmr/>

Chvojka, J. (2000). *Magnetoterapie v teorii a praxi*. Praha: Professional Publishing.

Ishikawa-Takata, K., Ohta, T., Moritaki, K., Gotou, T., & Inoue, S. (2002). Obesity, weight change and risks for hypertension, diabetes and hypercholesterolemia in Japanese men. *European Journal of Clinical Nutrition*, 56(7), 601-607.

Javorka, K. (2008a). História. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 11-15). Martin: Oveta.

Javorka, K. (2008b). Kardiovaskulárne testy. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 39-45). Martin: Oveta.

Javorka, K. (2008c). Vplyv endogénnych a exogénnych faktorov na variabilitu

frekvencie srdca. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp.66-103). Martin: Oveta.

Javorka, K. (2008d): Fyziologické možnosti zlepšovania variability frekvencie srdce. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 196-199). Martin: Oveta.

Javorka, K., & Javorka M. (2008a). Variabilita frekvencie srdca – mechanizmy a význam. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 28-37). Martin: Oveta.

Javorka, K., & Javorka, M. (2008b). Hodnotenie variability frekvencie srdca časovou a frekvenčnou analýzou. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 47-51). Martin: Oveta.

Javorka, M. (2008). Hodnotenie variability frekvencie srdca metódami nelineárnej dynamiky. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 52-54). Martin: Oveta.

Javorka, M., Žila, I., Balhárek, T., & Javorka, K. (2002). Heart rate recovery after exercise: Relation to heart rate variability and complexity. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 35(8), 991-1000.

Jehn, M., Apple, L. J., Sacks, F. M., & Miller, E. R. (2002). The effect of ambient temperature and barometric pressure on ambulatory blood pressure variability. *American Journal of Hypertension*, 15(11), 941-945.

Jeong, J. H. et al. (2005). Influence of exposure to electromagnetic field on the cardiovascular system. *Autonomic & Autacoid Pharmacology*, 25, 17-23.

Jeřábek, J. (1993). *Magnetoterapie*. Nový Bydžov: 2EL s. r. o.

Jeřábek, J. (1995). *Magnetoterapie*. *Amireport*, 3(1), 116-125.

Jeřábek, J. (1996). *Magnetoterapie*. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3(2), 55-62.

Kalina, M., Stejskal, P., & Jakubec, A. (2001). *Algoritmus a standardizace*

vyšetření autonomního nervového systému metodikou spektrální analýzy variability srdeční frekvence. In K. Martiník, B. Komeščík, & J. Ryba (Eds.), *Sborník referátů z interdisciplinární konference Optimální působení tělesné zátěže a výživa* [CD-ROM]. Univerzita Hradec Králové.

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

Kantor, L., & Javorka, K. (2004). Jakou variabilitu srdeční frekvence mají zdraví novorozenci?. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínský oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp. 30-34). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Kleiger, R. E., Stein, P. K., Bosner, M. S., Rottman, J. N. Time-domain measurements of heart rate variability. (1995). In M. Malik & A. J. Camm (Eds.), *Heart Rate Variability* (pp. 33-46). Rutura: Armonk.

Kolisko, P., Jandová, D., Opavský, J., Salinger, J., Šterba, J., Palyzová, M., & Patell, M. (2001). Vliv jógových poloh na aktuální funkční změny autonomního nervového systému. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.), *Pohyb a zdraví* (pp. 262-269). Olomouc: Univerzita Palackého.

Kolisko, P., Salinger, J., Opavský, J., Stejskal, P., Jandová, D., Slováček, K., & Ježek, M. (2001). Vliv řízeného a spontánního dýchání na změny funkčního stavu autonomního nervového systému. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.), *Pohyb a zdraví* (pp. 269-276). Olomouc: Univerzita Palackého.

Kopal, A., Erhart, J., Čmelík, M., & Machovský, L. (2008). *Fyzika II. Elektřina, magnetismus, Maxwellovy rovnice* [Vysokoškolské skripta]. Liberec: Technická Univerzita v Liberci, Pedagogická fakulta.

Králiček, P. (2004). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum.

Kuo, T. B. J., Lin, T., Yang, C. C. H., Li, C.-L., Chen, C.F., & Chou, P. (1999). Effect of aging on gender differences in neural control of heart rate. *American Journal of Physiology – Heart and Circulatory Physiology*, 277, H2233-H2239.

- Kuss, O., Schumann, B., Kluttig, A., Greiser, K. H., & Haerting, J. (2007). Time domain parameters can be estimated with less statistical error than frequency domain parameters in the analysis of heart rate variability. *Journal of Electrocardiology*, *41*, 287-291.
- Lacko, A., Navrátilová, M., Hruboň, A., Straka, J., & Bestvina, D. (2004). Vplyv stresu na autonómnú reguláciu srdcovej činnosti. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínský oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp. 59-61). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Macias, M. Y., Battocletti, J. H., Sutton, C. H., Pintar, F. A., & Maiman, J. (2000). Directed and enhanced neurite growth with pulsed magnetic field stimulation. *Bioelectromagnetics*, *2*, 271-286.
- Macháček, M. (1995). *Encyklopedie fyziky*. Praha: Mladá Fronta.
- Malliani, A., Montano, N., & Pagani, M. (1997). Physiological background of heart rate variability. *Cardiac Electrophysiology Review*, *3*, 343-346.
- Markov, M. S. (2007). Expanding use of pulsed electromagnetic field therapies. *Electromagnetic Biology and Medicine*, *26*, 257-274.
- Markov, M. S., & Colbert, A. P. (2001). Magnetic and electromagnetic field therapy. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, *15*, 17-29.
- Markov, M., Hazlewood, C., & Ericsson, A. (2005). Systematic effect: A new approach to magnetic field therapy. *The Environmentalist*, *25*, 121-129.
- Matoušek, J. (1988). *Počasi, podnebí a člověk: bioklimatologie člověka*. Praha: Avicenum.
- 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*, 919-933.
- Mert, T., Gunay, I., Gocmen, C., Kaya, M., & Polat, S. (2006). Regenerative

effects of pulsed magnetic field on injured peripheral nerves. *Alternative Therapies in Health and Medicine*, 12(5), 42-49.

Migliaro, E. R., Contreras, P., Bech, S., Etxagibel, A., Castro, M., Ricca, R. & Vicente, K. (2001). Relative influence of age, resting heart rate and sedentary life style in short-term analysis of heart rate variability. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 34, 493-500.

Nardo, Ch. J. et al. (1999). Descriptive epidemiology of blood pressure response to change in body position. The ARIC study. *Hypertension*, 33, 1123-1129.

Nečas, E., Šulc, K., & Vokurka, M. (2003). *Patologická fyziologie orgánových systémů, část I*. Praha: Karolinum.

O'Clock, G. D. (2006). *Electrotherapeutic device: Principles, design and applications*. Norwood, MA: Artech House.

Oparil, S., & Miller, A. P. (2007). Gender and blood pressure. *The Journal of Clinical Hypertension*, 7(5), 300-309.

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

Opavský, J. (2004). Metody vyšetřování autonomního nervového systému a spektrální analýza variability srdeční frekvence v klinické praxi. IV. odborný seminář s mezinárodní účastí. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp. 81-85). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Ošťádal, B. (2005). Dynamika krevního a lymfatického oběhu. In W. Ganong (Ed.), *Přehled lékařské fyziologie* (pp.579-594). Praha: Galén.

Palmer, S. J., Rycroft, M. J., & Cermack, M. (2006). Solar and geomagnetic activity, extremely low frequency magnetic and electric fields and human health at the Earth's surface. *Surveys in Geophysics*, 27, 557-595.

Parry, S. W., & Kenny, R. A. (1998). Tilt table testing. In M. Malik (Ed.),

Clinical guide to cardiac autonomic tests (pp. 67-90). Dordrecht: Kluwer Academic Publishers.

Pasek, J., Pasek, T., Herba, E., Misiak, A., Sieroń-Stoltny, K., & Sieroń, A. (2008). Magnetotherapy in the treatment of viral conjunctivitis and keratitis. *Wiadomości Lekarskie*, 61, 10-12.

Philipp, T. (2003). Poruchy regulace krevního tlaku. In U. R. Fölsch, K. Kochsiek & R. F. Schmidt (Eds.), *Patologická fyziologie* (pp. 135-146). Praha: Grada Publishing.

Pickering, T. G. et al. (2005). Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals. *Circulation*, 111, 697-716.

Pilla, A. A. (2006). Mechanisms and therapeutic applications of time-varying and static magnetic fields. In F. Barnes & B. Greenebaum (Eds.), *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*, 3rd edition. CRC Press.

Pipitone, N., & Scott, D. L. (2001). Magnetic pulse treatment for knee osteoarthritis: A randomised, double-blind, placebo-controlled study. *Current Medical Research and Opinion*, 17(3), 190-196.

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

Poděbradský, J., & Poděbradská, R. (2010). Klinická studie vysokoindukčního elektromagnetického stimulátoru Salus Talent. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 95-100.

Rajendra, A. U., Kannathal, N., Ong, W. S., Luk, Y. P., & TjiLeng, C. (20. 7. 2004). Heart rate analysis in normal subjects of various age groups. *BioMedical Engineering OnLine*, 3(24). Retrieved 11.5. 2011 from World Wide Web: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/24>

Rauh, R., Burket, M., Siepmann, M., & Mueck-Weymann, M. (2006). Acute effects of caffeine on heart rate variability in habitus caffeine consumers. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 26(3), 163-166.

- Richardson, T., Rozkovec, A., Thomas, P., Ryder, J., Meckes, C., & Kerr, D. (2004). Influence of caffeine on heart rate variability in patients with long-standing type 1 diabetes. *Diabetes Care*, 27(5), 1127-1131.
- Sadlonova, J., Korpas, J., Vrabec, M., Salat, D., Buchancova, J., & Kudlicka, J. (2002). The effect of the pulsatile electromagnetic field in patients suffering from chronic obstructive pulmonary disease and bronchial asthma. *Bratislava Medical Journal*, 103(7-8), 260-265.
- Sahl, J. et al. (2002). Occupational magnetic field exposure and cardiovascular mortality in a cohort of electric utility workers. *American Journal of Epidemiology*, 156(10), 913-918.
- 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, 361-369.
- Salinger, J., & Gwozdziwicz, M. (2008). Systémy používané pro vyšetření krátkodobé variability srdeční frekvence. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 57-60). Martin: Oveta.
- Salinger, J., Opavský, J., Bůla, J., Vychodil, R., Novotný, J., & Vaverka, F. (1994). Programové vybavení měřicího systému, typ TF-2, určené pro spektrální analýzu variací R-R intervalů v kardiologii. *Lékař a technika*, 25, 58-62.
- Salinger, J., Opavský, J., Stejskal, P., Vychodil, R., Olšák, S., & Janura, M. (1998). The evaluation of heart rate variability in physical exercise by using the telemetric variapulse TF3 system. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis, Gymnica*, 28, 13-23.
- Salinger, J., Vychodil, R., Stejskal, P., Opavský, J., Novotný, J., & Bula, J. (1999). Příklady řešení modelových situací diagnostickým systémem VariaCardio TF4. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.), *Pohyb a zdraví* (pp. 455-459). Olomouc: Univerzita Palackého.

- Sandercock, G. R., Bromley, P. D., & Brodie, D. A. (2005). Effects of exercise on heart rate variability: inferences from meta-analysis. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 37, 433-9.
- Santangelo, L., Di Grazia, M., Liotti, F., De Maria, E., Calabró, R., & Sannolo, N. (2005). Magnetic field exposure and arrhythmic risk: Evaluation in railway drivers. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 78, 337-341.
- Sastre, A., Cook, M. R., & Graham, Ch. (1998). Nocturnal exposure to intermittent 60 Hz magnetic fields alters human cardiac rhythm. *Bioelectromagnetics*, 19, 98-106.
- Sastre, A., Graham, C., Cook, M. R. (2000). Brain frequency magnetic fields alter cardiac autonomic control mechanisms. *Clinical Neurophysiology*, 111, 1942-1948.
- Serrador, J. M., Finlayson, H. C., & Hughson, R. L. (1999). Physical activity is a major contributor to the ultra low frequency components of heart rate variability. *Heart*, 82(6). Retrieved 19.5. 2011 from World Wide Web: <http://heart.bmj.com/content/82/6/e9>
- Sharshenova, A. A., Majikova, E. J., Kasimov, O. T., & Kudaiberdieva, G. (2006). Effects of gender and altitude on short-term heart rate variability in children. *The Anatolian Journal of Cardiology*, 6, 335-339.
- Shupak, N. M. (2003). Therapeutic use of pulsed magnetic-field exposure: A review. *Radio Science Bulletin*, 307, 9-32.
- Sinnreich, R., Kark, J.D., Friedlander, Y., Sapoznikov, D., & Luria, M.H. (1998). Five minute recordings of heart rate variability for population studies: Repeatability and age-sex characteristics. *Heart*, 80(2), 156-162.
- Stejskal, P. (2003). Využití nové metodiky hodnocení SAHRV pomocí komplexních indexů v klinické a sportovní praxi. IV. odborný seminář s mezinárodní účastí. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi* (pp. 105-116).

Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

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

Stejskal, P., & Salinger, J. (1996). Spektrální analýza variability srdeční frekvence. Základy metodiky a literární přehled o jejím klinickém využití. *Medicina Sportiva Bohemika & Slovaca*, 5(2), 33-42.

Stejskal, P., Šlachta, R., Elfmark, M., Salinger, J., & Gaul-Aláčová, P. (2002). Spectral analysis of heart rate variability: New evaluation method. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis, Gymnica*, 32(2), 13-18.

Šlachta, R., & Kocmánková, P. (2003). Impact of mental tension on heart rate frequency and heart rate variability during ropes courses. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.), *Pohyb a zdraví* (pp. 258-264). Olomouc: Univerzita Palackého.

Šlachta, R., Stejskal, P., Elfmark, M., Salinger, J., Kalina, M., & Řehová, I. (2002). Age and spectral analysis of heart rate variability. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 32(1), 59-67.

Špinar, J. et al. (1999). *Hypertenze. Diagnostika a léčba*. Praha: Grada Publishing.

Tabor, Z., Michalski, J., & Rokita, E. (2004). Influence of 50 Hz magnetic field on human heart rate variability: Linear and nonlinear analysis. *Bioelectromagnetics*, 25, 474-480.

Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Special report. *Circulation*, 93(5), 1043-1065.

Tillinger, A., & Mravec, B. (2006). Autonómny nervový systém srdca – funkčný význam intrakardiálnych neurónov. *Československá fyziologie*, 2(55), 76-82.

Tonhajzerová, I. (2008). Mentálna aktivita a variabilita frekvencie srdca. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 96-100). Martin: Oveta.

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

Tripathi, K. K. (2004). Respiration and heart rate variability: A review with special reference to its application in aerospace medicine. *Indian Journal of Aerospace Medicine*, *48(1)*, 64-75.

Trock, D. H., Bollet, A. J., & Markoll, R. (1994). The effect of pulsed electromagnetic fields in the treatment of osteoarthritis of the knee and cervical spine. Report of randomized, double blind, placebo controlled trials. *The Journal of Rheumatology*, *21(10)*, 1903-1911.

Trojan et al. (2003). *Lékařská fyziologie* (4th ed.). Praha: Grada Publishing.

Trunkvalterová, Z., & Javorka, M. (2006). Symbolická dynamika v analýze variability kardiovaskulárních parametrov. *Československá fyziologie*, *55(1)*, 39-44.

Uzunca, K., Birtane, M., & Tastekin, N. (2007). Effectiveness of pulsed electromagnetic field therapy in lateral epicondylitis. *Clinical Rheumatology*, *26*, 69-75.

Valentinuzzi, M. E. (2007). Magnetotherapy, aletrnative medicines, Hippocratic oath. *BioMedical Engineering OnLine*, *7(1)*. Retrieved 10.10.2011 from the World Wede Web: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1475-925X-7-1.pdf>

Valone, T. (2003). *Bioelectromagnetic healing: A retionable for its use*. Beltsville, MD: Integrity Research Institute.

Vandewalle, G., Middleton, B., Rajaratnam, S. M. W., Stone, B. M., Thorleifsdotir, B., Arendt, J., & Dirk, D.-J. (2007). Robust circadian rhythm in heart rate and its variability: influence of exogenous melatonin and fotoperiod. *European Sleep Research Society*, *16*, 148-155

- Vincent, W., Andrasik, F., & Sherman, R. (2007). Headache treatment with pulsing electromagnetic fields: A literature review. *Applied Psychophysiology and Biofeedback, 32*, 191-207.
- Voss, A., Schulz, S., Schroeder, R., Baumert, M., & Caminal, P. (2009). Methods derived from nonlinear dynamics for analysing heart rate variability. *Philosophical Transactions of the Royal Society A, 367*, 277-296.
- Walleczek, J. (1992). Electromagnetic field effects on cells of the immune system: The role of calcium signaling. *The Journal of the Federation of American Societies for Experimental Biology, 6*, 3177-3185.
- Weinbacher, M., Martina, B., Bart, T., Drewe, J., Gasser, P., & Gyr, K. (1996). Blood pressure and atmospheric pressure. *Annals of the New York Academy of Sciences, 783*, 335-336.
- Weinberger, M. H., & Fineberg, N. S. (1991). Sodium and volume sensitivity of blood pressure. Age and pressure change over time. *Hypertension, 18*, 67-71.
- Weintraub, M. I., & Cole, S. P. (2004). Pulsed magnetic field therapy in refractory neuropathic pain secondary to peripheral neuropathy: Electrodiagnostic parameters – pilot study. *Neurorehabilitation and Neural Repair, 18(1)*, 42-46.
- Whittington, C. J., Podd, J. V., & Rapley, B. R. (1996). Acute effects of 50 Hz magnetic field exposure on human visual task and cardiovascular performance. *Bioelectromagnetics, 17*, 131-137.
- Widimský, J., & Widimský, J., Jr. (1999). Krevní tlak a věk. In P. Gregor & P. Widimský (Eds.), *Kardiologie* (p. 349). Praha: Galén.
- Widimský, J., Cífková, R., Filipovský, J., Horký, K., Monhart, V., Stříbrná, J., Widimský, J., Jr., & Zelinka, T. (2004). *Hypertenze*. Praha: Triton.
- Wiinberg et al. (1995). 24-h ambulatory blood pressure in 352 normal Danish subjects, related to age and gender. *American Journal of Hypertension, 8*, 978-986.

Wittling, W., Block, A., Genzel, S., & Schweiger, E. (1998). Hemisphere asymmetry in parasympathetic control of the heart. *Neuropsychologia*, *36*(5), 461-486.

Yang, G., Xiang, Y.-B., Zheng, W., Xu, W.-H., Zhang, X., Li, H.-L., & Shu, X.-O. (2007). Body weight and weight change in relation to blood pressure in normotensive men. *Journal of Human Hypertension*, *21*, 45-52.

11 SEZNAM PŘÍLOH

- 1) Somatický a autonomní nervový systém - shody a rozdíly
- 2) Modelový příklad vzniku výsledného signálu ze tří signálů s rytmy různých frekvencí s jeho spektrální analýzou
- 3) Informovaný souhlas účastníka výzkumu
- 4) Vyjádření etické komise
- 5) Mikropočítačový systém VariaCardio TF4 (UHF vysílač a UHF přijímač)
- 6) Protokol o vyšetření probanda + dotazník na autonomní funkce (DAF)
- 7) Potvrzení o shodě vlastností prostředku zdravotnické techniky BTL 5000 se stávajícími normami Evropské Unie
- 8) CB certifikát přístroje BTL 5000
- 9) Výsledky dotazníku na autonomní funkce (DAF) pro jednotlivé probandy:
 - a) bez ohledu na pohlaví
 - b) ženy
 - c) muži
- 10) Změny TK v průběhu vyšetření
 - a) změny TKS v průběhu vyšetření - ženy experimentálního a kontrolního souboru
 - b) změny TKS v průběhu vyšetření - muži experimentálního a kontrolního souboru
 - c) změny TKD v průběhu vyšetření - muži experimentálního a kontrolního souboru
- 11) Hodnoty TK jednotlivých probandů experimentálního souboru
 - a) hodnoty TKS
 - b) hodnoty TKD
- 12) Statistická významnost rozdílů hodnot TK mezi experimentálním a kontrolním souborem (1. – 4. měření TK)
- 13) Srovnání hodnot komplexních věkově standardizovaných ukazatelů HRV před aplikací PMP s hodnotami po aplikaci PMP
 - a) ženy, exponovaný (n = 9) i kontrolní (n = 6) soubor
 - b) muži, exponovaný (n = 5) i kontrolní (n = 8) soubor
- 14) Srovnání komplexních věkově standardizovaných ukazatelů mezi

jednotlivci

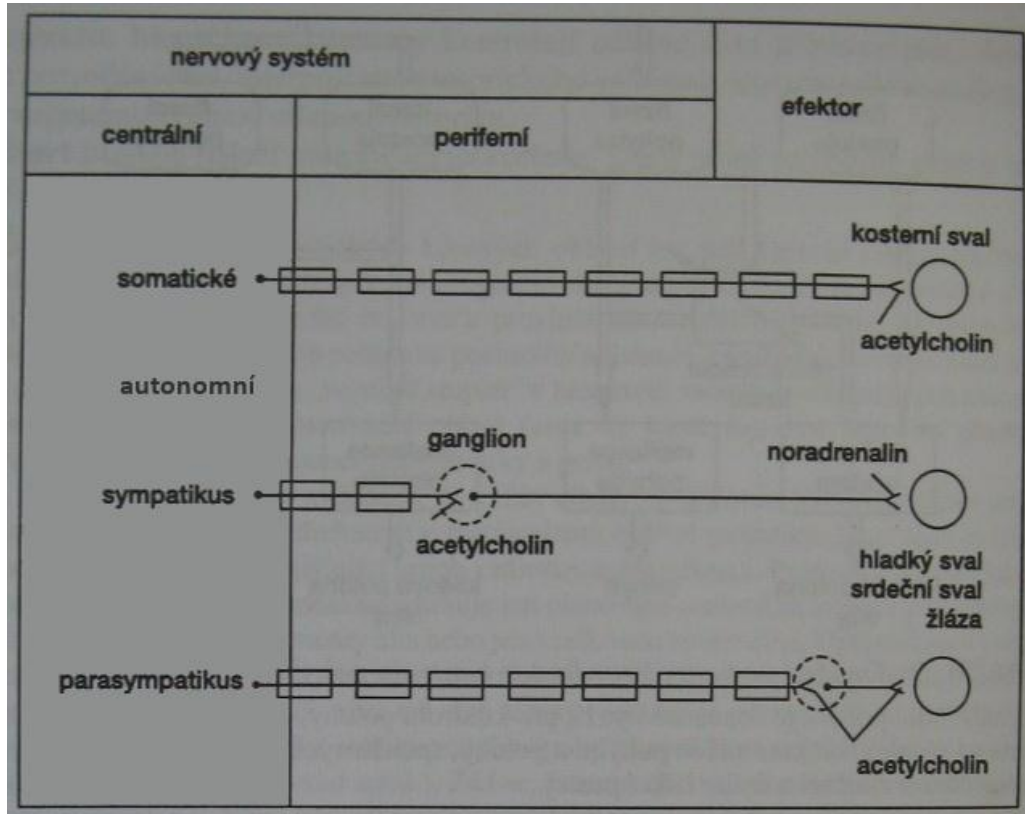
- a) ženy exponovaného souboru (n = 9)
- b) muži exponovaného souboru (n = 5)
- c) ženy kontrolního souboru (n = 6)
- d) muži kontrolního souboru (n = 8)

15) Srovnání hodnot zbývajících ukazatelů HRV ze zkoušky L-S-L před aplikací PMP s hodnotami po aplikaci PMP

- a) stoj – obě pohlaví, experimentální (n = 14) i kontrolní (n = 14) soubor
- b) stoj – ženy, experimentální (n = 9) i kontrolní (n = 6) soubor
- c) stoj – muži, experimentální (n = 5) i kontrolní (n = 8) soubor
- d) 2. leh – obě pohlaví, experimentální (n = 14) i kontrolní (n = 14) soubor
- e) 2. leh – ženy, experimentální (n = 9) i kontrolní (n = 6) soubor
- f) 2. leh – muži, experimentální (n = 5) i kontrolní (n = 8) soubor

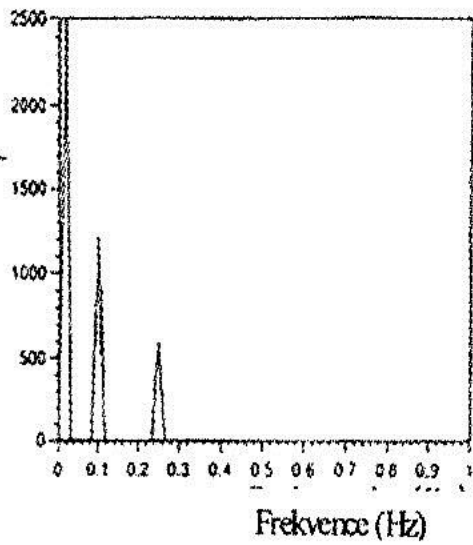
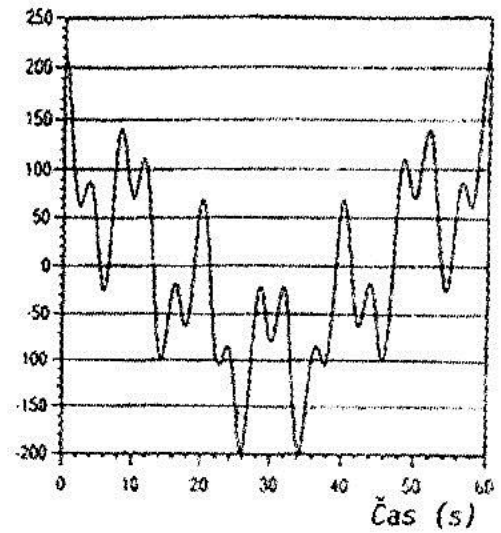
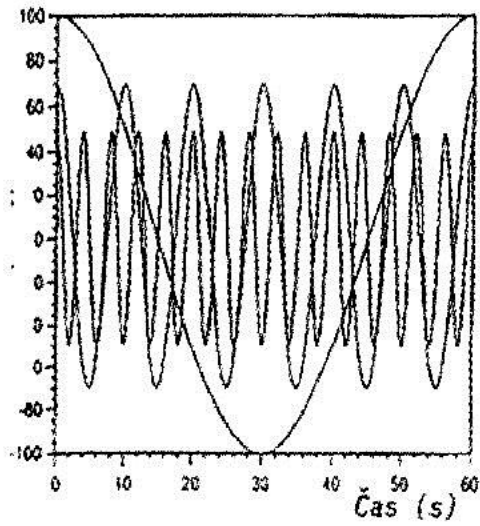
Příloha 1

Somatický a autonomní nervový systém - shody a rozdíly (Trojan et al., 2003, 650)



Příloha 2

Modelový příklad vzniku výsledného signálu ze tří signálů s rytmy různých frekvencí s jeho spektrální analýzou (Javorka, M. & Javorka, K. 2008b, 47).



Příloha 3

Informovaný souhlas účastníka výzkumu

Jméno a příjmení:

Prohlášení

Potvrzuji, že jsem byl(a) seznámen(a) s obsahem a s podmínkami zařazení do diplomového projektu: „**Vliv pulzní magnetoterapie na aktivitu autonomního nervového systému hodnocený spektrální analýzou variability srdeční frekvence**“. Má účast na projektu je dobrovolná a jedinou odměnou mi budou informace z jednotlivých vyšetření. Souhlasím s anonymním užitím zjištěných výsledků k vědeckým účelům. Podle svého subjektivního názoru jsem zdravý(á) a nebylo u mne diagnostikované žádné onemocnění, pro které bych nemohl(a) podstoupit dané vyšetření. Z účasti na projektu mohu kdykoliv a bez následků odstoupit.

Pro vyšetřované osoby ženského pohlaví platí následující: Prohlašuji, že nejsem gravidní a jsem si vědoma možných následků, kdybych tuto skutečnost zatajila.

V Olomouci dne:

Podpis:

Příloha 4

Vyjádření etické komise



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 15.10.2011 byl projekt diplomové práce autorky **Bc. Věry Müllerové** s názvem

Vliv pulzní magnetoterapie na aktivitu autonomního nervového systému hodnocený spektrální analýzou variability srdeční frekvence.

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 26/2011

dne: 15.4.2011.

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

Řešitelka projektu splnil/a podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP

PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.

předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 5

Mikropočítačový systém VariaCardio TF4 (UHF vysílač a UHF přijímač)
(Salinger et al., 1999)



Příloha 6

Protokol o vyšetření probanda

Jméno:

Pohlaví:

Věk:

Váha:

Výška:

Užívání hormonální antikoncepce:

Sportovní aktivity:

Dotazník na autonomní funkce (DAF)

V následujícím dotazníku si prosím vyberte vždy jednu odpověď a tu označte.

Funkčnost ANS	A	B	C
Ruce mívám obvykle	studené	teplé	normální, nevím
V ústech mívám	často sucho	hodně slin	nevím
Krevní tlak mívám	vyšší	nižší	normální
Kůži mívám spíše	suchou	z pocenou	
Váhově	snadno hubnu	snadno přibírám	beze změn
Omdlévám	nikdy, velmi zřídka	opakovaně	
Mám sklon k	zácpě	průjmům	pravidelná stolice
Ruce se mi při rozčilení	často třesou	netřesou	
Bušením srdce	občas trpím	nikdy netrpím	
Jsem spíše	bledý	červený	nevím
Vnitřně	mívám pocity napětí	bývám většinou klidný	
Po rozčilení	trpím nechutenstvím	mívám větší chuť k jídlu	
Usínám	s obtížemi	snadno	
Oči mi slzí	velmi zřídka	velmi často	
Horko a vyšší teplotu	snáším špatně	snáším dobře	
Chlad	snáším dobře	snáším špatně	

Příloha 7

Potvrzení o shodě vlastností prostředku zdravotnické techniky BTL 5000 se stávajícími normami Evropské Unie



BTL Industries

DECLARATION OF CONFORMITY

for CE – marking according to Annex II
of Medical Devices Directive 93/42/EEC
as amended 2007/47/ES

Manufacturer:

BTL Industries Limited
161 Cleveland Way, Stevenage
Hertfordshire
SG1 6BU
United Kingdom

The **BTL Industries Ltd.** herewith declares under its sole responsibility that the products

Product Name:
Type:

Combined therapy devices
BTL-5000 Series include accessories

Product Name:
Type:

Electrotherapy devices
BTL-5000 Series Puls include accessories

Product Name:
Type:

Ultrasound therapy devices
BTL-5000 Series Sono include accessories

Product Name:
Type:

Laser therapy devices
BTL-5000 Series Laser include accessories

Product Name:
Type:

Magneto therapy devices
BTL-5000 Series Magnet include accessories

Product Name:
Type:

Vacuum devices
BTL vac include accessories

Risk Classification:

Class IIb

Confirm with the applicable regulation:

Directive:

MDD 93/42/EEC
MDD 2007/47/ES

Quality Assurance Standards:

Procedural Standards:

EN ISO 9001:2008
ISO 13485 :2003,
EN 60601-1:1990
EN 60601/A1:1993
EN 60601/A2:1995
EN 60601-1:2001
EN 60601-2: 2001
EN 60601-4:1996
EN 60601-4/A1:1999
EN 60601-2-5:2000
EN 60601-2-10:2000
EN 60601-2-10/A1:2001
EN 60601-2-22:1996
EN 60825-1:1994
EN ISO 14971:2007
ISO 10993-1:1996
EN ISO 14155-1:2010



Date of Issue: **February 24, 2011**
Place of Issue: **Stevenage**

Signature:

Ivan Jacko
Quality manager of BTL Industries Limited

Příloha 8

CB certifikát přístroje BTL 5000

		Ref. Certif. No. CZ-1951	
IEC SYSTEM FOR MUTUAL RECOGNITION OF TEST CERTIFICATES FOR ELECTRICAL EQUIPMENT (IECEE) CB SCHEME		SYSTEME CEI D'ACCEPTATION MUTUELLE DE CERTIFICATS D'ESSAIS DES EQUIPEMENTS ELECTRIQUES (IECEE) METHODE OC	
<h3>CB TEST CERTIFICATE CERTIFICAT D'ESSAI OC</h3>			
Product Produit	Magnetotherapy unit		
Name and address of the applicant Nom et adresse du demandeur	Medical Technologies CZ a. s. Radimova 2342/36, 169 00 Praha 6, Czech Republic		
Name and address of the manufacturer Nom et adresse du fabricant	BTL Industries Limited 161 Cleveland Way, SG1 6BU Stevenage, Hertfordshire, Great Britain		
Name and address of the factory Nom et adresse de l'usine	BTL Industries Limited 161 Cleveland Way, SG1 6BU Stevenage, Hertfordshire, Great Britain		
Ratings and principal characteristics Valeurs nominales et caractéristiques principales	100-120/200-240 V~, 50-60 Hz, 80 VA		
Trademark (if any) Marque de fabrique (si elle existe)			
Model / Type Ref. Ref. De type	BTL-5000 Series Magnet		
Additional information (if necessary) Information complémentaire (si nécessaire)			
A sample of the product was tested and found to be in conformity with Un échantillon de ce produit a été essayé et a été considéré conforme à la	PUBLICATION		EDITION
As shown in the Test Report Ref. No. which forms part of this Certificate Comme indiqué dans le Rapport d'essais numéro de référence qui constitue partie de ce Certificat	IEC 60601-1 IEC 60601-1-2	1988+A1:1991+A2:1995 2003	
This CB Test Certificate is issued by the National Certification Body Ce Certificat d'essai OC est établi par l'Organisme National de Certification			
Elektrotechnický zkušební ústav, s.p. Pod Lisem 129, 171 02 Praha 8 – Troja Czech Republic			
Date: 12.8.2008	Signature: <i>Pavel Kudrna</i> Certification and Inspection Manager		



Příloha 9

Výsledky dotazníku na autonomní funkce (DAF) pro jednotlivé probandy :

a) bez ohledu na pohlaví

Číslo probanda	Počet odpovědí		
	A	B	C
1	7	7	2
2	6	6	4
3	4	8 *	4
4	5	5	6
5	7	6	3
6	7	4	5
7	6	5	4
8	9 *	7	0
9	6	5	5
10	6	5	5
11	8 *	4	4
12	6	5	5
13	6	5	5
14	7	4	5
15	6	8 *	2
16	4	9 *	3
17	5	11 *	0
18	6	5	5
<i>M</i>	6,17	6,06	3,72
<i>SD</i>	1,21	1,87	1,69

Číslo probanda	Počet odpovědí		
	A	B	C
1	7	5	4
2	4	8 *	4
3	8 *	5	3
4	9 *	5	2
5	5	7	4
6	8 *	3	5
7	3	10 *	3
8	4	11 *	1
9	6	10 *	0
10	7	5	4
11	4	8 *	4
12	3	9 *	4
13	6	6	4
14	6	8	2
15	6	5	5
<i>M</i>	5,73	7,00	3,27
<i>SD</i>	1,81	2,28	1,39

Číslo vyjadřují počty označených odpovědí ve slopci A (sympatikus), B (parasympatikus) a C (kombinace sympatiku i parasympatiku)

Vysvětlivky: *M* - aritmetický průměr

SD - směrodatná odchylka

* - hodnota ≤ 8

b) ženy

Kontrolní soubor			
Číslo probanda	Počet odpovědí		
	A	B	C
1	7	6	3
2	6	5	4
3	9 *	7	0
4	6	5	5
5	6	5	5
6	6	5	5
7	5	11 *	0
8	6	5	5
<i>M</i>	6,38	6,13	3,38
<i>SD</i>	1,05	1,85	1,94

Experimentální soubor			
Číslo probanda	Počet odpovědí		
	A	B	C
1	7	5	4
2	4	8	4
3	5	7	4
4	8 *	3	5
5	4	11 *	1
6	6	10 *	0
7	7	5	4
8	3	9	4
9	6	5	5
<i>M</i>	5,56	7,00	3,44
<i>SD</i>	1,57	2,54	1,64

Čísla vyjadřují počty označených odpovědí ve sloupci A (sympatikus), B (parasympatikus) a C (kombinace sympatiku i parasympatiku)

Vysvětlivky: *M* - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka
 * - hodnota ≤ 8

c) muži

Kontrolní soubor			
Číslo probanda	Počet odpovědí		
	A	B	C
1	7	7	2
2	6	6	4
3	4	8 *	4
4	5	5	6
5	7	4	5
6	8 *	4	4
7	6	5	5
8	7	4	5
9	6	8 *	2
10	4	9 *	3
<i>M</i>	6,00	6,00	4,00
<i>SD</i>	1,26	1,79	1,26

Experimentální soubor			
Číslo probanda	Počet odpovědí		
	A	B	C
1	8 *	5	3
2	9 *	5	2
3	3	10 *	3
4	4	8 *	4
5	6	6	4
6	6	8 *	2
<i>M</i>	6,00	7,00	3,00
<i>SD</i>	2,08	1,83	0,82

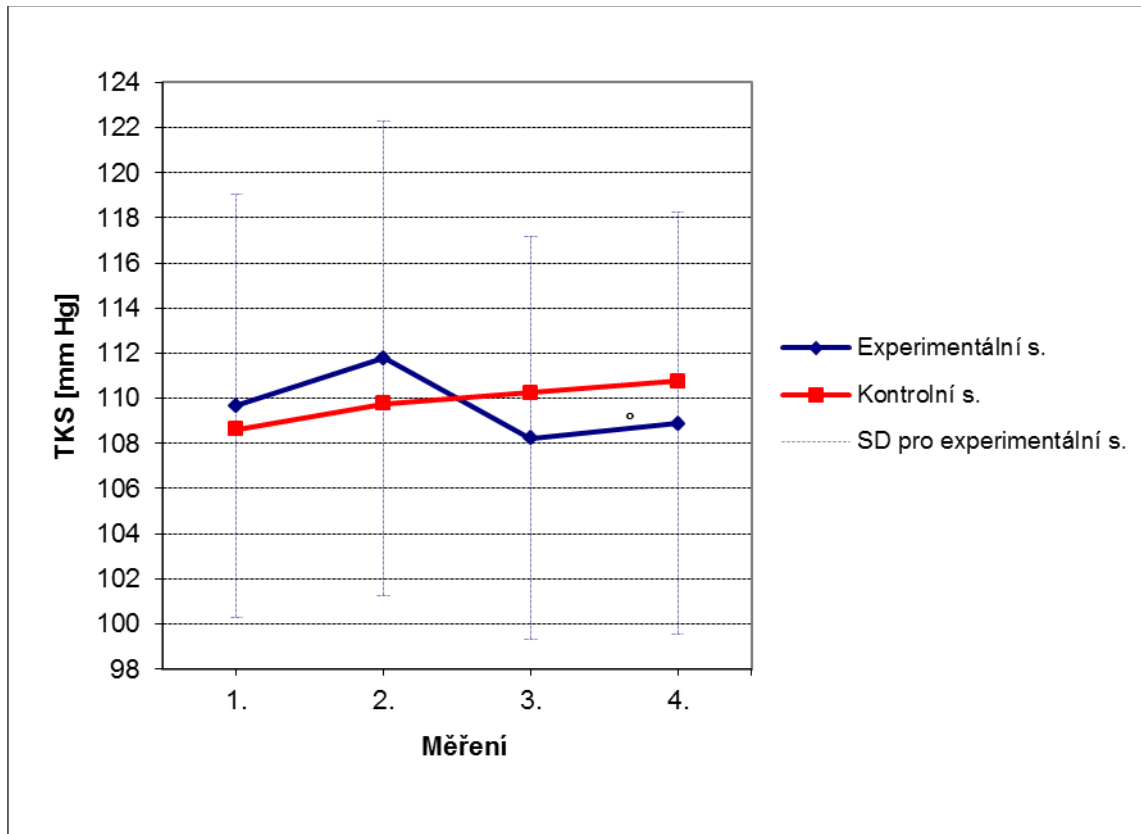
Čísla vyjadřují počty označených odpovědí ve sloupci A (sympatikus), B (parasympatikus) a C (kombinace sympatiku i parasympatiku)

Vysvětlivky: *M* - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka
 * - hodnota ≤ 8

Příloha 10

Změny TK v průběhu vyšetření

a) Změny TKS v průběhu vyšetření - ženy experimentálního a kontrolního souboru

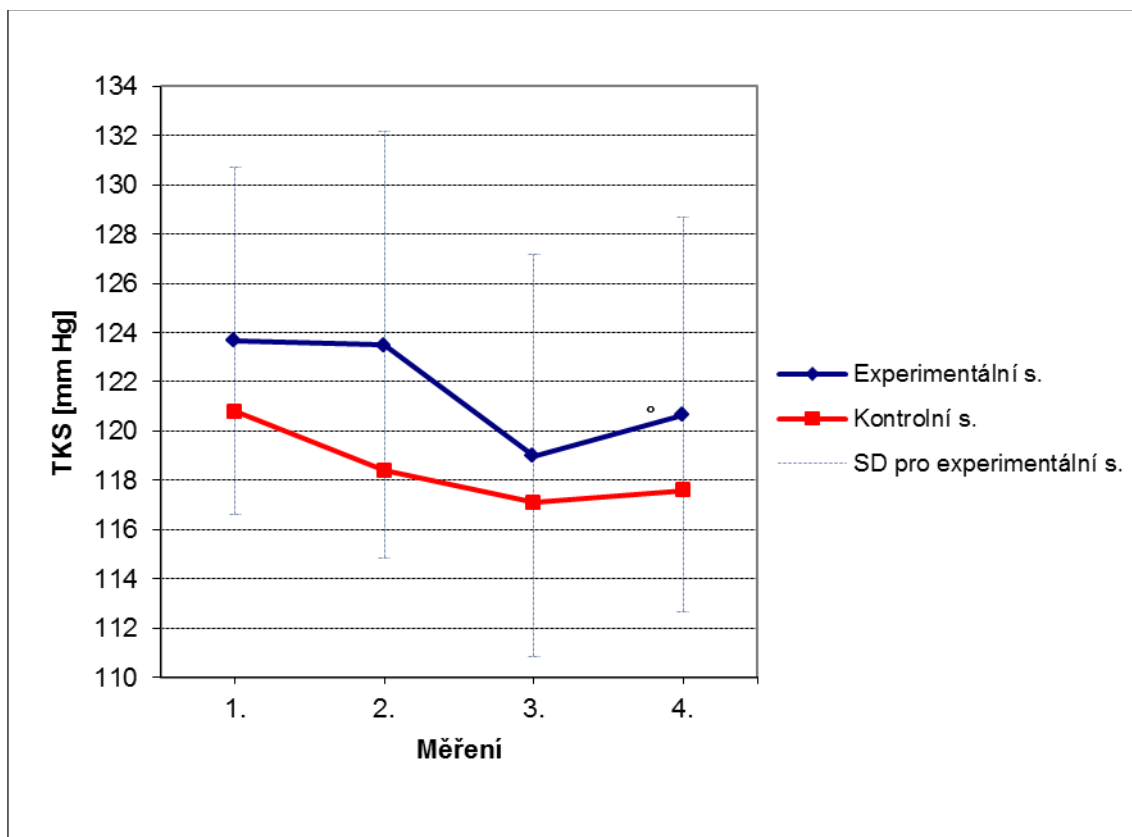


Vysvětlivky: TKS - systolický krevní tlak
SD - směrodatná odchylka
1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Statisticky významné hodnoty (Wilcoxonův test):

° $p \leq .05$ (1. vs 2. měření, 2. vs 3. měření, 2. vs 4. měření)

b) Změny TKS v průběhu vyšetření - muži experimentálního a kontrolního souboru

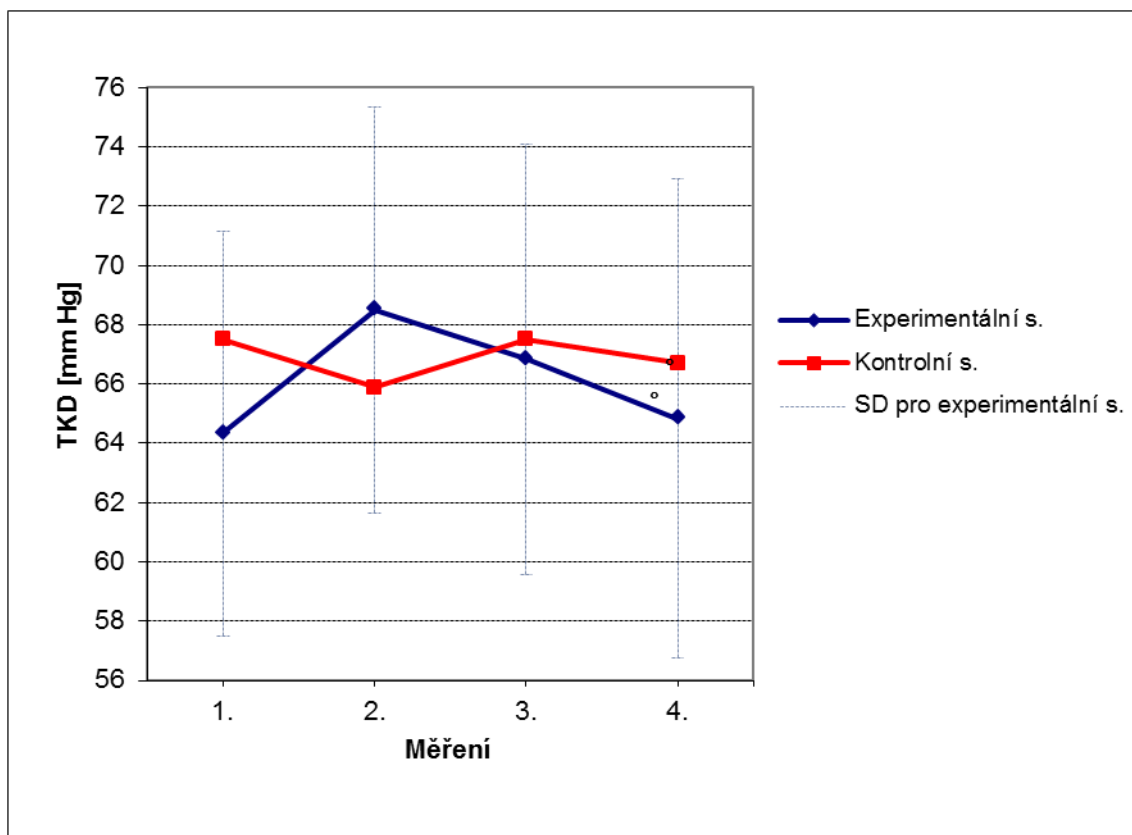


Vysvětlivky: TKS - systolický krevní tlak
SD - směrodatná odchylka
1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Statisticky významné hodnoty (Wilcoxonův test):

^o $p \leq .05$ (2. vs 3. měření, 2. vs 4. měření)

c) Změny TKD v průběhu vyšetření - muži experimentálního a kontrolního souboru



Vysvětlivky: TKD - diastolický krevní tlak
SD - směrodatná odchylka
1. měření - měření TK po 10 minutách klidného lehu
2. měření - měření TK těsně před aplikací PMP
3. měření - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
4. měření - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Statisticky významné hodnoty (Wilcoxonův test):

° $p \leq .05$ (1. vs 2. měření, 1. vs 3. měření, 2. vs 4. měření)

Příloha 11

Hodnoty TK jednotlivých probandů experimentálního souboru

a) Hodnoty TKS

Proband	Před PMP 1.	Před PMP 2.	Při PMP	Po PMP
1	102	102	105	103
2	109	112	108	108
3	129	128	123	126
4	116	110	106	109
5	111	116	114	116
6	123	128	123	126
7	112	118	113	112
8	95	94	92	93
9	107	107	104	103
10	127	128	120	118
11	126	119	116	119
12	104	108	104	103
13	130	130	126	128
14	129	136	130	130
15	109	111	104	110
<i>M</i>	115,27	116,47	112,53	113,60
<i>SD</i>	10,95	11,37	10,12	10,54

Vysvětlivky:

<i>TKS</i>	- systolický krevní tlak
<i>PMP</i>	- pulzní magnetické pole
<i>Před PMP 1.</i>	- měření TK po 10 minutách klidného lehu
<i>Před PMP 2.</i>	- měření TK těsně před aplikací PMP
<i>Při PMP</i>	- měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
<i>Po PMP</i>	- měření TK těsně po ukončení aplikace PMP
<i>M</i>	- aritmetický průměr
<i>SD</i>	- směrodatná odchylka

b) Hodnoty TKD

Proband	Před PMP 1.	Před PMP 2.	Při PMP	Po PMP
1	60	60	63	63
2	60	66	65	65
3	65	66	68	65
4	56	68	57	59
5	66	72	68	73
6	69	70	71	71
7	58	61	63	56
8	59	55	57	56
9	67	63	62	63
10	75	79	76	76
11	61	61	61	58
12	63	64	63	64
13	75	78	77	77
14	71	77	75	74
15	58	68	64	70
<i>M</i>	64,20	67,20	66,00	66,00
<i>SD</i>	5,96	6,79	6,16	6,89

Vysvětlivky:

<i>TKD</i>	- diastolický krevní tlak
<i>PMP</i>	- pulzní magnetické pole
<i>Před PMP 1.</i>	- měření TK po 10 minutách klidného lehu
<i>Před PMP 2.</i>	- měření TK těsně před aplikací PMP
<i>Při PMP</i>	- měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
<i>Po PMP</i>	- měření TK těsně po ukončení aplikace PMP
<i>M</i>	- aritmetický průměr
<i>SD</i>	- směrodatná odchylka

Příloha 12

Statistická významnost rozdílů hodnot TK mezi experimentálním a kontrolním souborem (1. – 4. měření TK)

Soubor	<i>p</i>							
	Před PMP 1.		Před PMP 2.		Při PMP		Po PMP	
	TKS	TKD	TKS	TKD	TKS	TKD	TKS	TKD
Celý soubor E (n = 15) vs K (n = 18)	0,986 (ns)	0,244 (ns)	0,845 (ns)	0,817 (ns)	0,532 (ns)	0,464 (ns)	0,708 (ns)	0,509 (ns)
Ženy E (n = 9) vs K (n = 8)	0,963 (ns)	0,423 (ns)	0,963 (ns)	0,963 (ns)	0,370 (ns)	0,481 (ns)	0,606 (ns)	0,423 (ns)
Muži E (n = 6) vs K (n = 10)	0,313 (ns)	0,492 (ns)	0,263 (ns)	0,635 (ns)	0,713 (ns)	0,792 (ns)	0,492 (ns)	0,562 (ns)

Vysvětlivky: TKS - systolický krevní tlak
 TKD - diastolický krevní tlak
 E - experimentální soubor
 K - kontrolní soubor
 vs - versus
 PMP - pulzní magnetické pole
 Před PMP 1. - měření TK po 10 minutách klidného lehu
 Před PMP 2. - měření TK těsně před aplikací PMP
 Při PMP - měření TK po 7,5 minutách aplikace PMP
 Po PMP - měření TK těsně po ukončení aplikace PMP

Statisticky významné hodnoty: ns – nesignifikantní (Mann-Whitney U test)

Příloha 13

Srovnání hodnot komplexních věkově standardizovaných ukazatelů HRV před aplikací PMP s hodnotami po aplikaci PMP

a) ženy, exponovaný (n = 9) i kontrolní (n = 6) soubor

Ukazatel		Před PMP	Po PMP	Rozdíl	<i>p</i>
CS (E)	<i>M</i>	-0,51	0,06	0,57	ns
[body]	<i>SD</i>	2,68	1,92		
CS (K)	<i>M</i>	0,07	-0,22	-0,29	ns
[body]	<i>SD</i>	1,29	1,15		
VA (E)	<i>M</i>	-0,41	-0,13	0,28	ns
[body]	<i>SD</i>	2,26	2,09		
VA (K)	<i>M</i>	-0,18	-0,24	-0,07	ns
[body]	<i>SD</i>	1,67	1,39		
SVB (E)	<i>M</i>	0,39	0,42	0,03	ns
[body]	<i>SD</i>	2,18	1,93		
SVB (K)	<i>M</i>	0,53	-0,17	-0,70	ns
[body]	<i>SD</i>	1,01	1,20		

Vysvětlivky: *PMP* - pulzní magnetické pole
E - experimentální soubor
K - kontrolní soubor
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: tučně zvýrazněno – blíží se hladině významnosti $p \leq .05$; ns - nesignifikantní (Wilcoxonův test)

b) muži, exponovaný (n = 5) i kontrolní (n = 8) soubor

Ukazatel		Před PMP	Po PMP	Rozdíl	<i>p</i>
CS (E)	<i>M</i>	-0,92	-0,60	0,32	ns
[body]	<i>SD</i>	2,53	1,38		
CS (K)	<i>M</i>	0,28	0,002	-0,27	ns
[body]	<i>SD</i>	1,93	1,82		
VA (E)	<i>M</i>	-0,65	-0,55	0,10	ns
[body]	<i>SD</i>	2,17	1,65		
VA (K)	<i>M</i>	-0,11	0,13	0,24	ns
[body]	<i>SD</i>	1,99	1,78		
SVB (E)	<i>M</i>	0,53	-0,68	-1,22	ns
[body]	<i>SD</i>	1,72	1,25		
SVB (K)	<i>M</i>	0,96	-0,24	-1,20	*
[body]	<i>SD</i>	2,34	2,21		

Vysvětlivky: *PMP* - pulzní magnetické pole
E - experimentální soubor
K - kontrolní soubor
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní (Wilcoxonův test)

Příloha 14

Srovnání komplexních věkově standardizovaných ukazatelů mezi jednotlivci

a) ženy exponovaného souboru (n = 9)

Proband	CS		VA		SVB	
	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP
1.	3,01	2,33	2,41	2,56	4,16	1,90
2.	-1,25	-0,57	-1,80	-1,69	-0,21	1,55
3.	1,99	1,51	1,94	1,30	2,07	1,91
4.	-4,14	-1,73	-3,44	-2,46	-1,35	-0,33
5.	-4,59	-3,20	-3,25	-3,62	-1,36	-2,41
6.	-1,32	0,37	-1,54	0,65	-0,90	-0,15
7.	-0,84	-1,23	-0,45	-0,64	-1,59	-2,35
8.	-0,77	-0,14	-0,59	-0,18	-1,11	-0,07
9.	3,31	3,19	3,06	2,91	3,78	3,73
<i>M</i>	-0,51	0,06	-0,41	-0,13	0,39	0,42
<i>SD</i>	2,68	1,92	2,26	2,09	2,18	1,93

Vysvětlivky: PMP - pulzní magnetické pole
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

b) muži exponovaného souboru (n = 5)

Proband	CS		VA		SVB	
	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP
1.	0,25	-1,39	-0,30	-0,90	1,29	-2,32
2.	-4,58	-1,52	-2,36	-2,06	1,07	-0,50
3.	2,58	1,92	3,25	2,55	1,30	0,74
4.	0,08	-0,16	-0,87	-0,54	1,88	0,58
5.	-2,92	-1,84	-2,95	-1,80	-2,87	-1,92
<i>M</i>	-0,92	-0,60	-0,65	-0,55	0,53	-0,68
<i>SD</i>	2,53	1,38	2,17	1,65	1,72	1,25

Vysvětlivky: PMP - pulzní magnetické pole
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

c) ženy kontrolního souboru (n = 6)

Proband	CS		VA		SVB	
	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP
1.	1,30	1,80	0,88	1,65	2,10	2,10
2.	-2,54	-2,04	-3,56	-2,95	-0,61	-0,30
3.	-0,17	-0,61	-0,21	0,05	-0,08	-1,87
4.	1,09	0,30	0,92	0,36	1,40	0,20
5.	0,81	-0,25	1,50	0,00	-0,52	-0,72
6.	-0,08	-0,52	-0,61	-0,56	0,92	-0,42
<i>M</i>	0,07	-0,22	-0,18	-0,24	0,53	-0,17
<i>SD</i>	1,29	1,15	1,67	1,39	1,01	1,20

Vysvětlivky: *PMP* - pulzní magnetické pole
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

d) muži kontrolního souboru (n = 8)

Proband	CS		VA		SVB	
	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP	Před PMP	Po PMP
1.	0,78	0,86	0,09	0,61	2,09	1,34
2.	-0,26	-0,81	-1,54	-1,14	2,17	-0,20
3.	0,47	0,35	0,12	1,03	1,13	-0,94
4.	1,67	0,92	0,94	0,82	3,04	1,13
5.	1,84	2,73	1,20	2,22	3,06	3,70
6.	-4,54	-4,09	-4,72	-3,99	-4,62	-4,28
7.	0,76	0,21	1,21	0,96	-0,11	-1,23
8.	1,50	-0,15	1,80	0,52	0,92	-1,42
<i>M</i>	0,28	0,00	-0,11	0,13	0,96	-0,24
<i>SD</i>	1,93	1,82	1,99	1,78	2,34	2,21

Vysvětlivky: *PMP* - pulzní magnetické pole
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Příloha 15

Srovnání hodnot zbývajících ukazatelů HRV ze zkoušky L-S-L před aplikací PMP s hodnotami po aplikaci PMP

a) stoj – obě pohlaví, experimentální (n = 14) i kontrolní (n = 14) soubor

Ukazatel	Experimentální soubor (ES) (Wilcoxonův test)				Kontrolní soubor (KS) (Wilcoxonův test)				Před PMP		Po PMP		
									KS vs ES		KS vs ES		
									(M-W. U test)		(M-W. U test)		
	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	p	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	p	Rozdíl	p	Rozdíl	p	
f _{VLF} [mHz]	M SD	29,343 5,165	30,250 6,437	0,907	ns	31,574 7,473	31,104 6,164	-0,470	ns	2,231	ns	0,854	ns
f _{LF} [mHz]	M SD	89,149 11,124	95,989 11,457	6,839	ns	96,265 14,929	89,700 10,463	-6,565	ns	7,116	ns	-6,289	ns
f _{HF} [mHz]	M SD	204,691 47,799	203,183 38,130	-1,508	ns	202,371 53,197	195,837 34,146	-6,534	ns	-2,320	ns	-7,346	ns
%VLF [%]	M SD	20,418 12,000	16,384 12,031	-4,034	ns	15,761 11,799	16,040 8,736	0,279	ns	-4,656	ns	-0,344	ns
%LF [%]	M SD	48,805 17,096	62,785 17,099	13,980	*	68,054 12,334	70,116 15,998	2,062	ns	19,249	**	7,331	ns
%HF [%]	M SD	30,778 17,991	20,831 13,564	-9,947	**	16,181 10,132	13,844 10,511	-2,338	ns	-14,596	*	-6,987	ns
VLF/HF	M SD	1,188 1,201	1,288 1,358	0,100	ns	2,074 2,766	1,533 1,164	-0,541	ns	0,886	ns	0,245	ns
LF/HF	M SD	3,151 3,616	5,481 4,485	2,330	**	7,440 6,056	7,347 3,931	-0,093	ns	4,290	**	1,866	ns
VLF/LF	M SD	0,493 0,339	0,329 0,329	-0,165	ns	0,263 0,234	0,298 0,309	0,035	ns	-0,230	ns	-0,030	ns
CcvVLF [%]	M SD	1,608 0,453	1,730 0,859	0,122	ns	1,518 0,578	1,837 0,505	0,319	*	-0,090	ns	0,107	ns
CcvLF [%]	M SD	2,721 0,966	3,573 0,751	0,852	**	3,780 1,370	4,175 1,447	0,394	ns	1,059	ns	0,601	ns
CcvHF [%]	M SD	2,191 1,212	2,042 0,979	-0,149	*	1,712 0,809	1,737 0,617	0,025	ns	-0,479	ns	-0,305	ns

Vysvětlivky: ES - experimentální soubor
 KS - kontrolní soubor
 vs - versus
 PMP - pulzní magnetické pole
 M-W. U test - Mann - Whitneyho U test
 M - aritmetický průměr
 SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: ** $p \leq .01$; * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní; tučně zvýrazněno – hodnota se blíží hladině významnosti $p \leq .05$

b) stoj – ženy, experimentální (n = 9) i kontrolní (n = 6) soubor

Ukazatel	Experimentální soubor (ES) (Wilcoxonův test)				Kontrolní soubor (KS) (Wilcoxonův test)				Před PMP		Po PMP	
									KS vs ES (M-W. U test)		KS vs ES (M-W. U test)	
	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	<i>p</i>	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	<i>p</i>	Rozdíl	<i>p</i>	Rozdíl	<i>p</i>
f_{VLF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	29,881 5,163	30,533 6,427	0,652 ns	31,218 7,995	30,795 5,017	-0,423 ns	1,337 ns	1,337 ns	0,262 ns	0,262 ns	
f_{LF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	84,430 7,170	96,169 10,429	11,739 *	107,518 8,085	93,725 11,387	-13,793 *	23,088 **	23,088 **	-2,444 ns	-2,444 ns	
f_{HF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	215,658 52,843	213,657 38,572	-2,001 ns	173,225 22,468	196,985 29,724	23,760 ns	-42,433 ns	-42,433 ns	-16,672 ns	-16,672 ns	
%VLF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	22,254 11,952	18,700 12,810	-3,554 ns	14,897 12,026	21,290 10,104	6,393 ns	-7,358 ns	-7,358 ns	2,590 ns	2,590 ns	
%LF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	48,732 18,793	59,993 18,055	11,261 ns	65,698 15,726	60,907 20,269	-4,792 ns	16,966 ns	16,966 ns	0,913 ns	0,913 ns	
%HF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	29,013 20,899	21,309 15,233	-7,704 ns	19,402 10,456	17,807 14,633	-1,595 ns	-9,612 ns	-9,612 ns	-3,502 ns	-3,502 ns	
VLF/HF	<i>M</i> <i>SD</i>	1,515 1,342	1,606 1,527	0,091 ns	1,117 1,105	1,853 1,583	0,736 ns	-0,398 ns	-0,398 ns	0,247 ns	0,247 ns	
LF/HF	<i>M</i> <i>SD</i>	3,973 4,252	5,814 4,915	1,841 ns	5,663 5,405	6,008 3,473	0,344 ns	1,691 ns	1,691 ns	0,194 ns	0,194 ns	
VLF/LF	<i>M</i> <i>SD</i>	0,528 0,331	0,397 0,374	-0,131 ns	0,277 0,266	0,480 0,398	0,204 ns	-0,251 ns	-0,251 ns	0,083 ns	0,083 ns	
CcvVLF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	1,772 0,387	1,881 0,958	0,109 ns	1,368 0,465	1,949 0,590	0,581 *	-0,404 ns	-0,404 ns	0,068 ns	0,068 ns	
CcvLF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	2,720 0,628	3,422 0,415	0,702 *	3,603 1,472	3,553 1,158	-0,050 ns	0,883 ns	0,883 ns	0,131 ns	0,131 ns	
CcvHF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	2,204 1,329	2,081 1,114	-0,123 ns	1,776 0,673	1,713 0,501	-0,063 ns	-0,428 ns	-0,428 ns	-0,368 ns	-0,368 ns	

Vysvětlivky: ES - experimentální soubor
KS - kontrolní soubor
vs - versus
PMP - pulzní magnetické pole
M-W. U test - Mann - Whitneyho U test
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní; tučně zvýrazněno – hodnota se blíží hladině významnosti $p \leq .05$

c) stoj – muži, experimentální (n = 5) i kontrolní (n = 8) soubor

Ukazatel	Experimentální soubor (ES) (Wilcoxonův test)				Kontrolní soubor (KS) (Wilcoxonův test)				Před PMP		Po PMP	
									KS vs ES (M-W. U test)		KS vs ES (M-W. U test)	
	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	<i>p</i>	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	<i>p</i>	Rozdíl	<i>p</i>	Rozdíl	<i>p</i>
f _{VLF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	28,374 5,027	29,740 6,425	1,366 ns	31,841 7,045	31,336 6,891	-0,505 ns	3,467 ns	1,596 ns			
f _{LF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	97,644 11,902	95,664 13,101	-1,980 ns	87,825 13,221	86,681 8,548	-1,144 ns	-9,819 ns	-8,983 ns			
f _{HF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	184,950 27,657	184,330 28,982	-0,620 ns	224,230 58,811	194,976 37,096	-29,254 ns	39,280 ns	10,646 ns			
% VLF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	17,112 11,359	12,216 9,103	-4,896 ns	16,410 11,584	12,103 4,562	-4,308 ns	-0,702 ns	-0,114 ns			
% LF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	48,936 13,512	67,810 13,880	18,874 *	69,821 8,571	77,024 5,333	7,203 ns	20,885 *	9,214 ns			
% HF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	33,954 10,218	19,970 9,812	-13,984 *	13,766 9,168	10,871 3,482	-2,895 ns	-20,188 *	-9,099 .ns			
VLF/HF	<i>M</i> <i>SD</i>	0,598 0,505	0,714 0,675	0,116 ns	2,792 3,357	1,293 0,599	-1,499 ns	2,194 ns	0,579 ns			
LF/HF	<i>M</i> <i>SD</i>	1,671 0,812	4,881 3,505	3,210 *	8,773 6,175	8,352 3,955	-0,421 ns	7,102 **	3,470 ns			
VLF/LF	<i>M</i> <i>SD</i>	0,431 0,344	0,206 0,170	-0,225 ns	0,253 0,206	0,162 0,074	-0,091 ns	-0,178 ns	-0,044 ns			
C _{cv} VLF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	1,312 0,411	1,459 0,547	0,147 ns	1,630 0,626	1,753 0,412	0,123 ns	0,318 ns	0,294 ns			
C _{cv} LF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	2,723 1,380	3,845 1,075	1,122 ns	3,913 1,272	4,640 1,467	0,728 ns	1,190 ns	0,796 ns			
C _{cv} HF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	2,168 0,966	1,971 0,663	-0,197 ns	1,664 0,894	1,755 0,691	0,091 ns	-0,503 ns	-0,216 ns			

Vysvětlivky: ES - experimentální soubor
 KS - kontrolní soubor
 vs - versus
 PMP - pulzní magnetické pole
 M-W. U test - Mann - Whitneyho U test
 M - aritmetický průměr
 SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní; tučně zvýrazněno – hodnota se blíží hladině významnosti $p \leq .05$

d) 2. leh – obě pohlaví, experimentální (n = 14) i kontrolní (n = 14) soubor

Ukazatel	Experimentální soubor (ES) (Wilcoxonův test)				Kontrolní soubor (KS) (Wilcoxonův test)				Před PMP		Po PMP	
									KS vs ES (M-W. U test)		KS vs ES (M-W. U test)	
	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	p	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	p	Rozdíl	p	Rozdíl	p
f _{VLF} [mHz]	M SD	29,343 5,165	30,250 6,437	0,907 ns	31,574 7,473	31,104 6,164	-0,470 ns	ns	2,231	ns	0,854	ns
f _{LF} [mHz]	M SD	89,149 11,124	95,989 11,457	6,839 ns	96,265 14,929	89,700 10,463	-6,565 ns	ns	7,116	ns	-6,289	ns
f _{HF} [mHz]	M SD	204,691 47,799	203,183 38,130	-1,508 ns	202,371 53,197	195,837 34,146	-6,534 ns	ns	-2,320	ns	-7,346	ns
% VLF [%]	M SD	20,418 12,000	16,384 12,031	-4,034 ns	15,761 11,799	16,040 8,736	0,279 ns	ns	-4,656	ns	-0,344	ns
% LF [%]	M SD	48,805 17,096	62,785 17,099	13,980 *	68,054 12,334	70,116 15,998	2,062 ns	ns	19,249	**	7,331	ns
% HF [%]	M SD	30,778 17,991	20,831 13,564	-9,947 **	16,181 10,132	13,844 10,511	-2,338 ns	ns	-14,596	*	-6,987	ns
VLF/HF	M SD	1,188 1,201	1,288 1,358	0,100 ns	2,074 2,766	1,533 1,164	-0,541 ns	ns	0,886	ns	0,245	ns
LF/HF	M SD	3,151 3,616	5,481 4,485	2,330 **	7,440 6,056	7,347 3,931	-0,093 ns	ns	4,290	**	1,866	ns
VLF/LF	M SD	0,493 0,339	0,329 0,329	-0,165 ns	0,263 0,234	0,298 0,309	0,035 ns	ns	-0,230	ns	-0,030	ns
Ccv VLF [%]	M SD	1,608 0,453	1,730 0,859	0,122 ns	1,518 0,578	1,837 0,505	0,319 *	ns	-0,090	ns	0,107	ns
Ccv LF [%]	M SD	2,721 0,966	3,573 0,751	0,852 **	3,780 1,370	4,175 1,447	0,394 ns	ns	1,059	ns	0,601	ns
Ccv HF [%]	M SD	2,191 1,212	2,042 0,979	-0,149 *	1,712 0,809	1,737 0,617	0,025 ns	ns	-0,479	ns	-0,305	ns

Vysvětlivky: ES - experimentální soubor
KS - kontrolní soubor
vs - versus
PMP - pulzní magnetické pole
M-W. U test - Mann - Whitneyho U test
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: ** $p \leq .01$; * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní; tučně zvýrazněno – hodnota se blíží hladině významnosti $p \leq .05$

e) 2. leh – ženy, experimentální (n = 9) i kontrolní (n = 6) soubor

Ukazatel	Experimentální soubor (ES) (Wilcoxonův test)				Kontrolní soubor (KS) (Wilcoxonův test)				Před PMP		Po PMP	
									KS vs ES (M-W. U test)		KS vs ES (M-W. U test)	
	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	<i>p</i>	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	<i>p</i>	Rozdíl	<i>p</i>	Rozdíl	<i>p</i>
f_{VLF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	25,574 5,667	28,490 7,948	2,916 ns	24,477 3,336	25,553 4,031	1,077 ns	ns	-1,098 ns	ns	-2,937 ns	ns
f_{LF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	91,732 24,627	81,369 15,763	-10,363 ns	105,458 20,183	93,883 16,942	-11,575 ns	ns	13,726 ns	ns	12,514 ns	ns
f_{HF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	279,576 66,983	291,371 41,577	11,796 ns	283,072 37,418	289,647 36,965	6,575 ns	ns	3,496 ns	ns	-1,724 ns	ns
%VLF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	14,419 10,483	16,333 17,602	1,914 ns	9,383 3,841	11,465 6,412	2,082 ns	ns	-5,036 ns	ns	-4,868 ns	ns
%LF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	20,408 9,853	17,373 6,479	-3,034 ns	18,162 10,347	27,147 14,020	8,985 *	*	-2,246 ns	ns	9,773 ns	ns
%HF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	65,171 17,669	66,290 21,003	1,119 ns	72,455 13,427	61,385 15,512	-11,070 *	*	7,284 ns	ns	-4,905 ns	ns
VLF/HF	<i>M</i> <i>SD</i>	0,285 0,279	0,541 1,027	0,256 ns	0,144 0,086	0,204 0,106	0,060 ns	ns	-0,140 ns	ns	-0,337 ns	ns
LF/HF	<i>M</i> <i>SD</i>	0,370 0,216	0,364 0,325	-0,006 ns	0,291 0,229	0,518 0,337	0,227 ns	ns	-0,078 ns	ns	0,154 ns	ns
VLF/LF	<i>M</i> <i>SD</i>	0,754 0,387	0,942 0,797	0,187 ns	0,918 0,922	0,573 0,592	-0,345 ns	ns	0,164 ns	ns	-0,369 ns	ns
CcvVLF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	1,604 0,587	1,610 0,645	0,006 ns	1,366 0,482	1,570 0,610	0,203 ns	ns	-0,237 ns	ns	-0,040 ns	ns
CcvLF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	1,925 0,479	1,943 0,630	0,018 ns	1,715 0,548	2,395 0,641	0,680 ns	ns	-0,209 ns	ns	0,453 ns	ns
CcvHF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	4,012 1,838	3,903 1,514	-0,109 ns	3,999 1,379	4,063 1,428	0,064 ns	ns	-0,014 ns	ns	0,160 ns	ns

Vysvětlivky: *ES* - experimentální soubor
KS - kontrolní soubor
vs - versus
PMP - pulzní magnetické pole
M-W. U test - Mann - Whitneyho U test
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní; tučně zvýrazněno – hodnota se blíží hladině významnosti $p \leq .05$

f) 2. leh – muži, experimentální (n = 5) i kontrolní (n = 8) soubor

Ukazatel	Experimentální soubor (ES) (Wilcoxonův test)				Kontrolní soubor (KS) (Wilcoxonův test)				Před PMP		Po PMP	
									KS vs ES (M-W. U test)		KS vs ES (M-W. U test)	
	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	<i>p</i>	Před PMP	Po PMP	Rozdíl	<i>p</i>	Rozdíl	<i>p</i>	Rozdíl	<i>p</i>
f_{VLF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	29,436 3,325	26,678 3,696	-2,758 ns	32,923 10,016	31,474 6,965	-1,449 ns	3,487 ns	3,487 ns	4,796 ns		
f_{LF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	102,260 26,321	103,880 34,683	1,620 ns	87,535 20,219	103,053 23,560	15,518 *	-14,725 ns	-14,725 ns	-0,827 ns		
f_{HF} [mHz]	<i>M</i> <i>SD</i>	251,962 73,708	236,640 63,779	-15,322 ns	266,180 70,447	233,216 48,902	-32,964 ns	14,218 ns	14,218 ns	-3,424 ns		
%VLF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	11,996 7,071	16,644 15,085	4,648 ns	8,233 11,299	11,648 7,030	3,415 ns	-3,764 ns	-3,764 ns	-4,997 ns		
%LF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	18,622 14,633	26,414 14,706	7,792 *	21,068 15,579	23,645 17,523	2,578 ns	2,446 ns	2,446 ns	-2,769 ns		
%HF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	69,382 18,676	56,942 18,287	-12,440 ns	70,699 25,007	64,708 22,144	-5,991 ns	1,317 ns	1,317 ns	7,765 ns		
VLF/HF	<i>M</i> <i>SD</i>	0,229 0,222	0,394 0,472	0,165 ns	0,385 0,868	0,272 0,324	-0,112 ns	0,156 ns	0,156 ns	-0,122 ns		
LF/HF	<i>M</i> <i>SD</i>	0,391 0,464	0,556 0,383	0,165 ns	0,661 1,087	0,583 0,674	-0,078 ns	0,270 ns	0,270 ns	0,026 ns		
VLF/LF	<i>M</i> <i>SD</i>	1,815 2,522	0,877 0,871	-0,938 ns	0,575 0,522	0,848 0,735	0,274 ns	-1,240 ns	-1,240 ns	-0,029 ns		
CcvVLF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	1,395 0,541	1,835 1,273	0,441 ns	1,188 0,583	1,620 0,665	0,432 *	-0,206 ns	-0,206 ns	-0,215 ns		
CcvLF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	1,521 0,516	2,109 0,462	0,588 *	2,183 1,464	2,332 1,611	0,149 ns	0,663 ns	0,663 ns	0,224 ns		
CcvHF [%]	<i>M</i> <i>SD</i>	3,673 1,677	3,423 1,233	-0,250 ns	4,467 2,248	4,291 1,762	-0,176 ns	0,794 ns	0,794 ns	0,868 ns		

Vysvětlivky: ES - experimentální soubor
KS - kontrolní soubor
vs - versus
PMP - pulzní magnetické pole
M-W. U test - Mann - Whitneyho U test
M - aritmetický průměr
SD - směrodatná odchylka

Statisticky významné hodnoty: * $p \leq .05$; ns – nesignifikantní