

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

VLIV APLIKACE STŘEDOFREKVENČNÍCH PROUDŮ V OBLASTI HRUDNÍ PÁTEŘE NA VARIABILITU SRDEČNÍ FREKVENCE

Diplomová práce

Autor: Bc. Jakub Straka

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

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

Olomouc 2024

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Bc. Jakub Straka

Název práce: Vliv aplikace středofrekvenčních proudů v oblasti hrudní páteře na variabilitu srdeční frekvence

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

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Rok obhajoby: 2024

Abstrakt:

Tato diplomová práce hodnotí vliv středofrekvenčních proudů na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence u zdravých jedinců v období mladé dospělosti.

Teoretická část obsahuje informace objasňující autonomní nervový systém, převodní systém srdeční, variabilitu srdeční frekvence a spektrální analýzu variability srdeční frekvence. Závěr teoretické části je věnován středofrekvenčním proudům, jejich charakteristice a využití.

Výzkumná část hodnotí vliv izoplanárního vektorového pole, aplikovaného v oblasti horní hrudní páteře, na variabilitu srdeční frekvence u 23 zdravých jedinců (9 mužů, 14 žen) ve věku 22-26 let.

Byly zjištěny významné rozdíly ve změnách parametrů SAVSF po aplikaci středofrekvenčních proudů do oblasti hrudní páteře, zejména u probandů vykazujících dle DAF zvýšenou reaktivitu parasymptiku. U této skupiny došlo ke statisticky signifikantnímu zvýšení parametrů Power HF ($p = 0,04$), R-R intervaly ($p = 0,04$), MSSD ($p = 0,04$) a Total power ($p = 0,04$).

Klíčová slova:

Fyzioterapie, Fyzikální terapie, Středofrekvenční proudy, Izoplanární vektorové pole, Variabilita srdeční frekvence, Autonomní nervový systém

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author: Bc. Jakub Straka
Title: The influence of middle frequency currents in thoracic spine area on the heart rate variability

Supervisor: PhDr. Petr Uhlíř, Ph.D.
Department: Department of Physiotherapy
Year: 2024

Abstract:

The aim of the thesis is to evaluate the impact of middle-frequency currents on selected indicators of spectral analysis of heart rate variability on healthy subjects in young adults.

The general section deals with autonomic nervous system, conduction system of the heart, heart rate variability and spectral analysis of heart rate variability. As a conclusion of this theoretical part there are informations about middle-frequency currents, their characteristic and use.

In the special section is included evaluation of interferential currents, applied in the thoracic spine area, on the heart rate variability. It includes 23 healthy subjects (9 men and 14 women) in the age interval 22-26.

Significant differences were found in changes of SAVSF parameters after application of mid-frequency currents to the thoracic spine, especially in probands showing increased parasympathetic reactivity according to DAF. In this group, there was a statistically significant increase in the Power HF ($p = 0.04$), R-R intervals ($p = 0.04$), MSSD ($p = 0.04$) and Total power ($p = 0.04$) parameters.

Keywords:

Physiotherapy, Physical therapy, Middle-frequency currents, Interferential currents, Heart rate variability, Autonomic nervous system

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

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

V Olomouci dne 30. dubna 2024

.....

Děkuji vedoucímu práce PhDr. Petru Uhlířovi, PhD. za pomoc a odborné vedení mé diplomové práce. Rovněž také děkuji svému spolužákovi Bc. Rudolfu Brožovi za pomoc při pořizování ilustračních snímků k této práci.

OBSAH

Obsah	7
1 Úvod	10
2 Přehled poznatků	11
2.1 Autonomní nervový systém.....	11
2.1.1 Funkce autonomního nervového systému.....	12
2.1.2 Centrální autonomní nervový systém	12
2.1.3 Periferní autonomní nervový systém	14
2.1.4 Sympatikus	14
2.1.5 Parasympatikus	15
2.1.6 Enterický systém.....	16
2.1.7 Mediátory autonomního nervového systému	17
2.1.8 Převodní systém srdeční (PSS)	18
2.1.9 ANS a srdeční frekvence	19
2.1.10Elektrokardiografie.....	20
2.1.11Ewingova baterie testů.....	22
2.2 Variabilita srdeční frekvence	24
2.2.1 Spektrální analýza variability srdeční frekvence	24
2.2.2 Historie variability srdeční frekvence a spektrální analýzy	25
2.2.3 Hodnocení spektrální analýzy	27
2.2.4 Komponenty spektrální analýzy	28
2.2.5 Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence	30
2.3 Elektroterapie	33
2.3.1 Středofrekvenční proudy.....	33
2.3.2 Parametry interferenčních proudů	34
2.3.3 Rozdělení středofrekvenčních proudů	36
2.3.4 Účinky a indikace interferenčních proudů	38
2.3.5 Kontraindikace.....	38
3 Cíle a hypotézy	40
3.1 Cíl	40
3.2 Hlavní hypotézy	40

3.2.1	Vedlejší hypotézy.....	40
4	Metodika.....	42
4.1	Výzkumný soubor.....	42
4.2	Režimová opatření.....	42
4.3	Měřené parametry.....	42
4.4	Design studie.....	43
4.5	Analýza naměřených dat.....	44
4.6	Limity studie.....	44
5	Výsledky.....	45
5.1	Dotazník na autonomní funkce.....	45
5.2	Škála vnímaného stresu (Perceived stress scale; PSS).....	46
5.3	Srovnání parametrů SAVSF.....	46
5.4	Reakce na hypotézy.....	57
6	Diskuse.....	59
7	Závěry.....	69
8	Souhrn.....	71
9	Summary.....	73
10	Referenční seznam.....	75
11	TABULKY A GRAFY.....	82
12	Přílohy.....	119
12.1	Pozice měření – leh.....	119
12.2	Pozice měření – stoj.....	120
12.3	Přístroj VarCor PF7.....	121
12.4	Vyjádření etické komise.....	122
12.5	Vzor informovaného souhlasu.....	123
12.6	Dotazník na autonomní funkce.....	124
12.7	Škála vnímaného stresu.....	125

SEZNAM ZKRATEK

- AMF – amplitudově modulovaná frekvence
- ANS – autonomní nervový systém
- AV uzel – atrioventrikulární uzel
- DAF – dotazník na autonomní funkce
- DM – hloubka modulace
- E – expirium
- EKG – elektrokardiografie
- HF – „high frequency“; vysokofrekvenční pásmo
- HZ - hertz
- I – inspirium
- K⁺ kanál – draselný kanál
- LF – „low frequency“; nízkofrekvenční pásmo
- M receptory – muskarinové receptory
- ms - milisekundy
- N receptory – nikotinové receptory
- P - parasympatikus
- PSS – převodní systém srdeční
- S - sympatikus
- SA uzel – sinoatriální uzel
- SAVSF – spektrální analýza variability srdeční frekvence
- SF – srdeční frekvence
- Th - hrudní
- TK – krevní tlak
- UVLF – „ultra low frequency“; ultra nízkofrekvenční pásmo
- UZ - ultrazvuk
- VLF – „very low frequency“; velmi nízkofrekvenční pásmo

1 ÚVOD

Středofrekvenční proudy spadají ve fyzioterapii do oblasti elektroterapie. Využití nacházejí nejen v oblasti analgetizace, ale také např. v oblasti elektrogymnastiky. Vždy záleží především na druhu využívaného proudu, jeho parametrech a zejména frekvenci. Středofrekvenční proudy lze aplikovat jak z klasických deskových elektrod, tak rovněž z elektrod vakuových, protože se jedná o proudy se zanedbatelným galvanickým efektem, tudíž nehrozí poranění pacienta při použití vakuových elektrod. Výhodou těchto proudů je poměrně velká hloubka účinku v porovnání s elektrickými proudy, jenž spadají do oblasti nízkých frekvencí. Účinek těchto proudů závisí rovněž na správném uložení elektrod.

Nejčastějšími lokalizacemi uložení elektrod jsou oblasti velkých kloubů (ramenní, kyčelní, kolenní) a oblast páteře. Při aplikaci elektroterapie může mimo jiné docházet také k ovlivnění autonomního nervového systému, především při aplikacích v oblasti páteře. V rámci středofrekvenčních proudů je však tato interakce zatím probádána jen velmi málo. Tato diplomová práce se tedy zaměřuje na zkoumání vlivu aplikace středofrekvenčních proudů v hrudním úseku páteře na variabilitu srdeční frekvence. Tento vliv je hodnocen pomocí spektrální analýzy variability srdeční frekvence u skupiny probandů ve věkovém rozmezí 22 – 26 let.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

Teoretická část této práce se zabývá poznatky o anatomii a neurofyzilogii autonomního nervového systému a s ním spjatou variabilitou srdeční frekvence. Věnuje se také spektrální analýze variability srdeční frekvence a z oblasti fyzikální terapie proudům, které spadají do skupiny středofrekvenčních.

2.1 Autonomní nervový systém

Označení autonomní nervový systém (ANS) vzniklo na základě představy, že tento systém funguje samostatně, bez závislosti na řízení z vyšších oddílů CNS. Tyto představy však již byly vyvráceny, neboť bylo zjištěno, že fyziologická činnost ANS je podmíněna součinností centrální a periferní části. V některých, zejména německy psaných, pracích se vyskytuje označení vegetativní nervový systém. Avšak s ohledem na anatomickou terminologii by mělo být preferováno označení autonomní (Opavský, 2018).

Tento systém se výrazně podílí na udržování homeostázy organismu. Reguluje funkce respiračního, kardiovaskulárního, trávicího, močového a pohlavního systému. Ovlivňuje také endokrinní a metabolické funkce, termoregulaci a významně se podílí na stresových a adaptačních reakcích. Významně se podílí také na emočních a behaviorálních projevech a reakcích (Opavský, 2018).

Tento systém má široký záběr a zasahuje do většiny orgánových systémů v těle. Často se označuje za řídicí složku funkcí „bojů nebo útek“ a „odpočívání a trávení“. Tradičně se rozlišovaly dva hlavní subsystemy ANS, a to sympatikus a parasympatikus. Dnes se již tradičně rozlišuje také třetí subsystem tzv. enterický. Anatomické rozložení ANS je složité a zahrnuje více oblastí nejen v těle, ale také v centrální i periferní části nervového systému. Aktivita tohoto systému je řízena především centrálními neurony, které reagují na rozsáhlé aferentní informace, které k nim přicházejí (Gibbons, 2019).

Činnost tohoto systému je tedy podmíněna složitými reflexními a humorálními regulacemi. V periferní části ANS jsou reflexní okruhy tvořeny aferentní (viscerosenzitivní a gladuloceptivní) a eferentní (visceromotorickou a sekretomotorickou) složkou. Jejich součinnost podmiňuje vhodné odpovědi tohoto systému na různé druhy podnětů, ať už z vnitřního či zevního prostředí (Opavský, 2018).

Po vyhodnocení příchozích informací je autonomní eferentní aktivita řízena tak, aby umožňovala odpovídající reakci hlavních orgánových systémů, a to v souladu s potřebami celého organismu (Gibbons, 2019).

2.1.1 Funkce autonomního nervového systému

Funkce se vždy odvíjí od toho, zda je více osloven sympatikus či parasympatikus. Zvýšená aktivita sympatiku působí systémem „bojů nebo úteč“ a naopak parasympatikus jako „relaxuj a trav“. (Karemaker, 2017).

Sympatikus se označuje jako zabezpečovatel ergotropních funkcí, což znamená, že podněcuje zvýšenou aktivitu a mobilizuje organismus v nebezpečí či stresových situacích. Parasympatikus za normálních okolností zajišťuje trofotropní funkce čímž umožňuje restituci funkcí a sil (Ambler, 2011).

Níže jsou zmíněny pouze některé funkce ANS:

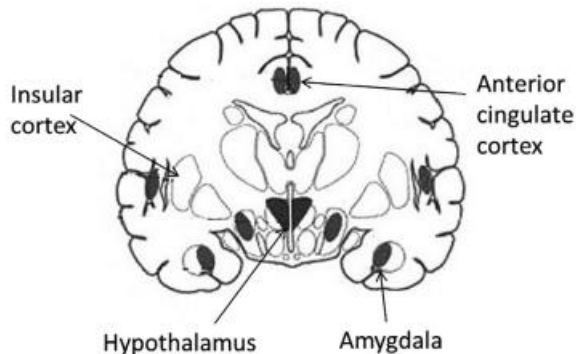
- Zrak – Dilatace/konstrikce zornice
- Slzné, slinné žlázy – Vyšší/nížší sekrece
- Kardiovaskulární systém – Zvýšení/snížení srdeční frekvence, rozšíření/zúžení cév, kontrakce/povolení prekapilárních svěračů
- Močové ústrojí – Zvýšení/snížení frekvence vylučování, relaxace/kontrakce močového měchýře, kontrakce/relaxace močových sfinkterů
- Gastrointestinální trakt – Snížení/zvýšení motility střev
- Respirační systém – Bronchodilatace/bronchokonstrikce
- Metabolismus – Zvýšení/snížení
- Imunitní systém – Potlačení/aktivace (Karemaker, 2017)

„Funkční stav subsystémů sympatiku a parasympatiku (vagu) se klasicky označoval jako jejich tonus. Jejich nerovnováha (sympatikotonie, resp. vagotonie) byla popisována jako změny tonu těchto subsystémů. Termín tonus by však měl být v souvislosti s ANS opuštěn, protože jak sympatikus, tak i parasympatikus mohou mít odlišnou míru aktivace (zvýšení i snížení činnosti) v různých částech organismu, a nelze je proto stanovit celkově.“ (Opavský, 2018)

2.1.2 Centrální autonomní nervový systém

ANS lze anatomicky rozdělit na centrální a periferní část. Do centrální části zahrnujeme několik vzájemně propojených oblastí předního mozku, mozkového kmene a míchy. Míšní část je zodpovědná za koordinaci segmentálních sympatických a sakrální parasympatických reflexů, které jsou modulovány vyššími úrovněmi řízení. Dolní část mozkového kmene (tzv. bulbopontinní systém) se podílí na řízení krevního oběhu, dýchání, gastrointestinálních funkcí

a mikce. Horní část mozkového kmene (pontomezencefalický systém) integruje řízení autonomních reakcí na bolest a behaviorálních reakcí na fyziologický stres. Do systému předního mozku spadá hypothalamus a tato oblast je zodpovědná za řízení homeostázy a adaptace organismu na změny teploty, osmolarity, glykémie, cirkadiálních rytmů či jiných změn vnějšího prostředí. Rovněž do tohoto systému spadá část limbického systému. Konkrétně se jedná o anteriorní limbický okruh, do kterého literatura řadí inzulární kortex, anteriorní cingulární kortex a amygdalu (Gibbons, 2019).

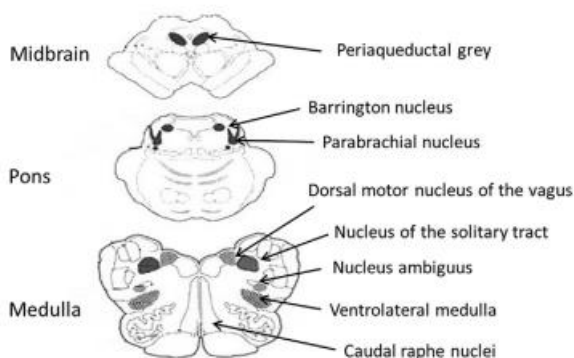


Obrázek 1. Systém předního mozku v centrálním ANS (Gibbons, 2019)

Inzulární kortex v předním mozku zpracovává viscerální teplotní a bolestivé vjemy a pomáhá integrovat informace o nocicepci s emočním a kognitivním zpracováním. Tato část také řídí sympatické a parasympatické výstupy pro visceromotorickou kontrolu. Amygdala bývá označována jako klíčový prvek autonomních emočních reakcí a vykonává kontrolu nad endokrinními i autonomními výstupy pro reakce stresu a strachu (Gibbons, 2019).

V mozkovém kmeni se nachází několik důležitých oblastí autonomní kontroly. Jedním z nich je periakvedutální šed', která je propojující stanicí mezi vstupy do přední části mozku a dolní části mozkového kmene. Integrují se zde somatické a autonomní reakce na stres a bolest, což následně usnadňuje kardiovaskulární reakci na bolest a koordinaci mikce a respirace.

Další strukturou mozkového kmene jsou tzv. parabrachiální jádra, lokalizována na dorzolaterální straně pontu. Tato jádra jsou místem vstupu viscerálních, termoregulačních a nociceptivních informací z míchy a tyto informace jsou dále promítány do hypothalamu, amygdaly a thalamu. Parabrachiální jádra se rovněž podílí na kontrole gastrointestinálních, respiračních a kardiovaskulárních funkcí. Další oblasti mozkového kmene jsou zahrnuty například při koordinaci mikčních center či při řízení kardiálních a baroreflexních funkcí (Gibbons, 2019).



Obrázek 2. Oblasti mozkového kmene zahrnutý v řízení ANS (Gibbons, 2019)

2.1.3 Periferní autonomní nervový systém

Periferní složky ANS zahrnují aferentní dráhy, které přenášejí signály z periferie do centrálních částí nervové soustavy, eferentní dráhy, které vedou signál z centrálních částí k orgánům, jež vykonávají danou funkci a také spoje mezi periferními orgány. (Furness, 2015).

Tyto oddíly můžeme tedy vnímat jako reflexní oblouk. Aferentní dráha vede viscerosenzitivní neurony, konkrétně nemyelinizovaná vlákna typu C. Pregangliový neuron je uložen v mozkovém kmeni či páteřní míše a buněčná těla viscerosenzitivních neuronů leží ve spinálních gangliích. Eferentní dráha je vedena axonem viscerosenzitivního neuronu (vlákna typu B) ke gangliu. Postgangliová vlákna inervují efektorové buňky (Otomar et al., 2020).

Složky periferního ANS jsou anatomicky oddělenější, než tomu bylo u centrálního ANS. To je jeden z důvodů, proč se tyto složky rozdělují ještě na složky sympatického, parasympatického a enterického systému. Některé anatomické charakteristiky však mají tyto složky společné.

Prvním společným znakem je, že pregangliová vlákna těchto složek ANS jsou slabě myelinizovaná. Postgangliové neurony, které se nacházejí mimo centrální nervovou soustavu (CNS), vysílají postgangliová vlákna do příslušných inervovaných orgánů a tkání v celém těle. Tato vlákna jsou ovšem nemyelinizovaná (Gibbons, 2019).

Jak již bylo zmíněno, morfologicky lze ANS rozdělit na tři oddíly, přičemž dva z nich se chovají povětšinou antagonisticky. Jedná se o sympatikus a parasympatikus. Třetím oddílem je pak systém enterický (Otomar et al., 2020).

2.1.4 Sympatikus

Tento oddíl ANS se někdy označuje jako thorakolumbální a to z morfologického hlediska. Jeho míšní jádra (nuclei originis) jsou uložena v míšních segmentech C8-L3 (některá literatura uvádí pouze segmenty Th1-L2). Někdy se tato jádra označují také jako nuclei intermediomedialis

a nuclei intermediolateralis. Axony těchto neuronů vystupují z míchy předními kořeny a vstupují do ganglií truncus sympathikus. Většina z těchto neuronů je zde přepojena, část však pokračuje dále a přepojuje se v prevertebrálních gangliích. Postgangliová vlákna odstupují k orgánům jako rami viscerales z truncus sympathikus nebo jako rami communicantes grisei a přes senzitivní neuron do periferie. Druhý jmenovaný případ platí zejména pro oblast kůže a přilehlé orgány. V oblasti hlavy většinou procházejí sympatická vlákna jako postgangliová parasympatickými ganglii. Vzhledem k faktu, že sympatická vlákna přestupují mezi jednotlivými etážemi sympatických ganglií, má sympathikus spíše celkové účinky, zatímco parasymphatikus má účinky spíše lokální (Otomar et al., 2020; Wulf & Tom, 2023; Rokyta et al., 2015).

Jak již bylo zmíněno, sympatický systém zodpovídá za reakce označované „fight or flight“, což bývá často předkládáno jako „boj nebo útek“. Tento systém je aktivován v momentech, kdy je třeba zvýšit výdej energie či vzniká emoční vypětí. Příklady účinku aktivity sympatiku jsou zvýšení krevního tlaku, redistribuce krve do kosterních svalů, srdce a mozku, útlum činnosti gastrointestinálního traktu, dilatace bronchiolů či zvýšení mentální aktivity (Rokyta et al., 2015).

2.1.5 Parasympatikus

Tento oddíl ANS se morfologicky někdy označuje jako kraniosakrální. Důvod je totožný jako u sympathiku, přičemž parasympatická nucleii originis nacházíme v jádrech mozkového kmene a v míšních segmentech S2-S4.

Kmenovými strukturami jsou nucleus Edinger-Westphal, nucleus salivatorius superior, nucleus salivatorius inferior a nucleus dorsalis nervi vagi.

Nucleus Edinger-Westphal vsílá axony prostřednictvím nervus oculomotorius a ganglion ciliare (přes ramus inferior nervi oculomotori). Díky tomuto spojení je parasympatikus schopen řídit miózu oka a akomodaci.

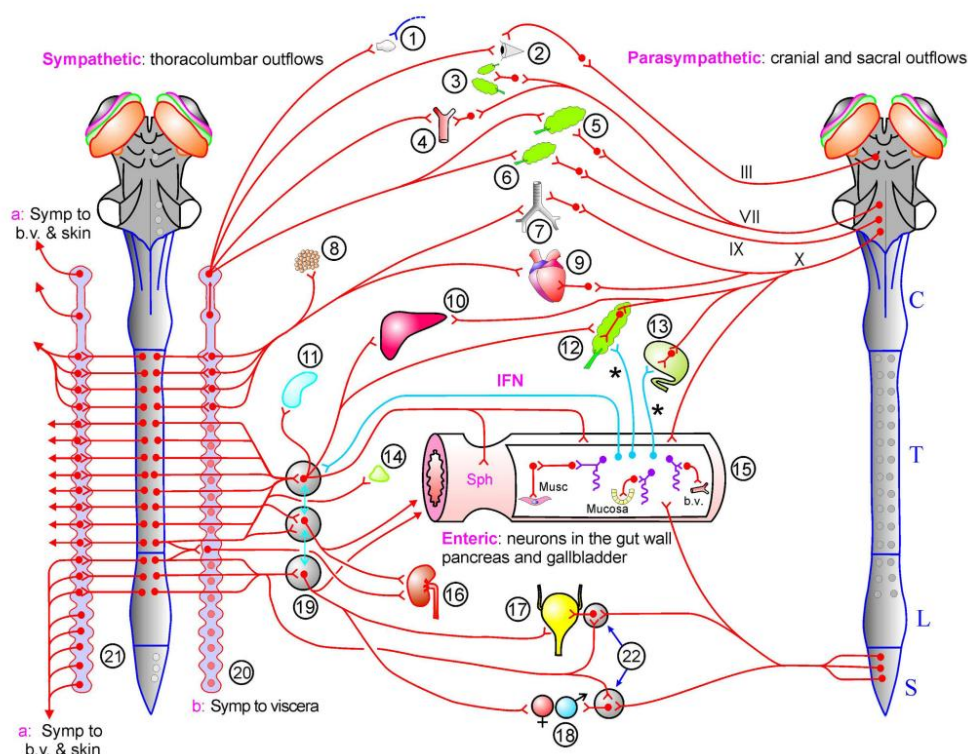
Druhá zmíněná struktura, nervus salivatorius superior, vysílá axony prostřednictvím nervus facialis. Přes tyto nervová vlákna a vlákna na ně navazující jsou řízeny slzné a slinné (podčelistní a podjazykové) žlázy.

Z nervus salivatorius inferior jsou vlákna vedena především cestou nervus glossopharyngeus. Opět jako u předchozí struktury slouží k řízení, tentokrát se však jedná o žlázu příušní.

Poslední z kmenových struktur, nukleus dorsalis nervi vagi, vede axony cestou nervus vagus až ke gangliím srdce, dýchacího a trávicího ústrojí (Otomar et al., 2020).

Sakrální část parasymptického komplexu má nuclei originis v nuclei interomediolaterales. Axony vystupují z míchy předními kořeny a vytvářejí plexus hypogastricus inferior (Otomar et al., 2020).

Funkce parasymptického systému se označuje jako „rest and digest“, v překladu „odpočivej a trav“. Parasymptikus aktivuje gastrointestinální trakt – dochází ke stimulaci všech žláz (slinných, žaludečních, střevních, žlučových, pankreatických). Rovněž se jeho aktivací zvyšuje motilita žaludku a střev a dilatují se sfinktery. Také parasymptikus způsobuje redistribuci krve v těle, avšak ve prospěch trávicí soustavy, dochází tedy k vazodilataci ve splanchnické oblasti a k vazokonstrikci v oblasti kosterních svalů, srdce a mozku (Rokyta et al., 2015).



Obrázek 3. Schéma sympatické a parasymptické části ANS (Furness, 2015).

2.1.6 Enterický systém

Původně byla tato část ANS považována za jednu z mnoha dalších, které jsou inervovány sympatickými a parasymptickými oddíly. Přicházejí zde jak sympatická, tak parasymptická vlákna, avšak enterický systém má svůj vlastní unikátní gangliový plexus uvnitř trávicího traktu, který dále moduluje autonomní aktivitu.

Postupně se tedy enterický systém začal vyčleňovat jako samostatný oddíl, a to hned z několika důvodů. Jedním z nich je fakt, že střevní neurony jsou strukturálně odlišné od ostatních autonomních neuronů a jsou zahrnuty ve vnitřních reflexech (Furness, 2015).

Parasympatická kontrola enterického systému probíhá prostřednictvím nervus vagus (kraniální část parasympatiku) a nervů z oblasti S2-S4. Sympatická kontrola je pak zajišťována pomocí nervů z oblasti hrudní a bederní (Gibbons, 2019).

Samotný enterický systém je tvořen sítí autonomních ganglií, která formují řadu plexů. Mezi nejdůležitější plexy zde patří Meissnerův (submukozální), Auerbachův (myenterický), Cajalův (hluboký muskulární) a mukozální plexus (Gibbons, 2019).

Enterický systém řídí motoriku, sekreci a absorpci v gastrointestinálním traktu a také kontroluje lokální krevní průtok. Například Meissnerův plexus zodpovídá za sekreci drobných žlázek a plexus Auerbrachi ovlivňuje především motilitu (Rokyta et al., 2015).

2.1.7 Mediátory autonomního nervového systému

Přenos informace v ANS mezi pregangliovými a postgangliovými neurony či mezi postgangliovým neuronem a efektem probíhá chemickou cestou. V rámci ANS nacházíme dva základní mediátory, a to jsou acetylcholin a noradrenalin. Acetylcholin je mediátorem přenosu z pregangliových na postgangliové neurony u sympatického i parasympatického systému. Je také přítomen při přenosu z postgangliových zakončení na efektor v rámci parasympatického systému. U postgangliových zakončení sympatiku zajišťuje přenos informace noradrenalin (Otomar et al. 2020).

„Výjimku v postgangliových vláknech v autonomním nervovém systému tvoří vlákna sympatiku, inervující potní žlázy a hladkou svalovinu kapilár kosterního svalu, jejichž mediátorem je rovněž acetylcholin, přestože ostatní postgangliová sympatická inervace je adrenergní.“ (Rokyta et al., 2015)

Příchozí akční potenciál stimuluje vstup vápenatých iontů do nervového zakončení. Tyto ionty zde způsobí pohyb synaptických váčků k presynaptické štěrbině. Následně dochází k uvolnění acetylcholinu do synaptické štěrbině. Vyplavený acetylcholin aktivuje receptory umístěné na postsynaptické části. Takto proběhne přenos vzruchu přes synapsi a informace je dále vedena k cílovému orgánu (nebo přímo ovlivní cílový orgán, pokud se jedná o postgangliové vlákno. Acetylcholin působí na několik receptorů, které se dělí na dvě velké skupiny. První skupinou jsou nikotinové (N) receptory a druhou receptory muskarinové (M) (Rokyta et al., 2015).

U nikotinových receptorů rozlišujeme typ N_N ve vegetativních gangliích a typ N_M na nervosvalové ploténce. Tyto dva typy se od sebe liší tím, že jsou tvořeny jinými podjednotkami. Shodují se v tom, že jsou současně cholinergními receptory a kationtovými kanály. Muskarinové receptory působí na synaptický přenos nepřímo přes G-protein.

Rozlišujeme několik druhů M-receptorů (M_1 - M_5). Za zmínku stojí M_2 -cholinergní receptor, který se vyskytuje v srdci. Prostřednictvím G-proteinu vyvolává otevření určitých K^+ kanálů sinusového a AV-uzlu v srdeční síni. Tento proces působí na srdce negativně chronotropně (zpomalení srdeční frekvence) a dromotropně (zpomalení šíření vzruchu) (Sibernagl & Despopoulos, 2016).

2.1.8 Převodní systém srdeční (PSS)

Srdeční rytmus a frekvence kontraktility srdečního svalu jsou řízeny převodním systémem srdečním. Tento název označuje soubor různě specializovaných buněk v srdeční svalovině, které mají schopnost autonomně vytvářet vzruchy a následně je rozvádět dále. Řadí se sem sinoatriální uzel (SA uzel), atrioventrikulární uzel (AV uzel), Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna.

Funkčně lze PSS rozdělit na pomalu vedoucí uzly, kam spadá SA a AV uzel a rychle vedoucí komorový systém, kam řadíme Hisův svazek, pravé a levé Tawarovo raménko a Purkyňova vlákna.

SA uzel je dominantním pacemakerem srdce a řídí jeho kontrakci. Nachází se na rozhraní pravé síně a horní duté žíly, v oblasti crista terminalis, kde se krev dostává ze systémového oběhu do pravé síně. Uzel se skládá z malé heterogenní populace buněk, včetně pacemakerových kardiomyocytů, jenž mají schopnost spontánní depolarizace. Tyto buňky jsou inervovány z ANS (hojně množství jak sympatických, tak parasympatických vstupů), který tak reguluje srdeční frekvenci a umožňuje reagovat podle metabolických nároků. Cévní zásobení SA uzlu probíhá cestou ramus nodi sinuatrialis, který odstupuje z pravé (zhruba 55% populace) či levé koronární tepny. Z SA uzlu se akční potenciál šíří přes komoru, pomocí intratriálních svalových svazků, na AV uzel.

AV uzel se nachází kaudálněji na rozhraní síní a komor. Vzruch je zde veden pomaleji, což umožňuje naplnění komor krví, ještě, než dojde k dalšímu šíření vzruchu. Toto zpoždění je žádoucí, neboť nejdříve musí dojít k dokončení kontrakce (depolarizaci) síní a až poté zahájení kontrakce (depolarizace) komor (van Eif, Devalla, Boink & Christoffels, 2018). V případě poškození SA uzlu přebírá AV uzel jeho funkci pacemakeru – proto je označován také jako sekundární pacemaker (Bulava, 2017).

V případě, že dojde také k poškození AV uzlu, přebírají elektrickou aktivitu centra v samotných srdečních komorách – terciární pacemakery (Bulava, 2017).

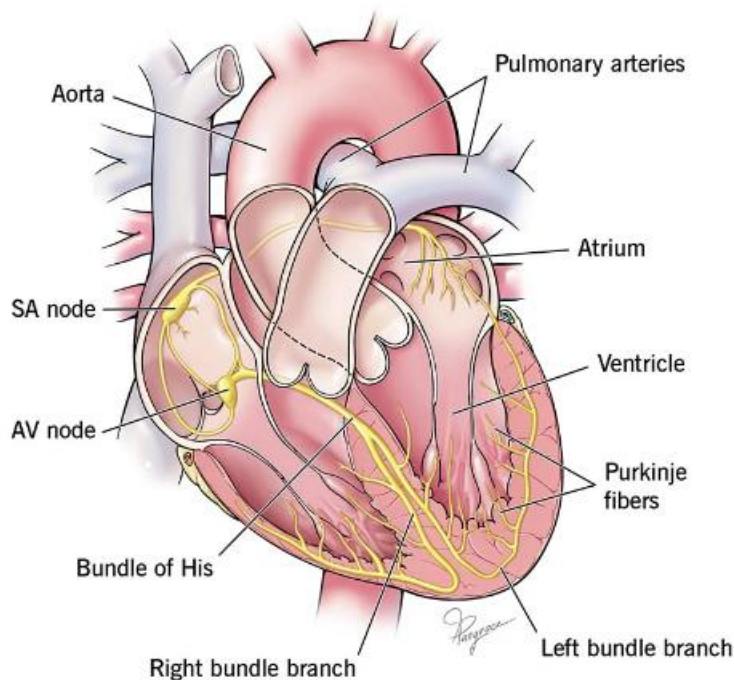
Vzruch je pak z AV uzlu dále veden přes Hisův svazek do mezikomorového septa. Za běžných podmínek je toto jediné vodivé tkáňové propojení mezi síněmi a komorami.

Hisův svazek se dále rozděluje na pravé a levé Tawarovo raménko. Pravé raménko vede vzruch k myokardu pravé komory. Levé Tawarovo raménko se větví na přední svazek (fasciculu anterior) a zadní svazek (fasciculus posterior). Díky tomuto rozvětvení pak vede vzruch k interventrikulárnímu septu a myokardu levé komory.

Tawarova raménka se posléze opět větví na Purkyňova vlákna. Jakmile vzruch dosáhne Purkyňových vláken, je rychle rozveden na komorové kardiomyocyty, které se kontrahují (van Eif, Devalla, Boink & Christoffels, 2018).

Hlavní funkcí Tawarových ramének a Purkyňových vláken je co nejrychleji a rovnoměrně rozvést elektrický vzruch do všech oblastí obou komor tak, aby jejich kontrakce byla co nejvíce synchronní (Bulava, 2017).

Šíření akčního potenciálu na srdeční svalovině lze sledovat například na elektrokardiogramu (EKG) (van Eif, Devalla, Boink & Christoffels, 2018).



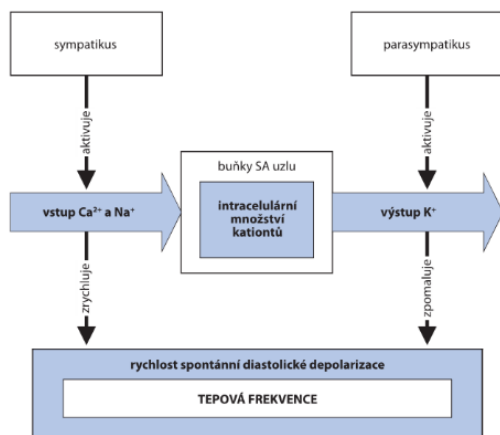
Obrázek 4. Anatomie převodního systému srdečního (Retrieved from: <https://my.clevelandclinic.org/health/body/21648-heart-conduction-system>)

2.1.9 ANS a srdeční frekvence

Srdeční frekvence a její řízení je téměř výlučně nervové. Za srdeční frekvenci je zodpovědný sinoatriální uzel, který je pod neustálým vlivem ANS. V závislosti na tonu sympatiku a parasympatiku se srdeční frekvence mění. Pokud převládne sympatikus, dochází ke zrychlení srdeční frekvence, a naopak u parasympatiku dojde ke zpomalení. Toto se označuje jako pozitivní a negativní chronotropní efekt.

Činnost sympatiku aktivuje β -adrenergní receptory v srdečních buňkách. Díky tomu dochází ke snížení proudu draselných iontů z buněk SA uzlu, a naopak zvýšení sodných iontů do buněk. Tento proces zrychluje spontánní diastolickou depolarizaci a zvyšuje srdeční frekvenci.

Parasympatikus působí skrze cholinergní receptory muskarinového typu. Tyto receptory slouží pro neurotransmitter acetylcholin. Při zvýšené stimulaci těchto receptorů dochází v membráně buněk SA uzlu k aktivaci specifických draselných kanálů a tím ke zpomalení průběhu spontánní diastolické depolarizace (Langmeier et al., 2009).

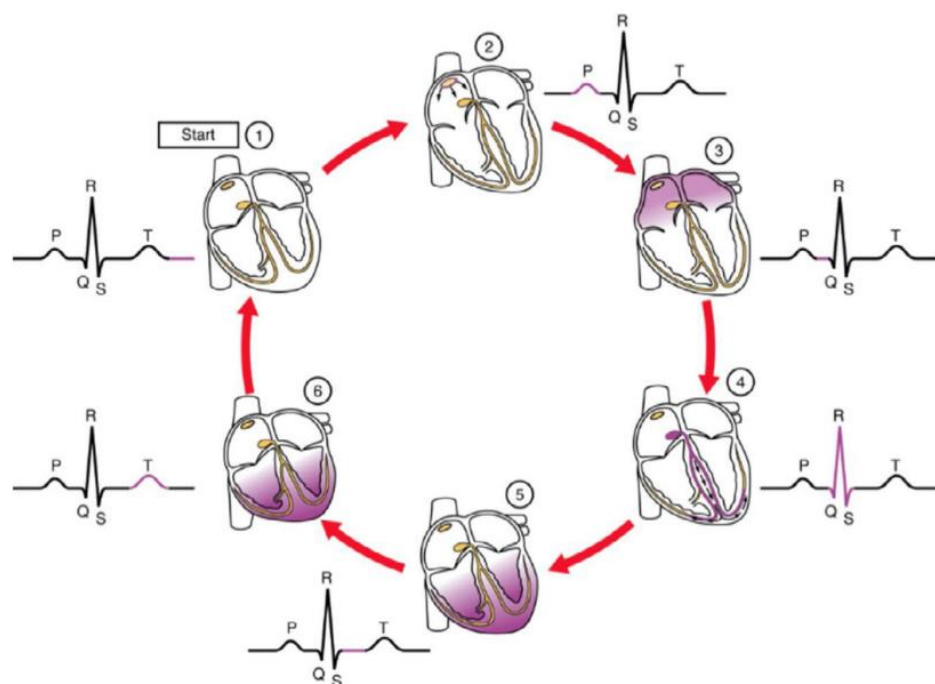


Obrázek 4. Mechanismus účinku sympatiku a parasympatiku na SA uzel při řízení tepové frekvence (Langmeier et al., 2009).

2.1.10 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie, zkráceně EKG, je neinvazivní vyšetřovací metoda používána v mnoha odvětvích medicíny. Jedná se o snímání elektrické aktivity srdce, pomocí elektrod na těle pacienta (nejčastěji se využívá dvanácti svodové EKG). Význam nachází především v diagnostice srdečních poruch, ať už se jedná o poruchy srdečního rytmu, srdeční ischemii či jiné patologie (Chorro Gascó, 2022).

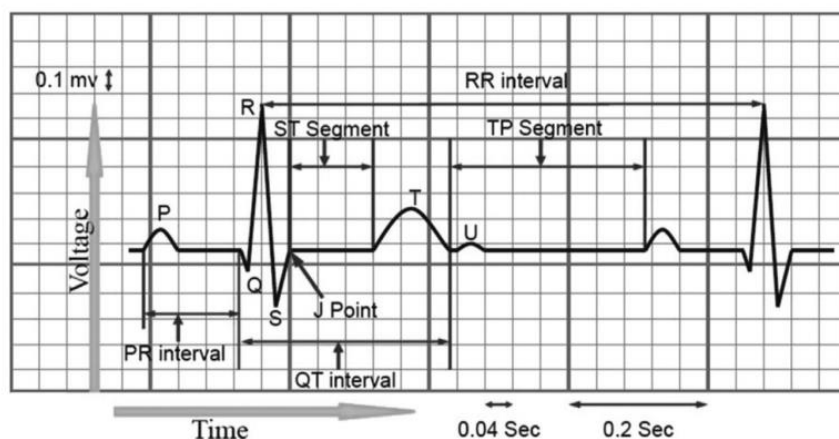
Primárním centrem automacie v srdečním svaly je sinusový uzel. Na tomto místě se také tvoří pravidelné vzruchy s frekvencí 60-80 za minutu. Po vzniku signálu je pak vzruch veden po svalovině do AV uzlu a dále se zpomalením na komory. V případě výpadku sinusového uzlu může tvořit vzruch také AV uzel (avšak s nižší frekvencí 40-60 za minutu). Šíření vzruchu pokračuje na Hisův svazek a obě Tawarova raménka.



Obrázek 5. Srdeční aktivita spojená s EKG záznamem (Kaplan Berkaya et al., 2018)

Výsledkem EKG je křivka. Jednotlivé části této křivky se označují písmeny P, Q, R, S, T a U. Depolarizaci sinusového uzlu EKG nezachycuje. Vlna P zobrazuje depolarizaci síní. Počátek této vlny ukazuje depolarizaci pravé síně a konec síně levé. Tato část se v rámci EKG křivky označuje jako síňová. Repolarizace síní probíhá současně v době QRS komplexu, a proto není na EKG viditelná. Po P vlně následuje QRS komplex. Tato část zaznamenává depolarizaci komor, a tedy konec QRS komplexu značí úplnou depolarizaci a začátek mechanické kontrakce komor. T vlna značí návrat komor do klidového stavu, tedy repolarizaci (Haberl, 2012).

Výsledkem elektrografie je elektrogram. Jedná se o přepis EKG na speciální papír obsahující drobné čtverečky dvou velikostí. Menší čtverce (udává se 1 mm) v záznamu reprezentují dobu 4 milisekundy, větší čtverce pak 20 milisekund. Z EKG záznamu lze také vypočítat srdeční frekvenci (Man, 2023).



Obrázek 6. EKG záznam s popisem jednotlivých částí (Kaplan Berkaya et al., 2018)

2.1.11 Ewingova baterie testů

Ewing a kolektiv vypracovali baterii testů. Původně se tyto testy používaly k diagnostice autonomní neuropatie, avšak později našli uplatnění v hodnocení autonomních funkcí oběhového systému. Tyto testy zahrnují jak hodnocení srdeční frekvence (SF), tak i změn krevního tlaku (TK) (Opavský, 2018).

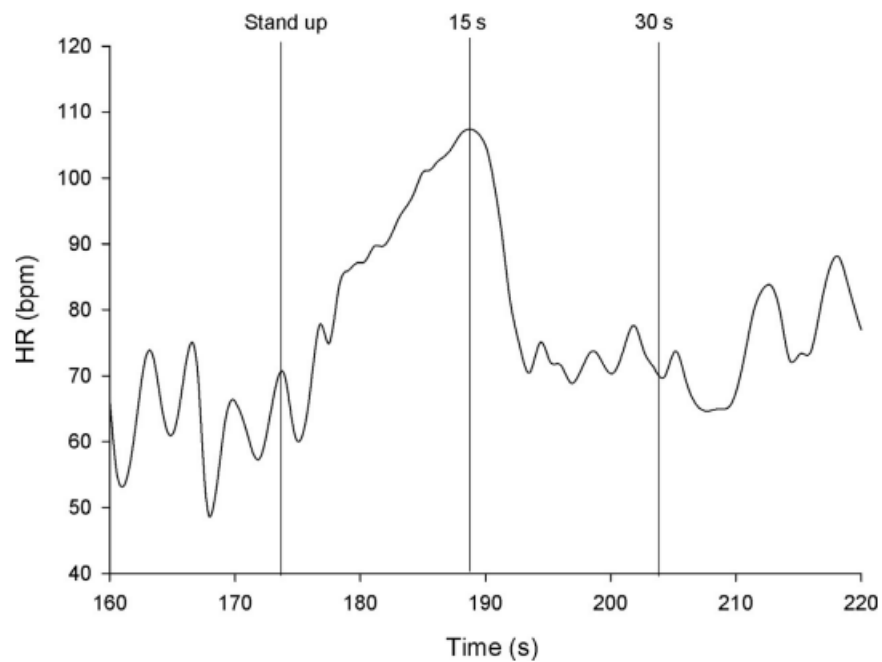
Do této testové baterie patří zkouška hlubokého dýchání, ortostatická zkouška, Valsalvův manévr a zkouška izometrické kontrakce ruky.

Zkouška hlubokého dýchání hodnotí srdeční parasympatické funkce. Provádí se sledováním průměrné změny srdeční frekvence. Hodnotí se rozdíl (I-E) a podíl (I/E) srdeční frekvence v inspiriu (I) a expiriu (E), a to ze šesti dechových cyklů (někdy ze čtyř). Jeden dechový cyklus by měl trvat 10 sekund. Při správném fungování variability srdeční frekvence je odpovědí při nádechu zvýšení srdeční frekvence a při výdechu její snížení (Farooq & Chelimsky, 2019; Illigens & Gibbons, 2019; Opavský, 2018).

Při **Valsalvově manévru** jsou současně hodnoceny vazomotorické sympatické funkce, srdeční sympatické a parasympatické funkce. Pacient je vyzván k usilovnému výdechu proti uzavřené glottis. Standardizace tohoto testu uvádí 15sekundový výdech, přičemž by mělo dojít ke zvýšení nitrohruďního tlaku na hodnotu 40 mmHg. Fyziologicky by mělo dojít ke snížení žilního návratu do pravého srdce a v návaznosti na to k vazokonstrikci a zrychlení srdeční frekvence (Farooq & Chelimsky, 2019; Illigens & Gibbons, 2019).

Ortostatická zkouška spočívá ve změně polohy z lehu na zádech do stoje. Nejprve by vyšetřovaný měl ležet alespoň 5 minut v poloze na zádech za stálého sledování krevního tlaku a srdeční frekvence. Po této době je pacient vyzván k postavení se, přičemž by tato změna poloh měla být provedena, pokud možno co nejrychleji (uvádí se interval do 3 sekund). Také ve stoji

by měl dotýčný setrvat, alespoň 5 minut. V prvních vteřinách stoje dochází ke zrychlení srdeční frekvence. Tato náhlá tachykardie je způsobena tonu vagu. Fyziologicky by pak měla následovat zřetelná kardiodecelerace. V hodnocení této zkoušky se využívá poměr 30:15. Tento poměr se vypočítává jako poměr nejdelšího R-R intervalu (nejpomalejší srdeční frekvence), který se vyskytuje zhruba ve 30. sekundě stoje, a nejkratšího R-R intervalu (nejrychlejší srdeční frekvence), objevujícího se okolo 15. sekundy stoje. Čím větší tento poměr je, tím více je „neporušen“ parasymptikus (Illigens & Gibbons, 2019; Opavský, 2018).



Obrázek 7. Graf časového průběhu srdeční frekvence při ortostatické zkoušce (Illigens & Gibbons, 2019)

Ve **zkoušce izometrické kontrakce ruky** se posuzují změny hodnot diastolického tlaku. Tyto hodnoty jsou monitorovány při 30% maximální síly stisku ruky (tzv. handgrip test) po dobu maximálně 5 minut a poté porovnávány s hodnotami naměřenými v klidovém stavu před zahájením této zkoušky (Opavský, 2018).

Zkouška	Ukazatel	Normální	Hraniční	Abnormální
Valsalvův manévr	Valsalvův poměr	> 1,21	1,11–1,20	< 1,10
ortostatická zkouška	poměr 30 : 15	> 1,04	1,01–1,03	< 1,00
zkouška hlubokého dýchání	průměry max.–min. SF během hlubokého dýchání	> 15 tepů/min	11–14 tepů/min	< 10 tepů/min
změna krevního tlaku (v ortostatické zkoušce) po postavení	snížení systolického krevního tlaku v mm Hg	< 10	11–29	30
handgrip test (izometrická kontrakce ruky)	zvýšení diastolického krevního tlaku v mm Hg	> 16	11–15	< 10

SF – srdeční frekvence

Obrázek 8. Referenční hodnoty ukazatelů kardiovaskulárních funkčních testů pro průkaz autonomní neuropatie (Opavský, 2018).

2.2 Variabilita srdeční frekvence

„Kardiovaskulární systém vykazuje prvky samoorganizovanosti směřující k udržení dynamické stability. Ta se udržuje přizpůsobováním srdeční frekvence, krevního tlaku a dalšími mechanismy, které reagují na řadu vnitřních a zevních vlivů, jako jsou např. vznik ischemie, metabolická dysbalance či významná fyzická a/nebo psychická zátěž. V odpovědi na uvedenou situaci se srdeční frekvence zrychluje či zpomaluje, mění se tedy délka R-R intervalu. Tato fyziologická adaptace srdeční frekvence patří k typickým znakům autonomních, integrativních funkcí živých organismů. Vysoká variabilita srdeční frekvence je znakem dobré adaptability systému, tedy „zdravých“ regulací srdečních funkcí a potažmo „zdravého“ organismu. Naopak, snížená variabilita bývá známkou porušení adaptability systému a měla by vést k detailnější, cílené diagnostice její příčiny“ (Pumpřla, Sovová & Howorka, 2014).

Variabilita může být ovlivněna mnoha faktory, například věkem, pohlavím, fyzickou zdatností a jinými. Z vnějších faktorů ji může ovlivňovat užívání alkoholu, drog, ale také legálních léčiv (Catai et al., 2020).

Obvykle se variabilita srdeční frekvence určuje z EKG signálu. S ohledem na to byly stanoveny také standardy, které mají vést ke sjednocení metodiky a umožnit porovnávání výsledků (Mejía-Mejía, Budidha, Abay, May & Kyriacou, 2020).

Ukazuje se také fakt, že měření variability srdeční frekvence může sloužit jako významný prediktor rizika kardiovaskulárních onemocnění. Například nízké hodnoty při měření variability srdeční frekvence se ukázaly jako nízká pravděpodobnost přežití u pacientů s dysfunkcí levé komory (Catai et al., 2020).

Historicky se první studie, zkoumající parametry variability srdeční frekvence, objevily v 60. letech 20. století. V této době byla analýza variability použita ke sledování fetálních funkcí. V 70. letech se začaly objevovat nové studie, které porovnávaly parametry variabilit s patofyziologickými situacemi, jako byla zvýšená úmrtnost u pacientů s kardiovaskulárními onemocněními nebo diabetes spojený s autonomní neuropatií (Souza, Philbois, Veiga & Aguilar, 2021).

2.2.1 Spektrální analýza variability srdeční frekvence

Princip spektrální analýzy spočívá ve sledování oscilací intervalů v rámci srdečního rytmu. Variabilita jednotlivých R-R úseků je viditelná také na EKG záznamu a závislá na několika faktorech. Obecně lze říci, že vyšší variabilita srdeční frekvence značí dobrou adaptabilitu organismu. Nižší úroveň variability může poukazovat na patologii (Estévez et al., 2016).

Spektrální analýza variability srdeční frekvence je metodou široce využívanou k hodnocení kontroly autonomního nervového systému na systém kardiovaskulární. Jedná se o neinvazivní vyšetřovací metodu. „Podstatou metodiky je skutečnost, že ukazatele kardiovaskulárních funkcí oscilují současně v různých rytmech, které mají z fyziologického hlediska odlišný význam. Jednotlivé frekvence, na nichž ke zmíněné oscilaci dochází, lze pomocí spektrální analýzy vzájemně odlišit a rozdělit do několika (obvykle čtyř) pásem.“ (Vlčková et al., 2010)

Za nejvýznamnější se považuje pásmo nízkofrekvenční (low frequency – LF). Toto pásmo se pohybuje v rozsahu 0,04–0,15 Hz a reflektuje současně aktivitu sympatiku i vagu. Míra jejich zastoupení závisí na vyšetřované situaci, např. poloze těla. Má se za to, že souvisí s periodickými změnami periferní cévní rezistence a dále s baroreflexními mechanismy.

Druhým pásmem je pásmo vysokofrekvenční (high frequency – HF). Toto pásmo je v rozsahu 0,15–0,40 Hz a odráží zejména aktivitu vagu spojenou s fyziologickou respirační arytmií.

Zbylá dvě pásma jsou pásmo velmi nízkofrekvenční (very low frequency – VLF) v rozsahu 0,0033–0,04 Hz a ultranízkofrekvenční (ultra low frequency – ULF) v rozsahu menším než 0,0033 Hz. Fyziologický podklad u těchto dvou pásem není zatím dostatečně objasněn a většina autorů je proto nezohledňuje (Vlčková et al., 2010).

Monitorování variability probíhá buďto krátkou dobu (obvykle v řádu několika minut, maximálně do 1 hodiny) a pak hovoříme o tzv. short-term analysis. Druhou variantou je analýza prováděna po delší čas (1-24 hodin) a zde se jedná o tzv. long-term analysis. Výhodou krátkodobé analýzy je snadné provedení a možnost sledování dynamických změn autonomních srdečních funkcí v rámci minut. Výhodou dlouhodobé analýzy je především možnost sledování srdečních funkcí v delším časovém horizontu a slouží tak lepšímu určování následné prognózy (Li, Rüdiger & Ziemssen, 2019).

2.2.2 Historie variability srdeční frekvence a spektrální analýzy

První psané zmínky o pozorování srdeční frekvence pocházejí již z antického Řecka (již zhruba 300 let před naším letopočtem). Měřena byla podle pulzů – tedy tepové frekvence. Tehdejší badatelé zjistili rozdíly mezi tepnami a žilami a také fakt, že tepny rytmicky pulzují. Toto umožnilo postupně rozvoj poznatků o tepové a srdeční frekvenci. Podobné poznatky byly objeveny také v historické čínské medicíně.

V Římě později badatel Archigenes charakterizoval osm charakteristik pulzu a sledoval především jeho pravidelnost a nepravidelnost (Billman, 2011; Ernst, 2017).

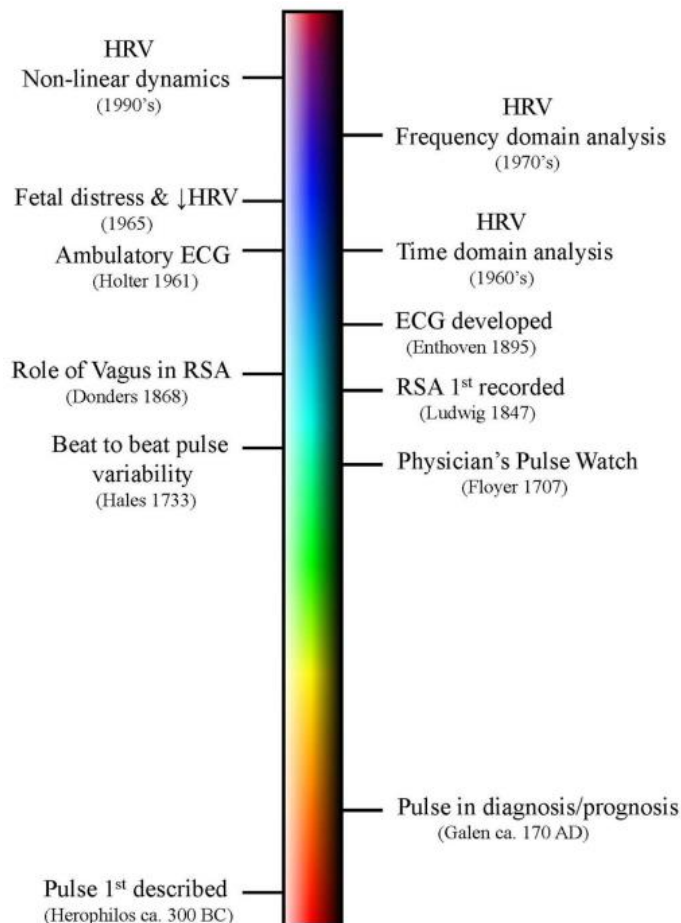
Okolo druhého století př. n. l. došlo ke zjištění, že pulz je způsobován kontrakcí a relaxací srdce, které takto pumpuje krev do oběhu. Později bylo také popsáno využití sledování pulzů k odhalování a predikcím některých onemocnění (Billman, 2011).

V osmnáctém století byly pozorovány změny arteriálního tlaku během dechového cyklu. S tímto také souvisel popis vztahu výkyvů srdeční frekvence během dechového cyklu. V témže století byly také vytvořeny první přístroje na měření tlaku. Rovněž v osmnáctém století se zjistilo, že správná homeostáza lidského těla je spojena se zvýšenou variabilitou srdeční frekvence (Billman, 2011; Ernst, 2017).

Na přelomu 19. a 20. století použil Willem Eithoven galvanometr pro měření změn elektrického proudu a vytvořil první kontinuální záznamy elektrické aktivity srdce. S postupným objevem, rozvojem a standardizací elektrokardiogramu (EKG) bylo umožněno zkoumání jednotlivých srdečních stahů v rámci kardiálního rytmu. Postupem 20. století byl pozorován vztah mezi ANS a srdeční frekvencí. Jednou ze studií bylo sledování variability srdeční frekvence u plodů pomocí EKG. Zde bylo zjištěno, že při zvýšeném stresu došlo ke snížení variability (Ernst, 2017).

V rámci 20. let docházelo stále k vývoji elektrokardiogramů, kdy tyto přístroje vznikaly také v přenosných verzích (dnes známý zejména přístroj „holter“ pojmenovaný dle svého vynálezce Normana Holtera). V této době byla variabilita měřena pomocí ručního měření RR intervalů z 24hodinového měření. To se změnilo, když Axelrod začal analyzovat také pomocí tzv. short-term HRV v délce 10 minut a méně (Billman, 2011; Ernst, 2017).

Od 70. let se postupně začala zkoumat problematika spektrální analýzy variability srdeční frekvence. Od této doby došlo k významnému rozvoji poznatků o variabilitě srdeční frekvence a technice spektrální analýzy (Billman, 2011). Některé z těchto milníků jsou zaznačeny v obrázku 9.



Obrázek 9. Časová osa zkoumání variability srdeční frekvence. (Billman, 2011)

2.2.3 Hodnocení spektrální analýzy

Jedou z metod hodnocení variability srdeční frekvence je **Časová analýza**. Vypočítávají se zde číselné indexy, shrnující variabilitu z řady RR intervalů. Obvykle se tyto hodnoty vypočítávají pro delší časové úseky než při frekvenční analýze, obvykle 24 hodin. (García Martínez C.A. et al., 2017).

Druhou, již zmíněnou, metodou je **Frekvenční analýza**. Zde se k získání hodnot užívají nejčastěji dva postupy. Prvním je tzv. rychlá Fourierova transformace, druhým pak autoregresivní model. (Opavský, 2018).

„Základní rozdíl mezi nimi spočívá v tom, že u rychlých Fourierových transformací se vyžaduje přísná periodicitu sledovaných rytmů, a s tím souvisí i předem stanovený počet a rozmezí frekvenčních pásem, zatímco autoregresivní model sám stanovuje počet a centra jednotlivých frekvenčních složek. Záznamy mohou být krátkodobé (řádově trvající od desítek s po řadu min) a dlouhodobé, jež trvají řádově hodiny.“ (Opavský, 2018).

2.2.4 Komponenty spektrální analýzy

Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, v rámci měření variability srdeční frekvence bývají jednotlivé ukazatelé kardiovaskulárních funkcí děleny do frekvenčních pásem – vysokofrekvenční, nízkofrekvenční, velmi nízkofrekvenční a ultranízkofrekvenční.

V rámci spektrální analýzy je hodnocena oscilace srdeční frekvence na jednotlivých frekvencích – **Výkonová spektrální hustota** (Power spectral density). Z tohoto parametru jsou dále odvozovány další parametry.

Spektrální výkon (power) je energie signálu v daném frekvenčním pásmu (VLF power, LF power, HF power). Tento parametr určuje v absolutních hodnotách celkovou velikost výkonové spektrální hustoty v jednotlivých frekvenčních pásmech. Výsledek se uvádí v ms^2 .

$$VLF\ Power = \int_{0,01}^{0,05} PSD\ df \quad (ms^2)$$

$$LF\ Power = \int_{0,05}^{0,15} PSD\ df \quad (ms^2)$$

$$HF\ Power = \int_{0,15}^{0,5} PSD\ df \quad (ms^2)$$

Celkový výkon (Absolut power, Total power) se počítá jako celkový součet výkonů ze všech frekvenčních pásem. Také u tohoto parametru je standartně výsledek v ms^2 .

$$Total\ power = VLF\ Power + LF\ Power + HF\ Power \quad (ms^2)$$

Relativní spektrální výkon (Relative power) je procentuální podíl celkového výkonu vzhledem k jednotlivým frekvenčním pásmům.

$$Relative\ power\ VLF = \frac{Power\ VLF}{Total\ power} \quad (\%)$$

$$Relative\ power\ LF = \frac{Power\ LF}{Total\ power} \quad (\%)$$

$$Relative\ power\ HF = \frac{Power\ HF}{Total\ power} \quad (\%)$$

(Salinger, Stejskal & Janura, 1998)

Poměry jednotlivých spektrálních výkonů (LF/HF ratio, VLF/LF ratio, VLF/HF ratio), které udávají poměr jednotlivých spektrálních výkonů (daných frekvencí) vůči sobě.

$$LF/VF \text{ ratio} = \frac{\text{Power LF}}{\text{Power HF}}$$

$$VLF/LF \text{ ratio} = \frac{\text{Power VLF}}{\text{Power LF}}$$

$$VLF/HF \text{ ratio} = \frac{\text{Power VLF}}{\text{Power HF}}$$

(Salinger, Stejskal & Janura, 1998)

Poměr LF/HF (LF/HF ratio) se mnohdy vyjadřuje jako poměr jednotlivých složek ANS. Spektrální výkon v nízkofrekvenčním pásmu (Power LF) je ukazatelem sympatické složky a spektrální výkon ve vysokofrekvenčním pásmu (Power HF) složky parasympatické. Za předpokladu, že budou hodnoty LF/HF ratio vyšší, hovoříme o dominanci sympatiku, v opačném případě (nižší hodnoty LF/HF ratio) o dominanci parasympatiku. Jedná se však o pouhé orientační měření, neboť spektrální výkon v nízkofrekvenčním pásmu nevyjadřuje čistě aktivitu sympatické složky, ale je zde částečně (i když v menší míře) zastoupena složka parasympatická a další nespécifikované faktory. Důležité je také si uvědomit, že vztahy sympatické a parasympatické složky jsou komplexní, nelineární a často také nonreciproční (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Dalšími důležitými parametry jsou R-R intervaly a MSSD (Mean square successive differences). Tyto dva parametry řadíme do ukazatelů časové analýzy variability srdeční frekvence.

R-R intervaly (R-R intervals) označují průměrnou délku všech naměřených R-R intervalů. Výsledek se pak obvykle uvádí v milisekundách.

$$RR \text{ interval} = \frac{1}{n} \sum RR_i \quad (ms)$$

n = počet R-R intervalů v rámci měřeného úseku

RR_i = délka srdeční periody

(Salinger, Stejskal & Janura, 1998)

MSSD (mean square successive differences) vyjadřuje průměrnou hodnotu druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů.

$$MSSD = \frac{1}{n-1} \sum (RR_i - RR_{i-1})^2$$

(Salinger, Stejskal & Janura, 1998; Shaffer & Ginsberg, 2017)

2.2.5 Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence

Variabilita srdeční frekvence může být chápána také jako určitá odezva srdce na přicházející stimuly. Bylo odhaleno množství podnětů, různých etiologií, které ovlivňují právě variabilitu srdeční frekvence. Mohou to být fyziologické či patofyziologické faktory a také faktory prostředí. Někteří badatelé dělí faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence do 5 kategorií. Těmi jsou faktory životního stylu, okolního prostředí, fyziologické, patologické a faktory neovlivnitelné. Samozřejmě existuje řada dalších příčin, jež variabilitu mohou ovlivnit.

Mezi fyziologické faktory lze řadit věk, pohlaví či cirkadiální rytmy. Vysokou variabilitu nacházíme zhruba okolo 15. roku života a postupně s rostoucím věkem docházím k jejímu poklesu (Tiwari, Kumar, Malik, Raj & Kumar, 2021).

Zdá se také, že vliv sympatiku postupně s věkem roste, což koreluje také se zvýšením hodnot LF/HF ratio. Vliv parasympatiku oproti tomu s věkem postupně klesá (Estévez-Báez et al., 2019).

O přímém vlivu pohlaví na variabilitu srdeční frekvence se stále debatuje. Například studie z roku 2015 (Voss a kolektiv) zjistila závislost některých krátkodobých ukazatelů variability na pohlaví. Bylo ale také zjištěno, že rozdíl ve vlivu pohlaví mizí okolo 55. roku života. Také se ukázalo, že vliv věku na variabilitu je u mužů o něco vyšší než u žen. Rozdíly mezi pohlavími v mladším věku mohou vznikat především díky hormonálnímu působení, které může vést k vyšší aktivitě sympatiku a nižší aktivitě parasympatiku u mužů. U žen je naopak vyšší aktivita parasympatiku a nižší aktivita sympatické složky. Tento fakt by také mohl vést k důvodu, proč se postupně s věkem pohlavní rozdíly stírají. U žen postupně dochází k menopauze a dalším změnám vedoucím k hormonální restrukturalizaci. Stejně tak u mužů probíhá s věkem změna hladin některých hormonů (Voss, Schroeder, Heitmann, Peters & Perz, 2015).

Naproti tomuto Estévez-Báez s kolektivem (2019) sledovali vliv pohlaví na variabilitu srdeční frekvence u mladistvých a mladších dospělých. Zde bylo zjištěno, že u skupiny starších mladistvých (17-20 let) nebyl ve variabilitě žádný rozdíl mezi pohlavími. Je třeba dodat, že sami autoři uvedli, že je třeba dalších výzkumů v této konkrétní problematice (Estévez-Báez et al., 2019).

Dalším ovlivňujícím faktorem, který byl lehce zmíněn v rámci pohlavních faktorů, je endokrinní problematika. Thyroidní hormony (hormony štítné žlázy) mají přímý efekt na myokard tím, že zvyšují jeho kontraktilitu. Rovněž mají vliv na ANS a mění sympatickou odezvu. Významné jsou také ženské pohlavní hormony. Hladina estrogenu významně koreluje s hodnotami variability u zdravých žen, což potvrzuje kardioprotektivní účinky ženských pohlavních hormonů. Mužské pohlavní hormony (androgeny) mají zase významný pozitivní vliv

na autonomní modulaci srdce (vyšší hodnoty variability srdeční frekvence byly zjištěny při vyšších hladinách testosteronu). Naproti tomu estradioly (ženské pohlavní hormony) mají tendenci ke zvyšování parasympatické aktivity (Fatisson, Oswald & Lalonde, 2016).

Variabilitu ovlivňuje také dýchání. S tímto souvisí fyziologický fenomén respirační sinusová arytmie, při kterém dochází ke zrychlení srdeční frekvence při nádechu a následnému zpomalení při výdechu. Je však třeba brát zřetel na fakt, že také respirační sinusová arytmie je ovlivňována řadou dalších faktorů jako je například věk, pohlaví, postura či kardiopulmonární funkce. Do variability se rovněž mohou promítat patologie respiračního systému. Například astma bronchiale u dětí bylo spojeno se snížením hodnot variability srdeční frekvence (Fatisson, Oswald & Lalonde, 2016).

Také celá řada dalších onemocnění či patologií je spojena se změnou (většinou snížením) variability srdeční frekvence. Za zmínku stojí neurologická onemocnění jako jsou Parkinsonský syndrom, spinocerebelární ataxie nebo roztroušená skleróza mozkomíšní. Samozřejmě také řada kardiovaskulárních onemocnění má vliv na variabilitu a samotná variabilita byla nějakou dobu využívána pro odhalení těchto patologií (Fatisson, Oswald & Lalonde, 2016).

Velkou skupinou jsou pak faktory životního stylu. Sem bych zařadil především fyzickou aktivitu, konzumaci alkoholu, tabákových výrobků či drog a také meditaci.

Fyzická aktivita se jeví jako dobrý prostředek pro zvýšení variability. Záleží však na druhu, intenzitě a trvání této aktivity. Vytrvalostní tréninky jeví dobré známky změn variability srdeční frekvence. Při odporovaném tréninku nebyly pozorovány změny ve variabilitě ani v klidové srdeční frekvenci. Při tréninku koordinace byly sledovány změny v jednotlivých parametrech variability. Konkrétně došlo ke zvýšení hodnot HF Power a MSSD a ke snížení hodnot LF power (Grässler, Thielmann, Böckelmann & Hökelmann, 2021).

U vlivu konzumace alkoholu a tabákových návykových látek bylo prokázáno, že vede ke snížení variability. U těžkých kuřáku byla také zjištěna spojitost se zhoršením autonomních funkcí. Srdeční regulace vagem se taktéž snižuje u pravidelných kuřáku a je považována za jeden z patofyziologických následků užívání tabákových výrobků. Konzumace alkoholu vede ke snižování srdeční variability přes zvýšenou stimulaci sympatické aktivity a inhibici parasympatické aktivity. Bylo také prokázáno, že u lidí, kteří konzumují alkohol v menší míře (1 až 2 skleničky dle denního doporučení) dochází k nárůstu hodnot variability. Větší konzumace alkoholu už ale vede k jejímu snižování. Tento stav je však (alespoň částečně) zvrátitelný úpravou životního stylu (Tiwari, Kumar, Malik, Raj & Kumar, 2021).

Různé formy meditace či jiné relaxace (například Schultzův autogenní trénink) jeví pozitivní vliv na nárůst variability. Tento nárůst může souviset také s lepší pozorností a s posílením autonomní regulace (Fatisson, Oswald & Lalonde, 2016).

Za důležité považuji zmínit také faktor stresu. Zvýšená úroveň stresu souvisí jednak se snížením variability a také se zvýšením srdeční frekvence, zvýšením krevního tlaku, a především výrazně posiluje riziko vzniku kardiovaskulární onemocnění (Fatisson, Oswald & Lalonde, 2016).

2.3 Elektroterapie

Elektroterapie je oblast fyzioterapie, která spadá pod hromadné označení fyzikální terapie. Jak již z názvu vyplývá, jedná se o léčebné metody, při nichž je využíváno fyzikálních vlastností a účinků ke zlepšení stavu pacienta, v ideálním případě k úplné úzdavě. Oblast elektroterapie využívá za tímto účelem elektrický proud. Základně lze elektroterapeutické metody rozdělit dle způsobu aplikace na kontaktní (přímý kontakt aplikátoru a pacienta) a bezkontaktní (bez přímého kontaktu). Druhým častým dělením je rozdělení podle frekvence aplikovaného proudu. Zde se rozlišují 3 skupiny – nízkofrekvenční proudy (s frekvencí od 0 Hz do 1000 Hz), středofrekvenční proudy (dle literatury od 1000 Hz do 100 000 Hz, prakticky se však využívají především frekvence do 12 000 Hz) a vysokofrekvenční proudy (nad 100 000 Hz).

Nízkofrekvenční a středofrekvenční elektroterapie spadá do kontaktní elektroterapie, shodně tak galvanoterapie (aplikace stejnosměrného proudu). Vysokofrekvenční elektroterapie, distanční elektroterapie a magnetoterapie se řadí do bezkontaktní.

Cílenými účinky, pro které se elektroterapie využívá, mohou být například účinky analgetické, antiedematózní či myostimulační.

2.3.1 Středofrekvenční proudy

Jak již bylo zmíněno výše, mezi středofrekvenční proudy se řadí ty, jejichž frekvence se pohybuje od 1000 do 100 000 Hz. V praxi se ovšem setkáváme s hodnotami do zhruba 12 000 Hz, s vyššími pak jen výjimečně (Konečný, 2019).

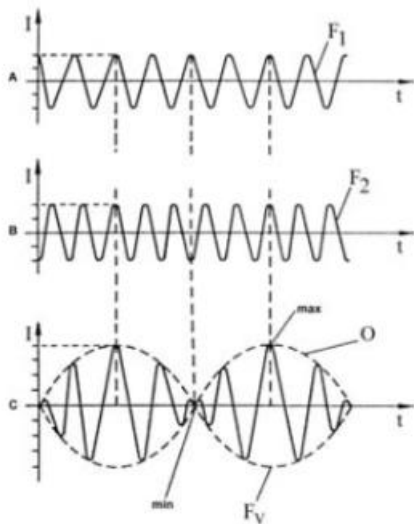
Tyto proudy lze rozdělit na 2 skupiny:

1. Harmonické, střídavé proudy – zde se řadí například interferenční proudy nebo Kotzův proud
2. Pulzní proudy – zde se řadí například Ruská stimulace nebo REBOX

Kotzův proud a Ruská stimulace zmíněné výše, se využívají k elektrogymnastice, především za účelem posílení svalů, a proto o nich nebude v dalších kapitolách pojednáváno.

Výhodou středofrekvenčních proudů je to, že při aplikaci pronikají do větší hloubky. To je zapříčiněno nižší impedancí kůže vzhledem k uplatnění kapacitní složky kožního odporu. Další výhodou je absence galvanické složky, tudíž zde není riziko poleptání pacienta. Je však třeba zmínit jednu zásadní nevýhodu, a sice, že samy o sobě nemají žádný trofotropní efekt (Navrátil, 2019).

Skupina středofrekvenčních proudů se označuje jako proudy interferenční. Důvodem je, že jejich mechanismem účinku je tzv. interference, tedy vzájemné ovlivňování na principu superpozice (skládání), přičemž vzniká nový signál. Interference může být buďto pozitivní (kdy výsledná vlna má vyšší amplitudu než původní vlny) nebo negativní (výsledná vlna má nižší amplitudu než původní vlny). Důležité je také zmínit, že interference může probíhat z jednoho nebo i více směrů najednou (Navrátil, 2019).



Obrázek 10. Interference dvou proudů (Poděbradský & Vařeka, 1998)

2.3.2 Parametry interferenčních proudů

U interferenčních proudů nacházíme několik nastavitelných parametrů, které jsou pro tyto proudy specifické a u jiných druhů elektroterapie se nevyskytují.

Nosná frekvence vyjadřuje frekvenci nově vzniklého interferenčního proudu. Vypočítává se jako průměr součtu frekvencí v prvním a druhém okruhu. Pokud tedy bude v okruhu 1 frekvence 4000 Hz a v okruhu 2 frekvence 4100 Hz nosná frekvence nově vzniklého interferenčního proudu bude 4050 Hz.

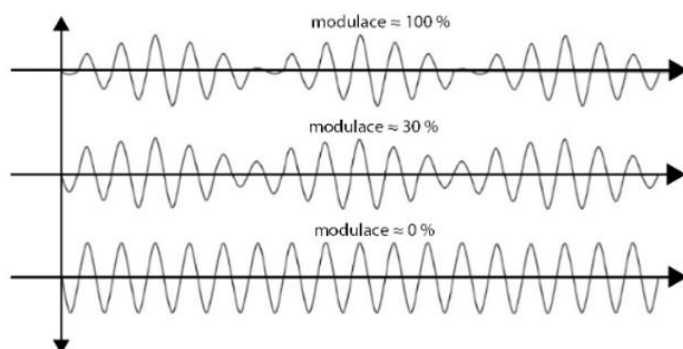
Amplitudová modulovaná frekvence (AMF)/ Frekvence obalové křivky vyjadřuje kolísání amplitudy. Rovná se absolutní hodnotě rozdílu frekvencí v prvním a druhém okruhu. V našem modelovém příkladu by tedy byla AMF rovna 100 Hz ($|4000-4100|$).

Spectrum je parametr, který se využívá pro zabránění adaptaci. Uvádí se v Hz a označuje o kolik Hz má kolísat AMF právě za účelem zabránění adaptace. U akutních případů volíme nižší spektrum (zhruba do 20 Hz), u chronických spektrum vyšší (20-40 Hz)

Sweep time se týká parametru spektrum. Jedná se o časový údaj, vyjádřený v sekundách, který udává, za jak dlouho proběhne změna ze základní hodnoty AMF na AMF + Spektrum. Opět je pravidlem, že u akutnějších stavů volíme delší časový úsek a u chronických kratší.

Contour je dalším parametrem týkající se spektra. Udává se v % a vyjadřuje kolik procent ze sweep time bude probíhat samotná změna. Tento parametr tak ovlivňuje strmost změny. Čím vyšší contour bude, tím méně bude změna dráždivější. Stále však záleží také na parametru sweep time.

Hloubka modulace je parametr, který vyjadřuje míru amplitudové modulace v určité oblasti. Tento parametr rozhoduje o účinnosti středofrekvenční terapie. Vyjadřuje se v procentech a nabývá hodnot od 0 % do 100 %. Terapeuticky významná je hloubka modulace v rozmezí 100 – 50% (Konečný, 2019; Navrátil, 2019).



Obrázek 11. Příklady různých hloubek modulace (Navrátil, 2019)

Intenzita je volena podle požadovaného účinku. V praxi se využívá intenzita:

- nadprahově senzitivní za účelem analgezie
 - prahově motorická pro myorelaxaci
 - nadprahově motorická k vyvolání svalové kontrakce a aktivaci svalové pumpy
- (Konečný, 2019)

2.3.3 Rozdělení středofrekvenčních proudů

Středofrekvenční proudy se také někdy dělí podle způsobu aplikace na bipolární a tetrapolární.

- **Bipolární aplikace**

Někdy se lze také setkat s označením „Bipolární interference“. Toto označení je však nesprávné, protože při bipolární aplikaci, je středofrekvenční proud aplikován ze 2 elektrod a interferenční proud vzniká již v přístroji (amplitudová frekvence je již na výstupu z přístroje). Ve tkáni tedy již nedochází k žádné interferenci proudu, a proto by se při této aplikaci označení „interference“ nemělo vyskytovat.

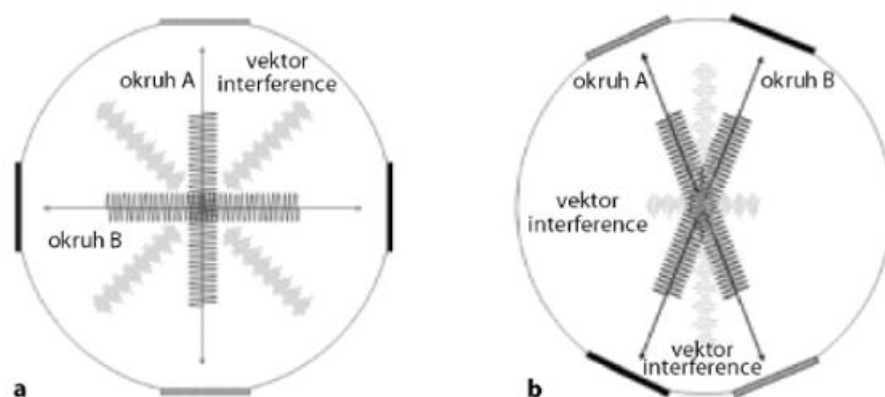
Tato technika je jednodušší na prostorovou orientaci, neboť ošetřovaná tkáň by se měla nacházet mezi elektrodami a je zde 100% hloubka v celé proudové dráze. Nevýhodou je nižší hloubka účinku (Konečný, 2019; Navrátil, 2019).

- **Tetrapolární aplikace**

Jak již název napovídá, při tetrapolární aplikaci je proud aplikován pomocí 4 elektrod. V praxi se můžeme setkat se 3 druhy aplikací:

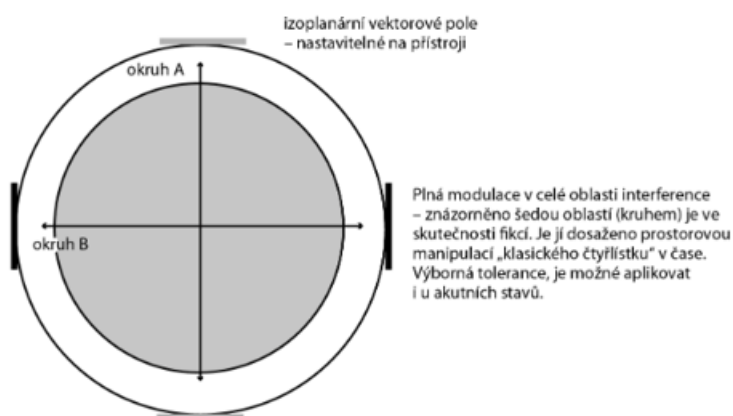
Klasická interference je dvouokruhová aplikace se 4 elektrodami (2 pro každý okruh), které jsou na pacientovi uloženy tak, aby se okruhy v cílové tkáni křížily. Díky tomu pak dochází ve tkáni k interferenci a vzniku amplitudové modulace až hlouběji ve tkáni. Výhodou je, že tato modulace probíhá v hloubce a tím dochází k minimálnímu zatížení kůže a podkoží. Maximální hloubka modulace (100 % DM) vytváří ve tkáni obrazec „kříže“ a při této aplikaci vzniká na ose pootočené o 45° od původních proudových okruhů. Kolem tohoto kříže bývá často znázorňován „čtyřlístek“, který značí oblast 50% hloubky modulace. Dále od osy kříže hloubka modulace klesá a přímo pod elektrodami je 0 %. Hloubka modulace od 100 % do 50 % je terapeuticky využitelná. Z důvodu různé hloubky modulace je tato technika náročná na prostorovou představivost při aplikaci. Také se zde vyskytují oblasti se 100 % a 0 % hloubkou modulace v těsné blízkosti, což může působit dráždivě, a proto je tato aplikace kontraindikována u akutních stavů.

Je však vhodné zmínit, že tato metoda je dnes spíše nevyužívána v případě, že jsou k dispozici další dvě varianty, které jsou modernější a lépe využitelné (Konečný, 2019; Navrátil, 2019).



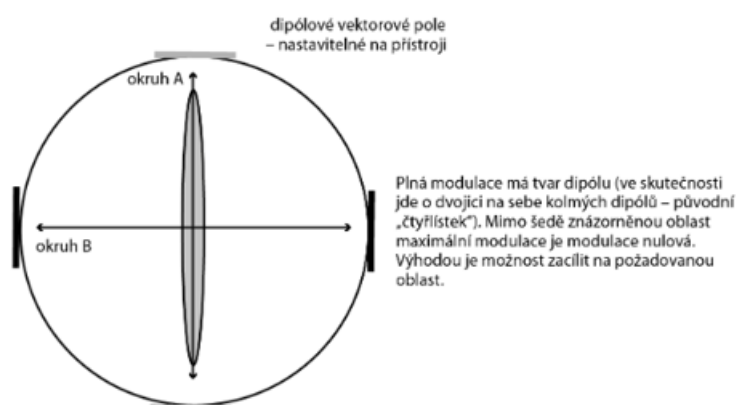
Obrázek 11. Příklady vektorů interference při různém uložení elektrod při klasické interferenci (Navrátil, 2019)

Izoplanární vektorové pole (IVP) je další variantou tetrapolární aplikace. Při této variantě je dosaženo rovnoměrného rozložení maximální hloubky modulace v oblasti, kterou vymezují elektrody. Tohoto efektu je dosaženo modulací amplitudy (intenzity proudu) mezi oběma okruhy. Lze tedy říci, že dochází k „natáčení čtyřlístku“ což výsledně vede k pokrytí celé oblasti mezi elektrodami 100 % hloubkou modulace. Tato aplikace je tedy jednodušší na prostorovou orientaci než klasická interference. Účinek je více difúzní, díky změnám pozice interferenčního vektoru. Proto je potřeba prodloužit čas aplikace (až na 20 minut). Tato varianta se označuje jako nejšetnější forma hluboko působící elektroterapie, která má minimum (či žádné) speciální kontraindikace (Konečný, 2019; Navrátil, 2019).



Obrázek 12. Izoplanární vektorové pole (Navrátil, 2019)

Dipólové vektorové pole (DVP) je třetí variantou tetrapolární aplikace a vlastně se jedná o technickou variantu izoplanárního vektorového pole. Opět je zde cestou modulace amplitudy docíleno změny umístění a v tomto případě také tvaru čtyřlístku. Ten je deformován do tvaru „přímky“. V oblasti přímky se pak vyskytuje 100 % hloubka modulace a mimo ni 0 %. Tato aplikace umožňuje lepší zacílení na konkrétní místo, ale je zde třeba opět určité dovednosti v prostorové orientaci. Při aplikaci je možné nastavení natáčení přímky, a to buďto automaticky nebo ručně (Konečný, 2019; Navrátil, 2019).



Obrázek 13. Dipólové vektorové pole (Navrátil, 2019)

2.3.4 Účinky a indikace interferenčních proudů

Indikace pro interferenční proudy jsou prakticky shodné s indikacemi pro nízkofrekvenční elektroterapii. Jedná se tedy o účinky analgetické, antiedematózní, myorelaxační a hyperemizační. Vždy záleží na nastavených parametrech a intenzitě aplikovaného proudu. Využití nacházejí především pro svou větší hloubku účinku. Intenzita aplikace se pohybuje od (nad)prahově senzitivní při analgetizaci po nadprahově senzitivní pro myorelaxaci a aktivaci svalové mikropumpy (Capko, 1998).

2.3.5 Kontraindikace

Ve fyzikální terapii rozdělujeme kontraindikace na obecné a speciální (specifické). Speciálními jsou ty, které jsou kontraindikovány přímo u konkrétní metody. V případě (některých) středofrekvenčních proudů by se za tuto kontraindikaci daly považovat akutní stavy, které jsou u některých druhů interferenčních proudů (klasická interference) vyloučeny z důvodu těsné blízkosti různých hloubek modulací. Kontraindikace lze také klasifikovat jako absolutní

a relativní, kdy se vždy má brát v potaz benefit a risk, který by zde mohl nastat. Také u obecných kontraindikací, které se uvádějí, nacházíme výjimky u některých procedur, pro které neplatí (např. trofické změny kůže nemusí být kontraindikací pro fototerapii) (Navrátil, 2019).

Do obecných kontraindikací pro fyzikální terapii se řadí:

- *Horečnaté stavy různých etiologií* – mění se aktivita tkání na fyzikální podněty
- *Celková kachexie* - mění se kožní odpor a aktivita organismu
- *Hemoragické diatézy*
- *Pacient s implantovaným kardiostimulátorem*
- *Kovové předměty, jako jsou například dlahy či implantáty, v místě aplikace nebo v proudové dráze*
- *Trofické změny kůže v místě aplikace*
- *Gravidita* – neplatí pro aplikaci mimo oblast břicha, malé pánve a případně bederní páteře
- *Primární ložiska TBC, primární tumory* – uvádí se, že neplatí pro aplikaci TENS proudů
- *Oblast velkých sympatických plexů*
- *Manifestní kardiální nebo respirační insuficience* – ICHS dle NYHA III-IV
- *Poruchy citlivosti v místě aplikace*
- *Omezená mentální spolupráce (demence, mentální retardace, těžké kognitivní a fatické poruchy)* (Navrátil, 2019)

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Cíl

Zjistit vliv průchodu středofrekvenčního proudu (izoplanárního vektorového pole) v oblasti hrudního úseku páteře (Th1 – Th4) na autonomní nervový systém. Tento vliv byl hodnocen pomocí vybraných ukazatelů spektrální analýzy variability srdeční frekvence.

3.2 Hlavní hypotézy

Hypotéza H₀₁

V pozici závěrečného lehu u výzkumné skupiny s aplikací izoplanárního vektorového pole nedojde ke změně hodnoty žádného ze sledovaných ukazatelů (Power LF, Power HF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF, R-R intervaly, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání se závěrečným lehem před aplikací proudů.

Hypotéza H₀₂

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

3.2.1 Vedlejší hypotézy

Hypotéza H₀₃

Ve skupině probandů vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku, zjištěnou dotazníkem DAF, nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci izoplanárního vektorového pole ke změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power LF, Power HF, LF/HF, R-R intervaly, Rel. LF, Rel. HF, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

Hypotéza H₀4

Ve skupině probandů vykazující zvýšenou aktivitu parasympatiku, zjištěnou dotazníkem DAF, nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci izoplanárního vektorového pole ke změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power LF, Power HF, LF/HF, R-R intervaly, Rel. LF, Rel. HF, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

4 METODIKA

Variabilita srdeční frekvence byla hodnocena pomocí krátkodobé spektrální analýzy diagnostickým systémem VarCor PF7. Tato variabilita byla hodnocena před a po aplikaci středofrekvenčních proudů a vybrané ukazatele byly následně vzájemně porovnány. Aplikovány byly středofrekvenční proudy o nosné frekvenci 4000 Hz a amplitudově modulované frekvenci 100 Hz. Aplikováno bylo izoplanární vektorové pole, tedy tetrapolární aplikace pomocí vakuových elektrod do oblasti Th1 - Th4.

4.1 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor se skládal z 11 zdravých jedinců, 6 mužů a 5 žen, ve věku 22 až 26 let (průměrný věk byl 24,1 let; SD $\pm 0,7$). Kontrolní skupina sestávala z 12 zdravých jedinců, 3 mužů a 9 žen, ve věku 22 až 26 let (průměrný věk byl 23,5 let; SD $\pm 0,9$). Probandi byli do skupin rozděleni losem.

4.2 Režimová opatření

Jedinci zařazení do výzkumu se neléčili s žádným chronickým onemocněním a byli bez pravidelné medikace. Byli minimálně 2 hodiny po jídle a minimálně 24 hodin před měřením nepili kávu či černý čaj. Do studie nebyli zařazení probandi, kteří během posledních 48 hodin před měřením prodělali akutní onemocnění. V případě probandů ženského pohlaví neměli probandi menses ani nebyli gravidní. O těchto skutečnostech byli účastníci výzkumu informováni a poučeni před začátkem výzkumu.

4.3 Měřené parametry

Měřenými a hodnocenými parametry byly:

- **Power LF** – spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma
- **Power HF** – spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma
- **LF/HF ratio** – poměr spektrálního výkonu nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma
- **R-R intervaly** - průměrná délka všech naměřených R-R intervalů
- **Relative power LF** – relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma
- **Relative power HF** – relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma

- **MSSD** - průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů
- **Total Power** - celkový součet výkonů ze všech frekvenčních pásem

4.4 Design studie

Měření výzkumu v rámci této práce se uskutečnilo v prostorách RRR Centra – Centra léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci. Toto měření bylo prováděno v období září 2023 – leden 2024 a to vždy v dopoledních hodinách (8-11). Pro účely výzkumu byla vyhrazena samostatná místnost vybavena lehátkem. Před započítím měření byl probandům předložen informovaný souhlas, jehož podpisem potvrzovali svou účast a zařazení do výzkumu. Poté probandi vyplnili 2 dotazníky – „Dotazník na autonomní funkce“ a „Škálu vnímaného stresu“.

Pro účely tohoto výzkumu byli probandi dle odpovědí v dotazníku na autonomní funkce rozděleni takto: Probandi s nadpoloviční většinou odpovědí A byli zařazení do skupiny vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku. Probandi s nadpoloviční většinou odpovědí B byli zařazení do skupiny vykazující zvýšenou aktivitu parasimpatiku.

Probandi byli náhodně rozděleni do jedné ze 2 skupin (výzkumná a kontrolní) pomocí losu.

Pro měření byl využit přístroj VarCor PF7. Před nasazením hrudního pásu byl probandům vysvětlen průběh měření. Poté jim byl nasazen hrudní pás s navlhčenými snímacími elektrodami (pomocí sonogelu). Pás byl nasazen na přední stranu hrudníku a UHF kabelem připojen k vysílacímu zařízení, které měl proband připevněno na paži. Tento vysílač odesílal měření do přijímacího zařízení, které bylo propojeno s počítačem. Zpracování dat probíhalo v programu Medical DiANS PC.

Probandi byli poučeni, že během celého měření by neměli mluvit. Měření se skládalo ze 6 částí. V prvním měřícím bloku byla spektrální analýza variability srdeční frekvence zaznamenána v pozicích leh, stoj a leh. V každé této části setrval proband po dobu 300 tepů (respektive 5 minut). Poté byl sejmout hrudní pás. Následně byla provedena aplikace (či pouhé přiložení elektrod) izoplanárního vektorového pole o nosné frekvenci 4000 Hz a amplitudově modulované frekvenci 100 Hz do oblasti Th1 - Th4. Čas této intervence byl stanoven na 15 minut. Aplikace probíhala v leže na břicho a v intenzitě nadprahově senzitivní.

Po aplikaci proudu (či přiložení elektrod) byl probandům znovu nasazen hrudní pás a připevněno vysílací zařízení na paži. Následovalo opět měření spektrální analýzy variability srdeční frekvence v pozicích leh, stoj a závěrečný leh. V každé pozici proband opět setrval po dobu 300 tepů (respektive 5 minut).



Obrázek 14. Schématické znázornění jednotlivých pozic během měření (vlastní zdroj)

4.5 Analýza naměřených dat

U naměřených výsledků proběhla jak automatická, tak posléze také ruční filtrace. Tyto filtrace byly prováděny z důvodu možného výskytu artefaktů, které by mohly zkreslovat následné hodnocení. Data byla statisticky zpracována v programu SPSS. Použit byl Wilcoxonův test, což je neparametrický test pro testování statistických hypotéz.

Hladina statistické významnosti (p) byla stanovena na 0,05.

4.6 Limity studie

Hlavní limitou studie byl malý počet probandů, kteří se zúčastnili měření. Dotazníky byly použity pouze u probandů spadající do výzkumné skupiny. Rovněž nebyl hodnocen bezprostřední vliv aplikovaných proudů z důvodu délky vyšetření a také proto, že by probandi mohli negativně vnímat větší množství pozic, což by mohlo vést ke zkreslení výsledků.

5 VÝSLEDKY

5.1 Dotazník na autonomní funkce

Dotazník obsahuje 16 položek a porovnává vyváženost složek ANS – sympatiku a parasympatiku. Převaha odpovědí A by měla odpovídat převaze sympatiku a převaha odpovědí B převaze parasympatiku. U některých otázek je také možnost C, která představuje indiferentní možnost. Hodnocen byl pouze u výzkumné skupiny (11 probandů).

U měřených probandů byl poměr mezi průměrem odpovědí A:B 7,91:5,55. Tento výsledek by tedy měl odpovídat převaze sympatiku.

Pro účely tohoto výzkumu byli probandi s nadpoloviční většinou odpovědí A zařazeni do skupiny vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku (6 probandů z výzkumné skupiny – 3 muži a 3 ženy). Probandi s nadpoloviční většinou odpovědí B byli zařazeni do skupiny vykazující zvýšenou aktivitu parasympatiku (5 probandů z výzkumné skupiny – 3 muži a 2 ženy).

Tabulka 3. Souhrn odpovědí Dotazníku na autonomní funkce

	ODPOVĚĎ A	ODPOVĚĎ B	ODPOVĚĎ C
\bar{x}	7,91	5,55	2,55
SD	2,68	2,02	1,44
Me	7	6	3
MIN	5	3	0
MAX	13	9	4

Vysvětlivky:

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

MIN = minimum

MAX = Maximum

5.2 Škála vnímaného stresu (Perceived stress scale; PSS)

Škála vnímaného stresu, anglicky Perceived Stress Scale (PSS), je sebesposuzující škála, která zjišťuje, do jaké míry jedinec považuje svůj život za nepředvídatelný, nekontrolovatelný a příliš zatěžující (Cohen, Kamarck, & Mermelstein, 1983). Použitá verze hodnotí tyto situace v období posledních 3 měsíců. Aktivita ANS může být ovlivněna stresem, proto byla do měření zahrnuta tato škála.

Použitá verze dotazníku sestávala z 10 položek, ze kterých je 6 položek negativních (položky 1, 2, 3, 6, 9, 10). Skórují se 0 až 4 body (0=0 b; 1=1 b; 2=2 b; 3=3 b; 4=4 b). Zbýlé položky (4, 5, 7, 8) jsou pozitivní a skórují se obráceně 0=4 b; 1=3 b; 2=2 b; 3=1 b; 4=0 b). Maximální možný výsledek je 40 bodů, minimální 0. Dotazník byl hodnocen pouze u výzkumné skupiny (11 probandů).

Vyšší skóre PSS znamená větší množství vnímaného stresu.

0 - 13 bodů = nízká úroveň stresu

14 – 26 bodů = mírná úroveň stresu

27 – 40 bodů = vysoká úroveň stresu

U probandů této studie byl průměrný výsledek 18 bodů. Tento výsledek by odpovídal „mírné úrovni stresu“. Minimem bylo 10 bodů a maximem 27 bodů.

Tabulka 4. Souhrn odpovědí k PSS

Minimum	10 bodů
Maximum	27 bodů
Průměr	18 bodů

Vysvětlivky:

Minimum = minimální počet bodů dosažený jedním probandem

Maximum = maximální počet bodů dosažený jedním probandem

Průměr = průměrný počet bodů dosažený jedním probandem

5.3 Srovnání parametrů SAVSF

U **výzkumné skupiny (n = 11)** došlo po aplikaci izoplanárního vektorového pole (v pozici závěrečného lehu – leh 4) ke statisticky významné **vzestupné tendenci** u měřeného parametru **MSSD** (\bar{x} po aplikaci = 3686) v porovnání před aplikací (\bar{x} před aplikací = 3254,64) izoplanárního vektorového pole (pozice leh 2). Hladina statistické významnosti $p = 0,04$.

Tabulka 6. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – leh 2 před proudy

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	248,36	1257,84	0,20	0,87	16,05	81,27	2716,58	1547,64
2	518,32	333,35	1,56	0,82	48,49	31,18	628,61	1068,99
3	138,59	758,28	0,18	1,11	12,84	70,27	2028,85	1079,05
4	281,52	555,61	0,51	0,99	30,57	60,33	1790,46	920,94
5	443,65	750,34	0,59	0,80	33,50	56,66	1269,63	1324,36
6	78,22	663,00	0,12	0,87	9,24	78,29	864,60	846,82
7	1691,21	2585,38	0,65	1,00	32,87	50,25	9502,61	5144,69
8	1778,90	4997,22	0,36	0,92	26,26	73,70	12725,77	6780,70
9	74,26	390,34	0,19	0,75	14,71	77,32	533,83	504,83
10	110,13	1406,42	0,08	0,98	6,73	85,98	2542,64	1635,78
11	17,51	608,92	0,03	1,03	2,77	96,33	1197,51	632,09
\bar{x}	489,15	1300,61	0,41	0,92	21,28	69,23	3254,64	1953,26
SD	606,21	1318,74	0,42	0,11	13,40	17,51	3830,09	1950,05
Me	248,36	750,34	0,20	0,92	16,05	73,70	1790,46	1079,05

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 9. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – leh 4 po proudech

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	554,80	1793,62	0,31	0,90	22,14	71,57	4352,16	2505,98
2	262,94	1127,00	0,23	0,89	17,29	74,10	1799,84	1520,92
3	1376,22	749,90	1,84	1,04	37,93	20,67	2547,58	3628,21
4	464,96	1288,76	0,36	1,08	24,27	67,27	3253,07	1915,84
5	227,73	1226,71	0,19	0,85	14,04	75,65	3195,27	1621,58
6	452,87	867,51	0,52	0,96	28,62	54,82	2442,92	1582,44
7	1432,98	2551,17	0,56	1,01	28,68	51,06	10473,29	4996,58
8	550,40	1731,39	0,32	0,86	22,18	69,79	6305,36	2481,01
9	154,75	1101,94	0,14	0,81	11,69	83,22	1627,49	1324,10
10	32,17	1123,06	0,03	1,01	2,58	90,15	2796,66	1245,80
11	184,34	1034,24	0,18	1,07	13,75	77,15	1752,35	1340,55
\bar{x}	517,65	1326,85	0,43	0,95	20,29	66,86	3686,00	2196,64
SD	448,41	491,15	0,47	0,09	9,30	18,10	2503,94	1116,30
Me	452,87	1127,00	0,31	0,96	22,14	71,57	2796,66	1621,58

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

U dalších parametrů (Power LF, Power HF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF, R-R intervaly, Total Power) došlo k těmto změnám, u nichž však nebyla prokázána statistická významnost:

- Power LF – klesající tendence parametru u 6 probandů, rostoucí tendence parametru u 5 probandů
- Power HF - klesající tendence parametru u 4 probandů, rostoucí tendence parametru u 7 probandů
- LF/HF - klesající tendence parametru u 7 probandů, rostoucí tendence parametru u 4 probandů
- Rel. LF - klesající tendence parametru u 7 probandů, rostoucí tendence parametru u 4 probandů
- Rel. HF - klesající tendence parametru u 5 probandů, rostoucí tendence parametru u 6 probandů
- R-R intervaly - klesající tendence parametru u 3 probandů, rostoucí tendence parametru u 8 probandů
- Total power - klesající tendence parametru u 3 probandů, rostoucí tendence parametru u 8 probandů

Tabulka 16. Srovnání hodnot parametrů SAVSF pro výzkumnou skupinu (n = 11) (s aplikací proudů) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Parametr SAVSF	p
Power LF	0,72
Power HF	0,18
LF/HF	0,86
RR	0,09
Rel. LF	0,79
Rel. HF	0,79
MSSD	0,04* ↑
Total Power	0,11

Vysvětlivky:

n = počet probandů

* = statisticky významná změna

↑ = rostoucí tendence parametru

p = hladina statistické významnosti

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency)

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency)

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

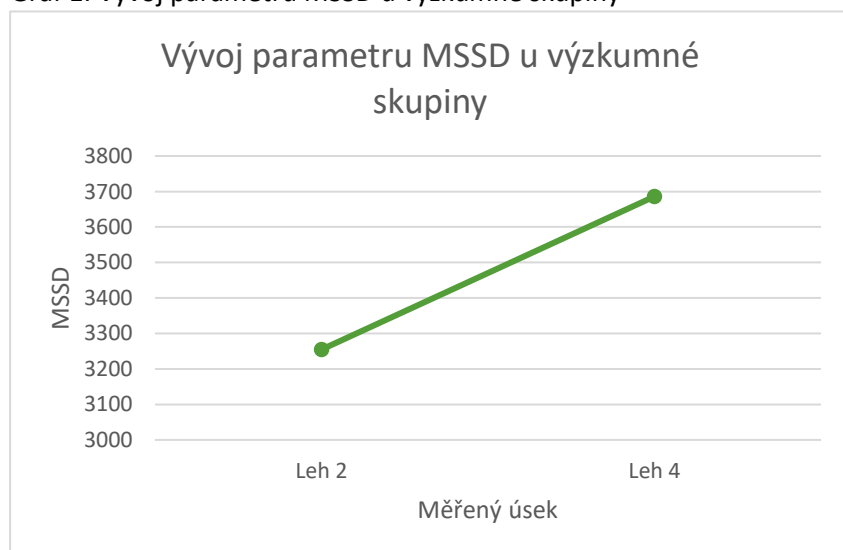
Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon

Graf 1. Vývoj parametru MSSD u výzkumné skupiny



U **placebo skupiny (n = 12)** (bez aplikace izoplanárního vektorového pole v pozici leh 4) došlo po přiložení elektrod (\bar{x} po intervenci = 0,9975 ms) ke statisticky významné **vzestupné tendenci** u parametru **R-R intervaly** v porovnání před (\bar{x} před intervencí = 0,924 ms) intervencí (pozice leh 2). U dalších parametrů (Power LF, Power HF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF, MSSD, Total Power) nebyly prokázány statisticky významné změny.

Tabulka 12. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – leh 2 před PLACEBO proudy

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
12	434,52	702,56	0,62	1,00	34,75	56,19	3029,17	1250,35
13	213,24	302,14	0,70	0,73	34,28	48,56	619,26	622,15
14	792,55	3690,74	0,21	0,91	17,34	80,77	6159,95	4569,62
15	289,51	648,22	0,45	0,93	28,03	62,85	3574,26	1031,91
16	230,13	1984,05	0,12	0,98	8,85	76,39	11109,04	2597,16
17	417,42	2968,08	0,14	0,96	11,70	83,32	6483,05	3562,91
18	466,28	855,83	0,55	1,10	14,37	26,38	3584,89	3241,75
19	63,96	304,00	0,21	0,78	16,26	77,31	674,91	393,21
20	1433,73	9527,09	0,15	0,97	11,77	78,18	32244,43	12185,47
21	347,04	1596,60	0,22	1,04	15,72	72,34	8751,63	2206,84
22	642,07	175,55	3,66	0,75	59,66	16,26	431,41	1076,85
23	337,85	1384,52	0,41	0,93	18,63	76,54	4201,61	1808,63
\bar{x}	472,36	2011,62	0,62	0,92	22,61	62,92	6738,63	2878,90
SD	343,98	2498,34	0,94	0,11	13,88	21,20	8307,88	3059,54
Me	382,23	1120,18	0,31	0,94	16,80	74,37	3893,25	2007,74

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 15. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – leh 4 po PLACEBO proudech

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
12	391,33	713,49	0,55	1,05	27,63	50,38	3169,38	1415,27
13	199,20	378,63	0,80	0,85	28,22	53,61	848,22	705,91
14	611,32	5547,38	0,11	0,99	9,90	89,88	9646,06	6171,87
15	423,61	1067,23	0,40	1,08	26,04	65,70	4897,51	1624,37
16	335,71	3083,68	0,11	1,04	9,75	89,59	9837,33	3442,01
17	313,87	2496,03	0,13	0,98	10,25	81,80	6387,09	3051,69
18	1047,09	1580,63	0,66	1,10	19,09	28,81	6651,04	5485,76
19	211,61	437,08	0,48	0,88	30,99	64,01	1611,00	682,80
20	937,36	5643,30	0,17	1,08	12,18	73,30	23681,42	7698,43
21	390,07	1893,27	0,21	1,11	15,83	76,85	5731,89	2463,59
22	455,44	134,17	3,39	0,85	38,31	11,28	460,17	1188,97
23	276,04	1187,64	0,23	0,97	17,65	75,94	4178,07	1563,27
\bar{x}	466,05	2013,54	0,60	0,99	20,49	63,43	6424,93	2957,83
SD	259,22	1807,41	0,87	0,09	9,14	23,00	5973,35	2220,35
Me	390,70	1384,14	0,31	1,01	18,37	69,50	5314,70	2043,98

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 17. Srovnání hodnot parametrů SAVSF pro placebo skupinu (n = 12) (bez aplikace proudů) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Parametr SAVSF	p
Power LF	0,75
Power HF	0,35
LF/HF	0,53
RR	0,003* ↑
Rel. LF	0,24
Rel. HF	0,88
MSSD	0,58
Total Power	0,21

Vysvětlivky:

n = počet probandů

* = statisticky významná změna

↑ = rostoucí tendence parametru

p = hladina statistické významnosti

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency)

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency)

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

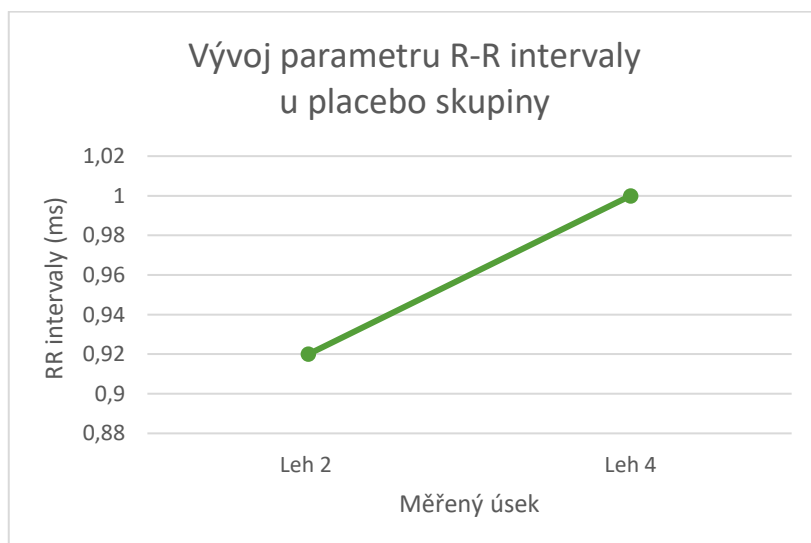
Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon

Graf 2. Vývoj parametru R-R intervaly u placebo skupiny



U skupiny probandů (n = 6) vykazující zvýšenou reaktivitu sympatiku (dle dotazníku na autonomní funkce) se neukázala **žádná statisticky významná změna měřených parametrů** (Power LF, Power HF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF, R-R intervaly, MSSD, Total Power).

Tabulka 18. Srovnání hodnot parametrů SAVSF u probandů vykazujících zvýšenou aktivitu sympatiku (n = 6) (dle dotazníku na autonomní funkce) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Parametr SAVSF	p
Power LF	0,75
Power HF	0,75
LF/HF	0,35
RR	0,92
Rel. LF	0,35
Rel. HF	0,17
MSSD	0,35
Total Power	0,75

Vysvětlivky:

n = počet probandů

* = statisticky významná změna

↑ = rostoucí tendence parametru

p = hladina statistické významnosti

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency)

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency)

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon

U skupiny probandů vykazujících zvýšenou reaktivitu parasymptiku (n = 5) došlo v pozici závěrečného lehu (pozice leh) 4 ke statisticky významné **vzestupné tendenci** u parametrů **Power HF** (\bar{x} před aplikací = 390,34 ms²; \bar{x} po aplikaci = 1101,94 ms²), **R-R intervaly** (\bar{x} před aplikací = 0,75 ms; \bar{x} po aplikaci = 0,82 ms), **MSSD** (\bar{x} před aplikací = 533,83; \bar{x} po aplikaci = 1627,49) a **Total Power** (\bar{x} před aplikací = 504,83 ms²; \bar{x} po aplikaci = 1324,1 ms²), v porovnání před aplikací (pozice leh 2)

U ostatních parametrů (Power LF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF) nebyly prokázány statisticky významné změny.

Tabulka 19. Srovnání hodnot parametrů SAVSF u probandů vykazujících zvýšenou aktivitu parasymptiku (n = 5) (dle dotazníku na autonomní funkce) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Parametr SAVSF	p
Power LF	0,89
Power HF	0,04* ↑
LF/HF	0,23
RR	0,04* ↑
Rel. LF	0,23
Rel. HF	0,35
MSSD	0,04* ↑
Total Power	0,04* ↑

Vysvětlivky:

n = počet probandů

* = statisticky významná změna

↑ = rostoucí tendence parametru

p = hladina statistické významnosti

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency)

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency)

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

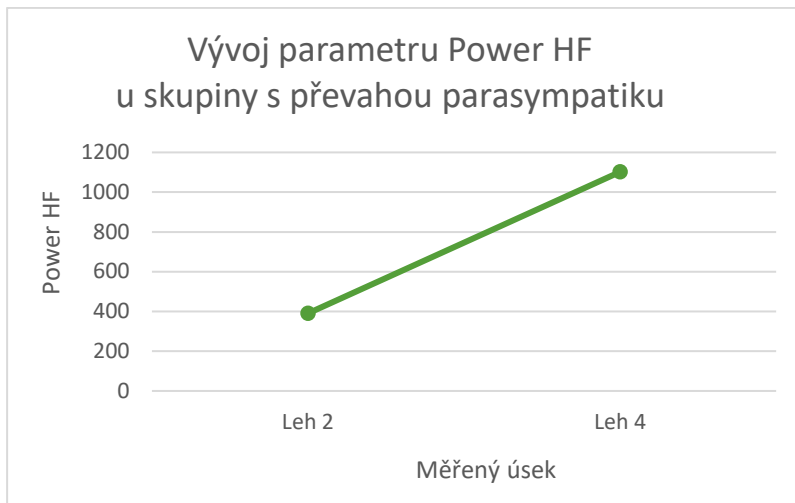
Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

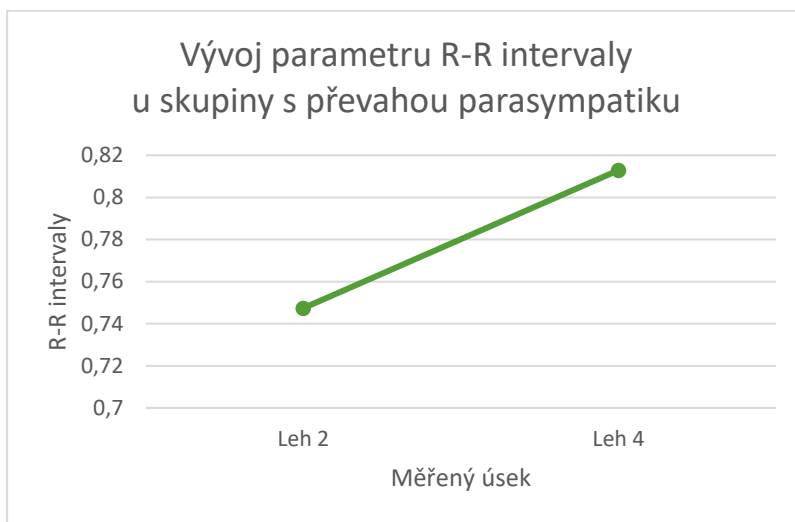
MSSD = Průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

Total Power = Celkový spektrální výkon

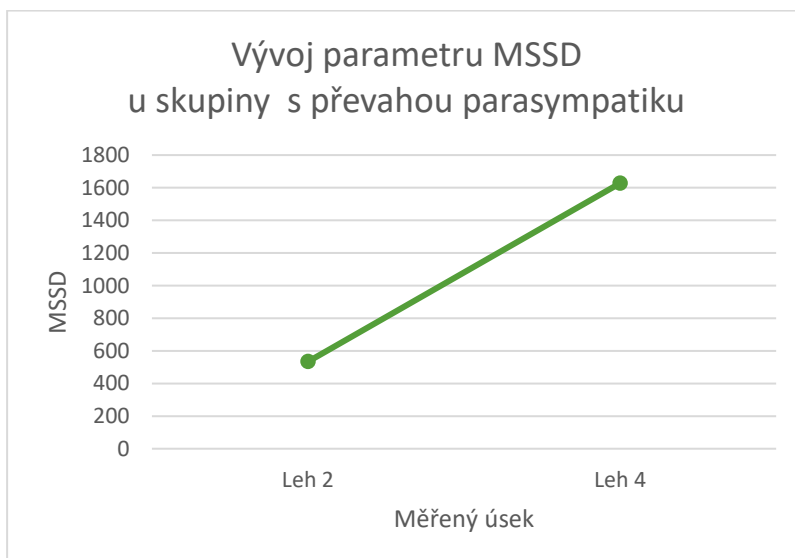
Graf 3. Vývoj parametru Power HF u skupiny s převahou parasymptatiku



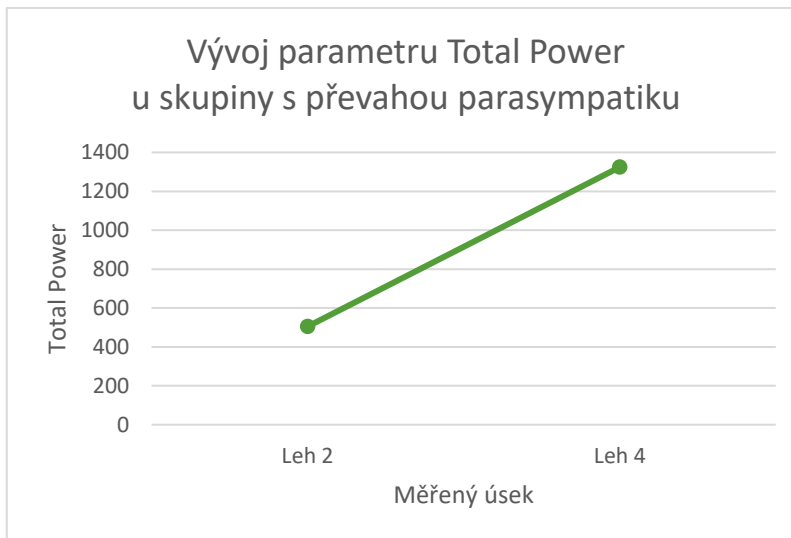
Graf 4. Vývoj parametru R-R intervaly u skupiny s převahou parasymptatiku



Graf 5. Vývoj parametru MSSD u skupiny s převahou parasymptatiku



Graf 6. Vývoj parametru Total Power u skupiny s převahou parasymptatiku



5.4 Reakce na hypotézy

Hypotéza H₀₁ se zamítá, neboť nebylo prokázáno, že v pozici závěrečného lehu po aplikaci izoplanárního vektorového pole nedojde ke změně hodnoty sledovaných ukazatelů (Power LF, Power HF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF, R-R intervaly, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání se závěrečným lehem před aplikací proudů. Došlo ke statisticky signifikantnímu zvýšení parametru MSSD ($p = 0,04$).

Hypotéza H₀₂ se zamítá, neboť nebylo prokázáno, že v pozici závěrečného lehu u placebo skupiny po přiložení elektrod (bez aplikace izoplanárního vektorového pole) nedojde ke změně hodnoty žádného ze sledovaných ukazatelů (Power LF, Power HF, LF/HF, Rel. LF, Rel. HF, R-R intervaly, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání se závěrečným lehem před tímto přiložením elektrod. Došlo ke statisticky signifikantnímu zvýšení parametru R-R intervaly ($p = 0,003$).

Hypotéza H₀₃ nelze zamítnout, neboť bylo prokázáno, že ve skupině probandů vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku, zjištěnou dotazníkem DAF, nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci izoplanárního vektorového pole ke změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power LF, Power HF, LF/HF, R-R intervaly, Rel. LF, Rel. HF, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

Hypotéza H₀₄ se zamítá, neboť nebylo prokázáno, že ve skupině probandů vykazující zvýšenou aktivitu parasymptatiku, zjištěnou dotazníkem DAF, nedojde v pozici závěrečného lehu

po aplikaci izoplanárního vektorového pole ke změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power LF, Power HF, LF/HF, R-R intervaly, Rel. LF, Rel. HF, MSSD, Total Power) SAVSF v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů. Došlo ke statisticky významnému zvýšení parametrů Power HF ($p = 0,04$), R-R intervaly ($p = 0,04$), MSSD ($p = 0,04$) a Total power ($p = 0,04$).

Hypotézy H_{01} , H_{02} a H_{04} byly zamítnuty. Hypotézu H_{03} nelze zamítnout.

6 DISKUSE

Autonomní nervový systém (ANS) se výrazně podílí na udržování homeostázy organismu. Reguluje funkce respiračního, kardiovaskulárního, trávicího, močového a pohlavního systému. Ovlivňuje také endokrinní a metabolické funkce, termoregulaci a významně se podílí na stresových a adaptačních reakcích. Významně se podílí také na emočních a behaviorálních projevech a reakcích (Opavský, 2018).

ANS lze anatomicky rozdělit na část centrální a periferní. Další dělení pak rozděluje ANS na oddíl sympatický (někdy také označovaný jako thorakolumbální), oddíl parasympatický (kraniosakrální) a oddíl enterický (Gibbons, 2019).

Sympatický oddíl zodpovídá především za zvyšování energetické aktivity a mobilizaci organismu při nebezpečných nebo stresových situacích. Parasympatický oddíl naopak řídí činnost vedoucí k regeneraci sil a restituci funkcí (Ambler, 2011).

Enterický systém řídí motoriku, sekreci a absorpci v gastrointestinálním traktu a také kontroluje lokální krevní průtok (Rokyta et al., 2015).

Kardiovaskulární systém je určitým způsobem schopen reagovat na řadu vnitřních i vnějších změn, a to zejména přizpůsobováním srdeční frekvence. Ta se v závislosti na zmíněných faktorech buďto zrychluje (tedy dochází ke zkracování R-R intervalů) nebo zpomaluje (dochází k prodloužení R-R intervalů). To znamená, že srdeční frekvence není konstantní a tento jev se označuje jako variabilita srdeční frekvence. Vysoká variabilita je známkou dobré adaptability systému, a tedy známkou zdravého organismu (Pumpřla, Sovová & Howorka, 2014).

Za řízení srdeční frekvence zodpovídá sinoatriální uzel, který je pod neustálým vlivem ANS. Se změnou sympatického či parasympatického tonu se mění také srdeční frekvence. Při převaze sympatiku je odpovědí zrychlení srdeční frekvence a při převaze parasympatiku zase její zpomalení (Langmeier et al., 2009).

Jednou z možností posuzování variability srdeční frekvence je metoda spektrální analýzy. Ta spočívá ve sledování oscilací intervalů v rámci srdečního rytmu. Variabilitu R-R úseků lze pozorovat také na EKG záznamu (Estévez et al., 2016).

Jedná se o metodu hojně využívanou při posuzování kontroly ANS na kardiovaskulární systém (Vlčková et al., 2010).

Středofrekvenční proudy se v elektroterapii označují takové proudy, jejichž frekvence se pohybuje v rozmezí 1000 až 100 000 Hz, přičemž nejčastěji se pohybujeme zhruba do 12 000 Hz. Nejčastější využití těchto proudů je analgetizace, myorelaxace nebo hyperemizační účinek (Konečný, 2019).

Na variabilitu srdeční frekvence může mít vliv celá řada faktorů. Jedním z nich mohou být faktory věku a pohlaví. Co se věku týče, zdá se, že nejvyšší variabilita se vyskytuje okolo 15. roku života a s rostoucím věkem postupně poklesává (Tiwari, Kumar, Malik, Raj & Kumar, 2021).

S přibývajícím věkem roste vliv sympatiku a poklesává vliv parasympatiku, což se promítá do zvýšení hodnot LF/HF ratio (Estévez-Báez et al., 2019).

O vlivu pohlaví na srdeční variabilitu se stále diskutuje, avšak byla zjištěna určitá závislost některých krátkodobých parametrů variability srdeční frekvence právě na pohlaví. Případné rozdíly parametrů variability srdeční frekvence mezi pohlavími mohou být způsobeny především odlišným hormonálním působením. U mužů toto působení vede ke zvýšení aktivity sympatiku a snížení aktivity parasympatiku. U žen pak dochází k opačnému jevu – tedy snížení sympatické aktivity a zvýšení parasympatické aktivity. Okolo 55. roku života se tyto pohlavní rozdíly stírají. Tento jev by tedy potvrdzoval účinky hormonálního působení, neboť s věkem dochází ke snížené hormonální aktivitě (Voss, Schroeder, Heitmann, Peters & Perz, 2015).

Výrazný vliv hormonů na variabilitu srdeční frekvence potvrzuje také studie z roku 2016 (Fatisson, Oswald & Lalonde, 2016), kde bylo zjištěno, že mužské pohlavní hormony (androgeny) mají významný pozitivní vliv na autonomní modulaci srdce a ženské pohlavní hormony (estradioly) mají tendenci ke zvyšování parasympatické aktivity. Při vyšších hladinách testosteronu byly tedy zjištěny vyšší hodnoty variability srdeční frekvence.

Ukazuje se také, že u většiny interních onemocnění dochází k poklesu hodnot variability. Proto bylo zkoumání variability využíváno právě k odhalení některých těchto patologií (zejména kardiovaskulárních onemocnění) (Fatisson, Oswald & Lalonde, 2016).

Potvrzena je také změna parametrů při fyzické aktivitě, a to směrem k převaze sympatiku, a naopak potlačení parasympatiku (Marasingha-Arachchige et al., 2022). To odpovídá sympatické reakci „fight or flight“ při potřebě zvýšené fyzické aktivity.

Rovněž jeden z klasických příznaků různých druhů patologií, bolest, se značně může podílet na změnách srdeční variability. Jako pravděpodobné se jeví, že bolest (způsobena různými podněty) vede k výraznému zvýšení sympatické aktivity (Forte et al., 2022).

V posledních letech byl zkoumán vliv onemocnění COVID-19 na variabilitu srdeční frekvence. Studie z roku 2022 (Asarcikli et al., 2022) ukazuje změny u pacientů v období po prodělaném onemocnění COVID-19. U probandů byl zjištěn zvýšený tonus parasympatiku a celkové zvýšení variability srdeční frekvence. Toto by mohlo být jedním z důvodů ortostatických potíží, se kterými se pacienti mohou potýkat v rámci tzv. post-covid syndromu.

Jednou z terapeutických možností ovlivnění variability srdeční frekvence je klasická fyzioterapie ve smyslu individuálního léčebného tělocviku. Již jedna terapeutická jednotka u pacientů s chronickými bolestmi zad (trvajících 50 minut), která sestávala z mobilizace kloubů

a technik měkkých tkání v lumbo-pelvicke oblasti, stretchingu a cvičení na střed těla (důraz na zapojení hlubokého stabilizačního systému - m. transversus abdominis, m. obliquus internus et externus abdominis a mm. multifidi) vedla ke změně některých parametrů variability. Konkrétně se jednalo o zvýšení hodnot R-R intervalů, MSSD, LF power, HF power (zde byl procentuálně nejvyšší nárůst) a Total power. Tyto výsledky by naznačovaly vyšší aktivaci parasympatického systému po intervenci. K poklesu došlo u parametru LF/HF ratio a rovněž průměrné srdeční frekvence. Také tyto změny svědčí o převaze parasympatiku. Velmi důležité při terapeutické jednotce bylo nevyvolat či nezvýšit bolestivost. Průměrně po intervenci došlo také ke snížení vnímané bolesti (hodnoceno pomocí vizuální analogové škály bolesti se stupnicí 0-10) o 2 stupně (Abuín-Porras et al., 2021).

Co se týká oblasti elektroterapie, tak se ukazuje možný vliv některých procedur na změnu parametrů. Aplikace Träbertových proudů do oblasti dolní hrudní oblasti a bederní oblasti (lokalizace EL3) může vyvolat změny v parametrech variability srdeční frekvence (konkrétně R-R intervalů, MSSD a Power HD). Avšak v této konkrétní studii nedošlo k předpokládanému podráždění thorakolumbálního sympatiku, ale naopak k významnému zvýšení ukazatelů parasympatiku. Konkrétně po aplikaci Träbertových proudů došlo ke statisticky významně vzestupné tendenci u spektrálního parametru Power HF ($p = 0,03$), R-R intervalů ($p = 0,02$) a MSSD ($p = 0,015$). To může souviset s celkovými účinky Träbertova proudu na organismus (Uhlíř, 2021).

U kontrolní skupiny (bez aplikace Träbertových proudů, pouze s přiložením elektrod do téže oblasti) se neprojevila významná změna v žádném ze sledovaných parametrů (Uhlíř, 2021).

Tyto výsledky svědčí o nárůstu parasympatické aktivity po aplikaci Träbertových proudů. Limitou této studie je především malý počet probandů (20), kteří tvořili zároveň výzkumný i kontrolní soubor (Uhlíř, 2021).

Jiná studie (Uhlíř & Opavský, 2018) se věnovala vlivu aplikace čtyřkomorové vzestupné galvanické lázně na srdeční variabilitu. Výzkumem bylo prokázáno, že i tato procedura má vliv na zvýšení hodnot parametrů Power HF a MSSD a snížení parametru LF/HF v krátkém časovém horizontu po aplikované proceduře. Rozdíly zde ovšem byly zjištěny také u kontrolní skupiny, u které nebyl aplikován galvanický proud (byla aplikována pouze vodní lázeň bez proudu). V tomto případě došlo po proceduře ke zvýšení parametrů Power HF a MSSD – tedy shodně jako s experimentální skupinou. Navíc u kontrolní skupiny vzrostly také hodnoty parametrů Total power a R-R intervalů. Nelze tedy uspokojivě prokázat, že aplikace čtyřkomorové galvanické lázně má výrazný vliv na variabilitu srdeční frekvence oproti lázni bez elektrického proudu. Pravděpodobněji se, dle zjištěných výsledků, jeví účinek končetinové koupele jako takový.

Parametry Power HF a MSSD totiž jevíly statisticky významné zvýšení u obou testovaných skupin ($p < 0,05$) (Uhlíř & Opavský, 2018).

Zajímavý je též vliv aplikace elektroterapie na dynamiku cév a krve. Změny v rychlosti průtoku krve po aplikaci elektroterapie byly prokázány při různých intenzitách. Oproti předchozím studiím se zde jeví pozitivně větší počet zúčastněných probandů obou pohlaví ($n = 45$). V tomto konkrétním případě se jednalo o aplikaci středofrekvenčních proudů s frekvencí obalové křivky 100 Hz. Další parametry se pro konkrétní skupiny různily. Na rozdíl od naší práce se však jednalo o bipolární aplikaci. Aplikační čas byl dle protokolu stanoven na 20 minut a lokalizace elektrod byla do oblasti procesi transversii Th1 – Th4. Dynamika cév a krve byla zjišťována pomocí Dopplerova UZ (Jin, Hwang & Cho, 2017).

Probandi byli náhodně rozděleni do 3 skupin, dle intenzity aplikovaného proudu. Jednalo se o skupiny s intenzitou prahově senzitivní (AMF = 100Hz, výsledná intenzita 10-20mA), prahově motorickou (AMF = 5Hz, výsledná intenzita 45-50mA) a prahově algickou (AMF = 100Hz, výsledná intenzita 80-90mA), přičemž každá skupina čítala 15 probandů obou pohlaví (Jin, Hwang & Cho, 2017).

Výsledky jednotlivých skupin byly posuzovány mezi sebou. U skupin s intenzitou prahově senzitivní a prahově motorickou došlo okamžitě po ukončení testu ke zvýšení rychlosti průtoku krve, avšak již 30 minut po ukončení aplikace proudu se hodnoty vrátily téměř na úroveň před intervencí. Hodnota statistické významnosti p je zde uváděna jako $<0,05$, avšak konkrétní hodnotu studie bohužel neudává. U skupiny s intenzitou prahově algickou došlo naopak k mírném snížení rychlosti průtoku krve, ale rovněž se po 30 minutách od ukončení intervence stav navrátil do původní úrovně (Jin, Hwang & Cho, 2017).

Zkoumány byly také změny ve velikosti (průměru) cév (konkrétně arteria carotis communis). I zde byly pozorovány změny ihned po ukončení aplikace proudu, a to zvětšení arteriálního průměru u skupiny s prahově motorickou aktivitou a zmenšení průměru u dvou zbývajících skupin. Zajímavé je, že u těchto dvou skupin došlo k dalšímu zmenšení průměru také 30 minut od aplikace. Tato studie tedy ukazuje možný vliv aplikace středofrekvenčních proudů (zde konkrétně v oblasti horní hrudní páteře) na ANS. Tento jev byl hodnocen skrze cévní dynamiku a dynamiku krve, což je jedním z limitů této studie. Uspokojivě neodpovídá ani vliv intenzity na parametry cévní dynamiky, i když nejvýraznější změny byly pozorovány při intenzitě prahově motorické (Jin, Hwang & Cho, 2017).

Randomizovaná zaslepená kontrolovaná studie z roku 2021 (Espejo-Antúnez et al., 2021) zkoumala změny parametrů frekvence srdeční variability při aplikaci středofrekvenčních proudů u pacientů s nespecifickými bolestmi spodních zad (tzv. non-specific low back pain). Na rozdíl s předchozími studiemi se zde nejednalo o zcela zdravé probandy. Také oproti studii Jin, Hwang

& Cho (2017) zde byla aplikována tetrapolární aplikace středofrekvenčních proudů. Jednalo se o jednorázovou intervenci. Aplikována byla klasická interference (4pólová aplikace) s nosnou frekvencí 4000 Hz, frekvencí obalové křivky 65Hz a spektrem 30Hz. Parametry sweep time ani contour studie neuvádí. Aplikace probíhala pomocí nalepovacích elektrod (na rozdíl od naší studie, kde byly použity elektrody vakuové), které byly umístěny do oblasti prvního až pátého lumbálního obratle. Aplikační okruhy byly na sebe kolmé. Požadovaná intenzita byla podprahově motorická (bez viditelného svalového záškubu) a aplikační čas byl stanoven na 25 minut (Espejo-Antúnez et al., 2021).

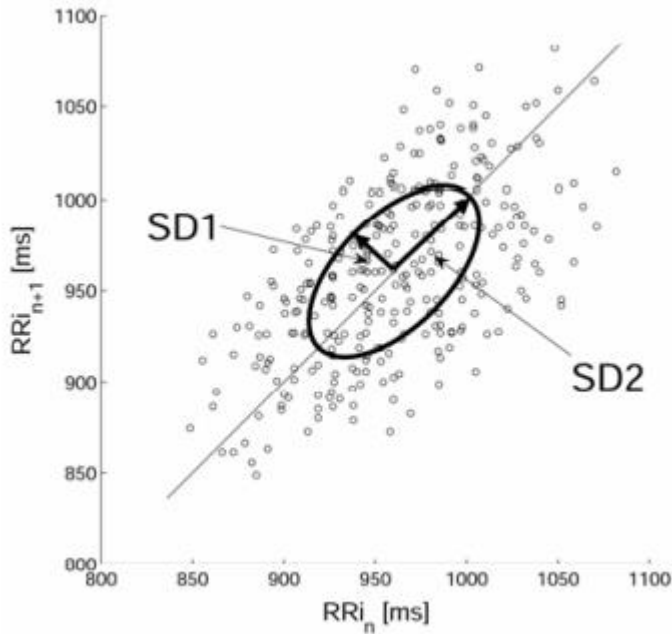
Výsledky byly porovnávány s kontrolní skupinou, u které nebyl aplikován proud, ale pouze přiloženy elektrody. Variabilita srdeční frekvence byla měřena pomocí bezdrátového snímače, který zaznamenával R-R intervaly před, při a po aplikaci elektrických proudů (Espejo-Antúnez et al., 2021).

U obou skupin došlo po intervenci ke změnám některých parametrů. Všechny tyto změny však byly významnější u experimentální skupiny (s aplikovanými proudy). Došlo především ke změnám ukazující nárůst parasympatické aktivity a pokles sympatické aktivity bezprostředně po intervenci (Espejo-Antúnez et al., 2021).

Hodnoceny byly parametry MSSD (parametr shodný s naším výzkumem), ukazatel SD1 (označen jako ukazatel krátkodobé variability nelineárního spektra), ukazatel SD2 (označen jako ukazatel dlouhodobé variability nelineárního spektra) a poměr sympatikus/parasympatikus (S:PS ratio) popsany ve studii Naranjo-Orellana et al. (2015), který má odrážet autonomní rovnováhu, tj. vztah mezi sympatickou a parasympatickou aktivitou. Parametr SD1 se považuje za ukazatel parasympatické aktivity. U parametru SD2 není fyziologický význam zcela jasný, ale často je považován za inverzní indikátor sympatické aktivity (Espejo-Antúnez et al., 2021).

Všechny tyto parametry jsou odvozovány z Poincarého grafu. Ten vzniká vykreslením všech po sobě jdoucích R-R intervalů, které se vloží do dvourozměrného rozptylového grafu tak, že každý bod R-R intervalu je znázorněn proti předchozímu bodu (Naranjo-Orellana et al., 2015).

Jako parametr SD1 se označuje příčná osa, která zobrazuje krátké časové změny v R-R intervalech. Parametr SD2 vychází z podélné osy Poincarého grafu, ale jeho bližší definice chybí. Dalším novým parametrem byl SS (stress score). Tento parametr se vypočítával dle vzorce $1000 \times 1/SD$. Následně pak byl parametr SS využit k výpočtu $S:PS \text{ ratio} = SS/SD1$ (Naranjo-Orellana et al., 2015).



Obrázek 15. Poincaré graf (Piskorski & Guzik, 2007)

U experimentální skupiny došlo k poklesu parametru poměr sympatikus/parasympatikus ($p < 0,001$) a nárůstu parametru MSSD ($p < 0,05$), SD1 ($p < 0,05$) a SD2 ($p < 0,05$). Tyto změny svědčí o zvýšení parasympatické aktivity (Espejo-Antúnez et al., 2021).

Autoři studie dávají za příčinu změn parametrů 2 možné faktory. Prvním z nich jsou přímé účinky na míchu a centra ANS, které stimulují navazující inhibiční systémy. Druhým vysvětlením jsou účinky odvozené od těchto systému, které se objevují jako odpověď na vzniklou autonomní nerovnováhu. Lze tedy tvrdit, že už jedna aplikace středofrekvenčních proudů může mít vliv na autonomní nervový systém a jeho přeladění směrem k parasympatické aktivitě (po jakou dobu tato situace přetrvává bohužel studie nezmiňuje). Tento jev lze pozorovat na změně parametrů variability srdeční frekvence (Espejo- Antúnez et al., 2021).

Studie disponovala vyšším počtem probandů než výše zmíněné studie ($n = 56$). Její hlavní limitou může být fakt, že se jednalo pouze o probandy mužského pohlaví. Rovněž zde byly využity jiné sledované parametry než u naší studie (poměr S/P, SD1, SD2), avšak shodně jako naše studie došli autoři k závěru, že aplikace středofrekvenčních proudů může mít vliv na autonomní nervový systém a jeho přeladění směrem k parasympatické aktivitě (Espejo- Antúnez et al., 2021).

Ke stejným výsledkům, tedy zvýšení parasympatické aktivity po aplikaci středofrekvenčních proudů, dospěla také studie se stejným protokolem měření z roku 2022 (Espejo- Antúnez et al., 2022). Zde se jednalo o zdravé probandy (bez bolesti). I zde byly změny statisticky významné ($p < 0,05$)

Obdobně hovoří také výsledky práce (De la Cruz-Torres et al., 2021), která se zaměřovala na případný vznik vazovagálních reakcí při aplikaci středofrekvenčních proudů. I zde byl zjištěn nárůst markerů ukazující zvýšenou parasympatickou aktivitu pozorovanou skrze změny parametrů variability srdeční frekvence. Shodně se studií Espejo-Antúnez et al. (2021) byly ke sledování změn využity parametry SD1, SD2 a poměr sympatikus/parasympatikus. Rovněž uložení a typ elektrod se shodoval s předcházející studií, stejně tak nosná frekvence aplikovaného proudu a intenzita. Rozdíl byl ve frekvenci obalové křivky, která v tomto případě byla 100Hz. Další parametry již studie neuvádí (De la Cruz-Torres et al., 2021).

Po aplikaci středofrekvenčních proudů došlo ke statisticky významnému zvýšení parametru SD1 ($p < 0,001$) a SD2 ($p < 0,001$). U parametru poměr sympatikus/parasympatikus došlo naopak ke statisticky významnému snížení ($p < 0,001$). Podobně jako Espejo-Antúnez et al. (2021) se jeví aplikace středofrekvenčních proudů jako možný afektor na autonomní nervový systém a jeho přeladění směrem k parasympatické aktivitě (De la Cruz-Torres et al., 2021).

Výsledky byly porovnávány s kontrolní (placebo) skupinou, u které nebyl aplikován žádný elektrický proud. Zde byly změny pouze minimální (a statisticky nevýznamné) nebo žádné (De la Cruz-Torres et al., 2021).

Závěrem studie uvádí, že při aplikaci středofrekvenčních proudů (v tomto případě na bederní oblast) se mohou objevit nežádoucí vazovagální reakce spojené s útlumem sympatiku a zvýšenou aktivitou parasympatiku. Použití indikátorů variability může být v této oblasti využito právě k odhalení těchto reakcí (De la Cruz-Torres et al., 2021).

Rovněž při aplikaci středofrekvenčních proudů na oblast sympatických ganglií (zde konkrétně v úrovni hrudních obratlů Th1 - Th4) byl prokázán vliv na variabilitu srdeční frekvence (Cho, 2019). Studie zkoumala vliv jednotlivých frekvencí a intenzit středofrekvenčních proudů na VSF. Také byl zkoumán vliv těchto parametrů na snížení vnímané bolesti u reálných pacientů. Studie se zúčastnilo 45 probandů obou pohlaví, kteří byli rozděleni do 3 skupin dle následně aplikovaných frekvencí (obalové křivky) a intenzit. Jednalo se o bipolární aplikaci středofrekvenčních proudů. Aplikační čas byl dle protokolu stanoven na 20 minut a lokalizace deskových elektrod byla do oblasti procesi transversii Th1 – Th4. VSF byla hodnocena pomocí měření R-R intervalů odečítaných z EKG. Blíže sledované parametry zde však uvedeny nejsou, což je jedním z hlavních limitů této studie (Cho, 2019).

U skupiny 1 byla použita vysoká frekvence obalové křivky (100Hz) a nízká intenzita (10-20mA), u skupiny 2 nízká frekvence (5Hz) a vysoká intenzita (45-50mA) a u skupiny 3 vysoká frekvence (100Hz) intenzita (80-90 mA). O nosné frekvenci aplikovaného proudu se studie bohužel nezmiňuje (Cho, 2019).

Ukázalo se, že výraznější vliv měly tyto proudy při použití vysoké frekvenci (100Hz) a nízké intenzity (10-20mA) a také při nízké frekvenci (5Hz) a vysoké intenzitě (45-50mA). V obou těchto případech došlo k nárůstu variability srdeční frekvence ihned po aplikaci proudů, avšak již 30 minut po ukončení aplikace tento vliv výrazně poklesnul (téměř na hodnoty před aplikací).

Při kombinaci vysoké frekvence a vysoké intenzity byl výrazný vliv na snížení bolesti, ale minimální vliv na změny variability (Cho, 2019).

Otázkou je vliv jednotlivých parametrů středofrekvenčních proudů na následné změny. Jako důležitá se jeví frekvence obalové křivky (= amplitudová modulace frekvence, AMF). U skupiny 30 zdravých jedinců v období mladé dospělosti (20 – 30 let) byly porovnávány účinky při AMF 10 Hz, AMF 100 Hz a kontrolní (placebo) skupinou. Všechny 3 skupiny tvořili stejní zdraví probandi (všichni tedy podstoupili aplikaci s frekvencí 10Hz, 100Hz a bez proudu) (Oliveira et al., 2022).

Aplikace proudů probíhala do oblasti C/Th přechodu a horní hrudní páteře (Th1 – Th4) pomocí samolepících elektrod v intenzitě nadprahově senzitivní. Nosná frekvence byla pro obě frekvence obalové křivky stejná – 4000Hz a aplikace trvala 30 minut. Studie se zúčastnilo 30 probandů obou pohlaví (21 žen a 9 mužů) (Oliveira et al., 2022).

Zajímavý zde byl průběh měření, kdy probandi byli v poloze v leže na zádech a v této pozici setrvali 90 minut (20 minut odpočinek – 20 minut sběr dat před intervencí – 30 minut intervence – 20 minut sběr dat po intervenci) (Oliveira et al., 2022).

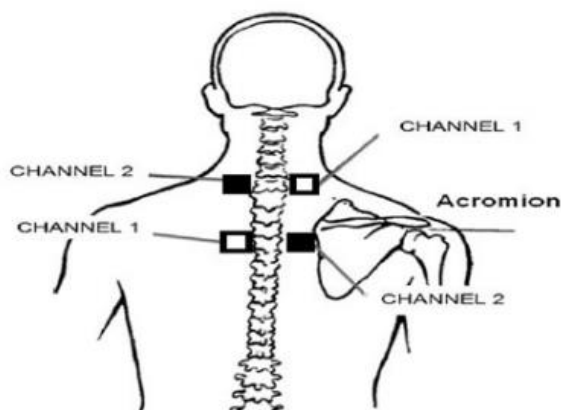
Variabilita srdeční frekvence byla hodnocena pomocí měřiče tepové frekvence (Polar brand, model 810i) a sledování R-R intervalů. Součástí měření bylo také kontrolované dýchání s frekvencí 12 dechů za minutu.

U všech skupin došlo po intervenci k mírnému snížení srdeční frekvence. Celkově však došlo k rozdílným vlivům jednotlivých skupin na poměr sympatické/parasymptické aktivity. U skupiny placebo se poměr těchto aktivit téměř nezměnil. U skupiny s AMF 10Hz došlo k významné redukci sympatické aktivity a k významnému nárůstu parasymptické aktivity (snížení Power LF, zvýšení Power HF a snížení poměru LF/HF). Při AMF 100Hz se objevila zcela opačná reakce, a tedy významný nárůst sympatické složky a pokles parasymptické (zvýšení Power LF, snížení Power HF a celkové zvýšení poměru LF/HF) bezprostředně po intervenci (Oliveira et al., 2022).

Všechny tyto ukazatele dosáhly hladiny statistické významnosti ($p < 0,05$), ale přesnou hodnotu studie neuvádí (Oliveira et al., 2022).

Podobných výsledků dosáhl ve své studii také Stein et al. (2011). V této studii byl zkoumán vliv TENS proudů o různých frekvencích (10Hz a 100Hz) na VSF. Shodně jako u studie Oliveira et al. (2022) bylo součástí studie kontrolované dýchání (s frekvencí 12 dechů/minuta) během

měření. Lokalizace elektrod byla téměř totožná (oblast Th1 - Th2). I zde byl u frekvence 100 Hz statisticky významně zvýšen parametr Power LF ($p = 0,019$) a statisticky významně snížen parametr Power HF ($p = 0,031$). U frekvence 10Hz došlo k opačné reakci, která byla rovněž statisticky významná. Limitem této studie je však malý počet zúčastněných probandů (7 probandů, kteří tvořili obě výzkumné skupiny) (Stein et al., 2021).



Obrázek 16. Umístění elektrod (Oliveira et al., 2022).

Problémem obou studií (Stein et al., 2011; Oliveira et al., 2022) by však mohlo být zařazení kontrolovaného dýchání během měření. Nastavením striktní dechové frekvence totiž dochází k přidání dalšího externího stimulu, který může následně ovlivnit výsledky (Pumprla et al., 2014).

Nelze tedy s jistotou tvrdit, jakou měrou se na ovlivnění parametrů podílela aplikace středofrekvenčních proudů a zda změna způsobena spíše působením kontrolovaného dýchání. To může být vysvětlením, proč tato studie (Oliviera et al., 2022) dospěla k jiným výsledkům než naše studie a studie výše zmíněné (De la Cruz-Torres et al., 2021; Espejo-Antúnez et al., 2021), které prokázaly spíše nárůst parasympatické aktivity po aplikaci středofrekvenčních proudů.

Naše měření zahrnovalo 23 probandů (9 mužů, 14 žen), kteří byli náhodně rozděleni do 2 skupin po 11 (respektive 12) probandech. 1. skupina byla výzkumná (s aplikací izoplanárního vektorového pole mezi jednotlivými měřeními), 2. skupina byla kontrolní (bez aplikovaného proudu, pouze s přiložením elektrod do stejné oblasti jako skupina výzkumná). Měření probíhala vždy v dopoledních hodinách. Před měřením probandi vyplnili 2 dotazníky – Dotazník na autonomní funkce a Škálu vnímaného stresu.

Aplikovány byly středofrekvenční proudy (izoplanární vektorové pole) o nosné frekvenci 4000Hz a amplitudově modulované frekvenci 100Hz. Aplikace probíhala pomocí vakuových elektrod do oblasti Th1 - Th4 při intenzitě nadprahově senzitivní. Cílená aplikační oblast Th1 - Th4 byla zvolena na základě anatomických poznatků (Čihák, 2016), dle kterých se v této

úrovni nachází ganglia truncus sympathicus (ganglion stellatum a horní hrudní ganglia), ze kterých odstupují postgangliové sympatické nervy inervující srdce. Variabilita srdeční frekvence byla hodnocena pomocí krátkodobé spektrální analýzy diagnostickým systémem VarCor PF7.

Měření se skládalo ze 6 částí. Leh 1, stoj 1 a leh 2 před aplikací proudů (či placebo) a leh 3, stoj 2 a leh 4 po aplikaci proudů (placebo). Průměrná intenzita pro aplikovaný proud byla 12,8mA (SD \pm 2,53).

U kontrolní (placebo) skupiny došlo při porovnání závěrečných lehů před a po intervenci k statisticky významné změně u parametru R-R intervaly.

U výzkumné skupiny došlo při porovnání těchto dvou poloh ke změnám u parametru MSSD. Lze tedy konstatovat, že vliv SF proudů na ANS byl v tomto případě minimální.

Dále byly sledovány také změny u probandů vykazujících zvýšenou aktivitu sympatiku a parasympatiku. Zatímco u první skupiny, která dle dotazníku na autonomní funkce vykazovala zvýšenou aktivitu sympatiku (6 probandů), nedošlo k žádné statisticky významné změně ukazatelů SAVSF, tak u skupiny se zvýšenou aktivitou parasympatiku (5 probandů) došlo ke statisticky významné vzestupné tendenci u parametrů Power HF, R-R intervaly, MSSD a Total Power.

Tyto změny mohou napovídat zvýšení parasympatické aktivity po intervenci. Z našich výsledků tedy lze usuzovat, že aplikace středofrekvenčních proudů na oblast hrudní páteře může vést především ke zvýšení parasympatické aktivity u probandů, kteří vykazují zvýšenou aktivitu parasympatiku. Hlavní limitou naší studie je malý celkový počet zúčastněných probandů (22). Zejména pak malý počet probandů, zařazených do skupiny se zvýšenou aktivitou sympatiku (6) a parasympatiku (5).

Z výsledků dotazníku na autonomní funkce u měřených probandů (11) byl poměr mezi průměrem odpovědí A:B 7,91:5,55. Maximální dosažený počet odpovědí A byl 13 (ze 16 možných) a maximální počet odpovědí B byl 9. Vyšší množství odpovědí A může svědčit o převaze sympatiku a větší množství odpovědí B o převaze parasympatiku. Tento výsledek by tedy měl odpovídat mírné převaze sympatiku u dotazovaných jedinců. U žádného z probandů nedošlo ke shodnému počtu odpovědí A a B, tedy byla vždy jasná převaha sympatiku či parasympatiku dle dotazníku.

U škály vnímaného stresu byl průměrný výsledek 18 bodů (minimem je 0 bodů, maximem 40). Dosaženým minimem bylo 10 bodů a maximem 27 bodů. Průměrný výsledek 18 bodů by spadal do výsledkové skupiny „mírný stres“ (14 – 26 bodů).

7 ZÁVĚRY

Byl splněn stanovený cíl práce: Zjistit vliv průchodu středofrekvenčního proudu (izoplanárního vektorového pole) v oblasti hrudního úseku páteře na autonomní nervový systém, hodnocený pomocí vybraných ukazatelů spektrální analýzy variability srdeční frekvence.

Porovnáním výsledků jsme zjistili, následující.

Pro výzkumnou skupinu (n = 11):

- V pozici závěrečného lehu po aplikaci izoplanárního vektorového pole do oblasti hrudního úseku páteře došlo k signifikantnímu zvýšení průměrné hodnoty parametru MSSD ($p = 0,04$, při porovnání s pozicí lehu před aplikací středofrekvenčních proudů).

Pro kontrolní skupinu (n = 12):

Po pouhém přiložení elektrod bez aplikace izoplanárního vektorového pole do oblasti hrudního úseku páteře došlo v pozici závěrečného lehu k signifikantnímu zvýšení průměrné hodnoty parametru R-R intervaly ($p = 0,003$), při porovnání s pozicí lehu před přiložením elektrod.

Pro skupinu se zvýšenou aktivitou sympatiku (dle dotazníku na autonomní funkce) (n = 6):

- U skupiny se zvýšenou aktivitou sympatiku (dle dotazníku na autonomní funkce) nedošlo k signifikantním změnám u žádného ze sledovaných parametrů, při porovnání pozic leh před aplikací a závěrečný leh po aplikaci středofrekvenčních proudů.

Pro skupinu se zvýšenou aktivitou parasympatiku (dle dotazníku na autonomní funkce) (n = 5):

- V pozici závěrečného lehu po aplikaci izoplanárního vektorového pole do oblasti hrudního úseku páteře došlo k signifikantnímu zvýšení průměrné hodnoty parametru Power HF ($p = 0,04$), při porovnání s pozicí lehu před aplikací středofrekvenčních proudů.
- V pozici závěrečného lehu po aplikaci izoplanárního vektorového pole do oblasti hrudního úseku páteře došlo k signifikantnímu zvýšení průměrné hodnoty parametru R-R intervaly ($p = 0,04$), při porovnání s pozicí lehu před aplikací středofrekvenčních proudů.
- V pozici závěrečného lehu po aplikaci izoplanárního vektorového pole do oblasti hrudního úseku páteře došlo k signifikantnímu zvýšení průměrné hodnoty parametru MSSD ($p = 0,04$), při porovnání s pozicí lehu před aplikací středofrekvenčních proudů.

- V pozici závěrečného lehu po aplikaci izoplanárního vektorového pole do oblasti hrudního úseku páteře došlo k signifikantnímu zvýšení průměrné hodnoty parametru Total power ($p = 0,04$), při porovnání s pozicí lehu před aplikací středofrekvenčních proudů.

Při porovnání jednotlivých parametrů variability srdeční frekvence v pozici leh 2 před aplikací izoplanárního vektorového pole a leh 4 po aplikaci izoplanárního vektorového pole došlo k signifikantnímu vzestupu hodnoty parametru MSSD (časový ukazatel analýzy variability srdeční frekvence) ($p = 0,04$). U kontrolní skupiny došlo k signifikantnímu vzestupu hodnoty parametru R-R intervaly (časový ukazatel analýzy variability srdeční frekvence) ($p = 0,003$). Lze tedy konstatovat, že vliv SF proudů na ANS byl v tomto případě minimální.

Při porovnání jednotlivých parametrů variability srdeční frekvence v pozici leh 2 před aplikací izoplanárního vektorového pole a leh 4 po aplikaci izoplanárního vektorového pole došlo u skupiny probandů vykazujících zvýšenou aktivitu parasympatiku k signifikantnímu zvýšení parametrů Power HF ($p = 0,04$), R-R intervaly ($p = 0,04$), MSSD ($p = 0,04$) a Total power ($p = 0,04$). Tyto výsledky by odpovídaly zvýšení parasympatické aktivity. Lze tedy usuzovat, že větší vliv aplikace středofrekvenčních proudů na ANS byl u jedinců se zvýšenou aktivitou parasympatiku dle dotazníku na autonomní funkce.

8 SOUHRN

Cílem této práce bylo zjistit vliv průchodu středofrekvenčního proudu (izoplanárního vektorového pole) v oblasti hrudního úseku páteře na autonomní nervový systém. Tento vliv byl hodnocen pomocí vybraných ukazatelů spektrální analýzy variability srdeční frekvence.

Aplikovány byly středofrekvenční proudy o nosné frekvenci 4000Hz a amplitudově modulované frekvenci 100Hz. Jednalo se o izoplanární vektorové pole, tedy tetrapolární aplikaci pomocí vakuových elektrod do oblasti Th1 - Th4.

Výzkumný soubor se skládal z 23 zdravých jedinců obou pohlaví ve věku 22 až 26 let (průměrný věk byl 24 let). Mezi zúčastněnými bylo 9 mužů a 14 žen. Probandi byli náhodně rozděleni do 2 skupin po 11 (respektive 12) osobách. 1. skupina byla skupinou výzkumnou (s aplikací izoplanárního vektorového pole mezi jednotlivými měřeními), 2. skupina byla skupinou kontrolní (bez aplikovaného proudu, pouze s přiložením elektrod do stejné oblasti jako skupina výzkumná).

Měření se uskutečnilo v prostorách RRR Centra – Centra léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci. Toto měření bylo prováděno v období září 2023 – leden 2024 a to vždy v dopoledních hodinách (8-11).

V prvním měřicím bloku byl záznam dat variability srdeční frekvence prováděn v pozicích leh 1, stoj 1 a leh 2. Následně byla provedena aplikace (či pouhé přiložení elektrod) izoplanárního vektorového pole. Po aplikaci proudu (či přiložení elektrod) bylo opět provedeno měření v pozicích leh 3, stoj 2 a závěrečný leh 4. Pro diagnostiku byl použit systém VarCor PF7.

Teoretická část obsahuje poznatky a přibližující informace k problematice autonomního nervového systému, převodního systému srdečního, variability srdeční frekvence a středofrekvenčních proudů.

Praktická část je věnována metodice, designu a zpracování dat. Z výsledků měření můžeme konstatovat, že:

- U kontrolní skupiny (n = 12) došlo ke statisticky významné vzestupné tendenci u parametru R-R intervaly v porovnání před intervencí (p = 0,003).
- U výzkumné skupiny (n = 11) došlo ke statisticky významné vzestupné tendenci u parametru MSSD v porovnání před aplikací izoplanárního vektorového pole (p = 0,04).

To by mohlo svědčit o postupném vyrovnávání systému s aplikací středofrekvenčních proudů. Zároveň lze konstatovat, že vliv středofrekvenčních proudů na ANS byl v tomto případě minimální.

- U skupiny probandů vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku ($n = 6$) (dle dotazníku na autonomní funkce) se neukázala žádná statisticky významná změna měřených parametrů.
- U skupiny probandů vykazujících zvýšenou aktivitu parasimpatiku ($n = 5$) (dle dotazníku na autonomní funkce) došlo ke statisticky významné vzestupné tendenci u parametrů Power HF, R-R intervaly, MSSD a Total Power v porovnání před aplikací izoplanárního vektorového pole ($p = 0,04$).

Tyto výsledky by odpovídaly zvýšení parasympatické aktivity u probandů vykazujících zvýšenou aktivitu parasimpatiku. Lze tedy usuzovat, že existuje vliv aplikace středofrekvenčních proudů na ANS u jedinců se zvýšenou aktivitou parasimpatiku.

9 SUMMARY

The aim of this study was to investigate the effect of the middle-frequency current (isoplanar vector field) in the thoracic region of the spine on the autonomic nervous system. This effect was evaluated by means of selected parameters of spectral analysis of heart rate variability

Mid-frequency currents with a frequency of 4000Hz and an amplitude-modulated frequency of 100Hz were applied. This was an isoplanar vector field, i.e. tetrapolar application using vacuum electrodes to the Th1 - Th4 region.

The study population consisted of 23 healthy individuals of both sexes aged 22 to 26 years (mean age was 24 years). The participants included 9 men and 14 women. Subjects were randomly divided into 2 groups of 11 (or 12) subjects each. Group 1 was the research group (with application of an isoplanar vector field between measurements), and group 2 was the control group (without applied current, with only electrodes applied to the same area as the research group).

The measurements took place in the RRR Centre - Centre for Treatment of Pain and Movement Disorders in Olomouc. This measurement was performed in the period September 2023 - January 2024, always in the morning hours (8-11).

In the first measurement block, the heart rate variability data were recorded in the positions lie down 1, stand 1, and lie down 2. Subsequently, the application (or simply attaching the electrodes) of the isoplanar vector field was performed. After current application (or attaching the electrodes), measurements were again made at positions lie down 3, stand 2 and final lie down 4. The VarCor PF7 system was used for diagnostics.

The theoretical part contains knowledge and background information on the autonomic nervous system, cardiac conduction system, heart rate variability and mid-frequency currents.

The practical part is devoted to methodology, design and data processing. From the measurement results we can conclude that:

- In the placebo group (n = 12), there was a statistically significant upward trend in the parameter R-R intervals compared to pre-intervention (p = 0,003).
- In the research group (n = 11) there was a statistically significant upward trend in the MSSD parameter compared to before the application of the isoplanar vector field (p= 0,04).

This could indicate a gradual leveling of the system with the application of mid-frequency currents. At the same time, it can be concluded that the effect of middle-frequency currents on ANS was minimal in this case.

- In the group of probands showing increased sympathetic activity (n = 6) (according to the autonomic function questionnaire) there were no statistically significant changes in the measured parameters.
- In the group of probands showing increased parasympathetic activity (n = 5) (according to the autonomic function questionnaire) there were a statistically significant upward trends in the parameters Power HF, R-R intervals, MSSD and Total Power compared to before application of the isoplanar vector field ($p = 0,04$).

These results would be consistent with probands showing increased parasympathetic activity. Thus, it can be concluded that there is an effect of application of mid-frequency currents on ANS in subjects with increased parasympathetic activity.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Abuín-Porras, V., Clemente-Suárez, V.J., Jaén-Crespo, G., Navarro-Flores, E., Pareja-Galeano, H., & Romero-Morales, C. (2021). Effect of physiotherapy treatment in the autonomic activation and pain perception in male patients with non-specific subacute low back pain. *Journal of clinical medicine*. 10 (1793). <https://doi.org/10.3390/jcm10081793>

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

Ascarcikli, L. D., Hayiroglu, M. I., Osken, A., Keskin, K., Kolak, Z., & Aksu, T. (2022). Heart rate variability and cardiac autonomic functions in post-COVID period. *Journal of interventional cardiac electrophysiology*. 63, 715-721. <https://doi.org/10.1007/s10840-022-01138-8>

Billman, G. E. (2011). Heart rate variability - A historical perspective. *Physiology*, 2 (11). <https://doi.org/10.3389/fphys.2011.00086>

Bulava, A. (2017). *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada publishing.

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

Catai, A. M., Pastre, C. M., Godoy, M. F. de, Silva, E. da, Takahashi, A. C. de M., & Vanderlei, L. C. M. (2020). Heart rate variability: are you using it properly? Standardisation checklist of procedures. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 24(2), 91–102. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2019.02.006>

Cohen, S., Kamarck, T., & Mermelstein, R. (1983). A global measure of perceived stress. *Journal of Health and Social Behavior*, 24, 385-396. <https://psycnet.apa.org/doi/10.2307/2136404>

Čihák, R. (2016) *Anatomie 3. Třetí, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada publishing.

De la Cruz-Torres et al. (2021). Heart rate variability monitoring during interferential current application in the lower back area: A cross-sectional study. *International journal of environmental research and public health*. 18 (3394). <https://doi.org/10.3390/ijerph18073394>

Ernst, G. (2017). Hidden Signals—The History and Methods of Heart Rate Variability. *Public Health* (5). <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00265>

Espejo-Antunez, L., Fernández-Morales, C., Cardero-Durán, M. A., Roledo-Marhuenda, J. V., Díaz-Mancha, J. A., & Almornoz-Cabello, M. (2021). Detection of changes on parameters related of heart rate variability after applying current interferential therapy in subjects with non-specific low back pain. *Diagnostics*. *11*(2175). <https://doi.org/10.3390/diagnostics11122175>

Espejo-Antunez, L., Fernández-Morales, C., Hernández-Sánchez, S., Cardero-Durán, M. A., Toledo-Marhuenda, J. V., & Almornoz-Cabello, M. (2022). The impact of the stress-associated autonomic response of physiotherapy students receiving interferential current in an electrotherapy training session. *J. Environ. Res. Public Health*. *19*(13348). <https://doi.org/10.3390/ijerph192013348>

Estévez-Báez, M., Carricarte-Naranjo, C., Jas-García, J. D., Rodríguez-Ríos, E., Machado, C., Montes-Brown, J., Leisman, G., Schiavi, A., Machado-García, A., Luaces, C. S., & Pié, E. A. (2019). Influence of Heart Rate, Age, and Gender on Heart Rate Variability in Adolescents and Young Adults. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, *1133*, 19–33. Springer New York LLC. https://doi.org/10.1007/5584_2018_292

Estévez, M., Machado, C., Leisman, G., Estévez-Hernández, T., Arias-Morales, A., Machado, A., & Montes-Brown, J. (2016). Spectral analysis of heart rate variability. *International Journal on Disability and Human Development*, *15*(1), 5–17. <https://doi.org/10.1515/ijdhhd-2014-0025>

Farooq, S., & Chelimsky, T. C. (2019). Clinical neurophysiology of multiple system atrophy. *Handbook of Clinical Neurology*, *161*, 423–428. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64142-7.00065-5>

Fatissou, J., Oswald, V., & Lalonde, F. (2016). Influence diagram of physiological and environmental factors affecting heart rate variability: An extended literature overview. *Heart International*, *11*(1), 32–40. <https://doi.org/10.5301/heartint.5000232>

Forte, G., Toisi, G., Pazzaglia, M., Pascalis, V. D., & Casagrande, M. (2022). Heart rate variability and pain: A systematic review. *Brain sciences*, *12*(153). <https://doi.org/10.3390/brainsci12020153>

Furness, J. B. (2015). Peripheral Autonomic Nervous System. *The Rat Nervous System: Fourth Edition*. 61–76. Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-374245-2.00004-8>

García Martínez, C.A. et al. (2017). Time-Domain Analysis. In: Heart Rate Variability Analysis with the R package RHRV. Use R! *Springer, Cham*. https://doi.org/10.1007/978-3-319-65355-6_3

Gibbons, C. H. (2019). Basics of autonomic nervous system function. *Handbook of Clinical Neurology*, *160*, 407–418. Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00027-8>

Grässler, B., Thielmann, B., Böckelmann, I., & Hökelmann, A. (2021). Effects of different exercise interventions on heart rate variability and cardiovascular health factors in older adults: a systematic review. *European Review of Aging and Physical Activity*, *18*(1). <https://doi.org/10.1186/s11556-021-00278-6>

Haberl, R. (2012). *EKG do kapsy*. 4. vydání. Praha: Grada publishing

Cho, S.-H. (2019). Frequency and intensity of electrical stimulation of human sympathetic ganglia affect heart rate variability and pain threshold. *Appl. Sci.* *9*, 4490. [doi:10.3390/app9214490](https://doi.org/10.3390/app9214490)

Chorro Gascó, F. J. (2022). *Clinical electrocardiography. A textbook*. *Revista Española de Cardiología (English Edition)*, *75*(5), 453. <https://doi.org/10.1016/j.rec.2021.12.012>

Illigens, B. M. W., & Gibbons, C. H. (2019). Autonomic testing, methods and techniques. *Handbook of Clinical Neurology*, *160*, 419–433. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00028-X>

Jin, H-K., Hwang, T-Y., & Cho, S-H. (2017). Effect of electrical stimulation on blood flow velocity and vessel size. *Open med.*, *12*, 5-11. DOI 10.1515/med-2017-0002

Kaplan Berkaya, S., Uysal, A. K., Sora Gunal, E., Ergin, S., Gunal, S., & Gulmezoglu, M. B. (2018). A survey on ECG analysis. *Biomedical Signal Processing and Control*, *43*, 216–235. Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.03.003>

Karemaker, J. M. (2017). An introduction into autonomic nervous function. *Physiological Measurement*. *38*(5), 89–118. IOP Publishing Ltd. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aa6782>

Konečný, P. et al. (2019). *Fyzikální terapie a diagnostika*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Langmeier, M. et al. (2009). *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada Publishing.

Li, K., Rüdiger, H., & Ziemssen, T. (2019). Spectral analysis of heart rate variability: Time window matters. *Frontiers in Neurology* *10*(5). <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00545>

Man, A. (2023). Interpretation of electrocardiograms. *The Pharmaceutical Journal*. *310* (7971). doi: 10.1211/PJ.2023.1.176371

Marasingha-Arachchige, S. U., Rubio-Arias, J. A., Alcaraz, P. E., & Chung, L. H. (2022). Factors that affect heart rate variability following acute resistance exercise: A systematic review and meta-analysis. *J Sport Health Sci*, *11*, 376-392. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2020.11.008>

Mejía-Mejía, E., Budidha, K., Abay, T. Y., May, J. M., & Kyriacou, P. A. (2020). Heart Rate Variability (HRV) and Pulse Rate Variability (PRV) for the Assessment of Autonomic Responses. *Physiology*, *11*. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00779>

Naranjo-Orellana, J., De la Cruz-Torres, B., Sarabia-Cachadiña, E., De Hoyo, M., & Domínguez-Cobo, S. (2015). Two new indexes for the assessment of autonomic balance in elite soccer players. *Int. J. Sports Physiol. Perform.*, *10*, 452–457. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2014-0235>

Navrátil, L. et al. (2019). *Fyzikální léčebné metody pro praxi*. Praha: Grada publishing.

Oliveira, M. R., de Lima, K. S., Righi, N. C., Nascimento, J. R., Righi, G. A., da Silva, A. M. V., & Signori, L. U. (2022). Effects of interferential current on autonomic nervous system in healthy

volunteers: randomized clinical trial. *Saúde e Pesquisa*, 15 (1), DOI: 10.17765/2176-9206.2022v15n2.e8280

Opavský, J. (2018). Diagnostika, symptomatika a nálezy u onemocnění a poruch autonomního nervového systému v neurologii. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 81(6), 625-644. doi: 10.14735/amcsnn2018625

Otomar, K. et al. (2020). *Lékařská fyziologie. 2. vydání*. Praha: Grada publishing.

Padala, S. K., Cabrera, J. A., & Ellenbogen, K. A. (2021). Anatomy of the cardiac conduction system. *PACE - Pacing and Clinical Electrophysiology*, 44(1), 15–25. <https://doi.org/10.1111/pace.14107>

Piskorski, J., & Guzik, P. (2007). Filtering Poincaré plots. *Computational methods in science and technology*. 11(1), 39-48. DOI: 10.12921/cmst.2005.11.01.39-48

Poděbradký, J., & Vařeka, I. (1998). *Fyzikální terapie I*. Praha: Grada publishing.

Pumpřla, J., Sovová, E., & Howorka, K. (2014). Variabilita srdeční frekvence: Využití v interní praxi se zaměřením na metabolický syndrom. *Interní Medicína*. 16 (5). 205-205. Retrieved from: <https://www.internimedica.cz/pdfs/int/2014/05/09.pdf>

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

Salinger, J., Stejskal, P., & Janura, M. (1998). The evaluation of heart rate variability in physical exercise by using telemetric Variapulse TF 3 system. <https://www.researchgate.net/publication/265928421>

Shaffer, F., & Ginsberg, J. P. (2017). An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Public Health*, 5. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>

Sibernagl, S., & Despopoulos A. (2016). *Atlas fyziologie člověka. 8. vydání*. Praha: Grada publishing.

Souza, H. C. D., Philbois, S. V., Veiga, A. C., & Aguilar, B. A. (2021). Heart Rate Variability and Cardiovascular Fitness: What We Know so Far. *Vascular health and risk management*, 17, 701–711. NLM (Medline). <https://doi.org/10.2147/VHRM.S279322>

Stein, C., Dal Lago, P., Ferreira, J. B., Casali, K. R., & Plentz, R. D. (2011). Transcutaneous electrical nerve stimulation at different frequencies on heart rate variability in healthy subjects. *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical*, 165(2), 205–208. doi: 10.1016/j.autneu.2011.07.003

Tiwari, R., Kumar, R., Malik, S., Raj, T., & Kumar, P. (2021). Analysis of Heart Rate Variability and Implication of Different Factors on Heart Rate Variability. *Current Cardiology Reviews*, 17(5). <https://doi.org/10.2174/1573403x16999201231203854>

Uhlíř, P. (2021). Vliv Träbertových proudů na autonomní nervový systém hodnocený ukazateli spektrální a časové analýzy variability srdeční frekvence. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství*. 28(3). 104-108. doi: 10.48095/ccrhfl2021104

Uhlíř, P., & Opavský, J. (2018). Efekt čtyřkomorové vzestupné izotermní galvanické lázně na autonomní nervový systém, hodnocený vybranými ukazateli spektrální analýzy variability srdeční frekvence. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství*. 25(4). Retrieved from: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2018-4-19/efekt-cytrkomorove-vzestupne-izotermni-galvanicke-lazne-na-autonomni-nervovy-system-hodnoceny-vybranymi-ukazateli-spektralni-analyzy-variability-srdecni-frekvence-107412>

van Eif, V. W. W., Devalla, H. D., Boink, G. J. J., & Christoffels, V. M. (2018). Transcriptional regulation of the cardiac conduction system. *Nature Reviews Cardiology*, 15 (10), 617–630. Nature Publishing Group. <https://doi.org/10.1038/s41569-018-0031-y>

Vlčková, E., Bednařík, J., Buršová, Š., Šajgalíková, K., & Mlčkáková, L. (2010). Spektrální analýza variability srdeční frekvence – normativní data. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*. 73 (6). 663-672. Retrieved from: <https://www.csnn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2010-6/spektralni-analyza-variability-srdecni-frekvence-normativni-data-33861>

Voss, A., Schroeder, R., Heitmann, A., Peters, A., & Perz, S. (2015). Short-term heart rate variability - Influence of gender and age in healthy subjects. *PLoS ONE*, *10*(3). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0118308>

Wulf, M. J., & Tom, V. J. (2023). Consequences of spinal cord injury on the sympathetic nervous system. *Frontiers in Cellular Neuroscience*, *17*. <https://doi.org/10.3389/fncel.2023.999253>

11 TABULKY A GRAFY

Tabulka 1. Základní údaje o probandech

Tabulka 2. Přehled intenzit proudů u výzkumné skupiny a převahy ANS

Tabulka 3. Souhrn odpovědí v Dotazníku na autonomní funkce

Tabulka 4. Souhrn odpovědí ke škále vnímaného stresu

Tabulka 5. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – leh 1 před proudy

Tabulka 5. Naměřená data SAVSF výzkumná skupin – stoj 1 před proudy

Tabulka 6. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – leh 2 před proudy

Tabulka 7. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – leh 3 po proudech

Tabulka 8. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – stoj 2 po proudech

Tabulka 9. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – leh 4 po proudech

Tabulka 10. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – leh 1 před PLACEBO proudy

Tabulka 11. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – stoj 1 před PLACEBO proudy

Tabulka 12. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – leh 2 před PLACEBO proudy

Tabulka 13. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – leh 3 po PLACEBO proudech

Tabulka 14. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – stoj 2 po PLACEBO proudech

Tabulka 15. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – leh 4 po PLACEBO proudech

Tabulka 16. Srovnání hodnot parametrů SAVSF pro výzkumnou skupinu (s aplikací proudů) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Tabulka 17. Srovnání hodnot parametrů SAVSF pro placebo skupinu (bez aplikace proudů) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Tabulka 18. Srovnání hodnot parametrů SAVSF u probandů vykazujících zvýšenou aktivitu sympatiku (n = 6) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Tabulka 19. Srovnání hodnot parametrů SAVSF u probandů vykazujících zvýšenou aktivitu parasymptiku (n = 5) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Graf 1. Vývoj parametru MSSD u výzkumné skupiny

Graf 2. Vývoj parametru R-R intervaly u placebo skupiny

Graf 3. Vývoj parametru Power HF u skupiny s převahou parasymptiku (mezi pozicemi leh 2 a leh 4)

Graf 4. Vývoj parametru R-R intervaly u skupiny s převahou parasymptiku (mezi pozicemi leh 2 a leh 4)

Graf 5. Vývoj parametru MSSD u skupiny s převahou parasymptiku (mezi pozicemi leh 2 a leh 4)

- Graf 6. Vývoj parametru Total power u skupiny s převahou parasympatiku (mezi pozicemi leh 2 a leh 4)
- Graf 7. Vývoj R-R intervalů v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny
- Graf 8. Vývoj parametru Power LF v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny
- Graf 9. Vývoj parametru Power HF v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny
- Graf 10. Vývoj parametru LF/HF v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny
- Graf 11. Vývoj parametru MSSD v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny
- Graf 12. Vývoj parametru Total Power v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny
- Graf 13. Vývoj parametru Power LF v jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny
- Graf 14. Vývoj parametru Power HF v jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny
- Graf 15. Vývoj parametru R-R intervaly v jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny
- Graf 16. Vývoj parametru LF/HF v jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny
- Graf 17. Vývoj parametru MSSD v jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny
- Graf 18. Vývoj parametru Total Power v jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny
- Graf 19. Průměr jednotlivých odpovědí v dotazníku na autonomní funkce (DAF)

Tabulka 1. Základní údaje o probandech

ID	POHLAVÍ	VĚK
1	Ž	24
2	M	24
3	M	25
4	M	25
5	Ž	24
6	M	24
7	M	23
8	M	25
9	Ž	24
10	Ž	25
11	Ž	23
12	Ž	22
13	Ž	23
14	Ž	25
15	M	23
16	Ž	24
17	Ž	23
18	M	25
19	Ž	24
20	Ž	23
21	Ž	24
22	Ž	23
23	M	24
\bar{x}	M = 9, Ž = 14	24
SD		0,82
Me		24

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Pohlaví M = muž

Pohlaví Ž = žena

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 2. Přehled intenzit proudů u výzkumné skupiny a převahy ANS

ID	INTENZITA (mA)	Převaha P/S
1	8,8	S
2	9,5	P
3	12,5	S
4	11	P
5	14,5	P
6	13,5	P
7	17,5	S
8	14	S
9	11	P
10	13	S
11	16	S
\bar{x}	12,8	P = 5, S = 6
SD	2,53	
Me	13	

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

mA = miliampér

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

P = parasympatikus

S = sympatikus

Převaha P = převaha parasympatiku dle dotazníku na autonomní funkce

Převaha S = převaha sympatiku dle dotazníku na autonomní funkce

Tabulka 3. Souhrn odpovědí v Dotazníku na autonomní funkce (n = 11)

	ODPOVĚĎ A	ODPOVĚĎ B	ODPOVĚĎ C
\bar{x}	7,91	5,55	2,55
SD	2,68	2,02	1,44
Me	7	6	3
MIN	5	3	0
MAX	13	9	4

Vysvětlivky:

n = Počet probandů

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

MIN = minimum

MAX = Maximum

Tabulka 4. Souhrn odpovědí ke škále vnímaného stresu (n = 11)

Minimum	10 bodů
Maximum	27 bodů
Průměr	18 bodů

Vysvětlivky:

n = Počet probandů

Minimum = Minimální počet dosažených bodů

Maximum = Maximální počet dosažených bodů

Průměr = Průměrný počet dosažených bodů

Tabulka 5. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – leh 1 před proudy

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	87,62	705,78	0,13	0,81	9,72	78,32	1414,32	901,1
2	1779,36	1021,67	1,74	0,81	59,42	34,12	2027,56	2994,33
3	292,27	577,27	0,51	1,04	24,32	48,04	1596,86	1201,54
4	558,68	1666,29	0,34	0,83	22,24	66,34	2186,16	2511,91
5	207,63	342,54	0,61	0,75	32,72	53,99	669,21	634,49
6	164,41	314,32	0,52	0,76	32,47	62,08	462,66	506,32
7	800,8	1024,42	0,78	0,92	38,17	48,83	4583,94	2097,81
8	602,41	3554,84	0,17	0,83	13,98	82,51	4409,09	4308,42
9	39,82	317,37	0,12	0,7	6,26	49,93	380,28	635,59
10	74,69	1243,52	0,06	0,93	5,6	93,23	1468,81	1333,76
11	413,4	1527,12	0,27	0,99	20,95	77,4	2602,76	1972,9
\bar{x}	456,46	1117,74	0,48	0,85	24,16	63,16	1981,96	1736,19
SD	479,75	893,95	0,46	0,10	15,29	17,21	1362,52	1130,99
Me	292,27	1021,67	0,34	0,82	22,24	62,08	1596,86	1333,76

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 5. Naměřená data SAVSF výzkumná skupin – stoj 1 před proudy

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	193,58	61,46	3,21	0,62	57,89	18,38	88,72	334,38
2	358,28	217,04	1,65	0,59	55,25	33,47	236,29	648,44
3	179,61	178,29	1,01	0,66	34,53	34,28	207,67	520,08
4	899,57	128,75	7,02	0,63	74,28	10,63	287,37	1211,11
5	504,02	192,01	2,63	0,66	62,86	23,95	311,15	801,76
6	114,1	5,83	19,57	0,56	61,08	3,12	13,39	186,79
7	1704,63	287,57	5,92	0,69	68,99	11,64	710,83	2470,9
8	164,97	659,7	0,24	0,66	19,12	76,47	701,73	826,67
9	39,57	67,92	0,58	0,61	26,93	46,21	82,93	146,96
10	118,06	137,15	0,86	0,71	39,2	45,54	196,24	301,19
11	189,5	28,6	6,67	0,51	82,65	12,47	44,48	229,29
\bar{x}	405,99	178,57	4,48	0,62	52,98	28,74	261,89	697,96
SD	471,52	172,55	5,33	0,05	19,39	20,43	229,03	642,59
Me	189,5	137,15	2,63	0,63	57,89	23,95	207,67	520,08

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 6. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – leh 2 před proudy

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	248,36	1257,84	0,20	0,87	16,05	81,27	2716,58	1547,64
2	518,32	333,35	1,56	0,82	48,49	31,18	628,61	1068,99
3	138,59	758,28	0,18	1,11	12,84	70,27	2028,85	1079,05
4	281,52	555,61	0,51	0,99	30,57	60,33	1790,46	920,94
5	443,65	750,34	0,59	0,80	33,50	56,66	1269,63	1324,36
6	78,22	663,00	0,12	0,87	9,24	78,29	864,60	846,82
7	1691,21	2585,38	0,65	1,00	32,87	50,25	9502,61	5144,69
8	1778,90	4997,22	0,36	0,92	26,26	73,70	12725,77	6780,70
9	74,26	390,34	0,19	0,75	14,71	77,32	533,83	504,83
10	110,13	1406,42	0,08	0,98	6,73	85,98	2542,64	1635,78
11	17,51	608,92	0,03	1,03	2,77	96,33	1197,51	632,09
\bar{x}	489,15	1300,61	0,41	0,92	21,28	69,23	3254,64	1953,26
SD	606,21	1318,74	0,42	0,11	13,40	17,51	3830,09	1950,05
Me	248,36	750,34	0,20	0,92	16,05	73,70	1790,46	1079,05

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 7. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – leh 3 po proudech

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	1000,94	1629,37	0,61	0,88	35,96	58,54	4395,35	2783,50
2	2541,03	1520,91	1,67	0,84	59,60	35,67	3314,89	4263,36
3	193,10	565,62	0,34	1,10	20,07	58,80	1676,00	961,98
4	388,33	540,08	0,72	1,05	40,65	56,54	1617,41	955,18
5	354,84	1436,93	0,25	0,82	16,38	66,32	2997,64	2166,73
6	125,63	901,18	0,14	0,92	11,93	85,56	1795,06	1053,26
7	1182,07	2624,34	0,45	1,04	29,53	65,57	11029,18	4002,28
8	894,56	1335,68	0,67	0,89	35,34	52,77	4699,56	2531,34
9	294,19	512,13	0,58	0,79	26,69	46,46	1197,39	1102,24
10	104,77	1332,34	0,08	0,98	6,97	88,65	2503,20	1502,90
11	270,97	676,57	0,40	1,01	24,57	61,35	1262,62	1102,86
\bar{x}	668,22	1188,65	0,54	0,94	27,97	61,48	3317,12	2038,69
SD	690,54	609,10	0,41	0,10	14,11	14,67	2695,57	1166,30
Me	354,84	1332,34	0,45	0,92	26,69	58,80	2503,20	1502,90

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 8. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – stoj 2 po proudech

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	671,97	94,62	7,11	0,64	67,72	9,54	236,00	992,22
2	1554,26	546,30	2,85	0,63	55,76	19,60	1052,09	2787,26
3	682,34	174,56	3,91	0,63	50,04	12,80	241,75	1363,70
4	1917,24	226,82	8,65	0,73	53,65	6,35	652,65	3573,39
5	694,45	461,90	1,51	0,71	48,39	32,18	798,52	1435,17
6	882,91	161,22	5,48	0,64	81,19	14,82	217,21	1087,53
7	1402,38	217,90	6,50	0,71	72,83	11,32	741,68	1925,44
8	776,41	535,49	1,45	0,67	44,68	30,82	1141,08	1737,70
9	204,44	97,92	2,09	0,66	53,25	25,50	171,53	383,91
10	478,24	184,73	2,59	0,73	46,26	17,87	304,55	1033,71
11	490,60	119,00	4,14	0,61	42,76	10,37	153,96	1147,25
\bar{x}	886,84	256,41	4,21	0,67	56,05	17,38	519,18	1587,93
SD	495,42	164,48	2,32	0,04	11,91	8,35	352,23	860,59
Me	694,45	184,73	3,91	0,66	53,25	14,82	304,55	1363,70

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 9. Naměřená data SAVSF výzkumná skupina – leh 4 po proudech

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
1	554,80	1793,62	0,31	0,90	22,14	71,57	4352,16	2505,98
2	262,94	1127,00	0,23	0,89	17,29	74,10	1799,84	1520,92
3	1376,22	749,90	1,84	1,04	37,93	20,67	2547,58	3628,21
4	464,96	1288,76	0,36	1,08	24,27	67,27	3253,07	1915,84
5	227,73	1226,71	0,19	0,85	14,04	75,65	3195,27	1621,58
6	452,87	867,51	0,52	0,96	28,62	54,82	2442,92	1582,44
7	1432,98	2551,17	0,56	1,01	28,68	51,06	10473,29	4996,58
8	550,40	1731,39	0,32	0,86	22,18	69,79	6305,36	2481,01
9	154,75	1101,94	0,14	0,81	11,69	83,22	1627,49	1324,10
10	32,17	1123,06	0,03	1,01	2,58	90,15	2796,66	1245,80
11	184,34	1034,24	0,18	1,07	13,75	77,15	1752,35	1340,55
\bar{x}	517,65	1326,85	0,43	0,95	20,29	66,86	3686,00	2196,64
SD	448,41	491,15	0,47	0,09	9,30	18,10	2503,94	1116,30
Me	452,87	1127,00	0,31	0,96	22,14	71,57	2796,66	1621,58

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 10. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – leh 1 před PLACEBO proudy

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
12	1018,90	1058,16	0,96	0,90	45,38	47,12	3578,70	2245,47
13	193,85	87,08	2,23	0,65	58,18	26,13	214,43	333,21
14	209,64	1395,11	0,15	0,85	12,30	81,84	2621,55	1704,69
15	213,58	919,55	0,23	0,80	14,65	63,11	1216,93	1457,04
16	30,19	1483,39	0,02	0,95	1,93	94,80	12868,75	1564,73
17	881,61	919,57	0,96	1,12	30,23	31,53	4143,62	2916,37
18	138,98	1686,09	0,08	1,07	6,83	82,80	6171,42	2036,28
19	216,12	123,42	1,76	0,78	56,44	32,23	410,04	382,95
20	192,27	5051,70	0,04	0,94	3,48	91,54	18823,16	5518,28
21	62,93	418,12	0,15	0,67	5,65	37,60	6168,05	1112,72
22	126,43	563,36	0,22	0,69	17,17	76,52	2308,39	736,24
23	97,46	148,07	0,66	0,87	24,42	37,11	357,91	399,61
\bar{x}	281,83	1154,47	0,62	0,86	23,06	58,53	4906,91	1700,63
SD	305,88	1286,58	0,70	0,14	19,40	24,80	5409,21	1387,87
Me	193,06	919,56	0,23	0,86	15,91	55,12	3100,13	1510,89

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 11. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – stoj 1 před PLACEBO proudy

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
12	600,26	233,00	2,68	0,78	50,66	19,66	740,62	1184,86
13	76,65	80,45	0,94	0,60	33,85	35,54	196,02	226,40
14	1786,69	517,78	3,45	0,67	67,94	19,69	1008,99	2629,64
15	367,52	421,57	0,87	0,82	43,63	50,05	547,24	841,53
16	524,90	51,20	10,37	0,79	74,74	7,29	276,51	702,25
17	2234,28	236,84	9,47	0,70	83,07	8,77	598,65	2689,12
18	644,15	398,24	1,67	0,74	50,33	30,18	770,15	1319,59
19	515,25	122,42	4,23	0,62	74,07	17,60	183,24	695,66
20	1029,53	129,78	8,09	0,59	76,21	9,61	375,65	1350,91
21	629,07	418,58	1,50	0,75	46,28	30,75	631,82	1359,67
22	197,80	28,69	7,04	0,60	73,50	10,44	109,97	268,44
23	546,19	117,56	4,67	0,79	76,68	16,43	271,53	712,38
\bar{x}	762,69	229,68	4,58	0,70	62,58	21,33	475,87	1165,04
SD	609,25	161,39	3,24	0,08	15,74	12,41	270,00	763,41
Me	573,23	181,39	3,84	0,72	70,72	18,63	461,45	1013,20

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 12. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – leh 2 před PLACEBO proudy

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
12	434,52	702,56	0,62	1,00	34,75	56,19	3029,17	1250,35
13	213,24	302,14	0,70	0,73	34,28	48,56	619,26	622,15
14	792,55	3690,74	0,21	0,91	17,34	80,77	6159,95	4569,62
15	289,51	648,22	0,45	0,93	28,03	62,85	3574,26	1031,91
16	230,13	1984,05	0,12	0,98	8,85	76,39	11109,04	2597,16
17	417,42	2968,08	0,14	0,96	11,70	83,32	6483,05	3562,91
18	466,28	855,83	0,55	1,10	14,37	26,38	3584,89	3241,75
19	63,96	304,00	0,21	0,78	16,26	77,31	674,91	393,21
20	1433,73	9527,09	0,15	0,97	11,77	78,18	32244,43	12185,47
21	347,04	1596,60	0,22	1,04	15,72	72,34	8751,63	2206,84
22	642,07	175,55	3,66	0,75	59,66	16,26	431,41	1076,85
23	337,85	1384,52	0,41	0,93	18,63	76,54	4201,61	1808,63
\bar{x}	472,36	2011,62	0,62	0,92	22,61	62,92	6738,63	2878,90
SD	343,98	2498,34	0,94	0,11	13,88	21,20	8307,88	3059,54
Me	382,23	1120,18	0,31	0,94	16,80	74,37	3893,25	2007,74

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 13. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – leh 3 po PLACEBO proudech

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
12	210,86	1116,14	0,19	1,06	13,89	73,53	4440,52	1517,88
13	224,36	480,48	0,47	0,78	28,82	61,72	1112,12	778,43
14	998,82	4504,16	0,22	0,95	17,82	80,35	8227,66	5605,39
15	327,06	1516,31	0,22	0,77	15,37	69,81	1515,66	2172,41
16	197,62	2172,31	0,09	1,06	7,97	87,61	9960,41	2479,49
17	725,16	1021,08	0,71	0,97	21,65	30,49	4262,33	3348,41
18	650,19	1309,87	0,50	1,08	18,50	37,28	5608,53	3513,82
19	177,96	326,26	0,55	0,84	28,25	51,79	1505,02	629,97
20	220,88	4428,34	0,05	0,91	4,44	89,11	17140,00	4969,42
21	435,08	317,64	1,37	0,82	35,98	26,27	5367,82	1209,70
22	205,65	208,14	0,99	0,84	41,19	41,69	489,05	499,25
23	110,56	123,89	0,89	0,89	21,67	24,29	417,55	510,07
\bar{x}	373,68	1460,39	0,52	0,91	21,30	56,16	5003,89	2269,52
SD	263,89	1466,97	0,39	0,10	10,36	22,97	4695,60	1683,56
Me	222,62	1068,61	0,48	0,90	20,08	56,76	4351,43	1845,15

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 16. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – stoj 2 po PLACEBO proudech

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
12	940,94	138,89	6,76	0,81	50,32	7,43	558,70	1870,06
13	1004,34	423,51	2,36	0,71	59,04	24,89	785,72	1701,21
14	1349,92	398,18	3,40	0,71	66,46	19,60	970,85	2031,10
15	1257,66	369,12	3,41	0,69	72,74	21,35	397,85	1728,69
16	511,42	95,36	5,37	0,87	65,27	12,17	520,00	783,50
17	1712,09	159,63	10,77	0,78	86,37	8,02	457,41	1982,36
18	2561,89	569,76	4,50	0,83	67,45	15,00	2097,98	3798,17
19	948,40	129,31	7,37	0,71	67,44	9,20	400,54	1406,22
20	1074,74	102,58	10,48	0,66	89,45	8,54	400,00	1201,54
21	667,38	497,08	1,34	0,83	51,18	38,14	784,51	1303,62
22	199,11	38,67	5,24	0,64	58,01	11,07	102,32	343,87
23	587,29	157,97	3,74	0,81	77,54	20,73	304,08	757,09
\bar{x}	1067,93	256,67	5,39	0,75	67,61	16,35	648,33	1575,62
SD	595,32	173,89	2,85	0,07	11,89	8,71	492,13	841,42
Me	976,37	158,80	4,87	0,75	66,95	13,59	488,71	1553,72

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 15. Naměřená data SAVSF kontrolní skupina – leh 4 po PLACEBO proudech

ID	Power LF	Power HF	LF/HF	RR	Rel. LF	Rel. HF	MSSD	Total power
12	391,33	713,49	0,55	1,05	27,63	50,38	3169,38	1415,27
13	199,20	378,63	0,80	0,85	28,22	53,61	848,22	705,91
14	611,32	5547,38	0,11	0,99	9,90	89,88	9646,06	6171,87
15	423,61	1067,23	0,40	1,08	26,04	65,70	4897,51	1624,37
16	335,71	3083,68	0,11	1,04	9,75	89,59	9837,33	3442,01
17	313,87	2496,03	0,13	0,98	10,25	81,80	6387,09	3051,69
18	1047,09	1580,63	0,66	1,10	19,09	28,81	6651,04	5485,76
19	211,61	437,08	0,48	0,88	30,99	64,01	1611,00	682,80
20	937,36	5643,30	0,17	1,08	12,18	73,30	23681,42	7698,43
21	390,07	1893,27	0,21	1,11	15,83	76,85	5731,89	2463,59
22	455,44	134,17	3,39	0,85	38,31	11,28	460,17	1188,97
23	276,04	1187,64	0,23	0,97	17,65	75,94	4178,07	1563,27
\bar{x}	466,05	2013,54	0,60	1,00	20,49	63,43	6424,93	2957,83
SD	259,22	1807,41	0,87	0,09	9,14	23,00	5973,35	2220,35
Me	390,70	1384,14	0,31	1,01	18,37	69,50	5314,70	2043,98

Vysvětlivky:

ID = identifikační číslo probanda v rámci měření

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency) v ms^2

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency) v ms^2

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon v ms^2

\bar{x} = Aritmetický průměr

SD = Směrodatná odchylka

Me = Medián

Tabulka 16. Srovnání hodnot parametrů SAVSF pro výzkumnou skupinu (n = 11) (s aplikací proudů) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Parametr SAVSF	p
Power LF	0,72
Power HF	0,18
LF/HF	0,86
RR	0,09
Rel. LF	0,79
Rel. HF	0,79
MSSD	0,04* ↑
Total Power	0,11

Vysvětlivky:

n = počet probandů

* = statisticky významná změna

↑ = rostoucí tendence parametru

p = hladina statistické významnosti

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency)

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency)

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon

Tabulka 17. Srovnání hodnot parametrů SAVSF pro placebo skupinu (n = 12) (bez aplikace proudů) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Parametr SAVSF	p
Power LF	0,75
Power HF	0,35
LF/HF	0,53
RR	0,003* ↑
Rel. LF	0,24
Rel. HF	0,88
MSSD	0,58
Total Power	0,21

Vysvětlivky:

n = počet probandů

* = statisticky významná změna

↑ = rostoucí tendence parametru

p = hladina statistické významnosti

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency)

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency)

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon

Tabulka 18. Srovnání hodnot parametrů SAVSF u probandů vykazujících zvýšenou aktivitu sympatiku (n = 6) (dle dotazníku na autonomní funkce) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Parametr SAVSF	p
Power LF	0,75
Power HF	0,75
LF/HF	0,35
RR	0,92
Rel. LF	0,35
Rel. HF	0,17
MSSD	0,35
Total Power	0,75

Vysvětlivky:

n = počet probandů

p = hladina statistické významnosti

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency)

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency)

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

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

Total Power = Celkový spektrální výkon

Tabulka 19. Srovnání hodnot parametrů SAVSF u probandů vykazujících zvýšenou aktivitu parasymptiku (n = 5) (dle otázky na autonomní funkce) mezi pozicemi leh 2 a leh 4

Parametr SAVSF	p
Power LF	0,89
Power HF	0,04* ↑
LF/HF	0,23
RR	0,04* ↑
Rel. LF	0,23
Rel. HF	0,35
MSSD	0,04* ↑
Total Power	0,04* ↑

Vysvětlivky:

n = počet probandů

* = statisticky významná změna

↑ = rostoucí tendence parametru

p = hladina statistické významnosti

Power LF = Spektrální výkon LF komponenty (Low Frequency)

Power HF = Spektrální výkon HF komponenty (High Frequency)

LF/HF = Poměr spektrálních komponent LF vůči HF

RR = Délka R-R intervalů

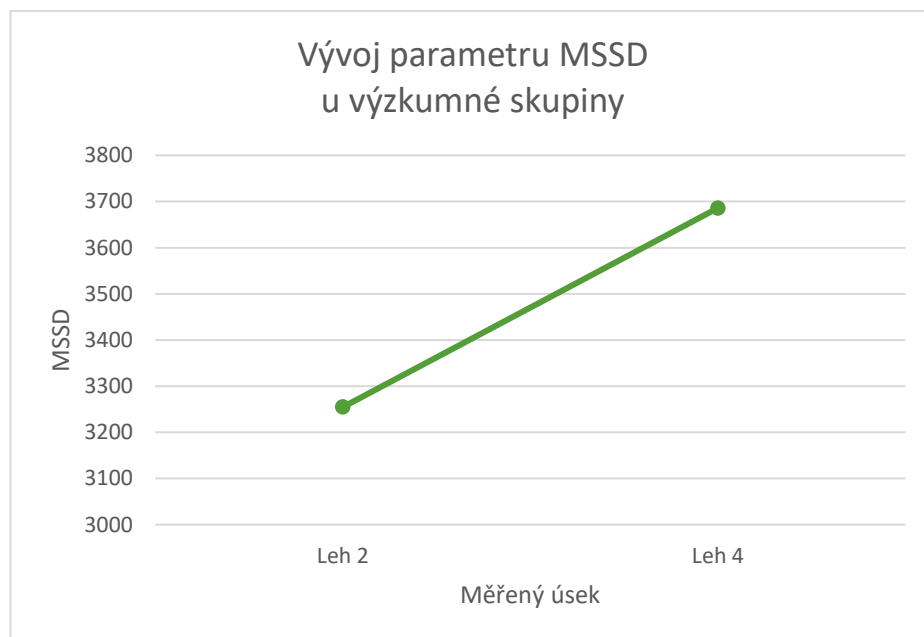
Rel. LF = Relativní spektrální výkon komponenty LF

Rel. HF = Relativní spektrální výkon komponenty HF

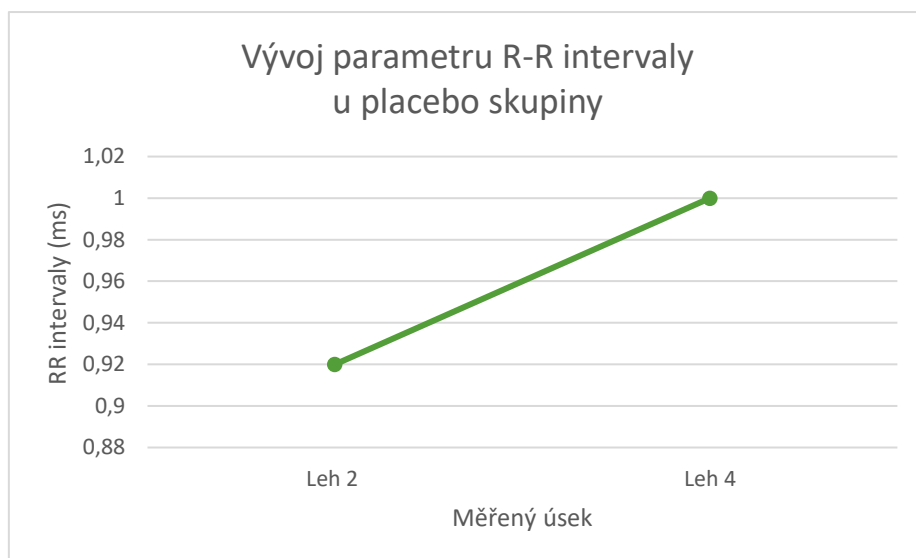
MSSD = Průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů

Total Power = Celkový spektrální výkon

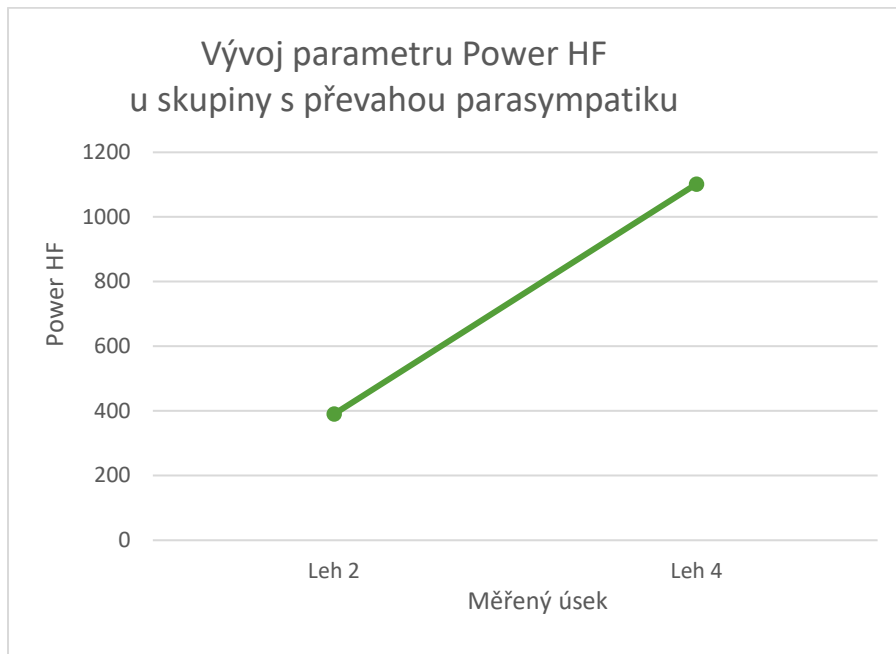
Graf 1. Vývoj parametru MSSD u výzkumné skupiny (mezi pozicemi leh 2 a leh 4)



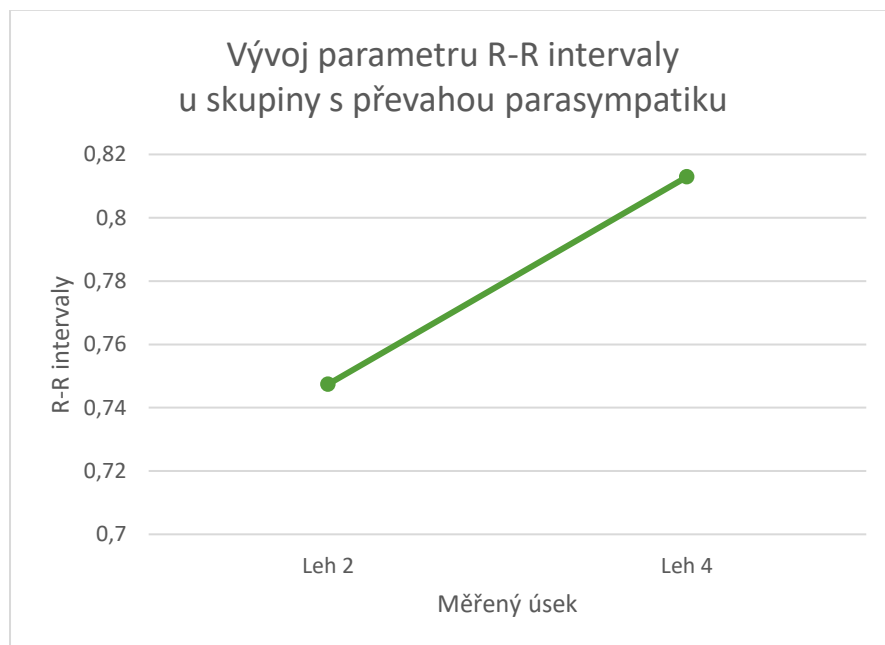
Graf 2. Vývoj parametru R-R intervaly u placebo skupiny (mezi pozicemi leh 2 a leh 4)



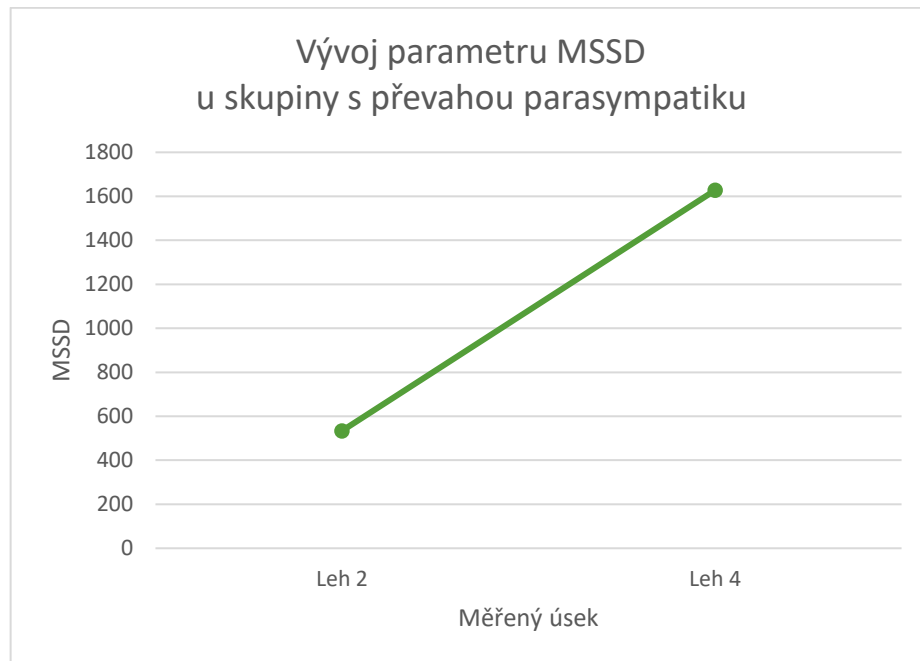
Graf 3. Vývoj parametru Power HF u skupiny s převahou parasymptatiku (mezi pozicemi leh 2 a leh 4)



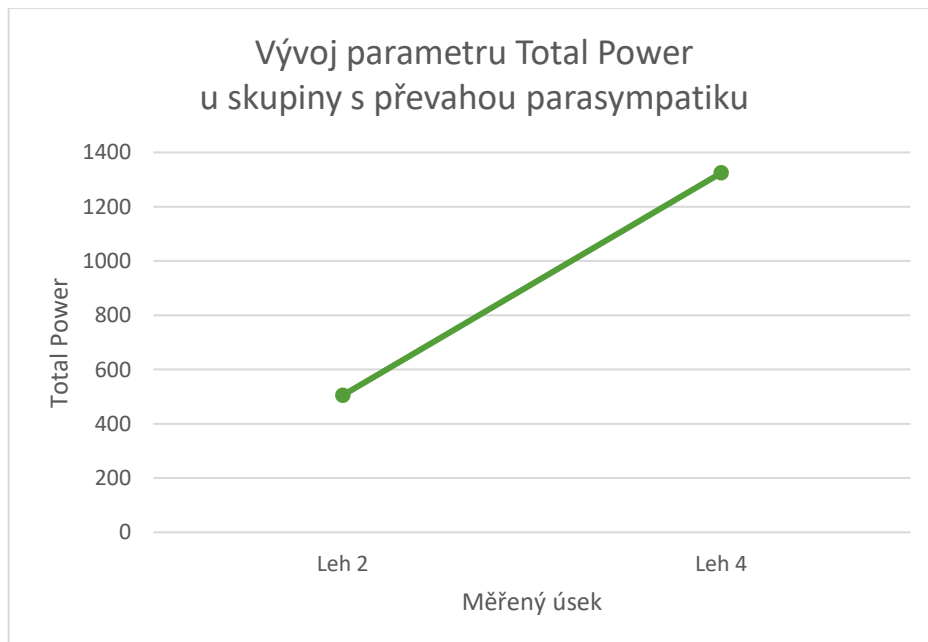
Graf4. Vývoj parametru R-R intervaly u skupiny s převahou parasymptatiku (mezi pozicemi leh 2 a leh 4)



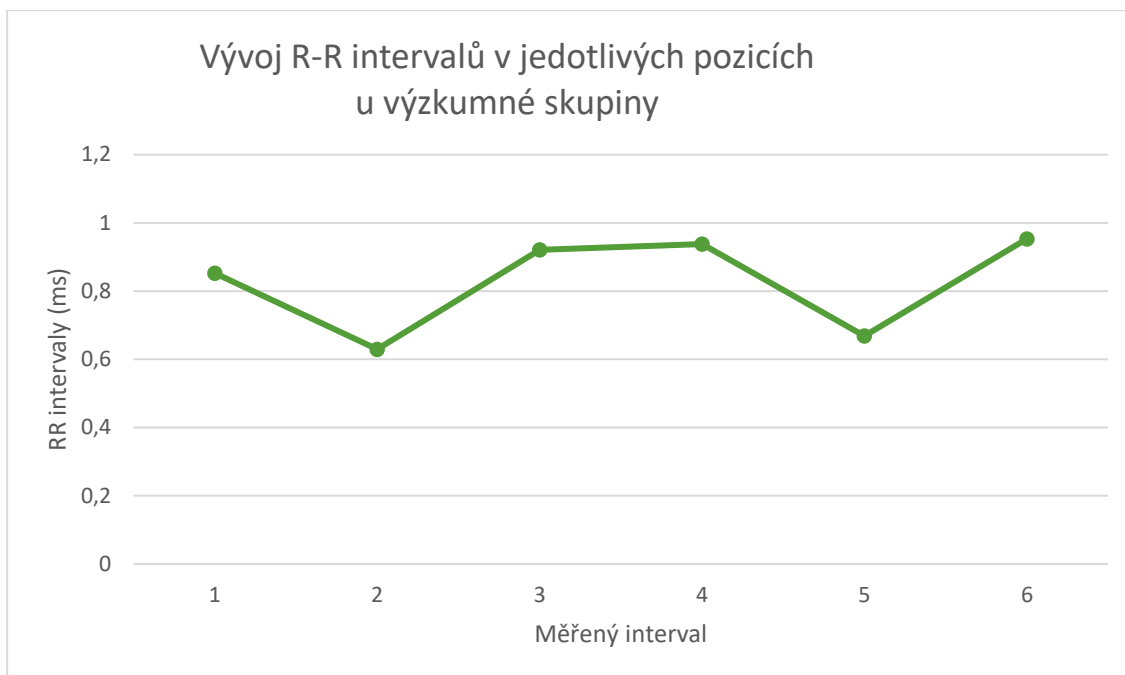
Graf 5. Vývoj parametru MSSD u skupiny s převahou parasymptatiku (mezi pozicemi leh 2 a leh 4)



Graf 6. Vývoj parametru Total power u skupiny s převahou parasymptatiku (mezi pozicemi leh 2 a leh 4)



Graf 7. Vývoj R-R intervalů v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny



Vysvětlivky:

1 = pozice Leh 1 (před aplikací proudu)

2 = pozice Stoj 1 (před aplikací proudu)

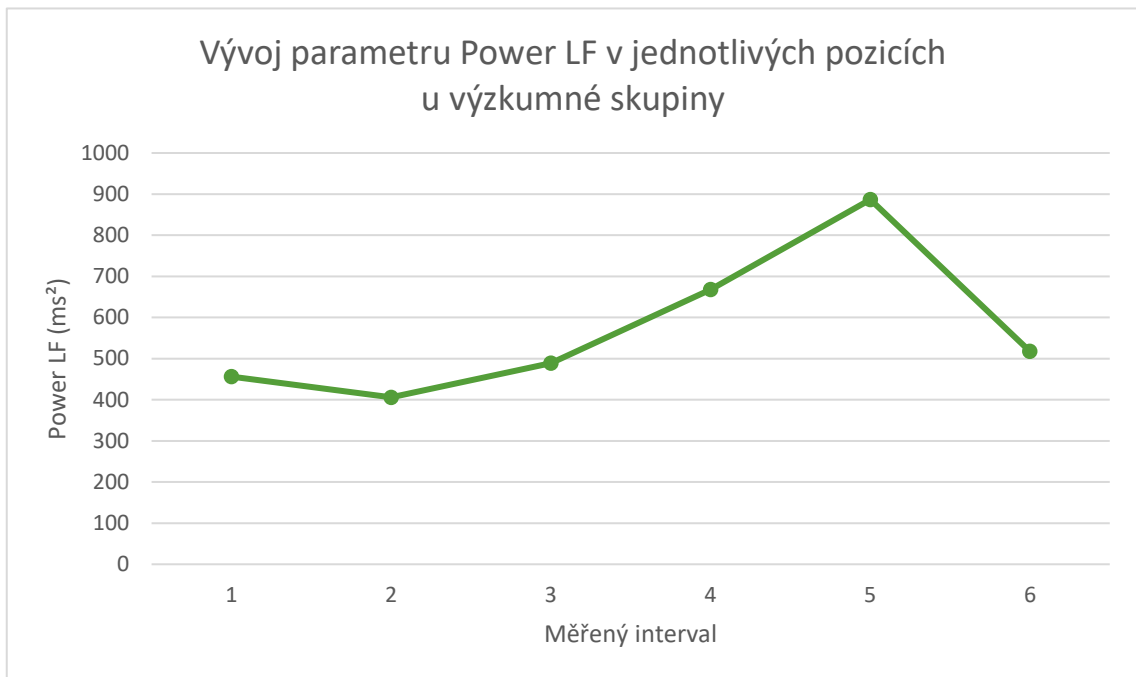
3 = pozice Leh 2 (před aplikací proudu)

4 = pozice Leh 3 (po aplikaci proudu)

5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci proudu)

6 = pozice Leh 4 (po aplikaci proudu)

Graf 8. Vývoj parametru Power LF v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny



Vysvětlivky:

1 = pozice Leh 1 (před aplikací proudu)

2 = pozice Stoj 1 (před aplikací proudu)

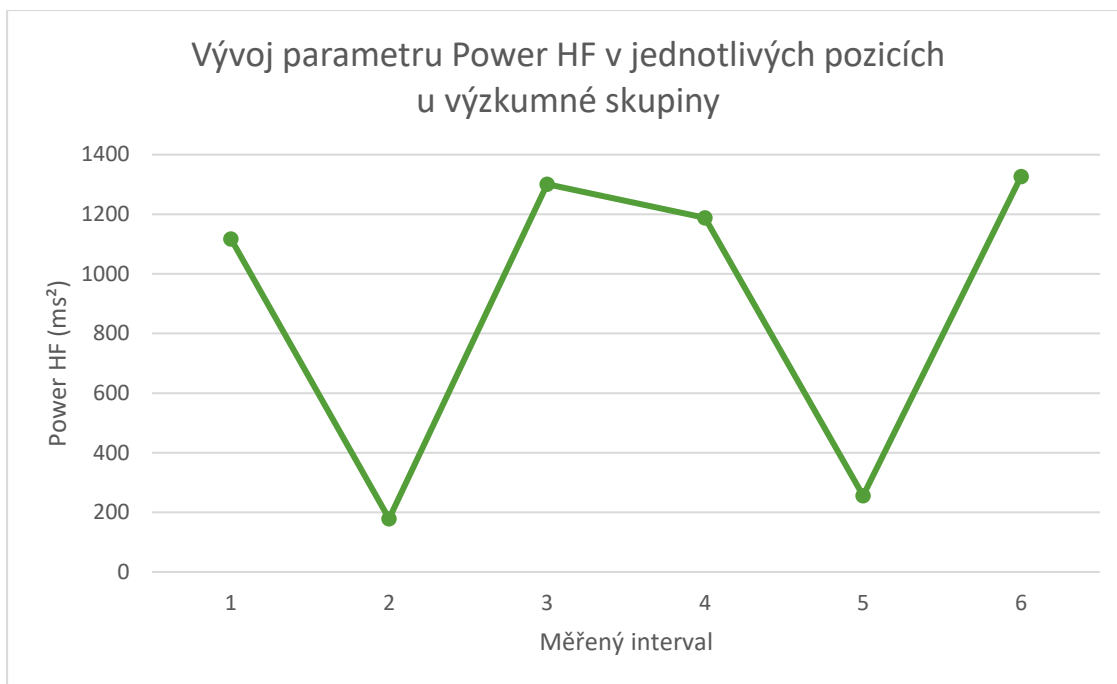
3 = pozice Leh 2 (před aplikací proudu)

4 = pozice Leh 3 (po aplikaci proudu)

5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci proudu)

6 = pozice Leh 4 (po aplikaci proudu)

Graf 9. Vývoj parametru Power HF v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny



Vysvětlivky:

1 = pozice Leh 1 (před aplikací proudu)

2 = pozice Stoj 1 (před aplikací proudu)

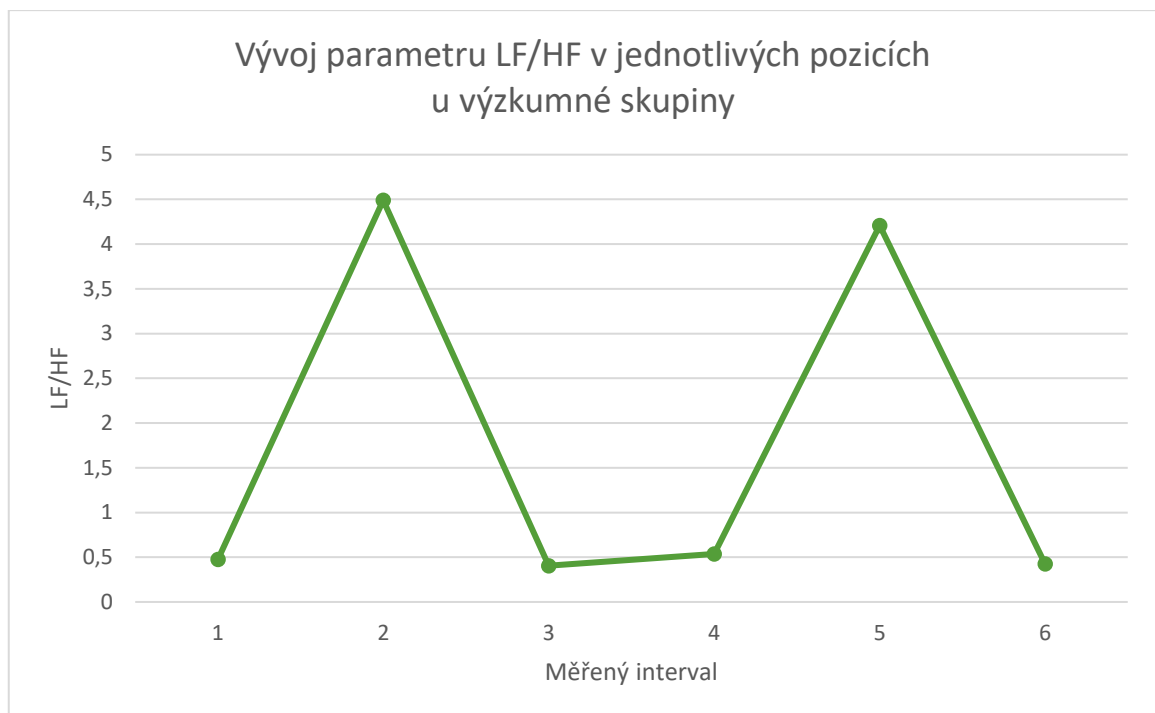
3 = pozice Leh 2 (před aplikací proudu)

4 = pozice Leh 3 (po aplikaci proudu)

5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci proudu)

6 = pozice Leh 4 (po aplikaci proudu)

Graf 10. Vývoj parametru LF/HF v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny



Vysvětlivky:

1 = pozice Leh 1 (před aplikací proudu)

2 = pozice Stoj 1 (před aplikací proudu)

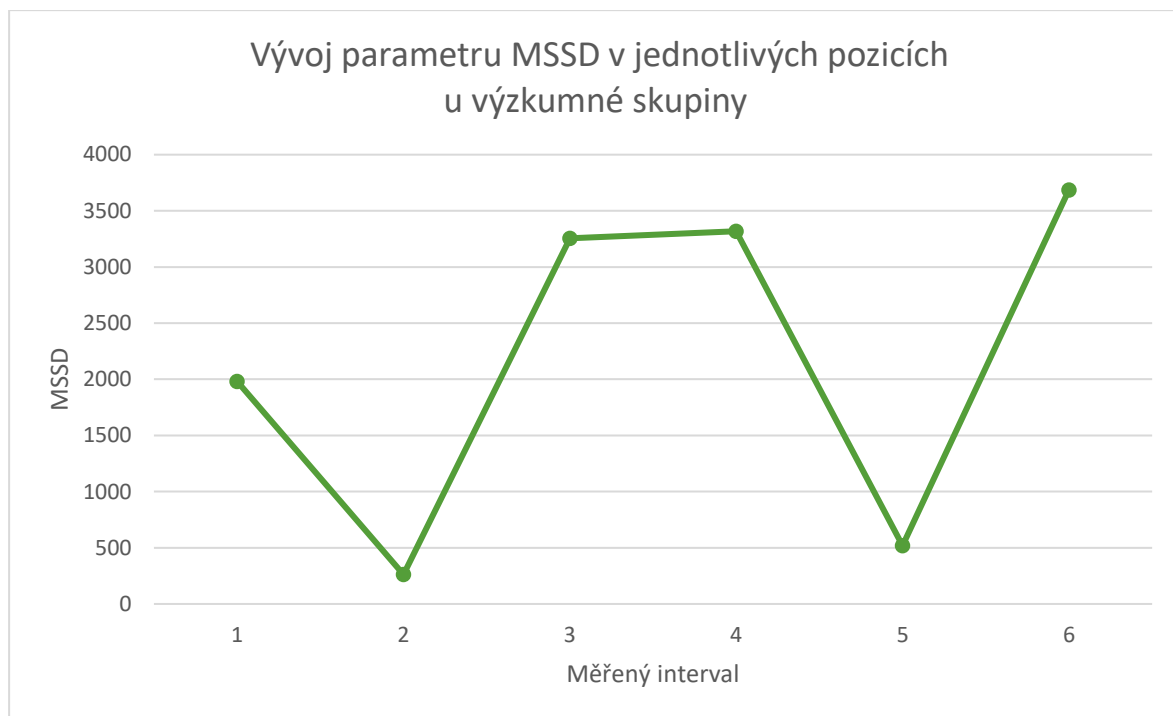
3 = pozice Leh 2 (před aplikací proudu)

4 = pozice Leh 3 (po aplikaci proudu)

5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci proudu)

6 = pozice Leh 4 (po aplikaci proudu)

Graf 11. Vývoj parametru MSSD v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny



Vysvětlivky:

1 = pozice Leh 1 (před aplikací proudu)

2 = pozice Stoj 1 (před aplikací proudu)

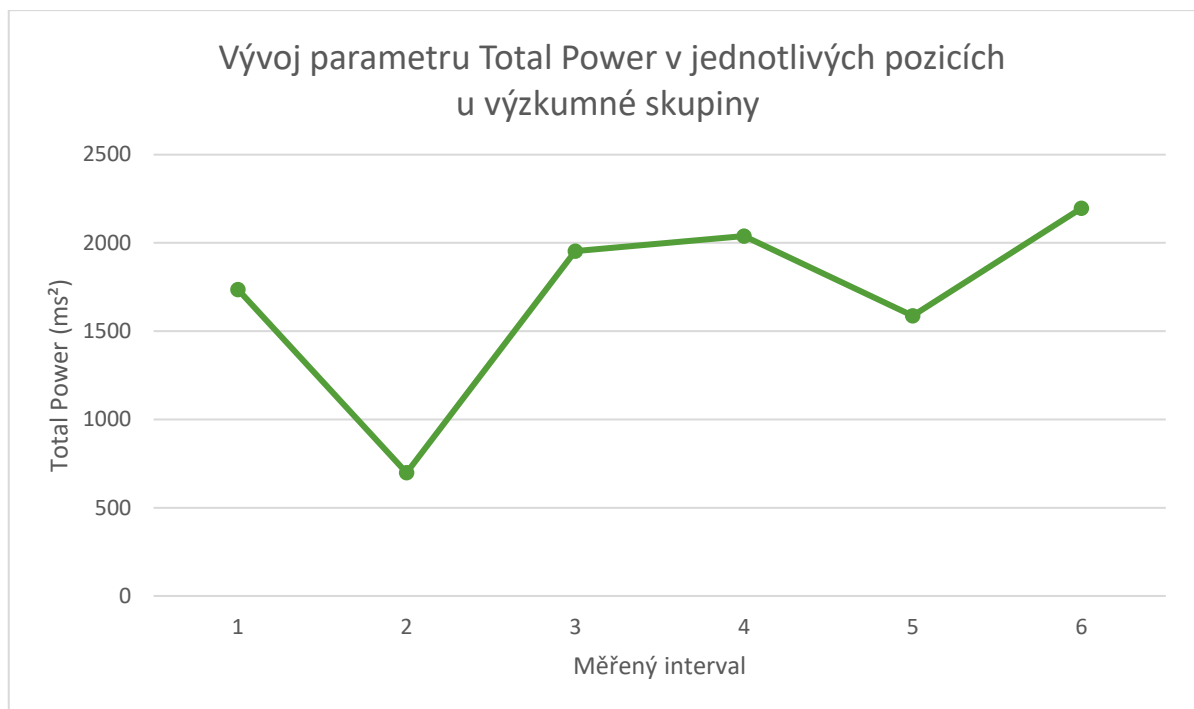
3 = pozice Leh 2 (před aplikací proudu)

4 = pozice Leh 3 (po aplikaci proudu)

5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci proudu)

6 = pozice Leh 4 (po aplikaci proudu)

Graf 12. Vývoj parametru Total Power v jednotlivých pozicích u výzkumné skupiny



Vysvětlivky:

1 = pozice Leh 1 (před aplikací proudu)

2 = pozice Stoj 1 (před aplikací proudu)

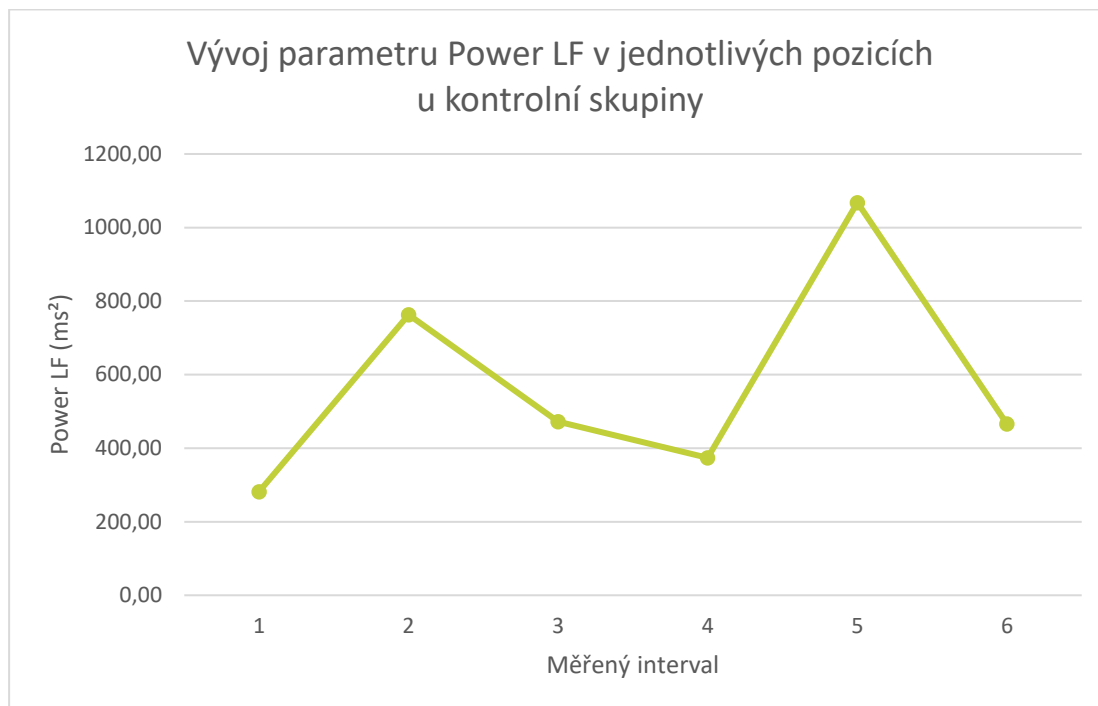
3 = pozice Leh 2 (před aplikací proudu)

4 = pozice Leh 3 (po aplikaci proudu)

5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci proudu)

6 = pozice Leh 4 (po aplikaci proudu)

Graf 13. Vývoj parametru Power LF v jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny



Vysvětlivky:

1 = pozice Leh 1 (před aplikací PLACEBO proudu)

2 = pozice Stoj 1 (před aplikací PLACEBO proudu)

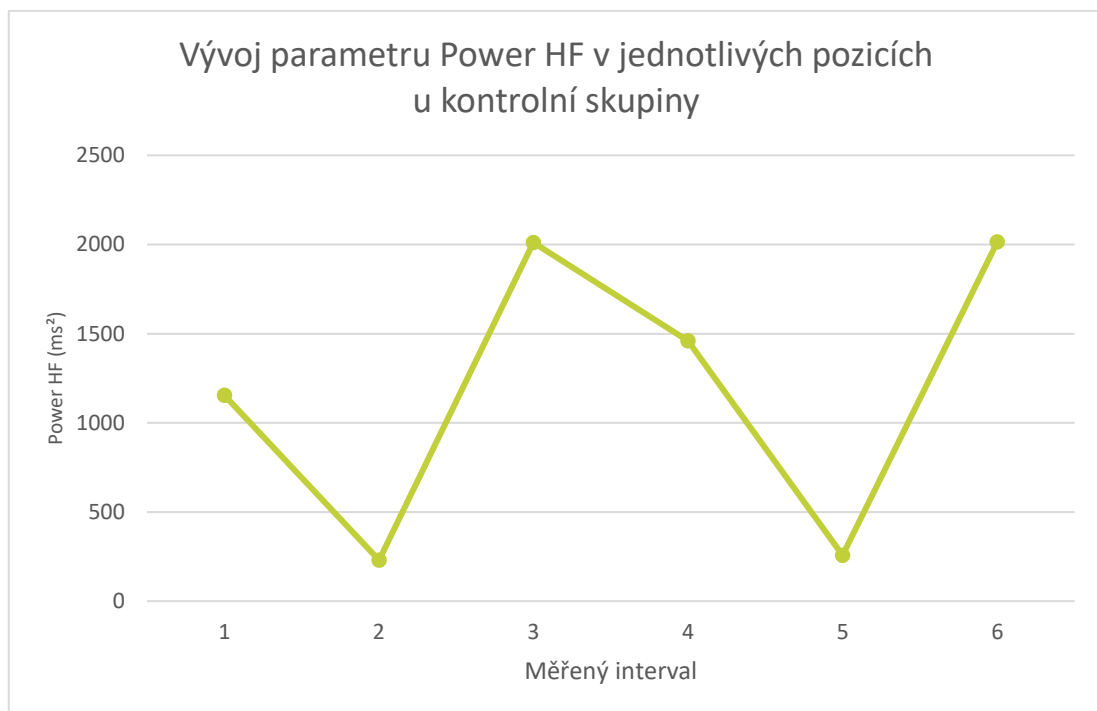
3 = pozice Leh 2 (před aplikací PLACEBO proudu)

4 = pozice Leh 3 (po aplikaci PLACEBO proudu)

5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci PLACEBO proudu)

6 = pozice Leh 4 (po aplikaci PLACEBO proudu)

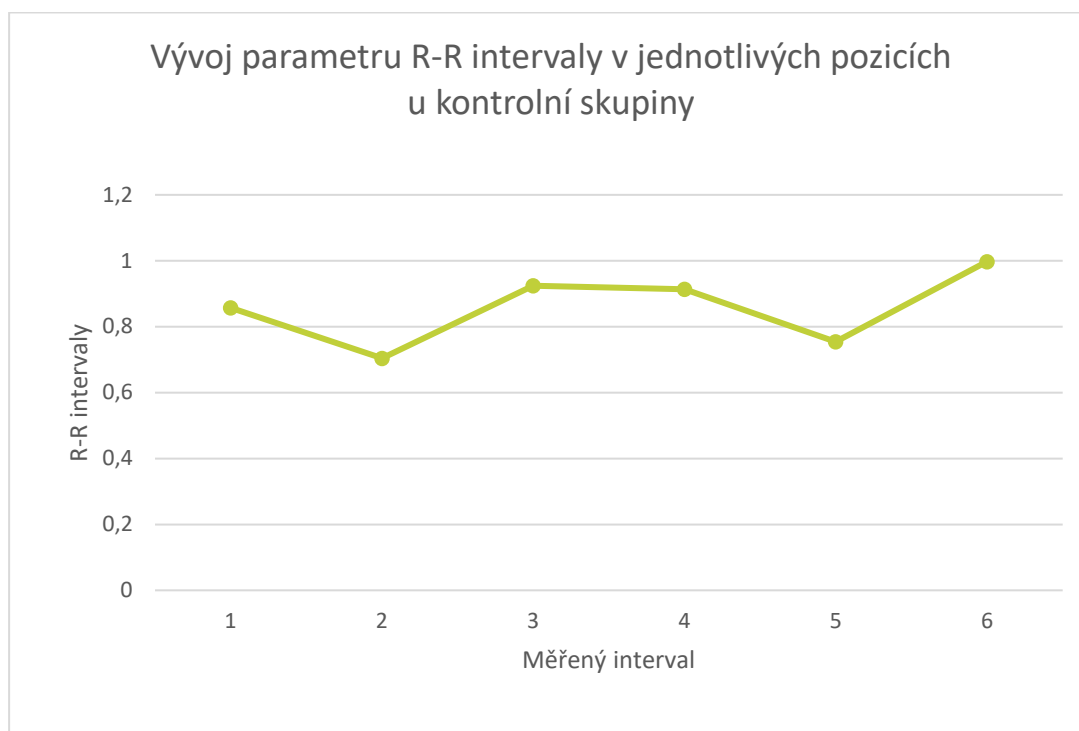
Graf 14. Vývoj parametru Power HF v jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny



Vysvětlivky:

- 1 = pozice Leh 1 (před aplikací PLACEBO proudu)
- 2 = pozice Stoj 1 (před aplikací PLACEBO proudu)
- 3 = pozice Leh 2 (před aplikací PLACEBO proudu)
- 4 = pozice Leh 3 (po aplikaci PLACEBO proudu)
- 5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci PLACEBO proudu)
- 6 = pozice Leh 4 (po aplikaci PLACEBO proudu)

Graf 15. Vývoj parametru R-R intervaly v jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny



Vysvětlivky:

1 = pozice Leh 1 (před aplikací PLACEBO proudu)

2 = pozice Stoj 1 (před aplikací PLACEBO proudu)

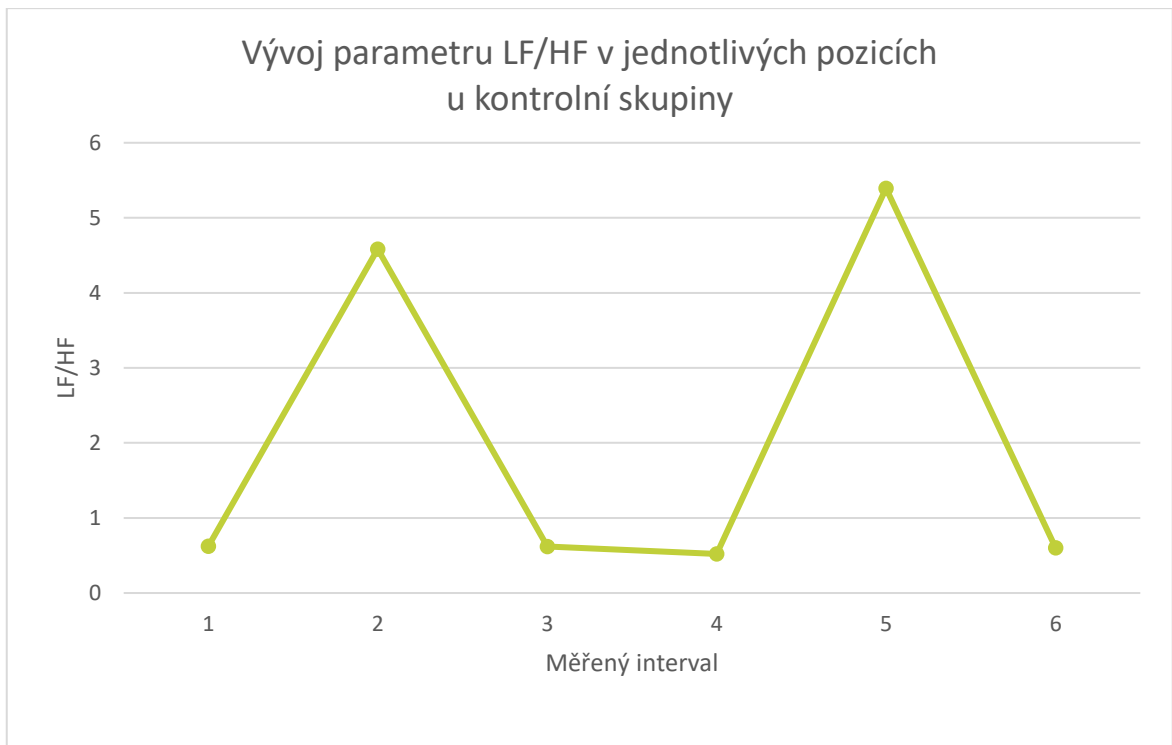
3 = pozice Leh 2 (před aplikací PLACEBO proudu)

4 = pozice Leh 3 (po aplikaci PLACEBO proudu)

5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci PLACEBO proudu)

6 = pozice Leh 4 (po aplikaci PLACEBO proudu)

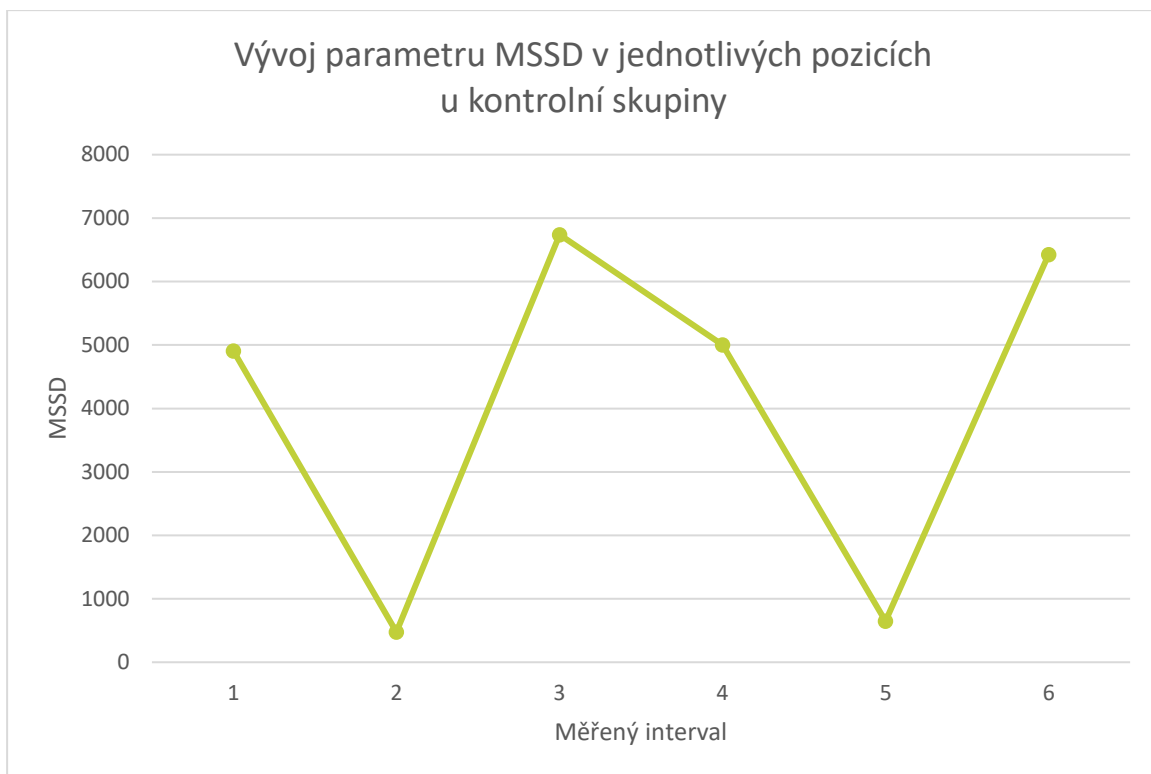
Graf 16. Vývoj parametru LF/HF jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny



Vysvětlivky:

- 1 = pozice Leh 1 (před aplikací PLACEBO proudu)
- 2 = pozice Stoj 1 (před aplikací PLACEBO proudu)
- 3 = pozice Leh 2 (před aplikací PLACEBO proudu)
- 4 = pozice Leh 3 (po aplikaci PLACEBO proudu)
- 5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci PLACEBO proudu)
- 6 = pozice Leh 4 (po aplikaci PLACEBO proudu)

Graf 17. Vývoj parametru MSSD v jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny



Vysvětlivky:

1 = pozice Leh 1 (před aplikací PLACEBO proudu)

2 = pozice Stoj 1 (před aplikací PLACEBO proudu)

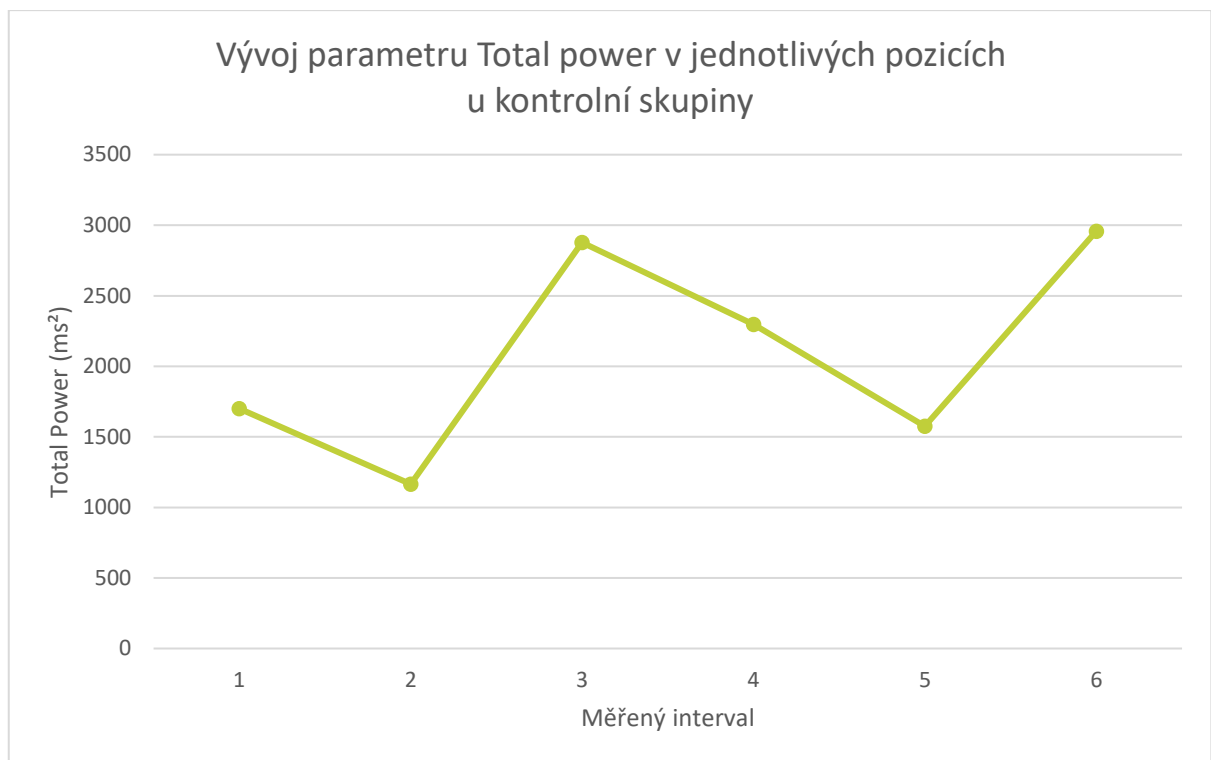
3 = pozice Leh 2 (před aplikací PLACEBO proudu)

4 = pozice Leh 3 (po aplikaci PLACEBO proudu)

5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci PLACEBO proudu)

6 = pozice Leh 4 (po aplikaci PLACEBO proudu)

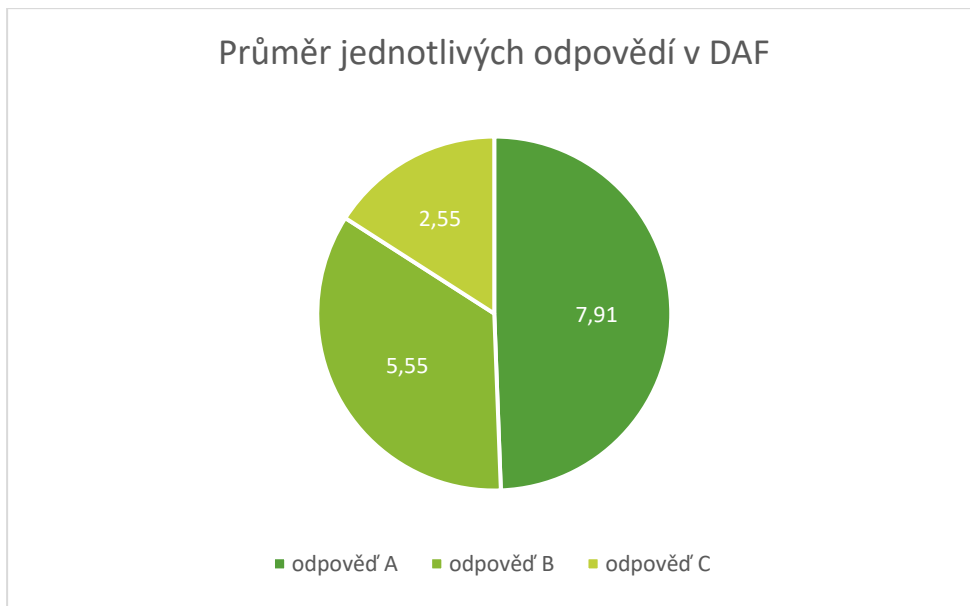
Graf 18. Vývoj parametru Total Power v jednotlivých pozicích u kontrolní skupiny



Vysvětlivky:

- 1 = pozice Leh 1 (před aplikací PLACEBO proudu)
- 2 = pozice Stoj 1 (před aplikací PLACEBO proudu)
- 3 = pozice Leh 2 (před aplikací PLACEBO proudu)
- 4 = pozice Leh 3 (po aplikaci PLACEBO proudu)
- 5 = pozice Stoj 2 (po aplikaci PLACEBO proudu)
- 6 = pozice Leh 4 (po aplikaci PLACEBO proudu)

Graf 19. Průměr jednotlivých odpovědí v dotazníku na autonomní funkce (DAF)



Vysvětlivky:

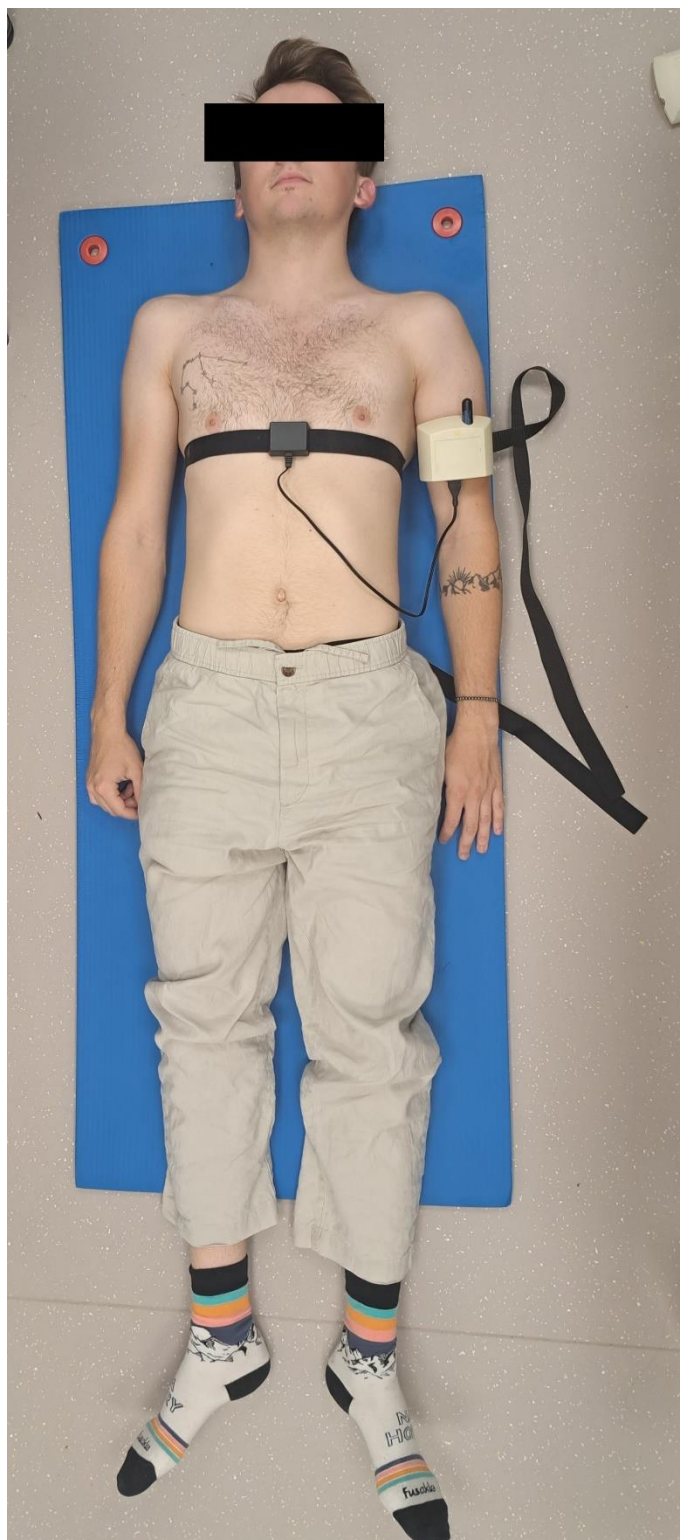
odpověď A = průměrný počet odpovědí A, odpovídá převaze sympatiku

odpověď B = průměrný počet odpovědí B, odpovídá převaze parasympatiku

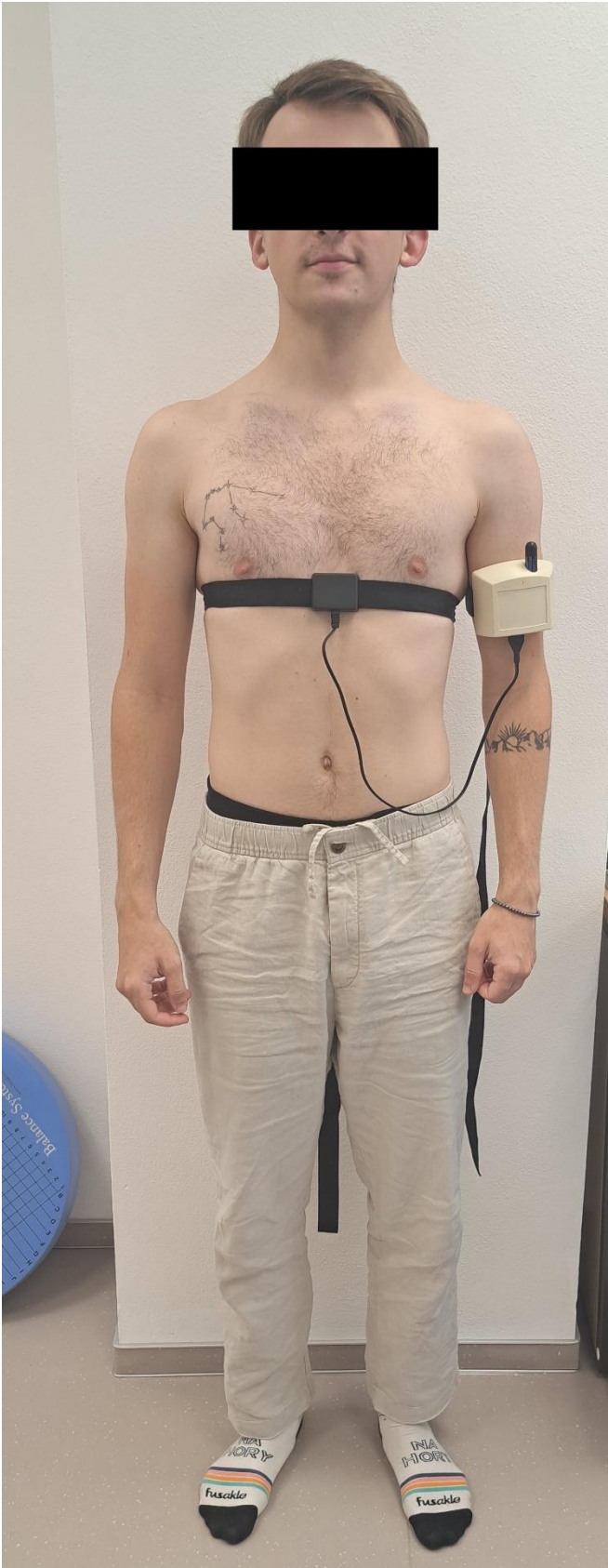
odpověď C = průměrný počet odpovědí C, indiferentní odpověď

12 PŘÍLOHY

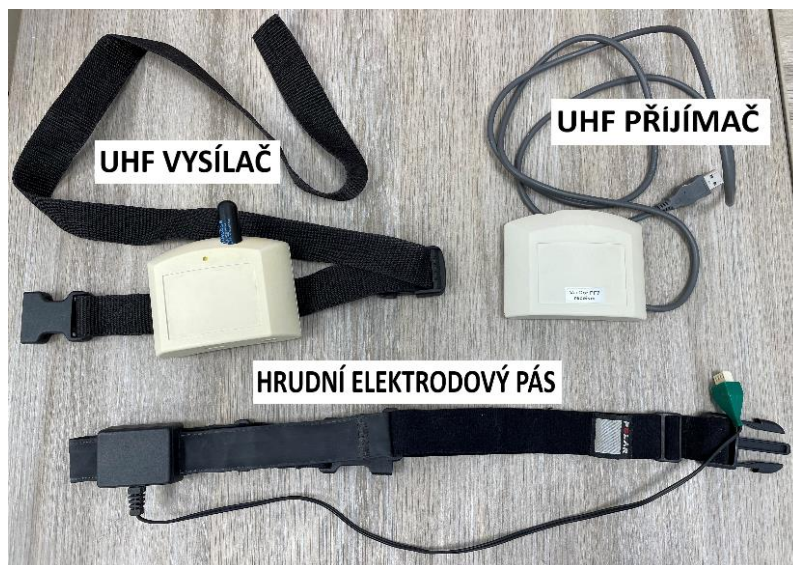
12.1 Pozice měření – leh



12.2 Pozice měření – stoj



12.3 Příklad VarCor PF7



12.4 Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne **19. 7. 2023** byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/: **Bc. Jakub Straka**

s názvem **Vliv aplikace středofrekvenčních proudů v oblasti hrudní páteře na variabilitu srdeční frekvence**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **81/ 2023**
dne: **5. 9. 2023**

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

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

12.5 Vzor informovaného souhlasu

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Vliv aplikace středofrekvenčních proudů v oblasti hrudní páteře na variabilitu srdeční frekvence

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

12.6 Dotazník na autonomní funkce

Dotazník na autonomní funkce

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Datum provádění měření:

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

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

Podpis účastníka výzkumu:

Podpis osoby provádějící výzkum:

12.7 Škála vnímaného stresu

Datum:

Škála vnímaného stresu (Perceived Stress Scale – PSS)

		Nikdy				Velmi Často
1.	Jak často jste byla v posledních 3 měsících rozrušená kvůli něčemu, co se stalo nečekaně?	0	1	2	3	4
2.	Jak často jste měla v posledních 3 měsících pocit, že nemáte pod kontrolou důležité věci ve Vašem životě?	0	1	2	3	4
3.	Jak často jste se cítila v posledních 3 měsících nervózní a "vystresovaná"?	0	1	2	3	4
4.	Jak často jste si v posledních 3 měsících věřila v tom, že jste schopna zvládat své osobní problémy?	0	1	2	3	4
5.	Jak často jste měla v posledních 3 měsících pocit, že věci jdou tak, jak byste si představovala?	0	1	2	3	4
6.	Jak často jste v posledních 3 měsících pociťovala, že se nemůžete vypořádat se vším, co byste měla zařídít?	0	1	2	3	4
7.	Jak často jste byla v posledních 3 měsících schopna mít pod kontrolou věci, které Vás iritují?	0	1	2	3	4
8.	Jak často jste měla v posledních 3 měsících pocit, že jste nad věcí?	0	1	2	3	4
9.	Jak často jste se v posledních 3 měsících rozhněvala kvůli věcem, které byly mimo Vaši kontrolu?	0	1	2	3	4
10.	Jak často jste měla v posledních 3 měsících pocit, že se potíže hromadí natolik, že je nejste schopna překonat?	0	1	2	3	4

Pozn. Položky 4, 5, 7 a 8 jsou skórovány reverzně.

PODPIS PROBANDA:

PODPIS OSOBY PROVÁDĚJÍCÍ VÝZKUM: