

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



---

Fakulta  
tělesné kultury

**VLIV TRANSKUTÁNNÍ ELEKTRONEUROSTIMULACE NA  
VYBRANÉ UKAZATELE SPEKTRÁLNÍ ANALÝZY VARIABILITY  
SRDEČNÍ FREKVENCE**

Diplomová práce

Autor: Bc. Tomáš Calábek

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

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

Olomouc 2024



## **Bibliografická identifikace**

**Jméno autora:** Bc. Tomáš Calábek

**Název práce:** Vliv transkutánní elektroneurostimulace na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence

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

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

**Rok obhajoby:** 2024

### **Abstrakt:**

Předchozí výzkumy zkoumající vliv transkutánní elektroneurostimulace na variabilitu srdeční frekvence vykazují značné limity. Cílem diplomové práce bylo replikovat tyto výzkumy a posoudit vliv transkutánní elektroneurostimulace na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence, na vzorku 20 zdravých probandů ve věku mladé dospělosti.

Testovací protokol se skládal ze dvou testovacích jednotek, které podstoupili všichni probandi. Při každé došlo k aplikaci elektrických proudů transkutánní elektroneurostimulace s různou frekvencí, které bezprostředně předcházelo i následovalo měření variability srdeční frekvence diagnostickým systémem VarCor PF7. Součástí metodiky byla i kontrolní skupina, které byly elektrody pouze přiloženy. Hodnoty vybraných parametrů spektrální analýzy variability srdeční frekvence získané z měření před a po aplikaci transkutánní elektroneurostimulace (přiložení elektrod) byly mezi sebou porovnány.

Výsledky ukázaly, že přestože TENS se 100Hz frekvencí způsobil signifikantní vzestup průměrné hodnoty R-R intervalů, nelze jednoznačně určit zda má vliv na autonomní nervový systém zdravých probandů. Zatímco TENS s 10Hz frekvencí způsobil signifikantní vzestup průměrné hodnoty R-R intervalů, MSSD a celkového spektrálního výkonu, čímž lze jednoznačně prokázat jeho vliv na autonomní nervový systém zdravých probandů.

Součástí práce je i teoretická část věnovaná nejnovějším poznatkům z oblasti transkutánní elektroneurostimulace, autonomního nervového systému a variability srdeční frekvence se zaměřením na její hodnocení spektrální analýzou.

### **Klíčová slova:**

transkutánní elektroneurostimulace, variabilita srdeční frekvence, spektrální analýza, autonomní nervový systém, sympatikus, parasympatikus

## **Bibliographical identification**

**Author:** Bc. Tomáš Calábek

**Title:** The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on selected indicators of spectral analysis of heart rate variability

**Supervisor:** PhDr. Petr Uhlíř, Ph.D.

**Department:** Department of Physiotherapy

**Year:** 2024

### **Abstract:**

Previous studies examining the impact of transcutaneous electrical nerve stimulation on heart rate variability have shown significant limitations. The aim of the thesis was to replicate these studies and assess the effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on selected indicators of spectral analysis of heart rate variability in a sample of 20 healthy young adult subjects.

The testing protocol consisted of two testing units that all subjects underwent. In each unit, transcutaneous electrical nerve stimulation currents with different frequencies were applied, immediately preceded and followed by the measurement of heart rate variability using the VarCor PF7 diagnostic system. Part of the methodology also included a control group, to which electrodes were merely applied. The values of selected parameters of spectral analysis of heart rate variability obtained from measurements before and after transcutaneous electroneurostimulation application (application of electrodes) were compared.

The results showed that although TENS at a frequency of 100 Hz caused a significant increase in the average R-R interval values, it cannot be conclusively determined whether it affects the autonomic nervous system of healthy subjects. While TENS at a frequency of 10 Hz caused a significant increase in the average R-R interval values, MSSD, and total spectral power, clearly demonstrating its influence on the autonomic nervous system of healthy subjects.

The thesis also includes a theoretical part devoted to the latest findings in the field of transcutaneous electrical nerve stimulation, the autonomic nervous system, and heart rate variability, focusing on its assessment through spectral analysis.

### **Keywords:**

transcutaneous electrical nerve stimulation, heart rate variability, spectral analysis, autonomic nervous system, sympathetic nervous system, parasympathetic 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

.....

Mnohokrát děkuji PhDr. Petru Uhlířovi, Ph.D., za odborné vedení a pomoc, kterou mi poskytl při zpracování diplomové práce. Rovněž děkuji Mgr. Ondřeji Laštovičkovi, Ph.D., který mi poskytl cenné rady v oblasti metodiky diplomové práce. Děkuji i Mgr. Františku Chmelíkovi, Ph.D., který mi pomohl se statistickým zpracováním dat.

## OBSAH

Obsah .....	7
Seznam zkratek .....	9
1 Úvod .....	10
2 Přehled poznatků .....	11
2.1 Úvod do kontaktní elektroterapie .....	11
2.1.1 Elektrický proud.....	12
2.1.2 Role elektroterapie ve fyzioterapii .....	13
2.2 Transkutánní elektroneurostimulace .....	14
2.2.1 Účinky TENS.....	14
2.2.2 Vliv TENS na dynamickou sympato-vagální rovnováhu .....	16
2.2.3 Parametry.....	17
2.2.4 Dělení proudů TENS.....	23
2.2.5 Kontraindikace.....	26
2.3 Autonomní nervový systém.....	27
2.3.1 Centrální ANS .....	28
2.3.2 Periferní ANS .....	28
2.3.3 Sympatikus .....	29
2.3.4 Parasympatikus .....	32
2.3.5 Řízení srdeční aktivity.....	33
2.3.6 Dynamická sympato-vagální rovnováha .....	38
2.3.7 Vyšetření aktivity ANS .....	40
2.3.8 Možnosti terapie .....	44
2.4 Variabilita srdeční frekvence .....	47
2.4.1 Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence .....	48
2.4.2 Spektrální analýza variability srdeční frekvence .....	52
3 Cíle a hypotézy .....	64
3.1 Hlavní cíl.....	64
3.2 Dílčí cíle.....	64
3.3 Hlavní hypotézy .....	64
3.4 Vedlejší hypotézy.....	65

4	Metodika.....	67
4.1	Výzkumný soubor.....	67
4.1.1	Režimová opatření a informovanost probandů .....	67
4.2	Metody sběru dat .....	68
4.2.1	Design a organizace studie .....	68
4.2.2	Randomizace pořadí .....	68
4.2.3	Hodnocení variability srdeční frekvence .....	69
4.2.4	Aplikace elektrických proudů TENS .....	72
4.2.5	Vyplnění dotazníku na autonomní funkce.....	73
4.3	Statistické zpracování dat .....	74
5	Výsledky.....	76
5.1	Výsledky dotazníku na autonomní funkce (DAF) .....	76
5.2	Výsledky hypotéz .....	77
5.2.1	Výsledek k hypotéze H <sub>01</sub> .....	77
5.2.2	Výsledek k hypotéze H <sub>02</sub> .....	78
5.2.3	Změny hodnot jednotlivých parametrů u hypotéz H <sub>01</sub> a H <sub>02</sub> .....	79
5.2.4	Výsledek k hypotéze H <sub>03</sub> .....	88
5.2.5	Výsledek k hypotéze H <sub>04</sub> .....	89
5.2.6	Výsledek k hypotéze H <sub>05</sub> .....	91
5.2.7	Výsledek k hypotéze H <sub>06</sub> .....	92
5.2.8	Výsledek k hypotéze H <sub>07</sub> .....	94
5.2.9	Výsledek k hypotéze H <sub>08</sub> .....	95
5.2.10	Výsledek k hypotéze H <sub>09</sub> .....	96
5.2.11	Výsledek k hypotéze H <sub>010</sub> .....	97
5.2.12	Výsledek k hypotéze H <sub>011</sub> .....	98
6	Diskuse.....	100
7	Závěry .....	108
8	Souhrn .....	110
9	Summary.....	111
10	Referenční seznam .....	113
11	Přílohy.....	128



## SEZNAM ZKRATEK

ANS – autonomní nervový systém

AV – atrioventrikulární uzel

BMI – body mass index

DAF – dotazník na autonomní funkce

HF – složka HRV tvořena vysokofrekvenčním pásmem

HRV – variabilita srdeční frekvence

IQR – interkvartilové rozpětí

LF – složka HRV tvořena nízkofrekvenčním pásmem

LF/HF – poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma

Me – medián

MSSD – průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů

p – hladina statistické významnosti

Power HF – spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma

Power LF – spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma

PSD – výkonová spektrální hustota

Rel. HF – relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma

Rel. LF – relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma

RR – průměrná hodnota R-R intervalů

SA – sinoatriální uzel

SAHRV – spektrální analýza variability srdeční frekvence

SD – směrodatná odchylka

SF – srdeční frekvence

TENS – transkutánní elektroneurostimulace

Total power – celkový spektrální výkon

VLF – složka HRV tvořena pásmem velmi nízké frekvence

$\bar{x}$  – aritmetický průměr

# 1 ÚVOD

Fyzioterapie disponuje řadou terapeutických prostředků a jedním z nich jsou metody fyzikální terapie. Ty využívají působení různých forem energie na lidský organismus, s cílem vyvolat žádanou odpověď organismu vedoucí ke zlepšení zdravotního stavu (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Navrátil, 2019). Významnou oblastí fyzikální terapie je elektroterapie, která k terapeutickému účinku využívá řadu specifických elektrických proudů. Celosvětově rozšířeným a klinicky hojně využívaným elektrickým proudem je transkutánní elektroneurostimulace. Jedná se spíše o skupinu variabilních proudů, kterou pojí společné parametry v podobě délky impulzu a rozmezí využívané frekvence. Jejich nejčastější využití spočívá v navození analgezie. Ovšem disponují i řadou dalších méně probádaných účinků. Mezi takové můžeme zařadit i potenciální vliv na autonomní nervový systém.

Autonomní nervový systém je zodpovědný za zajištění chodu základních biologických funkcí udržující organismus naživu, na základě řízení hladké svaloviny, srdce a žláz (Čihák, 2016; Rokyta, 2015). Jeho dvě hlavní složky sympatikus a parasympatikus by za fyziologických okolností měly být v dynamické harmonii. Dlouhodobé narušení této dynamické harmonie je spojena s řadou patologických stavů. K posouzení aktivity autonomního nervového systému nám slouží řada funkčních zkoušek a vyšetřovacích metod, do kterých spadá mimo jiné i hodnocení spektrální analýzy variability srdeční frekvence. Ta v dnešní době představuje celosvětově uznávaný zdravotní ukazatel (Litscher et al., 2014) a její diagnostické systémy stále více pronikají do běžné klinické praxe.

Na téma vlivu transkutánní elektroneurostimulace na variabilitu srdeční frekvence proběhlo již několik studií (do Amaral Sartori et al., 2018; Nardi et al., 2017; Stein et al., 2011). Jejich výsledky se ovšem značně liší. Právě z tohoto důvodu se tato diplomová práce zabývá výzkumem vlivu transkutánní elektroneurostimulace na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence u skupiny zdravých probandů ve věku mladé dospělosti.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Úvod do kontaktní elektroterapie

Metody fyzikální terapie, které pro svůj terapeutický efekt využívají elektrickou složku elektromagnetické energie, souhrnně označujeme jako elektroterapii (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Tato terminologie se v české literatuře až na drobné odchylky shoduje. Ovšem značná nejednotnost se vyskytuje v anglicky psané literatuře, ve které nacházíme pod doslovným překladem electrotherapy často i metody využívající jiných typů energie. Autoři pod tento pojem zahrnují například ultrazvuk, využívající energii mechanickou, varianty laserů, jenž spadají do oblasti fototerapie, nebo také prvky termoterapie (Khatri, 2012; Watson, 2013).

Elektroterapie není žádnou novinkou. Využití elektrické energie pro léčbu patologických stavů má své kořeny již ve starém Egyptě (Pandita et al., 2022). Už v této době Egypťané využívali elektrických výbojů pro tlumení bolesti a léčbu paréz. Zajímavostí je, že zdrojem těchto výbojů byl parejnek elektrický, jenž dokázal vyprodukovat proud o intenzitě 7–8 ampér. V průběhu let prošla elektroterapie řadou proměn, a to především díky novým objevům, dokonalejším technologiím a rychle rostoucímu množství nových poznatků. Významnou roli v evoluci elektroterapie hrály jména jako L. Galvani, A. G. A. A. Volta, M. Faraday či N. Tesla (Navrátil, 2019).

Moderní elektroterapii dělíme do dvou základních velkých skupin. První skupinu tvoří kontaktní elektroterapie. Pojmenování vyplývá ze způsobu, jakým je elektrický proud aplikován. V tomto případě je elektrický proud aplikován přímo do tkáně. K tomu jsou využity speciální elektrody, které jsou obvykle přes porézní látku v přímém kontaktu s tkání. Druhou skupinu tvoří bezkontaktní elektroterapie. Název bezkontaktní je v tomto případě lehce nešťastně zvolený, jelikož i při těchto metodách může být aplikátor v přímém kontaktu s tkání. Stěžejním rozdílem je, že proud není aplikován přímo do tkáně z aplikátoru. Aplikátor emituje specifické elektromagnetické pole, jež následně vytváří elektrický proud až ve tkáni (Navrátil, 2019).

Metody kontaktní elektroterapie pojí obecný princip jejich fungování, jimž je dosahováno léčebného efektu. Aplikovanou elektrickou energii lze chápat jako spouštěč, jenž musí být absorbován v příslušné tkáni. Spouštěč aktivuje, stimuluje či upravuje vybrané fyziologické procesy. A právě touto změnou aktivity fyziologických procesů, dosahujeme terapeutických efektů (Tiktinsky et al., 2010). Z toho vyplývá, že samotné metody nenesou přímo terapeutický efekt. Jsou pouze „ovládacím zařízením“, kterým můžeme manipulovat

s fyziologickými změnami. Řady těchto změn, lze docílit vícerymi metodami. Ovšem existují procesy, kterých lze dosáhnout pouze specifickou metodou (Watson, 2013).

Za hlavní fyziologický proces, jež většina modalit kontaktní elektroterapie využívá, je možno považovat princip depolarizace buněčné membrány a následnou tvorbu akčního potenciálu (Watson, 2013).

### **2.1.1 Elektrický proud**

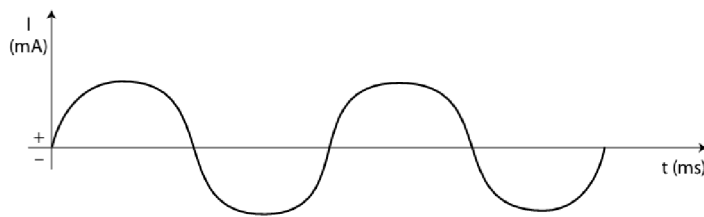
Pod pojmem elektrický proud rozumíme pohyb jakýchkoli elektricky nabitých částic. Často používané slovní spojení, proud „teče“, není zcela přesné, jelikož proud pouze existuje. Jsou to právě zmíněné elektricky nabitě částice, které „tečou“. Za tyto částice lze považovat elektrony, nebo kladné a záporné ionty. Elektrický proud tvořený pohybem elektronů se typicky vyskytuje v pevných látkách, jako jsou například kovy. Oproti tomu elektrický proud tvořený pohybujícími se kladně a záporně nabitými ionty, je typický pro kapaliny a plyny. Pro pohyb iontů platí, že kladné ionty „tečou“ k záporně nabitě oblasti, naopak záporné ionty „tečou“ do oblasti, jež je kladně nabitá (Robertson et al., 2006). Mimo kapaliny a plyny se tento mechanismus tvorby elektrického proudu uplatňuje i v elektrolytech. Elektrolyt je směs solí, organických sloučenin a bílkovin, jež jsou disociovány ve vodném roztoku. Typickým elektrolytem je lidská tkáň. A z toho důvodu je proud procházející lidským tělem tvořen pohybem kladně a záporně nabitých iontů (Navrátil, 2019).

V kontaktní elektroterapii využíváme dvou základních typů elektrických proudů. Prvním je proud stejnosměrný, jenž teče stále stejným směrem, v jedné polaritě, a jehož velikost je konstantní. Terapeutické využití stejnosměrného časově neproměnného proudu je označováno jako galvanoterapie (Nasma et al., 2022). Pro tento typ proudu je specifické vyvolání chemických změn ve tkáni, jež se nachází v proudové dráze. Tyto změny, v popředí s polarizací buněčné membrány, tvoří podstatu terapeutické efektu stejnosměrného proudu (Prentice, 2009). Ovšem zároveň s sebou nesou riziko chemického poškození pacienta (Nasma et al., 2022).

Druhým typem je elektrický proud střídavý, jehož intenzita roste od nuly do kladného maxima, poté následně klesá zpět k nule, překračuje horizontální osu a roste směrem k zápornému maximu, od kterého následně klesá zpět k nule. U typického příkladu střídavého sinusového proudu (Obrázek 1) se tento proces harmonicky opakuje (Khatri, 2012). Terapeutický efekt je dominantně založen na mechanismu depolarizace buněčné membrány a tvorby AP, jenž je dále specificky využit. V případě střídavých proudů lze riziko chemického poškození považovat za nulové (Prentice, 2009).

### Obrázek 1

*Sinusový střídavý proud (Poděbradský & Poděbradská, 2009)*

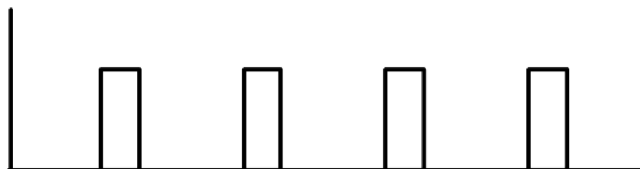


*Poznámka.* I = intenzita elektrického proudu stanovena v miliampérech (mA); t = čas průběhu proudu stanoven v milisekundách (ms)

Přesto se v dnešní době nespokojíme pouze s těmito dvěma základními možnostmi. Moderní technologie nám umožňují tyto proudy dále usměrňovat a modulovat. Díky tomu mohou vzniknout tepavé, či pulzní proudy (Obrázek 2). Jsou tvořeny elektrickými impulzy a ve většině případů obsahují také izoelektrické pauzy. Tyto pulzní proudy společně s proudy střídavými, řadíme do početné skupiny označované jako proudy časově proměnné (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Navrátil, 2019).

### Obrázek 2

*Monopolární pulzní proud (den Adel & Luykx, 2005)*



#### **2.1.2 Role elektroterapie ve fyzioterapii**

V léčbě řady diagnóz má elektroterapie své oprávněné místo. Přesto by měla být ve většině případů pouze jako komponenta komplexní léčby a nelze ji pokládat za monoterapii (Khatri, 2012). Poděbradský a Poděbradská (2009) uvádí, že z celkové terapie by metody fyzikální terapie měli zaujímat pouze 4–5 %. Nejnovější zdroje neuvádí přesný podíl, jež by měla elektroterapie zastoupit. Přesto řada moderních studií (Gunay Ucurum et al., 2018; Hemmati et al., 2022; Martins-de-Sousa et al., 2020) se shoduje na tom, že elektroterapie dosahuje nejlepších výsledků v případě, že je kombinována s dalšími terapeutickými metodami a figuruje jako součást komplexní léčby.

Paleta patologických stavů, jež mohou benefitovat z účinků elektroterapie, je opravdu pestrá (Khatri, 2012). S rostoucími poznatky a novými výzkumy se elektroterapie prokazuje jako účinná i u diagnóz, u nichž se dříve nevyužívala (Pandita et al., 2022; Thuvarakan et al., 2020; Visconti et al., 2020).

Podobně pestrá je i nabídka modalit elektroterapie, které lze pro léčbu pacienta využít. Konkrétní výběr se řídí především požadovaným účinkem terapie a možnými kontraindikacemi (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Z toho důvodu nelze říci, zda je jedna či druhá metoda univerzálně lepší. Vždy záleží na požadovaném efektu a individuálních proměnných u konkrétního pacienta (Watson, 2013).

## **2.2 Transkutánní elektroneurostimulace**

Při doslovném překladu, lze pojem transkutánní elektroneurostimulace (TENS) chápat, jako jakýkoli elektrický proud, jež je aplikován neinvazivně přes intaktní kůži, a jehož cílem je oslovit nervovou tkáň (Johnson, 2007). Ve fyzioterapii je pojem TENS značně konkretizován. Jedná se o skupinu relativně variabilních nízkofrekvenčních proudů. Tyto proudy, kromě nízkofrekvenčního pásma, pojí jediný společný parametr, jímž je využití krátkých impulzů do 1 milisekundy (ms) (Navrátil, 2019).

Původní TENS proudy sloužily k hodnocení efektivity implantátů, které analgeticky stimulovaly přímo zadní míšní provazce. Později se ovšem zjistilo, že TENS samotná, je schopna docílit podobného efektu, a to bez nutnosti invazivní aplikace (Pandita et al., 2022).

### **2.2.1 Účinky TENS**

Jelikož se jedná o variabilní skupinu elektrických proudů, účinků, jež TENS nabízí je hned několik. Přesto jeden dominuje. Nejčastěji je využíváno analgetického efektu, jímž většina těchto proudů disponuje (Chen et al., 2022). Ovšem s přibývajícimi poznatky a novými studiemi se prokazují i jejich další využitelné účinky (do Amaral Sartori et al., 2018; Nardi et al., 2017; Stein et al., 2011).

V posledních letech roste popularita využívání TENS proudů i v oblastech zdravotnictví mimo fyzioterapii. Jedná se například o zubní lékařství (Pandita et al., 2022), dermatologie (Visconti et al., 2020), či dokonce v oblasti porodnictví (Thuvarakan et al., 2020).

#### *2.2.1.1 Analgetický účinek*

Jak již bylo zmíněno, analgetický účinek je pro tuto skupinu proudů dominující. Může být zprostředkován všemi třemi teoriemi tlumení bolesti. Zahraniční literatury (Khatri, 2012;

Naka et al., 2023; Watson, 2013) zmiňují především vrátkovou teorii, popsanou Melzackem a Wallem. V menší míře teorii endogenních opioidů, neboli také endorfinovou teorii tlumení bolesti. V české literatuře se autoři Poděbradský a Poděbradská (2009) zmiňují o teorii kódů. Konkrétní mechanismus analgezie je vázán na vhodně zvolené parametry daného proudu (Chen et al., 2022).

Waller-Wise (2022) popisuje zvýšené uvolňování inhibičních neurotransmiterů, ke kterému dochází při aplikaci. Naopak uvolňování excitačních neurotransmiterů je sniženo. Tyto mechanismy se rovněž podílejí na výsledném analgetickém efektu.

Analgetický účinek TENS nachází své využití v širokém spektru diagnóz. Od relativně běžných muskuloskeletálních potíží, až po tlumení bolesti vyvolané neoplastickým procesem v oblasti paliativní péče (Khatri, 2012). Doba účinku je vysoce variabilní. Waller-Wise (2022) popisuje, trvání účinku od 5 minut, až po 24 hodin. Příčina této variability je prozatím neznámá.

#### *2.2.1.2 Nepřímý myostimulační účinek*

Dalším účinkem, jímž TENS disponuje, je účinek myostimulační. Jedná se konkrétně o nepřímý myostimulační účinek. Při něm dochází ke stimulaci intaktního motorického nervu, který po podráždění vyvolá svalovou odpověď. Tohoto mechanismu využíváme v oblasti elektrogymnastiky (Navrátil, 2019).

Přesto, že je tento efekt hojně popisován v české odborné literatuře (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Navrátil, 2019), v zahraniční literatuře (Khatri, 2012; Pandita et al., 2022; Waller-Wise, 2022) je zmiňován v kontextu TENS pouze raritně.

#### *2.2.1.3 Myorelaxační účinek*

TENS proudy disponují konkrétně nepřímým myorelaxačním účinkem. Ten je umožněn principem svalové kontrakce a následné adaptace na konstantní frekvenci, která vyústí ve svalovou relaxaci. Myorelaxačním účinkem je možno sekundárně dosáhnout účinku analgetického (Navrátil, 2019).

V zahraniční literatuře se s takto popsaným myorelaxačním účinkem setkáváme ojediněle (Anjana et al., 2023). Řada prací (Mahmood et al., 2019; Sivaramakrishnan et al., 2018) se věnuje spíše studii antispastického efektu TENS proudů.

#### *2.2.1.4 Trofotropní účinek*

Záměrem procedur s trofotropním účinkem je zlepšení prokrvení v cílené oblasti. Zvýšené prokrvení zaručí vyšší dodávku kyslíku a živin, zároveň facilituje odvod odpadních látek

(Khatri, 2012). V zásadě existují tři základní typy trofotropního účinku. Jedná se o účinek přímý, nepřímý a gangliotropní, neboli také sympatolytický (Poděbradský, & Poděbradská, 2009).

U skupiny proudů TENS je raritně zmiňován právě sympatolytický účinek, při paravertebrální aplikaci. Ten je uváděn na příkladu zlepšení prokrvení v oblasti periferie. Přesný teoretický mechanismus tohoto efektu není zatím popsán. S největší pravděpodobností vychází z teorie kódů (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

### **2.2.2 Vliv TENS na dynamickou sympato-vagální rovnováhu**

Dynamická sympato-vagální rovnováha vypovídá o vyváženosti autonomního nervového systému (ANS) a jeho řízení lidského organismu. Její případná dysharmonie je spojena s četnými negativními vlivy na organismus a možným vznikem řady onemocnění (Nardi et al., 2017). Podrobným popisem sympato-vagální rovnováhy, jejími důsledky, hodnocením a dalšími možnostmi terapie se bude věnovat kapitola 2.3.6 Dynamická sympato-vagální rovnováha.

Dle řady autorů (do Amaral Sartori et al., 2018; Franco et al., 2014; Nardi et al., 2017; Stein et al., 2011) je právě aplikace elektrického proudu typu TENS potenciální možností pro harmonizaci aktivity složek ANS v oblasti kardiovaskulárního systému. Přesto prozatím neexistuje jednotný závěr studií zabývajících se touto problematikou.

#### *2.2.2.1 Mechanismus účinku*

Přesný fyziologický mechanismus tohoto účinku není zatím zcela známý. Autoři (do Amaral Sartori et al., 2018; Franco et al., 2014; Nardi et al., 2017; Stein et al., 2011) uvažují o řadě dílčích vlivů, které ať už izolovaně, nebo v kombinaci, mohou stát za výsledným efektem.

##### *2.2.2.1.1 Vstup do zpětnovazebného řízení*

Autoři Stein et al. (2011) předpokládají, že účinek je z velké části zprostředkován vstupem do aferentní nervové dráhy sympatiku. Elektrický proud typu TENS zde moduluje přenášený aferentní signál. Tato modulace následně vyvolá změnu ve vysílaném eferentním signálu. A jestliže TENS proud disponuje adekvátními parametry, výsledná změna se projeví snížením tonu sympatiku. Tato teorie je vázaná na paravertebrální aplikaci, kdy cílovou tkání jsou sympatická ganglia.

##### *2.2.2.1.2 Modulace centrální části ANS endogenními opioidy*

Autoři do Amaral Sartori et al. (2018) výsledný efekt připisují endogenním opioidům. Při jejich vyplavení dochází k modulaci drah centrálního nervového systému (CNS) a centrální části ANS. V případě, že se opioidy naváží na opioidní receptory v oblasti, která je zodpovědná za



řízení kardiovaskulárního systému, dojde k úpravě tonu sympatiku. Mechanismus této teorie je vázán na TENS s nízkou frekvencí.

#### 2.2.2.1.3 Inhibice alfa-1 adrenergických receptorů

Autoři Franco et al. (2014) a Nardi et al. (2017) se domnívají, že výsledný efekt je způsoben inhibicí alfa-1 ( $\alpha$ -1) adrenergických receptorů. Jejich hypotéza vychází ze starších studií (Chauhan et al., 1994; Mannheimer et al., 1990), které prokázaly sníženou hladinu katecholaminů, při aplikaci TENS proudů s frekvencí 70, respektive 150 Hz. V případě, že je v místě aplikace nižší hladina katecholaminů,  $\alpha$ -1 adrenergické receptory jsou méně stimulovány a stávají se méně citlivými, což vyústí ve vazodilataci a zvýšenou perfuzi. Tyto hemodynamické změny následně vyvolají odpověď ANS, při které dojde ke snížení tonu sympatiku a úpravě sympato-vagální balance (Franco et al., 2014; Nardi et al., 2017).

### 2.2.3 Parametry

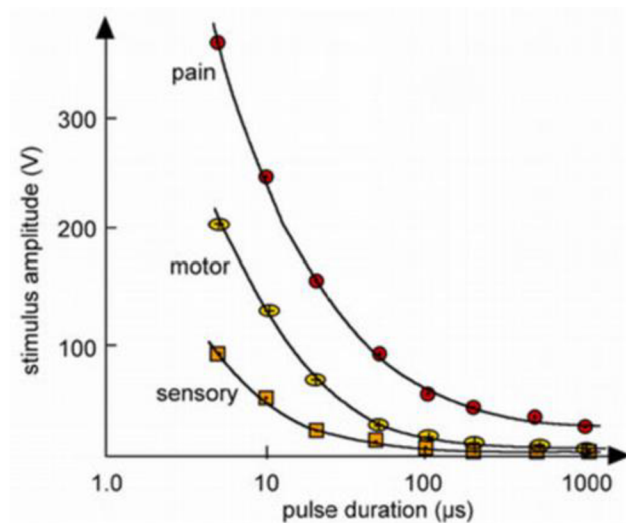
Je důležité si uvědomit, že účinky nezávisí vždy pouze na zvolené metodě fyzikální terapie. Pro adekvátní účinek jsou nutné vhodně zvolené parametry dané metody. Stejná metoda, jež je aplikována s jinými parametry, může mít naprosto rozdílné účinky. U TENS proudů platí toto pravidlo ve velké míře. Nevhodně zvolené parametry mohou vést k neúspěchu léčby, v horším případě až k poškození pacienta (Prentice, 2009; Watson, 2013).

#### 2.2.3.1 Šířka impulzu

Lidské tělo je tvořeno různými typy nervových vláken. Ty mají rozdílnou anatomickou stavbu a nesou příslušný typ informace. Rozdílná stavba zapříčiňuje i jejich odlišnou dráždivost pro elektrický proud (Manzano et al., 2008). Platí pravidlo, že čím je nervové vlákno tlustší, tím jej lze snáze podráždit. Zároveň však musíme brát v potaz, že neprovádíme přímé dráždění, ale proud aplikujeme přes kůži. Z toho důvodu musí být brána v úvahu i hloubka uložení daných vláken. Povrchově uložené typy nervových vláken jsou snadněji stimulovatelné. Při syntéze těchto pravidel dostáváme graf (Obrázek 3), jež říká, že při transkutánním elektrickém dráždění, dojde prvně k oslovení sensorických vláken. Při dalším zvyšování intenzity dojde k rekrutaci motorických vláken. A až jako poslední dojde k dráždění vláken vedoucích informací o bolesti (Ward, n.d.).

### Obrázek 3

Graf vztahu šířky impulzu a jeho dráždivosti u jednotlivých typů nervových vláken (Ward, n.d.)



*Poznámka.* Stimulus amplitude (V) = hodnota napětí elektrického proudu ve voltech; Pulse duration (μs) = šířky impulzu v mikrosekundách; Sensory = senzorycká nervová vlákna; Motor = motorická nervová vlákna; Pain = nervová vlákna vedoucí informaci o bolesti

Jak již bylo zmíněno, TENS proudy využívají šířku impulzu do 1ms, tudíž se pohybujeme v řádech mikrosekund (μs) (Navrátil, 2019). Z grafu (Obrázek 3) je viditelné, že rozdílná šířka impulzu má rozdílnou dráždivost. Obecně lze konstatovat, že s rostoucí šířkou impulzu roste i jeho dráždivost. Na druhou stranu klesá schopnost selektivního podráždění cílených nervových vláken (Ward, n.d.).

Se zvyšující se dráždivostí, a tedy i šířkou impulzu, roste i jeho subjektivní nepříjemnost. Na druhou stranu extrémně krátké impulzy jsou méně dráždivé a tudíž příjemnější. To ovšem může vést k nemožnosti se dostat do požadované aplikační intenzity, při jejich použití (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

Tyto poznatky jsou velice přínosné pro klinickou aplikaci. Pro lepší diferenciaci jednotlivých nervových vláken je vhodnější zvolit kratší impulzy. Při terapii cílené na senzitivní nervová vlákna si můžeme dovést využít velmi krátkých impulzů. Toho využijeme například při analgezií pomocí vrátkové teorie. V případě stimulace motorických vláken je taktéž možné využít kratších impulzů, za podmínky zvýšení intenzity daného elektrického proudu. Další variantou je zvýšit šířku impulzu, což nám umožní dosažení chtěného efektu při nižší intenzitě. V případě, že jsou naši cílovou strukturou nervová vlákna vedoucí bolest, je výhodné využít

delších impulzů pro snadnější dosažení potřebné subjektivní intenzity (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Ward, n.d.).

V případě ideální šířky impulzu, pro ovlivnění sympato-vagální rovnováhy v oblasti srdeční aktivity, jsou údaje až překvapivě konzistentní. Valná většina nejnovějších studií (do Amaral Sartori et al., 2018; Franco et al., 2014; Nardi et al., 2017; Stein et al., 2011) se shoduje na použití 200  $\mu$ s impulzu. Bohužel ani jedna neuvádí, z jakého důvodu je tato šířka optimální.

#### 2.2.3.2 Tvar impulzu

Jelikož TENS proudy využívají velmi krátké šířky impulzu, je jejich tvar poměrně zanedbatelný a nerozhoduje o výsledném účinku. Díky těmto krátkým šířkám se TENS proudy vyznačují i minimálním galvanickým účinkem, a to i při použití monofázických impulzů. (Johnson, 2007; Navrátil, 2019).

S tímto nesouhlasí autoři Poděbradský a Poděbradská (2009). Ti uvádí, že při použití monofázických impulzů a dodržení potřebné doby aplikace, dochází k nezanedbatelným leptavým účinkům. Z toho důvodu jsou nejčastěji využívány asymetricky bifázické impulzy (Obrázek 4). Díky asymetrii dostáváme hrotový tvar záporné části impulzu o vyšší amplitudě, jež dokáže snadněji vyvolat podráždění. Zároveň nehrozí poškození pacienta leptavými účinky, díky bipolárnosti impulzu.

#### Obrázek 4

*Asymetricky bifázický impulzu u TENS (Johnson, 2012)*



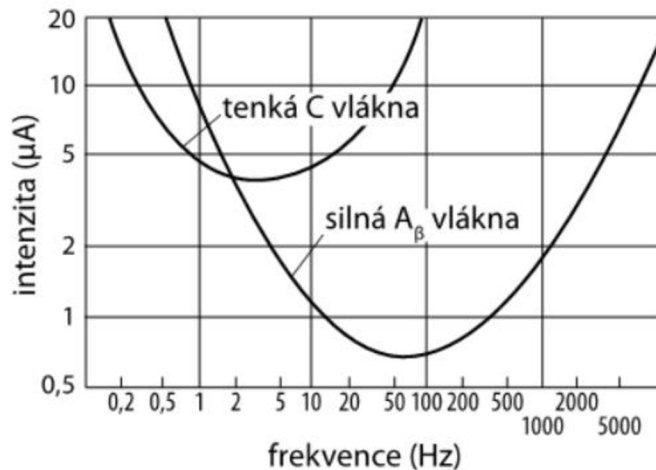
#### 2.2.3.3 Frekvence

Závislost na rozdílné anatomické stavbě různých typů nervových vláken neplatí pouze pro šířku impulzu a intenzitu elektrického proudu. Jednotlivé typy nervových vláken lze dominantně dráždit na základě použité frekvence. Tento vztah lze znázornit na grafu (Obrázek 5), jenž poprvé publikoval Lullies (1961). Z grafu je zřejmé, že pro aplikace cílené na sensorická vlákna, jež jsou tvořena A $\beta$  vlákny, je nejvhodnější použití frekvence okolo 100 Hz.

Oproti tomu u aplikací cílených na nervová vlákna pro bolest, jenž jsou označena jako C vlákna, je na místě použití frekvencí pod 2 Hz (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

#### Obrázek 5

Závislost dráždivosti nervových vláken na frekvenci (Poděbradský & Poděbradská, 2009)



Parametr frekvence hraje značnou roli i pro nepřímý myostimulační účinek. Pro dosažení nejpříjemnějšího tetanického účinku se jeví frekvence 50 Hz jako nejvhodnější (den Adel & Luykx, 2005).

Pro ovlivnění sympato-vagální rovnováhy v oblasti srdeční aktivity je frekvence pravděpodobně nejvíce stěžejním parametrem. Názory na vhodnou frekvenci ovšem nejsou jednotné. První skupina autorů (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011) uvádí, že pro pozitivní efekt na sympato-vagální rovnováhu, ve smyslu snížení tonu sympatiku a zvýšení tonu parasympatiku, je nutné využití nízkých frekvencí. Konkrétně se jedná o frekvenci 4, respektive 10 Hz. Ovšem druhá skupina autorů (Franco et al., 2014; Nardi et al., 2017) uvádí pravý opak. Ti za optimální frekvenci považují 100 Hz.

#### 2.2.3.4 Modulace

Proudy TENS je možno modulovat oběma možnými způsoby, tedy jak frekvenční, tak i amplitudovou modulací (Navrátil, 2019). V hojně používaných přístrojích od značky BTL se nachází hned tři možnosti frekvenční modulace. Jedná se modulaci konstantní frekvencí, randomizovanou frekvencí a modulaci burst (BTL, 2018).

Konstantní frekvencí využíváme v případě aplikací, kdy je záměrné, aby proběhla adaptace (den Adel & Luykx, 2005). Adaptace je fyziologickou funkcí neporušeného nervového systému. Je přítomna v situaci, kdy aferentní stimul má konstantní frekvenci i intenzitu. Postupně dochází ke snížení amplitudy a frekvence vyvolaného aferentního signálu, přestože

objektivní intenzita stimulace zůstává nezměněna. Pacient subjektivně vnímá postupně slábnoucí intenzitu. V určitých případech může vjem až úplně vymizet (Poděbradský & Vařeka, 1998).

V případě, kdy je žádoucí, aby adaptace neprobíhala a pacient vnímal stále stejnou subjektivní intenzitu, je vhodné využití randomizované frekvenční modulace. Ta způsobí, že nastavená frekvence kolísá v o rozsahu obvykle  $\pm 30\%$  (BTL, 2018). Nejnovější zahraniční práce doporučují využití spíše konstantní frekvence a manuálního navyšování objektivní intenzity, jako optimální nástroj pro zabránění adaptace (Elboim-Gabyzon & Kalichman, 2020; Waller-Wise, 2022). Tato forma manuálního bránění adaptace bývá využita i pro sympato-vagální aplikace (do Amaral Sartori et al., 2018; Nardi et al., 2017)

Poslední možností frekvenční modulace je modulace burst. Ta je schopna rozřadit jednotlivé impulzy do salv (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Modulace burst bude podrobněji popsána v kapitole 2.2.4.5 Burst TENS.

V případě amplitudové modulace nám přístroje nabízí modulaci sinusovou vlnou, lichoběžníkovou vlnou a symetrickými výboji (BTL, 2018). Tyto modulaci se dominantně využívají v oblasti nepřímé myostimulace (Navrátil, 2019).

#### 2.2.3.5 *Intenzita*

Adekvátně zvolená intenzita elektrického proudu je jedním z hlavních parametrů, vedoucích k dosažení chtěného účinku (Watson, 2013; Cho, 2019). Vztah mezi intenzitou a účinkem lze popsat pomocí tzv. terapeutického okna. Jedná se o určité rozpětí intenzity, ve kterém má procedura terapeutický efekt. V případě poddávkování intenzity, docílíme nízkého až žádného efekt. To platí i v opačném případě. Při předávkování intenzity, taktéž nedosáhneme požadovaného efektu. V určitých případech může mít proud až destruktivní efekt. Cílem je se intenzitou co nejvíce terapeutickému oknu přiblížit, v ideálním případě se do něj dostat. S tímto modelem se mnohem častěji setkáváme v oblasti farmakoterapie, je jej ovšem možno vztáhnout téměř na každou intervenci (Watson, 2013).

Formu destruktivního účinku při předávkování proudu TENS můžeme pozorovat v případě použití monofázických impulzů (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Ovšem v moderním pojetí TENS proudů se využívá impulzů bifázických. V takovém případě nedochází k destruktivnímu leptavému účinku, a to ani v případě předávkování (Teoli & An, 2023) Proto také řada autorů (Chen et al., 2022; Pandita et al., 2022) popisuje nemožnost předávkování TENS proudy.

Dosažení konkrétního účinku není možné stanovit na základě objektivní intenzity. Je nutno se řídit pacientovou subjektivní intenzitou (Watson, 2013).

V případě optimální intenzity pro ovlivnění sympato-vagální aktivity v oblasti srdečního řízení, není opět dosaženo konsenzu. Podobně jako tomu bylo u frekvence i zde se tvoří dvě skupiny autorů s rozlišnými názory. První skupina (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011) definuje optimální frekvenci jako prahově senzitivní. Oproti tomu druhá skupina (Franco et al., 2014; Nardi et al., 2017) specifikuje intenzitu jako podprahově motorickou.

Adekvátně nastavený parametr intenzity je důležitý i z pohledu hloubky průniku proudu. Jelikož při vyšší intenzitě je elektrický proud schopen proniknout hlouběji, a tím stimulovat i hlouběji uložené tkáně (Prentice, 2009).

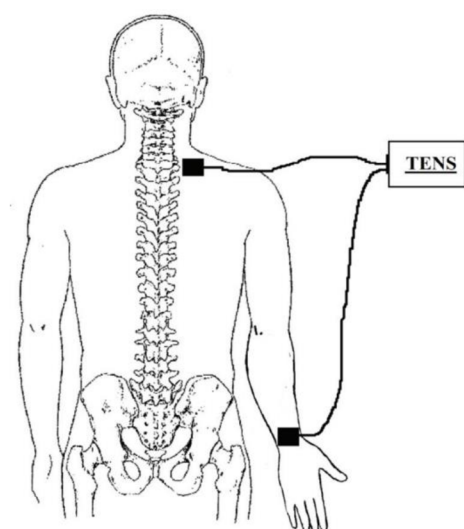
#### 2.2.3.6 Uložení elektrod

Uložení elektrod může být časově náročné, ale hraje významnou roli v dosažení adekvátního efektu terapie (Pandita et al., 2022). Prentice (2009) popisuje, že ledabylé uložení elektrod je jedním z nejčastějších důvodů neúspěchu terapie.

I v případě ideálního uložení elektrod, pro ovlivnění sympato-vagální aktivity, jsou názory rozdílné. V zásadě jsou zmiňovány dvě možné formy aplikace. První možností (Obrázek 6) je umístění symetrických elektrod do trajektorie brachiálního plexu. Distální elektroda je umístěna na dorsální straně zápěstí nedominantní končetiny. Proximální elektroda je uložena homolaterálně v oblasti cervikothorakálního přechodu (Franco et al., 2014; Nardi et al., 2017).

#### Obrázek 6

*Uložení elektrod v trajektorii brachiálního plexu (Nardi et al., 2017)*



Druhou možností je paravertebrální aplikace. Zatím vždy byly využity samolepící elektrody, v rozsahu od obratle Th1 po L2 (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011).

Podobně jako v případě intenzity, tak i uložení elektrod hraje významnou roli pro určení hloubky průniku elektrického proudu. Pro zvýšení hloubky průniku je doporučováno umístění elektrod ve větší vzdálenosti od sebe (Prentice, 2009).

#### **2.2.4 Dělení proudů TENS**

Nehomogenní skupina TENS obsahuje řadu elektrických proudů. Ty mají své specifické parametry, formy aplikace, a z toho plynoucí specifické účinky. Z toho důvodu je nutno konkretizovat, o jaký typ TENS proudu se jedná (Watson, 2013). Nutno podotknout, že názvosloví a dělení těchto proudů je mezi autory značně variabilní.

##### *2.2.4.1 Konvenční TENS*

Konvenční TENS je základním typem TENS proudu. Mnohými autory (Johnson, 2007; Khatri, 2012; Waller-Wise, 2022) je označován jako TENS vysokofrekvenční, jelikož se v porovnání ostatními typy TENS proudů vyznačuje vysokou frekvencí. Ta se pohybuje nejčastěji mezi 80–120 Hz (Navrátil, 2019; Watson, 2013). Johnson (2007) popisuje frekvenci ještě nižší, a to od 50 Hz. Dále je charakteristický relativně krátkým impulzem, pohybujícím se okolo 100  $\mu$ s (Watson, 2013). Ovšem Navrátil (2019) popisuje impuls poněkud širší, a to v rozptylu 70–300  $\mu$ s. Pro tento typ proudu je typický kontinuální průběh (Watson, 2013).

Konvenční TENS je dominantně využíván pro tlumení bolesti na základě vrátkové teorie. Z toho důvodu je nejčastěji aplikován v relativně nízké prahově senzitivní, lépe nadprahově senzitivní intenzitě (Johnson, 2007; Pandita et al., 2022; Navrátil, 2019).

Značnou nevýhodou konvenčního TENS proudu je výše popsaná fixní frekvence a níž pramenící adaptace (Navrátil, 2019). Na druhou stranu je pacienty tento typ velice dobře subjektivně snášen (Waller-Wise, 2022).

##### *2.2.4.2 Randomizovaný TENS*

Jedná se o obdobu konvenční TENS, ovšem je v tomto případě využita randomizovaná frekvence. Účinek i aplikační intenzita se shoduje s konvenční TENS. Zajímavostí je, že tento typ TENS proudu je zvláště vyčleňován pouze českými autory (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Navrátil, 2019).

##### *2.2.4.3 Nízkofrekvenční TENS*

Nízkofrekvenční TENS se vyznačuje, jak již název napovídá, nízkou frekvencí, dále pak delším impulzem, odlišnou formou aplikace a vyšší aplikační intenzitou. Účinek tohoto proudu spočívá ve vyplavení endogenních opioidů a následného navození analgezie (Watson, 2013).

U řady literatur (Johnson, 2007; Pandita, et al., 2022; Poděbradský & Poděbradská, 2009; Watson, 2013) narážíme na tento typ proudu pod různými názvy, jako například nízkofrekvenční TENS (LF-TENS), acupuncture-like TENS (AL-TENS nebo APL-TENS), akupunkturní TENS (AKU-TENS nebo Acu-TENS).

Konkrétní hodnoty uváděných nízkých frekvencí se různí dle řady autorů. U zahraničních autorů (Johnson, 2007; Watson, 2013) nacházíme zpravidla hodnoty v rozmezí 2–5 Hz. U autorů českých (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Navrátil, 2019) jsou udávány hodnoty v rozptylu 1–10 Hz. Dále pak šířka impulsu je nejčastěji uváděná v rozmezí 200–400  $\mu$ s (Johnson, 2007; Watson, 2013).

Nekonzistentně je popisovaná i aplikační intenzita. Watson (2013) uvádí intenzitu nadprahově senzitivní. S tímto se shoduje i Navrátil (2019), ovšem pouze v případě aplikace přes akupunkturní jehly. Skupina autorů (Johnson, 2007; Pandita, et al., 2022;) popisuje intenzitu jako nadprahově motorickou, ale zdůrazňuje, že svalové záškuby nesmí být bolestivé. Poděbradský a Poděbradská (2009) definují intenzitu jako podprahově algickou. Nejvyšší aplikační intenzitu popisují Navrátil (2019), při aplikaci hrotovou elektrodou, a také Elboim-Gabyzon a Kalichman (2020), a to intenzitu prahově algickou.

Taktéž popisovaná aplikační forma není vždy jednotná. Řada zahraničních autorů (Pandita et al., 2022; Waller-Wise, 2022; Watson, 2013) ji nijak nespecifikuje a neodlišuje od klasické konvenční TENS. Oproti tomu čeští autoři (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Navrátil, 2019) uvádí dva exaktní způsoby aplikace. První možností je aplikace přes akupunkturní jehly v oblasti akupunkturních bodů. Druhou možností je neurální aplikace hrotovou elektrodou na výstupy kožních nervů.

Množství autorů (Frontera, 2007; Navrátil, 2019; Waller-Wise, 2022; Watson, 2013) se shoduje v tom, že analgetický efekt navozen nízkofrekvenční TENS, převyšuje účinek navozený konvenční TENS. Přesto autoři Léonard et al. (2011) popisují jednu výjimku. Jedná se o pacienty, kteří již jsou léčeni opioidními analgetiky. U nichž postupně dochází k adaptaci opioidních receptorů, jenž způsobí sníženou efektivitu opioidů. V takovém případě bude mít nízkofrekvenční TENS pouze minimální, až žádný efekt.

#### 2.2.4.4 *Intenzivní TENS*

Intenzivní TENS je využíván pro svůj silný analgetický účinek, jenž je dosahován na základě vyplavení endogenních opioidů. Tento typ využívá podobně jako konvenční TENS, vysokých frekvencí v pásmu od 90 do 130 Hz. Dále pak širších impulsů, nad 200 $\mu$ s (Watson, 2013).



Zcela typická je vysoká aplikační intenzita, která dosahuje intenzity tolerance bolesti. To je ovšem zároveň důvod, proč u určitých pacientů nedojde k analgetickému efektu. Nejsou totiž schopni tolerovat takto vysokou intenzitu dostatečně dlouho. Je popisováno, že se využívá, jako doplněk k drobným zákrokům. Mezi ty řadíme například vyndávání stehů či převazování ran (Pandita et al., 2022; Watson, 2013).

Johnson (2007) uvádí mírně odlišnou interpretaci intenzivní TENS. Jednak popisuje vyšší frekvenci až do 200 Hz. Především ale popisuje odlišný mechanismus navození analgezie. Dle něj dochází k blokaci algické informace a přepsání informací novou, a to v oblasti periferních nervů. Což se relativně shoduje s popisem mechanismu, na němž je popisována teorie periferního kódu (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

TENS proud, využívající pro svůj analgetický efekt teorii kódů, popisují i čeští autoři (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Navrátil, 2019). Tuto variantu nazývají jako šetrný Träbertův proud, jenž obsahuje frekvenci 140, respektive 143 Hz a je aplikován v intenzitě nadprahově senzitivní.

#### 2.2.4.5 *Burst TENS*

Tento typ TENS má svůj základ v elektrickém proudu, jež se příliš neliší od konvenční TENS. Nejčastěji se jedná o frekvenci okolo 100 Hz. Šířka impulsu se nejčastěji pohybuje v rozmezí od 10 do 200  $\mu$ s. Takto obyčejný proud je ovšem modulován tzv. burst modulací. Ta dokáže rozřadit jednotlivé impulzy do salv. V momentě, kdy je salva aktivní, běží elektrický proud s výše uvedenými parametry. Poté následuje variabilně dlouhá pauza, a salva se znovu opakuje. Frekvence salv se pohybuje v rozmezí od 1 do 10 Hz a počet impulzů v salvě je nejčastěji 5. U tohoto typu je exaktně popisována aplikační forma. Je potřeba využít hrotovou elektrodu a stimulovat výstupy kožních nervů, jež korelují s cíleným míšním segmentem. Pro úspěch terapie je nutné proceduru provádět v intenzitě podprahově algické. Jako zcela nevhodná je popisována aplikace deskovými elektrodami (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Navrátil, 2019).

Tato modulace přináší rovnou dvojí mechanismus analgezie v jednom proudu. V době, kdy je salva aktivní, probíhá analgezie formou vrátkové teorie. Jelikož ale počet salv v jedné sekundě, se pohybuje v rámci jednotek, a zároveň proud aplikuje v relativně vysoké intenzitě, dochází k analgezii na i základě teorie endogenních opioidů. Kumulací těchto efektů jsme schopni dosáhnout velmi silného analgetického efektu (Watson, 2013). Taktéž je tento typ modulace jedním ze způsobů, jak se vyhnout adaptaci (Waller-Wise, 2022).

#### 2.2.4.6 TENS pro neuromuskulární elektrickou stimulaci

TENS proudy je možno využít i pro neuromuskulární elektrickou stimulaci neboli elektrogymnastiku. Pro tyto aplikace je ovšem nezbytná úprava několika parametrů. Tím hlavním je frekvence. V tomto případě se jeví jako nejvhodnější využití frekvence 50 Hz. Šířka impulzu je relativně variabilní. Samozřejmostí je aplikace v intenzitě nadprahově motorické (Navrátil, 2019).

Dále je nutné tento typ elektrického proudu amplitudově zmodulovat. Jako nejméně vhodná se jeví modulace surge. V tomto případě má kolísavá amplituda tvar sinusových vln, mezi které jsou zařazeny nezbytné pauzy. Nejvhodnější se naopak jeví modulace lichoběžníkem, kdy je možné nastavit přesné doby nárůstu intenzity, trvání maxima intenzity, doby jejího poklesu a pauzy (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Modulace symetrickými výboji nám dovoluje nastavit dobu přeladění a procento obálky (BTL, 2018).

Navrátil (2019) uvádí, že je vhodné zahájit první terapii pacienta indikovaného k elektrogymnastice právě tímto typem elektrického proudu, jelikož je subjektivně velmi dobře snášen.

#### 2.2.4.7 Další typy TENS

Jelikož kritéria pro TENS proudy zahrnují pouze dostatečně krátký impulz a nízkofrekvenční pásmo (Navrátil, 2019), je možné do této skupiny řadit i další méně typické proudy splňující dané parametry. Jejichž podrobný popis ovšem přesahuje rámec této práce, proto budou pouze krátce zmíněny.

Jedná se o ultraelektrostimulaci, jež se využívá pro svůj nepřímý myorelaxační účinek. Dále pak vysokovoltážní terapii, jež aplikována v režimu constant voltage, a která je využívána taktéž především pro svůj nepřímý myorelaxační účinek. V neposlední řadě do této skupiny spadá i mikroelektrostimulace. Ta využívá parametry TENS proudu, ovšem s maximální intenzitou 2 mA, a disponuje řadou někdy až „záračných“ účinků (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

### 2.2.5 Kontraindikace

Proudy typu TENS lze obecně považovat za velice bezpečnou metodu kontaktní elektroterapie (Chen et al., 2022). Přesto ovšem nelze paušálně aplikovat každému pacientovi. Existují zdravotní stavy, jež kontraindikují tuto proceduru (Waller-Wise, 2022).

Ze syntézy české odborné literatury (Navrátil, 2019; Poděbradský & Poděbradská, 2009) můžeme stanovit 14 základních kontraindikací, jež platí napříč celou oblastí fyzikální terapie. Objevují se zde ovšem výjimky, z nichž se některé vztahují právě na TENS. Jedná se

o analgetickou aplikaci TENS proudů v oblasti paliativní léčby u celkových kachexií a četných metastazovaných nádorů (Navrátil, 2019). Aplikace u těchto stavů by měla být vždy indikovaná specialistou (Pandita et al., 2022). V určitých případech lze za výjimku považovat i aplikace u pacientů s kardiostimulátorem. V tomto případě záleží na konkrétním typu kardiostimulátoru (Khatri, 2012).

BTL (2018) řadí mezi kontraindikace i aplikace v oblasti hrudníku, srdce a očí, a taktéž aplikace u pacientů s roztroušenou sklerózou mozkomíšní. Pandita et al. (2022) uvádí mezi kontraindikace, i aplikace v místě s přítomností žilní trombózy. Waller-Wise (2022) kontraindikuje aplikaci v oblasti hlavy u pacientů s epilepsií.

Poměrně nejasná je otázka aplikace TENS proudů u gravidních žen. Autoři Poděbradský a Poděbradská (2009) uvádí, že aplikace TENS proudů u gravidních žen je možná mimo oblast malé pánve a břicha. Navrátil (2019) tuto informaci potvrzuje, a rozvíjí o kontraindikaci pro aplikaci v oblasti bederní páteře. To ovšem vyvrací zahraniční studie (Keskin et al., 2012; Shah et al., 2015), jež uvádí, že analgetická aplikace TENS proudů je bezpečná v jakémkoli trimestru.

Jestliže tedy není pacient kontraindikován, TENS proudy mohou nabídnout řadu výhod. Za hlavní lze považovat relativně rychlý nástup analgezie, jež je vyvolána noninvazivním způsobem. To ocení zejména osoby trpící trypanofobií. Taktéž nedochází k nežádoucímu systémovému efektu, který lze pozorovat u farmakologických analgetik (Pandita et al., 2022). Chen et al. (2022) uvádí další výhody v podobě nízkého rizika poškození pacienta a nižších nákladů na přístroje. Z toho důvodu se TENS stala populární i pro domácí aplikaci. Ve Velké Británii je prodej přístrojů generující TENS proudy zcela běžný, a to i bez lékařského předpisu. I přesto by měl první aplikaci vždy provádět specialista, v kombinaci s dostatečnou edukací pacienta ohledně používání (Johnson, 2007).

### **2.3 Autonomní nervový systém**

Autonomní nervový systém (ANS) je částí nervového systému, jež je zodpovědná za řízení hladké svaloviny, žláz a srdce (Rokyta, 2015). Tento systém byl pojmenován jako autonomní na základě starších poznatků, které se domnívaly, že funguje samostatně a nepodléhá řízení centrálního nervového systému (CNS). To ovšem bylo vyvráceno a nové poznatky ukázaly, že činnost ANS je podmíněna činností CNS, a určité regulaci podléhá (Opavský, 2018).

ANS můžeme najít taktéž pod názvem vegetativní nervový systém. Název vegetativní odráží funkci tohoto systému, která zajišťuje chod základních biologických procesů, jež udržují organismus naživu (Čihák, 2016).

ANS je tvořen dvěma hlavními složkami, jež se morfologicky i funkčně liší. Tyto složky jsou označeny jako sympatikus a parasympatikus. Ve většině případů mají protichůdné účinky. Existují ovšem výjimky, kdy tyto složky pracují nezávisle na sobě nebo se dokonce doplňují (Ambler, 2011). I přes své antagonistické účinky jsou v každém okamžiku v určité míře aktivní obě složky. V závislosti na aktuálních požadavcích, dochází ke změně jejich poměru a tím k výsledné reakci organismu (Wang et al., 2019). Někteří autoři (Čihák, 2016; Waxenbaum et al., 2023) zvláště vyčleňuje třetí, tzv. enterickou složku.

Podobně jako somatický nervový systém, tak i ANS je tvořen centrální a periferní částí (Seidl, 2023).

### **2.3.1 Centrální ANS**

Centrální část je rozprostřena do několika úrovní CNS, jež dohromady koordinují činnost ANS. Nejnižše uloženou částí, jež se na koordinaci podílí, je spinální mícha. Ta zprostředkovává autonomní reflexy, mezi které řadíme například reflex kardio-kardiální, nebo intestino-intestinální. Ve spinální míše také dochází k integraci somatických a vegetativních reakcí, již výsledkem jsou kuti-viscerální, či viscerosomatické reflexy (Rokyta, 2015).

Dále se na koordinaci podílejí retikulární formace uložené v oblasti mozkového kmene. Ty se podílí na řízení životně důležitých funkcí, jako je aktivita srdce, činnost cév, dýchání, či příjem potravy (Rokyta, 2015).

Již výše uloženou koordinační oblastí je hypothalamus. Jedná se o hlavní podkorové řídicí centrum ANS, které je rozhodujícím článkem pro udržení homeostázy. Dochází zde k modulaci aferentních informací z různých systémů do vyšších funkčních celků, jež jsou dále přenášeny do oblastí mozkové kůry (Seidl, 2023). Významnost hypothalamu spočívá i jeho participaci na limbickém systému, kterého je součástí (Ambler, 2011). Struktury limbického systému se podílejí na náladě, vzpomínkách, a především regulaci emočního stavu. Právě na této úrovni vzniká komplexní provázanost mezi prožívanými emocemi a aktivitou jednotlivých složek ANS (Mulkey & du Plessis, 2019).

V neposlední řadě nejnižše uloženou koordinační oblastí je část mozkové kůry, tzv. alokortex, řadí se k limbickému systému. Ten se uplatňuje především v oblasti dýchacího a oběhového systému, kde koordinuje vrozené a získané asociace (Rokyta, 2015).

### **2.3.2 Periferní ANS**

Aferentní složku periferní části ANS tvoří viscerosenzitivní nervová vlákna, jejichž receptory jsou uloženy v útrokách vnitřních orgánů. Těla těchto neuronů se nahází ve

spinálních gangliích a gangliích pro hlavové nervy (Rokyta, 2015). Axony vedou informaci zadními míšními kořeny do míchy, kde končí u viscerosenzitivních jader nucleus intermediomedialis. Odtud je viscerosenzitivní informace předávána do visceromotorických jader nucleus intermediolateralis a dále vedena do vyšších struktur CNS (Čihák, 2016).

Axony, jejichž těla jsou uložena v gangliích pro hlavové nervy, vstupují společně s hlavovými nervy do mozkového kmene. Konkrétně do buněk nucleus solitarius, nebo do okolních buněk retikulárních formací. Poté dochází k obdobnému předání viscerosenzitivní informace do příslušných visceromotorických jader (Čihák, 2016).

Eferentní složky obou částí ANS jsou tvořeny dvouneuronovými drahami. Ty obsahují pregangliové a postgangliové neurony (Ambler, 2011). Pro svou rozdílnost bude eferentní periferní část sympatiku a parasympatiku rozebrána zvlášť v následujících kapitolách.

Z pohledu anatomické a morfologické stavby se v případě pregangliových neuronů jedná o slabě myelinizovaná nervová vlákna typu B, jež jsou schopny vést vzruch rychlostí 3–15 metrů za sekundu (m/s). V případě postgangliových neuronů se jedná již o nemyelinizovaná nervová vlákna typu C. Ty vedou vzruch rychlostí pouze 0,7–2,3 m/s. Z vláken typu C jsou taktéž vytvořeny aferentní viscerosenzitivní nervová vlákna ANS (Rokyta, 2015). Tímto je zapříčiněno relativně pomalé působení ANS oproti somatickému systému (Seidl, 2023).

### **2.3.3 Sympatikus**

Sympatická složka ANS je spojena především s katabolickými ději a celkovou aktivizací organismu (Seidl, 2023). Zajímavostí je, že inervuje téměř každou tkáň v lidském těle (Waxenbaum et al., 2023).

#### *2.3.3.1 Eferentní dráhy sympatiku*

Jak již bylo zmíněno, eferentní dráhy ANS jsou dvouneuronové. Těla pregangliových neuronů sympatiku jsou bilaterálně a symetricky uložena v oblastech šedé hmoty míchy v úrovni segmentů od Th1 po L2 (Alshak & Das, 2023). Rokyta (2015) uvádí rozhraní segmentů od C8 po L3. Díky této anatomické organizaci je sympatikus označován jako thorakolumbální systém (Ambler, 2011). Tyto pregangliové neurony vystupují z míchy předními míšními kořeny a společně s motorickými a senzitivními neurony tvoří příslušné míšní nervy. Z těchto nervů ovšem pregangliová vlákna záhy vystupují cestou rami communicantes albi a vstupují do struktury nazývané sympatický kmen neboli truncus sympathicus. V sympatickém kmene vede většina vláken k sympatickým paravertebrálním gangliím, ve kterých se nachází těla postgangliových neuronů. V tomto místě dochází k synapsi zmíněných pre a postgangliových neuronů. Axony postgangliových neuronů vystupují ze sympatického kmene a vstupují cestou

rami communicantes grisei zpět do příslušných míšních nervů. S těmito nervy se společně dostávají až k cílové inervační oblasti (Čihák, 2016; Waxenbaum et al., 2023).

V sympatickém kmeni se nachází i axony pregangliových neuronů, které netvoří synapse v paravertebrálních gangliích. Tato vlákna vystupují z kmene a přepojují se až v prevertebrálních gangliích. Ta jsou uložena blíže cílové tkáni. Jedná se především o sympatické nervy, jenž inervují orgány břišní a pánevní dutiny (Waxenbaum et al., 2023).

Přestože je zmiňováno, že eferentní dráha sympatiku je dvouneuronová, existuje pár výjimek, u kterých to neplatí. Jedná se o část sympatiku, jež je součástí enterické složky ANS. Ta ve většině případů bývá tří, či víceneuronová. Další výjimku tvoří sympatická dráha, jež inervuje dřeň nadledvinek. Pregangliová vlákna tvoří první synapsi až s buňkami nadledvinek. Ty se chovají jako postgangliové neurony a při aktivaci uvolňují adrenalin a noradrenalin přímo do krve (Rokyta, 2015; Waxenbaum et al., 2023).

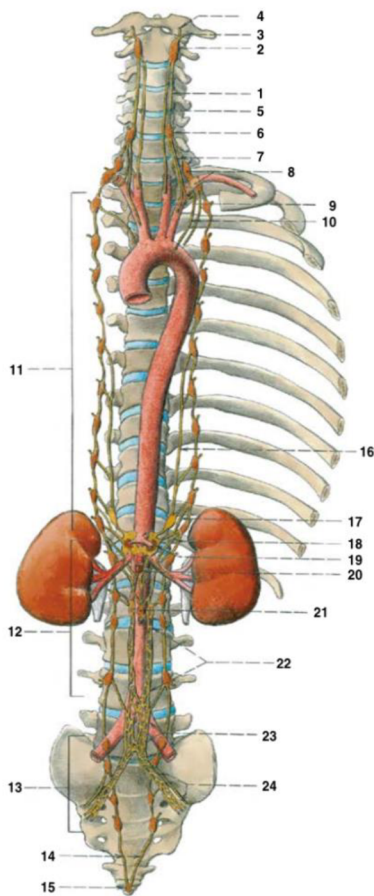
#### 2.3.3.2 *Truncus sympathicus*

Truncus sympathicus je párový řetězec tvořen paravertebrálními ganglii a nervovými vlákny pre a postgangliových neuronů (Obrázek 7). Typologicky je rozdělen do čtyř částí. Jedná se o část krční, hrudní, břišní neboli také bederní a část pánevní. Samotný truncus se nachází po stranách páteře. V krční oblasti probíhá před processu transversu krčních obratlů, v hrudní části za hlavicemi žeber, v břišní části po bocích těl bederních obratlů a v pánevní části po přední ploše křížové kosti (Čihák, 2016).

Počet paravertebrálních ganglií je individuálně variabilní. Nejčastěji jsou popisovány 3 krční ganglia, 10–11 hrudních, 4–5 bederních a v pánevní části zpravidla 4. V krční oblasti jsou ganglia konkrétně pojmenována. Jedná se o ganglion cervicale superius, ganglion cervicale medium a ganglion cervicothoracicum, neboli také ganglion stellatum (Čihák, 2016; Waxenbaum et al., 2023).

## Obrázek 7

*Truncus sympathicus* (Čihák, 2016)



Obr. 307. TRUNCUS SYMPATHICUS DEXTER ET SINISTER; pohled zředu

- 1 truncus sympathicus sinister
- 2 ganglion cervicale superius
- 3 n. jugularis
- 4 n. caroticus internus
- 5 n. cardiacus cervicalis superior
- 6 ganglion cervicale medium
- 7 ansa subclavia
- 8 ganglion cervicothoracicum – ganglion stellatum
- 9 n. cardiacus cervicalis medius
- 10 n. cardiacus cervicalis inferior
- 11 ganglia thoracica trunci sympathici
- 12 ganglia lumbalia trunci sympathici
- 13 ganglia sacralia trunci sympathici
- 14 ansa sacralis
- 15 ganglion impar (ganglion coccygeum)
- 16 n. splanchnicus major
- 17 n. splanchnicus minor
- 18 n. splanchnicus imus
- 19 ganglion coeliacum sinistrum
- 20 ganglion mesentericum superius
- 21 ganglion mesentericum inferius
- 22 plexus aorticus abdominalis
- 23 plexus hypogastricus superior
- 24 plexus hypogastricus inferior

### 2.3.3.3 Mediátory sympatiky

Sympatická složka ANS využívá hned dvou různých mediátorů. V případě synapsí mezi pre a postgangliovými neurony je mediátorem acetylcholin. Oproti tomu v synapsích mezi postgangliovými neurony a efektorom je mediátorem adrenalin, či noradrenalin. To ovšem neplatí ve všech případech. Jestliže je efektorom potní žláza, hladká svalovina kapilár kosterních svalů, nebo musculus arrector pili, mediátorem je opět acetylcholin (Alshak & Das, 2023; Rokyta, 2015). Společně s těmito mediátory je vyplavována i řada peptidů, mezi které řadíme například neuropeptid Y nebo somatostatin. Předpokládá se, že tyto peptidy pomáhají k modulaci a dosažení zamýšlené odpovědi stimulované tkáně (Waxenbaum et al., 2023).

Pro působení adrenalinu a noradrenalinu je nutná přítomnost adrenergických receptorů v cílové tkáni. Těch je hned několik, konkrétně existují typy  $\alpha$ -1,  $\alpha$ -2, beta-1 ( $\beta$ -1),  $\beta$ -2 a  $\beta$ -3. Výsledný efekt sympatiky poté závisí na zastoupení jednotlivých receptorů v dané tkáni (Alshak & Das, 2023).

#### 2.3.3.4 *Obecné účinky sympatiku*

Celkový účinek sympatiku lze definovat, jako přípravu organismu k určité formě fyzické aktivity. Při aktivaci dochází k řadě dílčích reakcí, které by ve výsledku měli vyústit k transportu dostatečného množství okysličené krve do potřebných oblastí. Pro definici účinků se často používá pojem „bojů nebo uteč“ (Alshak & Das, 2023). Rokyta (2015) uvádí, že obecný účinek sympatiku není spojen pouze s přípravou organismu na fyzickou aktivitu. Je typický při situacích, pro které je potřebný zvýšený výdej energie, jako například vystavení těla stresu, chladu nebo v průběhu nemoci.

Z vybraných dílčích účinků je možno zmínit například bronchodilataci dýchacích cest, mydriázu zornic, snížení motility žaludku a střev, zvýšení kontrakce sfinkterů, zvýšení glykogenolýzy a glukoneogenézy, vazodilataci v oblasti kosterního svalstva, naopak vazokonstrikci v oblasti kůže, a mnoho dalších (Alshak & Das, 2023). Podrobnější účinky sympatiku na kardiovaskulární funkce budou rozebrány v kapitole 2.3.5 Řízení srdeční aktivity.

#### **2.3.4 *Parasympatikus***

Parasympatická část ANS je spojena spíše anabolickými ději, zajišťuje trofotropní funkce a způsobuje uvolnění organismu a restituci sil (Ambler, 2011; Seidl, 2023). Oproti sympatickému systému působí parasympatikus v daleko menším rozsahu, kdy inervuje pouze vnitřní orgány (Čihák, 2016).

##### 2.3.4.1 *Eferentní dráhy parasympatiku*

I v případě parasympatiku platí, že eferentní dráhy jsou dvouneuronové. Těla pregangliových neuronů jsou párově uložena jednak v mozkovém kmeni u jader hlavových nervů, a také v postranních rozích sakrální míchy v rozsahu segmentů S2–S4. Díky tomuto je parasympatikus označován jako kraniosakrální systém (Ambler, 2011).

Pregangliová vlákna s jádry v mozkovém kmeni vystupují z CNS společně s některými hlavovými nervy. Jedná se konkrétně o nervus (n.) oculomotorius, n. facialis, n. glossopharyngeus a n. vagus. Pregangliová vlákna s jádry, jež jsou uložena v sakrální míše, vystupují společně s příslušnými míšními nervy. Ty pokračují dále jako nervi pelvici. Podobně jako v případě sympatiku se i parasympatická pregangliová vlákna přepojují na vlákna postgangliová. Těla postgangliových neuronů jsou uložena v parasympatických gangliích, jež se nachází v bezprostřední blízkosti inervované tkáni. Po synapsi vedou axony postgangliových neuronů již k cílové inervační tkáni, kde tvoří další synapse mezi postgangliovými neurony a efektořem (Seidl, 2023).



Výjimku tvoří vagová parasympatická vlákna. Pro tyto vlákna není vytvořen konkrétní parasympatický ganglion. Těla postgangliových neuronů jsou rozprostřena ve stěnách inervovaných orgánů (Čihák, 2016).

Zajímavostí je, že parasympatická dráha n. vagus je natolik rozsáhlá, že tvoří až 75 % celého parasympatického systému (Waxenbaum et al., 2023).

#### *2.3.4.2 Mediátor parasympatiky*

Na rozdíl od sympatiky má parasympatikus pouze jeden mediátor, kterým je acetylcholin. Z toho důvodu je parasympatikus označován jako cholinergní systém. Pro jeho působení je taktéž nutná přítomnost specifických receptorů. Ty se rozdělují do dvou velkých skupin. První skupinu tvoří nikotinové receptory. Konkrétně se jedná o nervové typy nikotinových receptorů označovaných NN. Ty se nacházejí na synapsích mezi pre a postgangliových neuronů. Druhou skupinu tvoří receptory muskarinové, jež se vyskytují na synapsích mezi postgangliovými neurony a efektorů. Obdobné uspořádání receptorů platí i pro část sympatického systému, jehož mediátorem je acetylcholin (LeBouef et al., 2023; Rokyta, 2015).

I v případě parasympatických synapsí dochází ke společnému vyplavování mediátoru a řady specifických peptidů, jako například neuropeptidu Y nebo vazoaktivního intestinálního peptidu (Waxenbaum et al., 2023).

#### *2.3.4.3 Obecné účinky parasympatiky*

Aktivita sympatiky udržuje organismus v klidu a převažuje při zotavování, spánku či trávení. Pro popis jeho účinků se využívá definice „trav a odpočívaj“ (Čihák, 2016; Rokyta, 2015).

Z konkrétních dílčích účinků parasympatiky lze zmínit stimulaci sekrece žláz gastrointestinálního traktu (GIT), zvýšení motility žaludku a střev, či redistribuci krevního zásobení ve prospěch GIT. Podrobné účinky parasympatiky na kardiovaskulární funkce budou rozebrány v následující kapitole (Rokyta, 2015).

### **2.3.5 Řízení srdeční aktivity**

Řízení srdeční aktivity probíhá na několika úrovních a zajišťuje její řada systémů. Základem je unikátní schopnost srdečního svalu zvaná autonomie. Ta umožňuje srdečnímu svaly generovat vzruchy, které jsou dále rozváděny a způsobují srdeční stahy, a to i bez zevního ovlivnění. Pokud by bylo srdce vyjmuto z těla a byl by zajištěn dostatečný přísun živin a kyslíku,

neustále by tepalo konstantní frekvencí. Tuto autonomii zajišťuje specializovaná část srdeční svaloviny, nazývaná převodní systém srdeční (Gordan et al., 2015; Kittnar, 2020).

Srdce musí ovšem neustále reagovat na změny metabolických nároků tkání a přizpůsobovat se žilnímu návratu. Z toho důvodu je potřebná variabilita srdeční aktivity, ve smyslu změny frekvence stahů (chronotropie), síly stahů (inotropie), vodivosti vzruchů (dromotropie), dráždivosti srdečního svalu (batmotropie) a schopnosti srdeční svaloviny relaxovat (lusitropie). Výchozí hodnoty těchto parametrů moduluje především autonomní nervový systém (Kittnar, 2020). Dále se na řízení podílí hormonální systém, změnou objemu cirkulující tekutiny v cévách. Konkrétně se jedná se o systém renin-angiotenzin-aldosteron (RAAS), vazopresin (ADH) a natriuretické peptidy (ANP a BNP) (Rokyta, 2015). Autoři Gordan et al. (2015) uvádí mezi hormony podílející se na řízení i tyroxin.

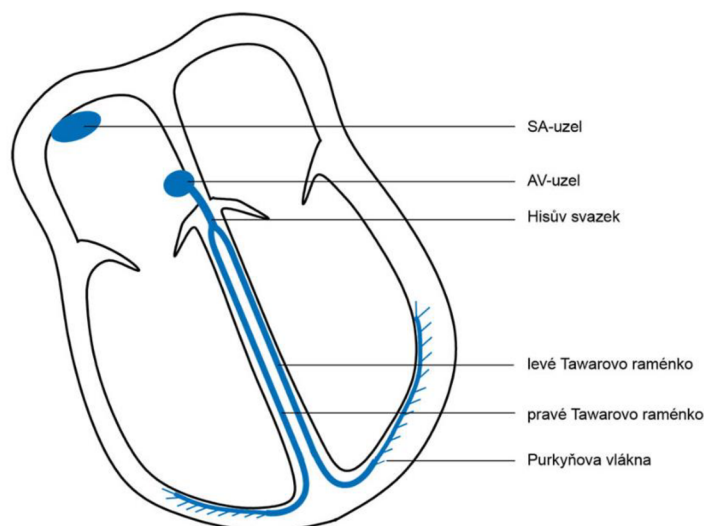
Svůj neopomenutelný vliv na srdeční aktivitu má i koncentrace iontů v intra a extracelulárním prostoru. Důležitá je především koncentrace draslíku. Vliv mohou mít i extrémní změny koncentrací vápníku a hořčíku (Rokyta, 2015).

#### 2.3.5.1 Převodní systém srdeční

Převodní systém srdeční (Obrázek 8) je specializovaná část svaloviny, která se strukturou příliš neliší od pracovního myokardu (Čihák, 2016). Čím se ovšem výrazně liší, je schopnost generovat a převádět vzruchy po pracovním myokardu. Buňky převodního systému srdečního nemají klidový membránový potenciál. Místo něj mají tzv. pacemakerový potenciál, který pravidelně spontánně kolísá a automaticky vytváří vzruchy. Tento vznik AP se nazývá spontánní diastolická depolarizace. Disponují jim všechny buňky převodního systému (Rokyta, 2015).

### Obrázek 8

*Převodní systém srdeční (Kittnar, 2020)*



Převodní systém srdeční je tvořen několika prvky. Základem je sinoatriální (SA) uzel, který za normálních okolností řídí vnitřní frekvenci srdce. Ta je závislá na rychlosti spontánní diastolické depolarizace. Jelikož SA uzel má nejkratší dobu této depolarizace, tak vytváří vzruchy nejvyšší frekvencí. Ta je nastavena na 100 vzruchů za minutu. SA uzel je z tohoto důvodu označován jako pacemaker srdce. Vytvořený vzruch putuje k atrioventrikulárnímu (AV) uzlu. Ten tyto vzruchy zpomaluje, díky čemuž je kontrakce síní a komor časově posunuta. Na AV uzel navazuje Hisův svazek, jenž převádí vytvořený vzruch ze síní na komory. Dále pak navazují Tawarova raménka a Purkyňova vlákna (Gordan et al., 2015; Mourek, 2012).

Jestliže je vzruch iniciován z jiného místa než z SA uzlu, tak se dané místo nazývá ektopický pacemaker. Nejčastěji se jedná o AV uzel, jehož frekvence je ovšem nižší z důvodu delší doby spontánní depolarizace (Kittnar, 2020).

#### 2.3.5.2 *Vliv sympatiku*

Část sympatiku, která inervuje srdce se označuje jako nervi (nn.) cardiaci. Jádra jejich pregangliových neuronů jsou uložena v horních hrudních segmentech míchy, konkrétně po 5.-6. hrudní segment (Čihák, 2016). Autoři Gordan et al. (2015) uvádí rozsah pouze po 4. hrudní segment míchy. Pregangliová vlákna vstupují do truncus sympathicus a tvoří synapse s postgangliovými neurony v paravertebrálních gangliích. Jedná se o ganglion cervicale superius nacházející se před příčnými výběžky 2.–4. krčního obratle. Z tohoto ganglia vystupuje postgangliový n. cardiacus cervicalis superior. Dalším gangliem je ganglion cervicale medium, jenž leží před příčným výběžkem 5. krčního obratle. Z něj vychází postgangliový n. cardiacus cervicalis medius. Poslední krčním gangliem, které zároveň splývá s 1. hrudním gangliem, je ganglion cervicothoracicum, neboli také ganglion stellatum. Ten je uložen před příčným výběžkem 7. krčního obratle a vychází z něj postgangliový n. cardiacus cervicalis inferior. Z oblasti 2.–5. hrudního ganglia vychází několik postgangliových nervů inervující srdce. Ty jsou označovány jako nn. cardiaci thoracici. Všechny tyto postgangliové nervy putují až k srdci, kde společně s parasympatickými nervy tvoří nervovou pleteň plexus cardiacus. Nejvíce sympatických zakončení se nachází v oblasti SA uzlu. Zakončení jsou ovšem přítomna i v dalších částech převodního systému srdečního a pracovního myokardu (Čihák, 2016; Waxenbaum et al., 2023).

Zvýšením tonu sympatiku dochází k pozitivním změnám parametrů srdeční aktivity. Jmenovitě dochází k pozitivní chronotropii, díky zrychlení spontánní diastolické depolarizace v SA uzlu. Dále pak k pozitivní inotropii. Tu zajišťuje zvýšená koncentrace intracelulárního vápníku. Díky četným nervovým zakončením v oblasti AV uzlu, dochází k zrychlení převodu vzruchu ze síně na komory. Pozitivně je ovlivněna i batmotropie. V neposlední řadě dochází

k lepší schopnosti myokardu aktivně relaxovat (Gordan et al., 2015; Kittnar, 2020; Rokyta, 2015).

Pro jmenované účinky sympatiku, má značný význam přítomnost specifických receptorů adrenalinu a noradrenalinu. V oblasti srdce je dominantním mediátorem noradrenalin. Přibližně jeho 75 % se váže na  $\beta$ -1 receptory, které jsou hojně zastoupeny v SA a AV uzlu. Nezanedbatelný efekt má i adrenalin, který je při zvýšeném tonu sympatiku vyplavován dření nadledvin do krve. Vaskulárním systémem je následně rozváděn po celém těle a v oblasti srdeční tkáně aktivuje  $\beta$ -2 receptory. V minimálním množství se na buňkách myokardu vyskytují také  $\alpha$ -1 receptory. Všechny jmenované receptory se po aktivaci projevují synergistickým účinkem v podobě pozitivních změn parametrů srdeční aktivity (Gordan et al., 2015; Kittnar, 2020; Rokyta, 2015).

Neopomenutelný je i vliv sympatiku na koronární cévy. Cévy v lidském těle postrádají parasympatickou inervaci, tudíž jsou inervovány pouze sympatikem, jehož výsledný efekt závisí na aktivovaném typu receptoru. To ovšem neplatí pro kapiláry, které autonomní inervaci postrádají kompletně. Koronární cévy obsahují vyvážený poměr  $\alpha$ -1 a  $\beta$ -2 receptorů, jejichž aktivace způsobuje antagonistické účinky. Přesto při zvýšeném tonu sympatiku dochází k vazodilataci koronárních cév. To je zapříčiněno cirkulujícím adrenalinem vyplaveným dření nadledvin, který mnohem lépe vážou  $\beta$ -2 receptory s vazodilatačním účinkem (Gordan et al., 2015; Waxenbaum et al., 2023).

Účinek sympatiku a hormonálního systému je značně propojen nejen díky katecholaminům, které jsou zároveň hormony i mediátory. Zvýšený tonus sympatiku stimuluje aktivaci RAAS, a naopak angiotenzin II zpětně stimuluje tonus sympatiku. Opačný účinek mají ANP a BNP, které svou aktivitou tonus sympatiku tlumí (Mourek, 2012).

### 2.3.5.3 *Vliv parasympatiku*

Parasympatická část inervující srdeční krajinu se nazývá rami cardiaci. Základem těchto parasympatických větví je n. vagus. Jádra pregangliových neuronů jsou uložena v nucleus dorsalis nervi vagi. Pregangliová vlákna vystupují z CNS společně s n. vagus a ve svém průběhu odštěpují několik větví. První větev se odštěpuje přímo od kmene vagového nervu a nazývá se rami cardiaci cervicales superiores. Druhou větví jsou rami cardiaci cervicales inferiores, jež odstupují z dolní části krčního úseku n. vagu. Poslední větev nazývaná rami cardiaci thoracici odstupuje od n. laryngeus recurrens. Všechny tyto větve se v blízkosti srdce přepojují na postgangliová vlákna a společně s nn. cardiaci tvoří zmíněnou nervovou pletěň plexus cardiacus (Čihák, 2016). Shodně se sympatikem se nejvíce parasympatických nervových

zakončení vyskytuje na SA uzlu. Ovšem na rozdíl od sympatiku, parasympatická zakončení nejsou přítomna v oblasti srdečních komor (Dylevský, 2009).

Jelikož vnitřní frekvence SA uzlu je nastavena na přibližně 100 srdečních stahů za minutu, ovšem klidová srdeční frekvence (SF) dospělého člověka je za fyziologických okolností daleko nižší, musí být SA uzel určitým způsobem tlumen. Dané tlumení zajišťuje právě parasympatikus, jehož tonem dochází k negativním změnám parametrů srdeční aktivity. Jmenovitě zpomaluje SF pomocí prodloužení doby spontánní diastolické depolarizace. Díky přítomnosti parasympatických zakončení i v oblasti AV uzlu dochází ke zpomalení převodu vzruchu ze síní na komory. V neposlední řadě snižuje kontraktilitu a vzrušivost myokardu (Gordan et al., 2015; Kittnar, 2020; Rokyta, 2015).

V srdeční oblasti jsou přítomny především M2 muskarinové receptory. Nejhojněji se vyskytují v oblasti uzlů. V minimální míře obsahuje srdeční tkáň i receptory typu M3 (Gordan et al., 2015). Acetylcholin neaktivuje muskarinové receptory pouze jako mediátor parasympatiku, ale v určitém množství je přiváděn i vaskulárním systémem (Mourek, 2012).

Dráhami sympatiku a parasympatiku, jež inervují srdce, nevede pouze eferentní informace. Tyto dráhy obsahují i aferentní senzitivní nervové vlákna, jež vysílají informace získané ze srdečních chemoreceptorů a mechanoreceptorů do CNS (Čihák, 2016).

#### *2.3.5.4 Reflexy ovlivňující tonus ANS*

Existuje řada receptorů uložených v srdečních komorách, síních, aortě, koronárních artériích a ostatních cévách, které se účastní řízení srdeční aktivity. Nejčastěji se jedná o baroreceptory či chemoreceptory monitorující určitý parametr, jehož hladina je nezbytná pro udržení homeostázy a udržení organismu naživu. Informace z těchto receptorů se v hypothalamu a mozkovém kmeni integrují s dalšími informacemi z ostatních částí mozku. V případě potřeby jsou schopny měnit tonus sympatiku či parasympatiku (Rokyta, 2015).

Ke změně tonu ANS dochází pomocí reflexů regulujících srdeční aktivitu a funkci oběhového systému. Jako jeden z nejdůležitějších se jeví baroreceptorový reflex. Baroreceptory se nachází v oblouku aorty a také ve větvení arteria carotis communis. Při zvýšení tlaku dojde k jejich podráždění a vysílání aferentní informace cestou n. vagus a n. glossopharyngeus až do kardiovaskulárních center v mozkovém kmeni. Ta následně aktivují parasympatické neurony a zvýší tonus parasympatiku se všemi jeho důsledky. Baroreceptory mohou být podrážděny i sníženým tlakem. V takovém případě dojde k aktivaci sympatiku. Dalším významným reflexem je reflex chemoreceptorový. V oblasti karotid a aorty se nachází i receptory monitorující hladinu rozpuštěného kyslíku. V případě jejího snížení, dochází ke

stimulaci tonu sympatiku. Mezi další reflexy řadíme reflex Bainbridgeův, Bezoldův-Jarischův, Cushingův, okulokardiální a Valsalvův manévr (Gordan et al., 2015; Rokyta, 2015).

### **2.3.6 Dynamická sympato-vagální rovnováha**

Statická rovnováha tonu složek ANS je zcela nevhodná. Pro optimální fungování organismu je nezbytná schopnost dynamicky měnit tonu ANS, dle aktuálních potřeb organismu. Při určitých situacích je zvýšený tonus sympatiku zcela fyziologický, a stejně tak jsou situace, kdy je zvýšená aktivita parasympatiku fyziologická (Dylevský, 2009).

Existuje ovšem řada patologií, kdy dochází k neadekvátní hladině tonu určité složky ANS. Patologie mohou vznikat na všech etážích ANS, nejčastěji ovšem na periférii. Změna tonu může být jak patologicky zvýšená, tak i patologicky snižená. Tento jev může být symptomem řady syndromů a onemocnění. Naopak déletrvajících neadekvátní tonus ANS může být původcem některých onemocnění (Rokyta, 2015; Seidl, 2023). Pro označení narušené dynamické sympato-vagální rovnováhy se využívá názvů jako, autonomní dysfunkce, dystonie, dysharmonie či dysautonomie (Ambler, 2011; Metelka, 2014; Seidl, 2023).

#### *2.3.6.1 Diagnózy způsobující autonomní dysfunkce*

Diagnózy postihující autonomní nervový systém a vyvolávající autonomní dysfunkce dělíme na vrozené a získané. Do vrozených diagnóz spadají stavy jako, amyloidóza, Fabryho choroba, hereditární senzorká a autonomní neuropatie či porfyrie (Sánchez-Manso et al., 2023).

Získaných patologických stavů postihujících autonomní nervový systém je nespočet. Mezi nejznámější a nejrozšířenější se řadí diabetes mellitus I. i II. typu, AIDS, Guillain-Barré syndrom, multisystémová atrofie, Parkinsonova choroba či neoplastický proces zasahující do centrální nebo periferní části ANS. Dysfunkce může být toxicky vyvolána alkoholem, určitými léky či chemoterapií (Sánchez-Manso et al., 2023). Taktéž se může projevit po značné ztrátě tělesné hmotnosti, nebo při dlouhodobé imobilizaci na lůžku (Ambler, 2011). K poruše autonomní regulace dochází i při horečce, či bolesti (Opavský, 2018).

Přesto projevy autonomních symptomů dominují při těchto onemocněních jen velmi zřídka. Většinou se jedná o sekundární komplikace (Ambler, 2011). Jejich přítomnost je ovšem spojena s horší prognózou primárního onemocnění (Sánchez-Manso et al., 2023).

#### *2.3.6.2 Symptomy autonomní dysfunkce*

Škála symptomů, jimiž se mohou autonomní dysfunkce projevovat, je velmi pestrá. To je způsobeno především velkým množstvím orgánů a tkání, jež ANS inervuje. Přesto v mnoha

případech jeden symptom dominuje. Tím je ortostatické hypotenze, která nastává při změně polohy těla, nejčastěji z horizontální do vertikální polohy. Jejimi projevy jsou krátkodobé závratě, poruchy zraku, pocity diskomfortu v oblasti hlavy, krku nebo hrudníku, v extrémních případech až krátkodobá ztráta vědomí (Sánchez-Manso et al., 2023).

Dalším častým projevem dysfunkce ANS je syndrom posturální ortostatické tachykardie, při kterém dochází k déletrvající excesivní tachykardii po zaujetí vertikální polohy těla. Společně s excesivní tachykardií jsou přítomny příznaky závratě, únavy, bolesti hlavy, dyspnoe, nauzei a palpitací (Rucki et al., 2011).

Mezi další významné symptomy autonomních dysfunkcí řadíme sníženou variabilitu srdeční frekvence, klidovou tachykardii, dysfagii, konstipaci, miotické zornice, erektilní dysfunkce, hyperhidrózu či neadekvátně chladné či oteklé končetiny (Waxenbaum et al., 2023). Konkrétní projev symptomů se odvíjí, dle složky ANS, jež je postižena (Seidl, 2023).

Ve specifických případech mohou symptomy autonomní dysfunkce tvořit typicky lokalizované obrazy. Mezi ty řadíme například Hornerův syndrom, komplexní regionální bolestivý syndrom, Raynaudův syndrom nebo také Barré-Lieův syndrom (LeBouef et al., 2023; Seidl, 2023). Velice závažným stavem je soubor autonomních symptomů zvaný autonomní dysreflexie, postihující pacienty po míšních poraněních (Kříž & Hyšperská, 2009).

### *2.3.6.3 Vliv autonomní dysfunkce na kardiovaskulární onemocnění*

Autonomní dysfunkce hrají významnou roli při rozvoji a následné progresi kardiovaskulárních komplikací u řady diagnóz. Především patologicky zvýšená hladina sympatického tonu je jedním z faktorů, které mohou vyvolávat maligní arytmie či náhlou srdeční smrt u pacientů s akutním či chronickým srdečním onemocněním (Metelka, 2014). Oproti tomu zvýšená hladina parasympatiku disponuje protektivním vlivem vůči těmto komplikacím (Vaseghi & Shivkumar, 2008).

Zvýšená kardiovaskulární rizika s sebou nese i patologický pokles tonu sympatiku v oblasti srdce, jehož nejčastějším důvodem bývá kardiovaskulární autonomní diabetická polyneuropatie. Bylo zjištěno, že pacienti trpící těžkou formou tohoto onemocnění mají mnohonásobně vyšší mortalitu oproti zdravým lidem (Pumprla et al., 2014). Zvýšené riziko pramení především ze snížení průtoku krve koronárními cévami a snížení kontraktility myokardu (Alshak & Das, 2023).

Přítomnost ortostatické hypotenze, jako jednoho ze symptomů dysfunkce tonu ANS, je považována za rizikový faktor pro rozvoj kardiovaskulární mortality (Fedorowski & Melander, 2013). Taktéž je rizikovým faktorem pro rozvoj demence a kognitivních poruch (Kaufmann et al., 2017; Kruit et al., 2013).

Chronicky zvýšená aktivita sympatiku může vést i k rozvoji hypertenze (Rokyta, 2015). To potvrzují i autoři (Erdogan et al., 2011), jenž uvádí že u pacientů s hypertenzí dominuje zvýšená aktivita sympatiku, zatímco parasympatická aktivita je patologicky snížena.

### **2.3.7 Vyšetření aktivity ANS**

Autonomní dysfunkce jsou relativně častým zdravotním problémem, který je ovšem v mnoha případech podceňován a nedostatečně diagnostikován. Ve většině případů dojde k diagnostice až v chronickém stádiu onemocnění. K tomu přispívá i doposud neucelená sada diagnostických testů, které stále probíhá vývojovým procesem (Sánchez-Manso et al., 2023), a chybějící přístrojové vybavení na řadě pracovišť (Opavský, 2018).

#### *2.3.7.1 Anamnéza*

Základem každého vyšetření by měla být řádně odebraná relevantní anamnéza, s důrazem na přítomnost autonomních symptomů. Nejvíce zřetelné jsou symptomy manifestující se v kardiovaskulárním, močopohlavním, sudomotorickém a neurologickém systému. V případě kardiovaskulárního systému zjišťujeme přítomnost potíží jako jsou závratě, vertiga, rozmazané nebo tunelové vidění, bolesti šíje, nevolnost, palpitace, třes či slabost. U sudomotorického systému je typická střídavá intenzita pocení na různých oblastech těla. Pacienty je popisováno jednak snížené pocení na distálních částech těla, mimo dlaně a plosky nohou, ale také nadměrně zvýšené pocení, nejčastěji na trupu a hlavě. V oblasti močopohlavního systému popisují pacienti spíše naléhavé nucení na močení a inkontinenci než retenci moči (Opavský, 2018; Sánchez-Manso et al., 2023).

Při anamnéze můžeme narazit i další příznaky naznačující dysfunkci ANS. Řadí se mezi ně snížená tolerance fyzické zátěže, únava, dechová nedostatečnost, hyperventilace, bolesti na hrudi, úzkost, chladná akra, problémy se soustředěním a bolesti hlavy (Sánchez-Manso et al., 2023).

Nutno podotknout, že většina těchto symptomů může mít původ i v jiných etiologiích, než je autonomní dysfunkce, a je potřeba je důkladně došetřit (Waxenbaum et al., 2023).

#### *2.3.7.2 Dotazníky na autonomní funkce*

Pro doplnění a upřesnění anamnestických údajů je možno využít dotazníkové metody. V české odborné literatuře je rozšířený dotazník na autonomní funkce (DAF) (Příloha 20). Ten podává orientační informace o rovnováze, popřípadě dysbalanci ANS. DAF je složen ze 16 položek, kdy každá položka má 2–3 možnosti odpovědi. Odpovědi jsou seřazeny ve sloupcích, přičemž odpovědi v sloupci A značí převahu sympatiku a odpovědi v sloupci B



převahu parasympatiku. U několika položek je i možnost odpovědi ze sloupce C, který naznačuje harmonii mezi sympatikem a parasympatikem. Po vyplnění se počet odpovědí v jednotlivých sloupcích sečte a vznikne určitý poměr mezi odpověďmi A:B:C. Jestliže dominují odpovědi A sloupce, pacient má převahu projevů sympatiku. Dominance B odpovědí svědčí o převaze projevů parasympatiku. Vyrovnaný poměr A a B odpovědí svědčí o relativní sympato-vagální rovnováze (Opavský, 2002).

Dalším dotazníkem, který je především v zahraničí hojně využívaná, je dotazník Composite Autonomic Symptom Score 31 (COMPASS 31). Jedná se o modifikovanou, zjednodušenou verzi původního dotazníku COMPASS. Tato nová verze je sestavena z 31 položek, které se týkají 6 oblastí autonomních dysfunkcí. Po jeho vyhodnocení vznikne finální skóre pohybující se v rozmezí 0–100, které odpovídá míře projevu autonomních dysfunkcí (Sletten et al., 2012).

### 2.3.7.3 Funkční testování ANS

Existuje řada funkčních testů a jejich variant, které hodnotí stav ANS a jeho případné dysfunkce. Základem těchto zkoušek je hodnocení dynamické změny SF a krevního tlaku. Právě tyto parametry jsou testovány, jelikož většina poruch ANS bývá spojena s poruchou autonomní regulace srdeční aktivity (Opavský, 2018). Využívané zkoušky vychází z původní baterie Ewingových autonomních funkčních testů, jež byla vytvořena v 70. letech minulého století (Metelka, 2014).

Při některých testech se navíc hodnotí i variabilita srdeční frekvence. Konkrétním zkoumaným parametrem je dynamická změna R-R intervalů (Opavský, 2002).

#### 2.3.7.3.1 Zkouška hlubokého dýchání

Zkouška hlubokého dýchání vypovídá o kvalitě regulace SF parasympatikem (Opavský, 2018).

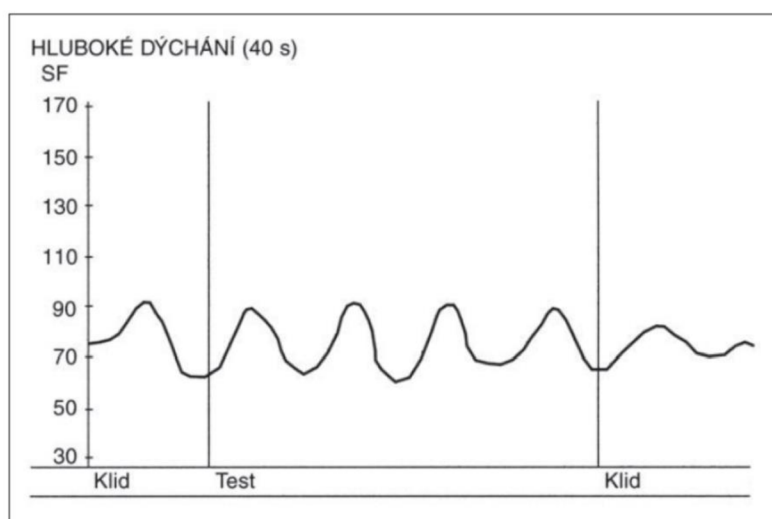
Pacient vyzván ke kontrolovanému hlubokému dýchání s frekvencí 6 dechových cyklů za minutu. Jeden cyklus trvá 10 sekund, a skládá se z 5sekundového nádechu a 5sekundového výdechu. Za fyziologických okolností (Obrázek 9) se zřetelně projeví vliv respirační sinusové arytmie, kdy ve fázi nádechu SF roste, a ve fázi výdechu klesá. Celý průběh testu se zaznamenává a po jeho ukončení se vypočítá rozdíl a poměr mezi průměrnou maximální SF při nádechu a průměrnou minimální SF při výdechu (Metelka, 2014).

Stanovená norma pro věkovou kategorii od 10 do 29 let udává, že rozdíl průměrných maximálních a minimálních hodnot, by měl být vyšší než 20 tepů za minutu. S přibývajícím věkem se norma rozdílu snižuje (Wieling et al., 1982). Norma poměru ve věkové skupině od

20 do 29 let, by měla být vyšší než 1,36. S přibývajícím věkem norma opět klesá (Gautschy et al., 1986). U pacientů s autonomními dysfunkcemi jsou změny SF při nádechu a výdechu minimální (Opavský, 2018).

### Obrázek 9

*Fyziologická změna SF při zkoušce hlubokého dýchání (Opavský, 2018)*



Tento test není vhodný u pacientů s výraznou respirační nedostatečností (Metelka, 2014).

#### 2.3.7.3.2 Ortostatická zkouška

Ortostatickou zkouškou můžeme zachytit projev dysfunkcí na straně parasympatiku, ale také na straně sympatiku (Metelka, 2014).

Testovaný začíná vleže na zádech a po vyzvání se aktivně vertikalizuje do klidového stoje. Za fyziologických okolností (Obrázek 10) dojde po postavení k iniciálnímu zvýšení SF vlivem aktivace sympatiku. Maxima by měla SF dosáhnout v prvních 5–10 sekundách. Poté následuje rychlá kontraregulační aktivace parasympatiku, díky které začne SF zřetelně klesat, do doby, než se zastabilizuje na nové hodnotě odpovídající klidovému stoji (Metelka, 2014).

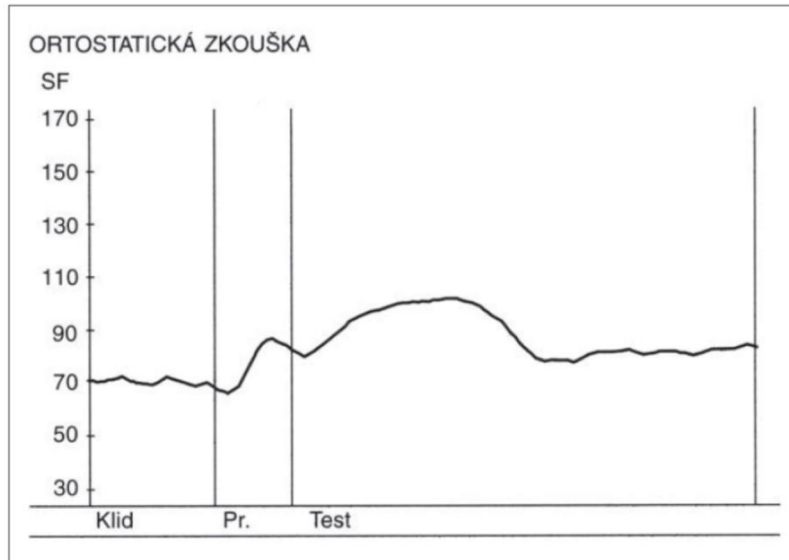
V případě dysfunkce parasympatiku dochází po postavení ke zvýšení SF, která se ovšem ustáleně drží na vysokých hodnotách a neklesá. Dalším obrazem, který taktéž vypovídá o dysfunkci vagu, je pozvolné zvyšování SF s ustálením na vyšších hodnotách až po určité časové prodlevě (Opavský, 2018).

Tímto testem je možno vyšetřit i insuficienci aktivity sympatiku s projevy ortostatické hypotenze. V takovém případě je sledovaným parametrem krevní tlak. Na začátku testu pacient leží po dobu 20 minut v klidové poloze na zádech. Na konci tohoto intervalu je změřen krevní tlak. Pacient je poté vyzván, aby se postavil a v minutových intervalech po dobu 5 minut

je opět měřen krevní tlak. V případě výskytu ortostatické hypotenze, dochází po postavení k poklesu alespoň o 20 mm Hg systolického a 10 mm Hg diastolického tlaku. Po celou dobu testu jsou sledovány průvodní symptomy (Ambler, 2011).

### Obrázek 10

*Fyziologická změna SF při ortostatické zkoušce (Opavský, 2018)*



Ortostatická zkouška je často hodnocena i pomocí variability srdeční frekvence. Hodnotí se poměr mezi nejkratším R-R intervalem, který odpovídá nejvyšší dosažené SF, a nejdelším R-R intervalem, jenž nastává při stabilizaci SF na nižších hodnotách (Metelka, 2014). Norma poměru mezi maximálním a minimálním R-R intervalem, pro testované ve věku 20 let, je stanovena na 1,23 (O'Brien et al., 1986).

#### 2.3.7.3.3 Další funkční zkoušky

Existuje řada dalších využitelných funkčních zkoušek pro testování ANS. Jedná se například o zkoušku jednoho hlubokého nadechnutí, zkoušku dřepu, Valsalvův manévr, Head-up-tilt test, klinostatickou zkoušku, kompresi očních bulbů, ponoření obličeje do chladné vody, chladový test na horní končetiny nebo jiné části těla, handgrip test, neck suction test a zkoušku podtlaku na dolní polovině těla (Opavský, 2002).

#### 2.3.7.4 Specializované vyšetřovací metody

Kromě dotazníků a funkčních zkoušek existuje i řada dalších vyšetřovacích metod. Tyto metody nejsou již tolik rozšířené, jelikož většina z nich vyžaduje nákladné přístrojové vybavení (Opavský, 2018)

Pro průkaz poruchy adrenergí inervace myokardu lze využít specifických radionuklidových zobrazovacích metod. Zřídka je prováděno i vyšetření vazomotoriky pomocí flowmetrie. Při podezření na komplexní regionální bolestivý syndrom je přínosné provedení termografického vyšetření. Jestliže se symptomy autonomních dysfunkcí manifestují v oblasti gastrointestinálního traktu, využívají se metody jako, dynamická scintigrafie, manometrické metody, vyšetření ezofageálních evokovaných potenciálů, sonografie či elektromyografie hladkého svalstva. Dysfunkce manifestující se v močopohlavním systému lze posoudit uroflowmetrií, cystometrií nebo elektromyografií (Opavský, 2018). Tohle je pouze stručný výčet možných specializovaných vyšetřovacích metod. Pro informace o dalších metodách a jejich detailním popisu odkazují na citovanou práci.

Pro stanovení prognózy onemocnění je možno využít laboratorního vyšetření markerů. Hodnotí se především hladiny noradrenalinu, reninu, angiotensinu, aldosteronu, adrenomedullinu, endothelinu a NT-proBNP (Metelka, 2014).

V neposlední řadě, velice průkaznou a relativně dostupnou metodou je hodnocení spektrální analýzy variability srdeční frekvence (Li et al., 2019). Důkladný popis této metody bude následovat v kapitole 2.4.2 Spektrální analýza variability srdeční frekvence.

### **2.3.8 Možnosti terapie**

Je prokázáno, že autonomní dysfunkce značně zhoršují pacientům kvalitu života. Přesto nezřídka dochází k podceňování těchto potíží, a s tím související nedostatečné terapii. Z důvodu široké škály symptomů je léčba náročnou disciplínou, která mnohdy vyžaduje komplexní a multidisciplinární přístup (Sánchez-Manso et al., 2023).

Léčbu lze rozdělit do tří úrovní. První úroveň tvoří symptomatická léčba. Ta je cílená především na symptomy, jež pacienta nejvíce subjektivně trápí. Většina terapeutických postupů je zaměřena právě na tuto úroveň. Druhou úrovní je léčba zaměřená na patofyziologii konkrétní autonomní dysfunkce. Tato úroveň léčby je velice významná u onemocnění, v jejichž patofyziologii hraje roli autoimunitní systém. Třetí a poslední úroveň je zaměřená na etiologii potíží. Jejím cílem je terapeutické ovlivnění vyvolávající příčiny a zamezení další progresse (Sánchez-Manso et al., 2023).

Výsledná terapie by tedy měla kombinovat symptomatickou léčbu autonomních dysfunkcí, dle dominujících symptomů, a kauzální léčbu primárního onemocnění, v případě jeho přítomnosti (Alshak & Das, 2023).

### 2.3.8.1 Non-farmakologická léčba

Snahou lékařů je vždy začít non-farmakologickou léčbou, které zahrnuje několik možností. Tyto možnosti je vhodné kombinovat, jelikož z pravidla nezatěžují pacienta a mají minimální vedlejší účinky (Sánchez-Manso et al., 2023).

#### 2.3.8.1.1 Režimová opatření

Řada autonomních dysfunkcí je spojena s nezdravým životním stylem a jeho změna by měla figurovat na prvním místě (Pumprla et al., 2014). Pacienti se mohou vyvarovat řadě nepříjemných symptomů, díky dodržování četných doporučením (Allan, 2019).

Pro pacienty trpící ortostatickou hypotenzí je kritické provádět vertikalizace pomalu. Tito pacienti by měli limitovat fyzické aktivity v horkém a vlhkém prostředí, vyvarovat se saunování a horkým koupelím. Z pohledu výživy je doporučený zvýšený příjem vody a sodíku (Low & Singer, 2008). Individuálně je možno vyzkoušet efekt zvýšeného příjmu kofeinu (Sánchez-Manso et al., 2023).

V případě pacientů trpících hypertenzí v leže, je doporučováno pořízení postele, jejíž hlavovou část je možno elevovat do přibližně 10° (Wells & Tonkin, 2016).

Pro zmírnění gastrointestinálních symptomů, je doporučeno rozdělení příjmu potravy do menších, zato pravidelnějších jídel během dne. Jídla by měla být bohatá na vlákninu a probiotika (Barichella et al., 2016; Palma & Kaufmann, 2018). Stejná doporučení spojená s redukcí hmotnosti platí i pro obézní pacienty trpící autonomními dysfunkcemi (Pumprla et al., 2014).

V neposlední řadě u pacientů trpících hyperhidrózou je doporučováno minimalizovat konzumaci alkoholu a pikantního jídla (Allan, 2019).

#### 2.3.8.1.2 Fyzioterapie a pohybová léčba

Součástí zdravého životního stylu je i dostatečná pohybová aktivita, z toho důvodu by pohybová léčba měla být vždy součástí léčby, jestliže to ovšem okolnosti onemocnění dovolují. Bylo totiž prokázáno, že systematický vytrvalostní trénink má pozitivní vliv na autonomní regulaci (Howorka et al., 1997). Vytrvalostní trénink je taktéž spojen s úbytkem tělesné hmotnosti, ze kterého benefitují především obézní pacienti. U těchto pacientů jsou autonomní dysfunkce typickým nálezem (Pumprla et al., 2014). Taktéž pacienti s gastrointestinálními symptomy benefitují z dostatečné pohybové aktivity (Allan, 2019).

Bylo zjištěno, že z pohledu fyzioterapeutických technik mají prokazatelně pozitivní vliv na autonomní regulaci především techniky respirační fyzioterapie (Mourya et al., 2009), či relaxační techniky v podobě meditace (Delgado-Pastor et al., 2013).

U pacientů s ortostatickou hypotenzí je vhodné zařadit do terapie nácvik jednoduchých manévru, které zvyšují krevní tlak a napomáhají centripetálnímu toku krve. Mezi tyto manévry řadíme například překřížení dolních končetin ve stoji, dřep, nebo kontrakce tonických svalů horních či dolních končetin (Mills et al., 2015).

Jako doplněk pohybové léčby je možno využít řady doplňků pro denní používání. Například kompresní punčochy či elastické břišní pásy v terapii ortostatické hypotenze (Sánchez-Manso et al., 2023).

#### 2.3.8.1.3 Elektroterapie

I elektroterapie má své místo v léčbě autonomních dysfunkcí, jelikož bylo zjištěno, že stimulací krčních větví n. vagus, TENS proudy, dokážeme posílit jeho tonus (Wells & Tonkin, 2016). Řada studií (do Amaral Sartori et al., 2018; Franco et al., 2014; Nardi et al., 2017; Stein et al., 2011) publikovala výsledky, jež tento efekt potvrzují, společně se snížením tonu sympatiku. Podobného výsledku je dosahováno i při aplikaci klasické tetrapolární interference (Oliveira et al., 2022), či Träbertových proudů (Uhlíř, 2021).

Naopak pro regulaci nadměrně zvýšeného tonu sympatiku lze využít diadynamické proudy typu diphase fixe (DF) (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

Experimentální možností pro pacienti se srdečním selháváním je invazivní implantace zařízení, které přímo stimuluje tonus vagu. Tato metoda je ovšem stále ve fázi testování (Wells & Tonkin, 2016).

#### 2.3.8.2 Farmakologická léčba

Bohužel se ve většině případů léčba autonomních dysfunkcí neobejde bez farmakologické intervence. Její výběr závisí na etiologii onemocnění a na postiženém tělním systému. Například v případě ortostatické hypotenze jsou lékem první volby  $\alpha$ -1 adrenergní agonisté a prekurzory noradrenalinu. (Parsaik et al., 2013; Strassheim et al., 2016). Oproti tomu pro pacienty trpící hypertenzí v leže na zádech jsou vhodná antihypertenziva. Především se využívají  $\alpha$ -2 adrenergní agonisté. Podobné typy léků jsou podávány i pacientům trpící hyperhidrózou, společně s tělovým krémem obsahujícím anticholinergika (Wells & Tonkin, 2016).

Obecným problémem těchto léků je řada negativních vedlejších účinků (Sánchez-Manso et al., 2023). Naštěstí jsou farmaka na léčbu autonomních dysfunkcí relativně lukrativním výzkumným objektem. Díky tomu neustále vznikají nové typy léků (Sánchez-Manso et al., 2023).

### 2.3.8.3 Operační léčba

V případech, kdy je non-farmakologická i farmakologická léčba neúspěšná, přichází na řadu zvážení chirurgických zákroků (Tindle & Tadi, 2022).

Jedním z takových je vagotomie neboli chirurgické přetěti vláken n. vagus. Ta se využívá především u pacientů s vředovou chorobou gastroduodena. Častou komplikací této procedury je opožděné vyprazdňování žaludku nebo gastroparéza (Tindle & Tadi, 2022).

Mezi stále využívané operační výkony se řadí ireverzibilní přerušování truncus sympathicus. U pacientů trpících hyperhidrózou se tento výkon provádí ve výši Th1–Th3. Přestože je pokládán za účinný, nese s sebou řadu negativních vedlejších efektů (Wells & Tonkin, 2016). V některých případech může dojít ke hyperkompenzačnímu účinku hypotalamu, který způsobuje podobné, ne-li závažnější projevy hyperhidrózy (Haam et al., 2010). Tento zákrok je taktéž využívaný u pacientů trpících Raynaudovým syndromem (Thune et al., 2006).

Méně drastickou operační metodou je chemická blokáda struktury sympatiku. Nejčastěji se jedná ganglion, jenž koreluje s manifestovanými symptomy. Blokády se dosahuje pomocí aplikace lokálního anestetika, nejčastěji v kombinaci s kortikosteroidy, nebo pomocí aplikace neurolytické látky (Doroshenko et al., 2022).

## 2.4 Variabilita srdeční frekvence

Hodnocení variability srdeční frekvence (heart rate variability, HRV) je spolehlivá, non-invazivní metoda, jež má své kořeny v 60.–70. letech minulého století. Metoda je založena na nepravidelnosti a nelineárnosti SF (McCarty & Shaffer, 2015; Peabody et al., 2023), kterou způsobují variabilní fluktuace časových intervalů mezi jednotlivými, po sobě jdoucími srdečními tepe (Shaffer & Ginsberg, 2017). Tento jev se nejlépe znázorňuje na SF 60 Hz, kdy z matematického hlediska vychází, že by za 1 s měl proběhnout 1 srdeční tep. Ovšem zdravé srdce se nechová jako metronom. Následující tep nepřichází přesně za 1 s, ale přichází s určitou časovou variabilitou, například za 0,9 s, další pak za 1,2 s, a tak dále (Tiwari et al., 2021).

Fluktuace časových intervalů je výsledkem komplexní interakce mezi aktivitou ANS, regulací srdeční aktivity na základě krevního tlaku a také regulací spojenou s respiračním systémem (Shaffer et al., 2014). Tyto časové intervaly se označují jako R-R intervaly, jelikož se jedná o časový úsek mezi dvěma vlnami R, vycházející z elektrokardiografického (EKG) záznamu (Pumprla et al., 2014). V menší míře se místo EKG záznamu využívá fotopletysmografie (Shaffer et al., 2014).

Vyšetření HRV se využívá pro posouzení neurokardiálních funkcí, které odráží dynamiku ANS. Především tedy aktivitu parasymptiku, jelikož odpověď srdce na změnu tonu sympatiku

je poměrně pomalá a její nástup může být zpožděn až o 5 s, zatímco odpověď na parasympatickou stimulaci je téměř okamžitá. Z toho důvodu je náhlá změna intervalu mezi dvěma srdečními tepy zprostředkována primárně změnou aktivity parasympatiku (McCraty & Shaffer, 2015). Mimo to, HRV odráží i kvalitu regulačních mechanismů vycházejících z baroreceptorového reflexu, respirační sinusové arytmie a rytmické změny vaskulárního tonu (Shaffer & Ginsberg, 2017).

HRV je zcela fyziologická a velkou mírou spojená se SF. V případě vyšší SF dochází ke zkrácení času mezi jednotlivými srdečními tepy, čímž vznikne méně prostoru pro projev variability. V případě nižší SF vznikne více času mezi jednotlivými tepy a více prostoru pro manifestaci variability. Zjednodušeně řečeno, se zvýšenou SF se HRV snižuje, naopak se sníženou SF se HRV zvyšuje. (McCraty & Shaffer, 2015). Za klidových podmínek je takto oscilující SF patrná vlivem respirační sinusové arytmie (Peabody et al., 2023).

Vyšší hodnoty HRV jsou známkou dobře fungujícího systému, který disponuje dostatečnou flexibilitou reagovat na stresor. Oproti tomu nízká HRV je symptomem určitého zdravotního problému (Kemp & Quintana, 2013), čehož příčina by měla být detailněji dodiagnostikována (Pumprla et al., 2014).

V posledních letech tato metoda zažívá velký rozmach (McCraty & Shaffer, 2015), kdy nejčastější využití nachází v oblasti kardiologie a diabetologie. Proniká ovšem i do dalších sfér a využívá se například pro hodnocení efektu farmak, pro indikaci a progresi kardiovaskulární rehabilitace, nebo také pro nastavení tréninkové zátěže sportovců. Hodnocení HRV se využívá i jako doplňkové vyšetření pacientů po cévní mozkové příhodě, v rámci komplexní diagnostiky (Pumprla et al., 2014).

#### ***2.4.1 Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence***

Jelikož HRV je regulována více systémy, existuje množství faktorů, které mají na výslednou hodnotu HRV vliv. Některé z těchto faktorů jsou predefinované biologickou podstatou jedince, a tím pádem neovlivnitelné. Mezi ty se řadí například věk, pohlaví a do jisté míry i hormonální aktivita. Ovšem vyskytuje se zde i řada faktorů, které souvisí s životním stylem nebo prostředím, ve kterém se jedinec nachází, a které může ovlivnit (Fatisson et al., 2016; Tiwari et al., 2021).

Pro objektivní vyšetření, hodnocení a interpretaci výsledků analýzy HRV je nutno tyto faktory brát do úvahy (Javorka, 2008).



#### 2.4.1.1 Věk

Základním faktorem, který je potřeba brát v potaz je samotný věk pacienta. Podobně jako při interpretaci výsledků funkčních zkoušek ANS, je potřeba i interpretaci výsledků HRV vztáhnout k věkové skupině (Opavský, 2018; Thayer et al., 2010).

Od narození, zhruba do 15. roku života se HRV rapidně zvyšuje. To je zapříčiněno klesající SF, a to jak klidovou, tak i nižší SF při stejné intenzitě zátěže. Od této doby již dochází pouze ke snižování HRV (Voss et al., 2009).

Přesný mechanismus snižování HRV vlivem věku není zcela objasněn. S největší pravděpodobností by mohl souviset se změnou aktivity větví ANS, kdy postupem věku dochází ke snižování aktivity parasymptiku, a naopak k posílení aktivity sympatiku (Ng et al., 1993). Na snižování HRV se může účastnit i snižující se aktivita baroreceptorů (Souza et al., 2021) a věkem indukovaná degenerace centrálních i periferních neuronů (McCarty & Shaffer, 2015).

#### 2.4.1.2 Pohlaví

Podobně jako věk, je i pohlaví neovlivnitelným faktorem, který je třeba brát v úvahu. Jedná se o poměrně kontroverzní faktor, jehož vliv bývá nekonzistentně interpretován. S přihlédnutím k fyziologickým aspektům pohlaví je nejčastěji uváděno, že v dětském a dospívajícím věku dosahují chlapci vyšších hodnot HRV. Tento fenomén přetrvává i do dospělosti, kdy ženy vykazují nižší HRV, především tedy nižší celkový spektrální výkon. Ovšem i přes celkově nižší HRV vykazují vyšší hodnoty v pásmu HF (Javorka, 2008). Z toho důvodu literatura uvádí, že parasymptická složka u žen vykazuje kvalitnější reakční schopnost. Oproti tomu u mužů byla prokázána kvalitnější reakce sympatického systému (Koenig & Thayer, 2016).

Faktory pohlaví a věku spolu úzce souvisí, jelikož snižování HRV vlivem věku postihuje více ženy než muže (Rajendra Acharya et al., 2006). Tento fakt je s největší pravděpodobností spojen se snížením produkce pohlavních hormonů, které je u žen markantnější (Souza et al., 2021).

#### 2.4.1.3 Hladina hormonů a jejich aktivita

Na základě svého vztahu k regulaci srdeční aktivity a frekvence, se i hladina hormonů jeví jako důležitý faktor ovlivňující HRV (Fatisson et al., 2016).

Významná je především hladina hormonu štítné žlázy thyroxinu, jelikož je její zvýšení spojeno s poklesem HRV. Důvodem tohoto poklesu je pravděpodobně schopnost thyroxinu měnit reaktivitu sympatického systému (Shuyv et al., 2008). Podobně nepřímo úměrný vztah vykazuje i hladina kortizolu (McCarty et al., 1998).

Velice důležité jsou již zmiňované pohlavní hormony. Přítomnost ženských pohlavních hormonů je spojena s kardioprotektivním účinkem, přičemž vyšší hladina estrogeneru i estradiolu přímo koreluje s vyšší HRV (Leicht et al., 2003). V případě mužských pohlavních hormonů byl zjištěn obdobný efekt, kdy zvýšená hladina testosteronu přímo koreluje s vyváženější autonomní regulací a vyšší HRV (Wranicz et al., 2004).

#### 2.4.1.4 *Respirace*

Respirace je nesmírně důležitým faktorem pro stanovení objektivních hodnot HRV. Fyziologická klidová respirační frekvence se pohybuje v rozmezí 12–20 respiračních cyklů za minutu (Chourpiliadis & Bhardwaj, 2022). Při této frekvenci je zřetelný vliv respirační sinusové arytmie a aktivity parasymptiku a sympatiku jsou při měření HRV spektrální analýzou, rozděleny dle většinového konsenzu. Jestliže respirační frekvence poklesne pod tyto hodnoty, dojde ke zvýraznění respirační sinusové arytmie a jednotlivá pásma spektrální analýzy se začnou prolínat (McCraty & Shaffer, 2015).

Pro objektivní hodnocení a interpretaci výsledků HRV je nutno zajistit, aby respirační frekvence neklesla pod 8,5 dechů za minutu (McCraty & Shaffer, 2015). Zároveň by frekvence neměla přesáhnout 24 dechů za minutu, jelikož při této frekvenci vliv vagu na HRV kompletně mizí (Opavský, 2002).

V případě dodržení adekvátního rozsahu dechové frekvence mají další respirační parametry, jako je respirační objem, nebo poměr mezi dobou nádechové a výdechové fáze, minimální až žádný vliv na HRV (Shaffer & Ginsberg, 2017).

#### 2.4.1.5 *Pohybová aktivita*

Faktor pohybové aktivity pro ovlivnění HRV je nutno rozdělit na aktuálně probíhající fyzickou aktivitu a na adaptační vliv dlouhodobě provozované pohybové aktivity. Aktuálně probíhající fyzická zátěž je spojena s poklesem aktivity parasymptiku a zvýšením aktivity sympatiku. Tyto změny vedou ke krátkodobému snížení HRV (Fatisson et al., 2016).

Významnějším faktorem je ovšem adaptační vliv fyzické aktivity, kdy bylo autory Rennie et al. (2003) zjištěno, že probandi, kteří dlouhodobě vykonávají určitou formu pohybové aktivity střední či vysoké intenzity, vykazují vyšší hodnoty HRV. Tento fenomén je způsoben adaptačními mechanismy organismu na pohybovou zátěž. Podobný efekt aerobní fyzické aktivity sledovali i autoři Dorey et al. (2019).

Pro pozitivní efekt na HRV je rozhodující především intenzita a frekvence fyzické zátěže. V případě příliš vysoké intenzity, nebo příliš vysoké frekvence, dochází ke značnému snižování HRV, což může být prvotním příznakem syndromu přetrénování (Aubert et al., 2003). Na

základě tohoto principu je možno využít měření HRV jako nástroj pro posouzení reakce organismu na předchozí zatížení a zjištění kvality regenerace. Tyto informace nám následně umožňují upravit a zdokonalit sportovní přípravu (Olšák, 2003).

Konkrétní typ sportovní aktivity není rozhodujícím faktorem (Berkoff et al., 2007).

#### 2.4.1.6 *Psychický stav*

Jelikož je aktivita ANS úzce spojena s limbickým systémem, je emoční a mentální vytížení důležitým faktorem HRV. Bylo prokázáno, že hladina stresu je nepřímo úměrná hodnotě HRV, s dominantním poklesem aktivity vagu. Především stres, který je spojen s pracovním prostředím a vytížením, je kritickým faktorem pro snížení HRV (Thayer et al., 2010; Thayer et al., 2012).

Snížené hodnoty HRV byly zjištěny i u neurotických pacientů (Di Simplicio et al., 2012), a pacientů trpících depresemi (Kemp et al., 2012; Koch et al., 2019), kteří po fyzické stránce byli zcela zdraví.

#### 2.4.1.7 *Alkohol a kouření*

Nadměrná konzumace alkoholu a chronické kouření jsou složkami nezdravého životního stylu, které mají přímou spojitost s hodnotou HRV. U těžkých konzumentů alkoholu a chronických kuřáků byly prokázány její snížené hodnoty. Mechanismus snížení HRV vyplývá z inhibice aktivity parasymptiku, a zvýšené hladiny kortizolu (Rajendra Acharya et al., 2006; Thayer et al., 2006).

#### 2.4.1.8 *Patologie*

Snížené hodnoty HRV jsou spojeny i se zástupem onemocnění, jelikož HRV odráží regulační kapacitu a schopnost organismu reagovat na fyziologické výzvy, která je při řadě onemocnění narušena (McCraty & Shaffer, 2015).

Z důvodu dominantního využívání v oblasti kardiologie, pochází řada diagnóz, pojící se se sníženou HRV, právě z tohoto odvětví (Pumprla et al., 2014). Již poněkud starší, ovšem kvalitní studie prokázala, že sníženou HRV je možno považovat za jeden z nejdůležitějších rizikových faktorů úmrtí u pacientů po infarktu myokardu (Wolf et al., 1978). Taktéž je ji možno považovat za nejprůkaznější prediktor progresu koronární aterosklerózy (Huikuri et al., 1999), a prediktor přítomnosti autonomní neuropatie u diabetických pacientů, a to ještě před nástupem prvotních subjektivních symptomů (Braune & Geisendorfer, 1995). Hypertenze, dyslipoproteinémie a hyperglykémie úzce souvisí s rozvojem kardiologických onemocnění. U subjektů s těmito typy onemocnění byla prokázána výrazně nižší HRV oproti subjektům zdravým (Thayer et al., 2010).

Porucha výživy ve formě obezity negativně ovlivňuje všechny funkce organismu včetně ANS. Bylo prokázáno, že zvýšení tělesné hmotnosti již o 10 % oproti „optimální“ hmotnosti, značně snižuje HRV, především tedy parasympatickou aktivitu (Tonhajzerová, 2008).

Na základě znalostí o vlivu respirace na kvalitu HRV je pravděpodobné, že většina respiračních onemocnění bude hodnoty HRV modulovat. Bylo prokázáno, že děti trpící astmatem vykazují nižší hodnoty HRV (Kazuma et al., 1997). Podobný fenomén byl pozorován i u dospělých pacientů s chronickou obstrukční plicní nemocí (Roque et al., 2014).

Abnormality HRV jsou přítomny také u neurologických diagnóz a mají zde důležitý diagnostický a prognostický význam (Opavský, 2018).

Neopomenutelný je vliv jakéhokoli bolestivého vjemu, jelikož bolest vede ke zvýšené aktivitě sympatického nervového systému, v jehož důsledku dochází ke snížení HRV (Koenig et al., 2014).

#### **2.4.2 Spektrální analýza variability srdeční frekvence**

Možností, jak hodnotit HRV je hned několik. Můžeme využít například časovou analýzu HRV, která je v dnešní době, již poněkud zastaralá. Její alternativou mohou být nelineární metody hodnocení HRV. Ty poskytují komplexní množství informací, ovšem pro svou náročnost na interpretaci, se používají velmi zřídka (Opavský, 2018). V dnešní době je nejčastěji využívanou možností frekvenční neboli také spektrální analýza (McCarty & Shaffer, 2015).

Spektrální analýza variability srdeční frekvence (spectral analysis of heart rate variability, SAHRV) kvantifikuje aktivitu složek ANS (Peabody et al., 2023), a přináší informace o jejich poměru (Opavský, 2018).

Podstata metody je založena na nepravidelném průběhu HRV. Díky SAHRV jsme schopni tento nepravidelný průběh rozložit na pravidelné cykly. Ty reprezentují procesy, na základě kterých HRV kolísá. A jelikož sympatická a parasympatická část ANS osciluje s odlišnými frekvencemi, jsme schopni je rozlišit a na základě matematicko-statistických výpočtů stanovit jejich tzv. spektrální výkon (Pumprla et al., 2014).

Značnou výhodou SAHRV je schopnost zachytit potenciální onemocnění již v jeho časně fázi. V této době je dominantně redukována oblast parasympatiku. V případě pokročilého onemocnění dochází k redukci i v oblasti sympatiku (Pumprla et al., 2014).

##### *2.4.2.1 Délka záznamu*

Záznamy jsou nejčastěji dvojího typu. Jedná se záznamy krátkodobé, trvající od desítek sekund po několik minut, a záznamy dlouhodobé, které jsou měřeny řady hodin (Opavský, 2018).

Za nejvíce vypovídající jsou pokládány záznamy dlouhodobé, jelikož reprezentují reakce kardiovaskulárního systému na širší škálu podnětů. Taktéž se pouze u nich prokážou vlivy pomalu fluktuujících procesů, jako jsou například cirkadiální rytmy (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Nicméně tyto dlouhodobé záznamy disponují i značnou nevýhodou, kterou je nemožnost standardizovat podmínky pro vyšetření. Taktéž se zdá, že jestliže je krátkodobá SAHRV provedena pečlivě za standardizovaných podmínek, tak se její výsledky zásadně neliší od dlouhodobého záznamu (Sloan et al. 1994).

#### 2.4.2.2 Frekvenční pásma

Celé spektrum HRV je tvořeno několika ukazateli kardiovaskulárních funkcí, které zároveň oscilují v různých frekvencích. Spektrální analýza je postavena na rozlišení těchto frekvencí a jejich rozdělení do 4 frekvenčních pásem. Tyto pásma mají odlišný fyziologický podklad i význam. Za fyziologických okolností jsou pásma jasně zřetelná a při testování dochází k jejich dynamickým změnám (Opavský, 2018; Vlčková et al., 2010). Analogií rozložení HRV do jednotlivých pásem, může být hranol, který láme světelný paprsek a rozkládá jej na jednotlivé vlnové délky (Shaffer & Ginsberg, 2017).

K samotnému rozdělení se využívá rychlá Fourierova transformace nebo autoregresivní model (Shaffer & Ginsberg, 2017). Nelze jednoznačně určit který model dělení je průkaznější, jelikož výsledky obou metod jsou mezi sebou značně porovnatelné (Metelka, 2014).

##### 2.4.2.2.1 Vysokofrekvenční pásmo

Vysokofrekvenční pásmo (high frequency, HF) je definováno frekvencí od 0,15 do 0,40 Hz a reprezentuje aktivitu parasymptiku, konkrétně jeho dynamickou změnu (Opavský, 2002). Z definované frekvence je možné odvodit periodu této spektrální složky, pohybující se v rozmezí 2,5–7 s (McCarty & Shaffer, 2015).

Řada autorů (Metelka, 2014; Opavský, 2002; Shaffer et al., 2014) nazývá tuto složku jako respirační, jelikož její aktivita koresponduje se změnami SF, jež jsou způsobeny respirační sinusovou arytmií. Aktivita HF je na respiraci závislá, především tedy na dechové frekvenci. V případě jejího poklesu pod 6 (Opavský, 2002), respektive 8,5 (McCarty & Shaffer, 2015) dechů za minutu, dojde k prolínání tohoto pásma s pásmem nízkofrekvenčním.

Snížená aktivita spektrální složky HF byla nalezena u řady kardiologických onemocnění, u pacientů vystavených dlouhodobému stresu, i pacientů trpících úzkostlivými poruchami a panickými atakami. Snížená hodnota pásma HF je taktéž primární příčinou redukované HRV ve stáří (Umetani et al., 1998).

#### 2.4.2.2.2 Nízkofrekvenční pásmo

Nízkofrekvenční pásmo (low frequency, LF) je vymezeno frekvencí v rozsahu 0,04-0,15 Hz. Perioda rytmu této spektrální složky se pohybuje v rozmezí 7–25 s (McCraty & Shaffer, 2015).

Na rozdíl od HF složky, není interpretace spektrální složky LF úplně jednoznačná. S největší pravděpodobností LF složka vypovídá o komplexní aktivitě sympatiku i parasympatiku, ovšem v různém poměru, v závislosti na situaci, při které je měření SAHRV provedeno. Nejlépe je tato situace interpretovatelná na změně poloze těla. V klidové poloze v leže na zádech odráží výkon LF složky spíše aktivitu vagu. Ovšem v situaci, kdy dochází k fyziologicky zvýšené aktivitě sympatiku, jako je například fyzická aktivita nebo stoj, LF složka vypovídá spíše o aktivitě sympatiku (Billman, 2013; Opavský, 2002).

Někteří autoři (Goldstein et al., 2011; Shaffer et al., 2014) uvádí, že v klidových situacích je interpretace o komplexní aktivitě sympatiku i vagu pochybná. V takové situaci LF odráží aktivitu parasympatiku společně s aktivitou baroreceptorů.

#### 2.4.2.2.3 Pásmo velmi nízké frekvence

Pásmo velmi nízké frekvence (very-low frequency, VLF) je definováno rozmezím frekvence 0,003–0,04 Hz, a periodou v rozmezí 25 až 300 s (McCraty & Shaffer, 2015).

Z důvodu dlouhé periody se tato spektrální složka posuzuje především v dlouhodobých záznamech. Částečně ji ovšem lze analyzovat i v záznamech krátkodobých, které ovšem musí trvat alespoň 5 minut, a lze posuzovat pouze část pásma ve frekvenci 0,02–0,04 Hz (Metelka, 2014; Opavský, 2018).

Podobně jako v případě LF, není fyziologická povaha VLF zatím úplně jasná. Nejpravděpodobnější se jeví její multifaktoriální původ, který vypovídá o aktivitě obou větví ANS, společně s aktivitou hormonální a metabolickou (Grishin et al., 2012).

Ovšem Shaffer et al. (2014) na základě experimentálních důkazů uvádí, že VLF rytmus je přirozeně generován převodním systémem srdečním, a jeho výkon a amplituda je modulována sympatikem.

Z důvodu nekonzistence informací o interpretaci VLF složky, se doporučuje, při hodnocení výsledků krátkodobých záznamů, VLF pásmo vynechat (Metelka, 2014). Ovšem při dlouhodobých 24hodinových záznamech je VLF složka nesmírně důležitá. Její nižší výkon je spojen s řadou patologií. Mezi ty se řadí například zvýšené riziko maligních arytmií (Bigger et al., 1992), posttraumatická stresová porucha (Shah et al., 2013), zvýšená hladina zánětlivých markerů (Lampert et al., 2008), nebo nízká hladina testosteronu (Theorell et al., 2007).

#### 2.4.2.2.4 Pásmo ultra nízké frekvence

V pásmu ultra nízké frekvence (ultra-low frequency, ULF) se vyskytují rytmy s frekvencí 0,003 Hz a nižší. Vlny této spektrální složky mají velice dlouhou periodu trvající 5 minut a déle (McCraty & Shaffer, 2015).

Jejich výskyt a hodnocení je možné pouze v dlouhodobých záznamech (Opavský, 2018) a jejich fyziologická povaha je ze všech 4 pásem nejméně známá (Metelka, 2014). Připisuje se velmi pomalým regulačním procesům jako jsou změny SF vlivem cirkadiálních rytmů, a procesům regulující teplotu tělesného jádra a metabolismu (McCraty & Shaffer, 2015).

#### 2.4.2.3 Hodnocené parametry v krátkodobém záznamu

Po rozdělení HRV do frekvenčních pásem je nutno jejich aktivitu objektivně kvantifikovat. K tomu se využívá několika základních numerických parametrů se specifickou vypovídající hodnotou (Tiwari et al., 2021). Hodnoty sledovaných ukazatelů jsou sice věkově závislé, ale vzhledem k značné interindividuální variabilitě, jejich obecně akceptované normy stále chybí (Opavský, 2002; Vlčková et al., 2010).

##### 2.4.2.3.1 Výkonová spektrální hustota

Základním parametrem je výkonová spektrální hustota (power spectral density, PSD), ze které je řada dalších parametrů derivována. PSD lze interpretovat jako amplitudu spektrální složky. Její hodnota je udávána v  $\text{ms}^2/\text{Hz}$ , a je specifická pro každé frekvenční pásmo (Opavský, 2018; Salinger et al., 1998).

##### 2.4.2.3.2 Frekvence spektrální složky

Frekvence spektrální složky (Freq. HF, LF, VLF) je odvozeným parametrem od PSD. Stejně jako PSD je tento parametr specifický pro každé frekvenční pásmo. Frekvence spektrální složky informuje o umístění maximálních hodnot PSD na frekvenční ose a je udávána v miliHertzích (mHz) (Salinger et al., 1998).

##### 2.4.2.3.3 Spektrální výkon

Spektrální výkon (Power) je parametrem, který vypočítává o energii signálu dané spektrální komponenty. Jedná se o součet celé PSD v rozsahu daného frekvenčního pásma. Jinými slovy jej lze interpretovat jako plochu rozléhající se pod křivkou, jež stanovuje PSD na všech frekvencích v daném frekvenčním pásmu (Opavský, 2018; Shaffer & Ginsberg, 2017; Vlčková et al., 2010).

#### 2.4.2.3.3.1 Absolutní spektrální výkon

Spektrální výkon lze hodnotit jako absolutní výkon vybrané spektrální komponenty, který je udáván v  $\text{ms}^2$ . Z matematického hlediska (Obrázek 11) se jedná o integrální hodnotu PSD (Salinger et al., 1998).

#### Obrázek 11

Matematická rovnice pro výpočet spektrálního výkonu vybraných frekvenčních pásem (Salinger et al., 1998)

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

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

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

Wang et al. (2019) uvádí, že pokles absolutního výkonu ve frekvenčním pásmu LF naznačuje náchylnost k únavě organismu. Případný pokles absolutního výkonu HF pásma indikuje sníženou stabilitu srdeční aktivity a přítomnost chronického psychologického tlaku.

#### 2.4.2.3.3.2 Celkový spektrální výkon

Jestliže sečteme hodnoty dílčích spektrálních výkonů, dostaneme celkový spektrální výkon (Total power) (Obrázek 12), který je taktéž uváděn v  $\text{ms}^2$  (Salinger & Gwozdziwicz, 2008).

#### Obrázek 12

Matematická rovnice pro výpočet totálního spektrálního výkonu (Salinger et al., 1998)

$$TOTPOWER = POWER_{VLF} + POWER_{LF} + POWER_{HF} \quad [\text{ms}^2]$$

#### 2.4.2.3.3.3 Relativní spektrální výkon

Jelikož zejména v krátkodobých záznamech nejsou absolutní hodnoty spektrálních výkonů zcela průkazné, využívá se spíše jejich percentilového vyjádření, tzv. relativních



spektrálních výkonů (Rel. Power). Ty poskytují prokazatelnější informace o změnách sympato-vagální rovnováhy (Metelka, 2014).

Z matematického hlediska (Obrázek 13) relativní spektrální výkon představuje poměr spektrálního výkonu (Power) v daném frekvenčním pásmu k celkovému spektrálnímu výkonu (Total power) (Salinger et al., 1998).

Nejčastěji je relativní spektrální výkon uváděn v procentech celkového spektrálního výkonu. Ovšem existuje i další možnost, kterou je uvádění relativního spektrálního výkonu v normálových jednotkách (nu). Normálová jednotka je klasifikována jako hodnota spektrálního výkonu daného frekvenčního pásma ku celkovému spektrálnímu výkonu, od kterého je odečtena hodnota spektrálního výkonu pásma VLF (Metelka, 2014).

### Obrázek 13

*Matematická rovnice pro výpočet relativního spektrálního výkonu jednotlivých frekvenčních pásem (Salinger et al., 1998)*

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

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

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

Velkou výhodou relativních spektrálních výkonů je možnost objektivně porovnávat jejich výsledky u různých probandů ve stejném věku, a to navzdory značným rozdílům v absolutních a celkových spektrálních výkonech (Shaffer & Ginsberg, 2017).

#### 2.4.2.3.4 Poměr spektrálních výkonů

Jak již název napovídá, parametr poměr spektrálních výkonů (Rat.) vypovídá o poměru hodnot vybraných spektrálních výkonů (Salinger & Gwozdziwicz, 2008).

V krátkodobých záznamech se výlučně používá poměr mezi pásmem LF a HF (Obrázek 14) a jedná se o statisticky nejkonzistentnější parametr v oblasti spektrální analýzy. Velice zřídka se setkáváme s využitím poměru mezi pásmy VLF a HF, nebo VLF a LF (Peabody et al., 2023).

## Obrázek 14

Matematická rovnice pro výpočet poměru mezi pásmy LF a HF (Salinger et al., 1998)

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

Wang et al. (2019) uvádí, že poměr LF/HF reflektuje rovnováhu mezi aktivitou sympatiku a parasympatiku. Tuto zjednodušenou interpretaci, kdy by hodnota LF měla přímo určovat míru sympatiku a hodnota HF míru parasympatiku, řada autorů (Billman, 2013; Metelka, 2014; Shaffer & Ginsberg, 2017) kritizuje. Důvodů je hned několik. Spektrální výkon LF pásma nelze interpretovat jako izolovanou aktivitu sympatiku, jelikož jeho část je tvořena parasympatikem. Dále také vztah sympatiku a parasympatiku není lineární a v mnoha situacích ani reciproční, jejich aktivita je komplexní interakcí. V neposlední řadě tato zjednodušená definice zcela vynechává vliv respirace.

Z výše popsaných důvodů lze konstatovat, že poměrem spektrálního výkonu LF/HF nelze přesně určit rovnováhu mezi větvemi ANS, jsme schopni poměr jejich aktivity pouze odhadnout. Nízký poměr LF/HF je spojen se stavem kdy je organismus v klidu a šetří energii, s největší pravděpodobností odráží dominanci parasympatiku. Oproti tomu vysoký poměr LF/HF je spojen se situací „bojů nebo úteč“ a s největší pravděpodobností vypovídá o dominanci sympatiku (Shaffer & Ginsberg, 2017).

### 2.4.2.3.5 Variační koeficienty

Variační koeficienty (CCVHF, CCVLF, CCVLF) se mohou využívat místo hodnot spektrálního výkonu daných frekvenčních pásem, přičemž slouží ke korekci spektrálního výkonu vzhledem k střední hodnotě R-R intervalů. Jejich využití snižuje riziko zkreslení výsledku, které může být způsobeno vysokým rozptylem hodnot spektrálního výkonu (Metelka, 2014; Salinger & Gwozdziwicz, 2008).

Matematicky je možno variační koeficient pro příslušné frekvenční pásmo vypočítat jako poměr druhé odmocniny spektrálního výkonu ke střední hodnotě R-R intervalů (Obrázek 15). Výsledná hodnota je udávána v procentech (Salinger et al., 1998).

### Obrázek 15

Matematická rovnice pro výpočet variačních koeficientů pro jednotlivá frekvenční pásma (Salinger et al., 1998)

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

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

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

Tyto parametry se využívají především v situacích, kdy porovnáváme mezi sebou několik měření, při kterých dochází k výrazné změně SF. Pro běžné používání nejsou doporučovány (Metelka, 2014).

#### 2.4.2.3.6 Průměrná hodnota R-R intervalů

Střední hodnota R-R intervalů (R-R inter) je velice důležitým a využívaným parametrem i v oblasti SAHRV, přestože se jedná o parametr časové domény (Salinger et al., 2003).

Jak název již napovídá, tak tento parametr reprezentuje a zároveň se matematicky počítá jako průměrná hodnota R-R intervalů (Obrázek 16) a je udáván v ms (Salinger et al., 1998)

### Obrázek 16

Matematická rovnice pro výpočet průměrné hodnoty R-R intervalů (Salinger et al., 1998)

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

#### 2.4.2.3.7 Mean squared succesive differences

Parametr mean squared succesive differences (MSSD) je jedním z ukazatelů, jež vychází z R-R intervalů, a podobně jako průměrná hodnota R-R intervalů spadá i tento parametr do časové domény. Přesto je hojně využíván i v oblasti SAHRV (Salinger & Gwozdziwicz, 2008).

MSSD lze interpretovat jako průměr druhých mocnin rozdílů po sobě jdoucích R-R intervalů (Obrázek 17). Jeho hodnota je vyjadřována v ms<sup>2</sup> (Salinger & Gwozdziwicz, 2008).

## Obrázek 17

Matematická rovnice pro výpočet střední hodnoty MSSD (Salinger et al., 1998)

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

Parametr MSSD je úzce propojen se spektrálním výkon HF pásma a jeho hodnota je přímo úměrná celkové hodnotě HRV. Jedná se tak o jeden z ukazatelů aktivity parasymptiku (Shaffer & Ginsberg, 2017).

### 2.4.2.4 Zásady standardizovaného testování

Parametry SAHRV jsou mimořádně citlivé a reagují na množství stimulů. Z toho důvodu je nutné, pro zachování objektivity výsledků, dodržet určité zásady testování a výsledky interpretovat společně s kontextem vyšetření. K tomu nám pomáhá standardizace vyšetřovacího procesu (Javorka, 2008).

Standardizace podmínek začíná již před zahájením samotného vyšetření. Existuje několik podmínek, které musí testovaný subjekt splnit, a díky kterým je eliminováno možné zkreslení výsledků (Salinger et al., 1998). Podmínky jsou následující:

- V případě akutního onemocnění musí proběhnout alespoň 48hodinová prodleva mezi jeho vyléčením a samotným testováním
- Subjekt nesmí v posledních 24 hodinách před testováním vykonávat fyzickou aktivitu střední či vysoké intenzity
- V případě užívání léků s vlivem na SF musí proběhnout alespoň 18hodinová prodleva mezi užitím léku a testováním
- Subjekt se musí v posledních 12 hodinách před vyšetřením vyhnout konzumaci alkoholu
- Subjekt se musí v posledních 8 hodinách před vyšetřením vyhnout kouření a konzumaci kofeinu
- Subjekt by měl být alespoň 8 hodin po jídle (Salinger et al., 1998).

Tyto podmínky mírně upravuje Metelka (2014). Ten jednak uvádí univerzální časový údaj 24 hodin před testováním pro všechna kritéria. Obohacuje podmínky o vynechání aktivit, jež jsou spojeny náročnou mentální aktivitou. A upravuje podmínku ohledně konzumace jídla,

kdy udává že by testování mělo proběhnout po lehkém jídle. Samozřejmostí je, že tyto informace musí být testovanému sděleny v dostatečném časovém předstihu.

Dalším aspektem standardizovaného testovacího protokolu je stanovení délky samotného měření. Za normu krátkodobého záznamu SAHRV se považuje 5minutový interval (Javorka, 2008). Jedná se o hraniční dobu, která umožňuje dosažení stability vyšetřovacích podmínek a zároveň udržení pozornosti vyšetřované osoby (Salinger et al., 1998). Ovšem autoři Shaffer a Ginsberg (2017) uvádí, že pro validní výsledek je nutné zajistit, aby proběhlo alespoň 6 period oscilace daného frekvenčního pásma, což například pro LF složku vychází na 2,5 minuty čistého záznamu.

Pro objektivitu výsledků je nutné určitým způsobem standardizovat a kontrolovat respirační frekvenci během vyšetření. To především z důvodu jejího vlivu na parametry SAHRV, který je pospaný výše v textu práce. Ovšem standardizace respirační frekvence není zcela jednotná mezi autory. Shaffer a Ginsberg (2017) uvádí, že pro validní výsledky SAHRV by se měla respirační frekvence pohybovat v rozmezí 11–20 dechů za minutu. Opavský (2002) tento rozptyl zužuje na 12–15 dechů za minutu a autoři Salinger a Gwozdziwicz (2008) uvádí pouze spodní hranici, kdy by frekvence neměla spadnout pod 9 dechů za minutu.

Výsledky parametrů SAHRV je potřeba vztáhnout i k vyšetřovací statické či dynamické poloze. Testování je možno provádět v klidovém stavu, nebo pomocí standardizovaných zkoušek, které jsou známé svým vlivem na aktivitu ANS (Vlčková et al., 2010). Pro posouzení obou větví ANS je výhodné otestovat jejich aktivitu právě pomocí určité zkoušky, při které dochází k jejich reflexní aktivaci (Opavský, 2018). Většina autorů (Javorka, 2008; Metelka, 2014; Opavský, 2018; Salinger et al., 1998) se přiklání k využití tzv. ortoklinostatické zkoušky, což je kombinace zkoušek ortostatické a klinostatické. Při jejím provedení testovaný subjekt začíná v poloze vleže na zádech, poté dojde k aktivní vertikalizaci do stoje, po kterém následuje opětovná poloha vleže na zádech. Každá z těchto fází trvá standartně 5 minut. Někdy je toto vyšetření nazýváno jako zkouška leh-stoh-leh.

Za fyziologických okolností by v úvodním lehu měla dominovat parasympatická aktivita, po vertikalizaci by mělo dojít k recipročnímu vzestupu aktivity sympatiku a v poslední fázi opětovného lehu by mělo dojít k poklesu sympatikotonu a vzestupu parasympatikotonu (Pumprla et al., 2014).

Pozice úvodního lehu se výlučně využívá pro zklidnění a adaptaci kardiovaskulárního systému. Směrodatné jsou až výsledky fáze stoje a fáze opětovného lehu (Metelka, 2014).

Ortoklinostatická zkouška je pravděpodobně nejvhodnější zkouškou pro zachycení aktivity parasympatiku, kterou reprezentuje HF složka. Po opětovném položení totiž dochází

k jeho přestřelení, čímž se vagová aktivita zobrazí i u citlivějších subjektů, u kterých může být přirozeně potlačena stresem z vyšetření (Opavský, 2002).

Samotné testování se doporučuje provádět v ranních či dopoledních hodinách, jelikož v této době dosahuje HRV a její parametry svého maxima (Vandewalle et al., 2007). Mělo by být prováděno v tiché místnosti s minimem rušivých elementů a komfortní pokojovou teplotou (Metelka, 2014).

I přes pečlivé dodržení všech výše zmíněných zásad a standardů testování se mohou ve výsledném záznamu SAHRV objevit tzv. artefakty, které mohou výsledek znehodnotit. Jedná se především o vynechané nebo falešné srdeční tepy, případně arytmie, které falešně zvyšují spektrální výkon ve všech frekvenčních pásmech. Z toho důvodu je nutné výsledný záznam vizuálně zkontrolovat a případné artefakty odstranit. Řada využívaných programů pro měření SAHRV disponuje filtrováním záznamů, které automaticky artefakty odstraní. Přesto je vhodné i tyto vyfiltrované záznamy manuálně zkontrolovat (Berntson & Stowell, 1998; Peltola, 2012; Shaffer & Combatalade, 2013).

#### 2.4.2.5 *VarCorPF7*

Existuje řada dostupných přístrojů pro diagnostiku aktivity ANS na základě SAHRV. Obvykle tyto přístroje využívají různé kalkulační procedury a odlišné metody zpracování dat. Z toho důvodu jejich výsledky nelze mezi sebou zaměňovat (Pumprla et al. 2014).

Jedním z takových je diagnostický systém VarCor PF7, který je inovovanou verzí přístrojů VariaPulse TF3, VariaCardio TF4 a VarCor PF6 (Salinger et al., 2006). Tyto přístroje vývojově pochází z Univerzity Palackého v Olomouci a jsou klinicky rozvíjeny ve spolupráci s řadou dalších pracovišť (Pumprla et al., 2014).

VarCor PF7 je určen pro neinvazivní diagnostiku HRV založenou na krátkodobém snímání záznamu EKG. Ke kalkulaci parametrů SAHRV je využívána metoda rychlé Fourierovy transformace, která je modifikovaná metodou autorů Yamamoto a Hughson (1991) CGSA (Coarse-graining Spectral Analysis). Daná modifikace umožňuje optimální potlačení šumu v analyzovaném signálu. Základním vypočítaným parametrem je PSD v pásmu VLF (0,02-0,05 Hz), LF (0,05-0,15 Hz) a HF (0,15-0,4 Hz). Pro dosažení výsledku je potřeba zaznamenat 256 „čistých“ srdečních tepů v jednom měřeném intervalu, přičemž přístroj umožňuje měření až 10 intervalů po sobě jdoucích (Salinger et al., 2006).

Společně s EKG signálem je snímána i dechová frekvence. Princip její detekce je založen na snímání změn amplitud QRS komplexů EKG signálu (Salinger et al., 2006). Tyto změny jsou způsobeny nárůstem a poklesem objemu hrudníku, ke kterému dochází během dechového cyklu (Salinger et al., 2005).

Signál EKG a dechová frekvence jsou snímány pomocí elektrodového pásu, který bývá umístěn na ventrální stranu hrudníku. Tyto parametry jsou telemetricky přenášeny UHF vysílačem do UHF přijímače, který je připojený k osobnímu počítači (Salinger et al., 2006).

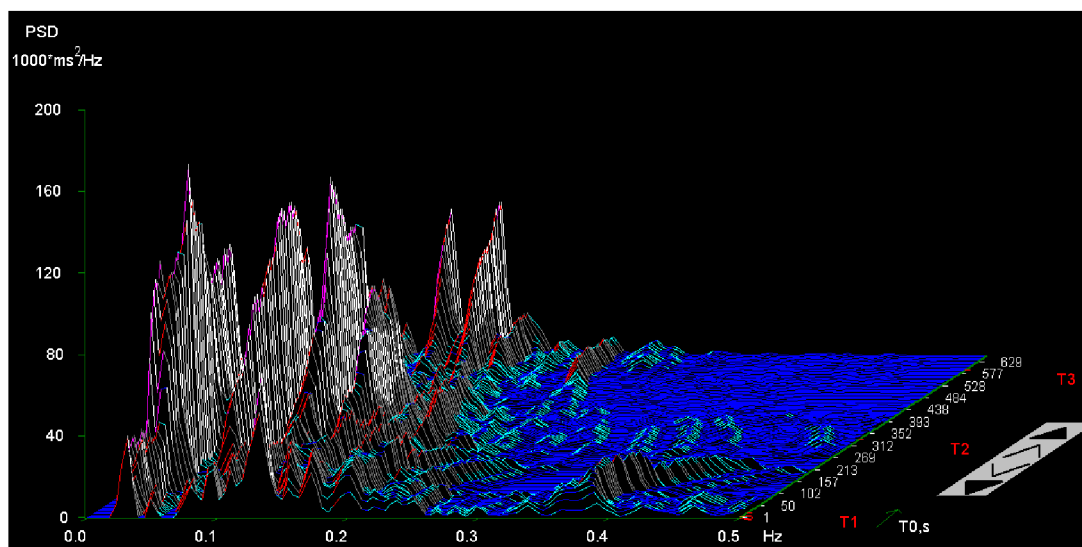
Přístroj tvoří funkční celek se specializovaným počítačovým programem, který na základě matematických procesů provede ze série R-R intervalů analýzu HRV ve spektrální i časové doméně. Součástí programu je i databáze, ve které jsou uloženy jednotlivé záznamy pacientů. Program je taktéž vybavený funkcí automatického filtrování artefaktů. Ty ovšem mohou být odstraněny i manuálně (Salinger et al., 2006).

Značnou kvalitou tohoto přístroje je vysoká vzorkovací frekvence EKG signálu 1000 Hz (Salinger et al., 2006). Vzorkovací frekvence je důležitým parametrem, jelikož příliš nízká frekvence může snížit validitu záznamu a znehodnotit výsledky. Ovšem za normálních podmínek se již frekvence 125 Hz považuje za dostatečnou. V případě velmi nízké variability R-R intervalů se doporučuje vzorkovací frekvence 500 Hz a vyšší (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Tento systém nabízí interpretaci výsledků SAHRV formou tabulky s numerickými parametry a koeficienty, formou 3dimensionálního grafu (Obrázek 18) odrážejícího dynamiku složek ANS a v neposlední řadě formou slovního hodnocení, při kterém jsou výsledky vztaženy k věku testovaného (Pumpřla et al. 2014; Salinger et al., 2006).

### Obrázek 18

*Výsledek analýzy krátkodobého záznamu SAHRV, při ortoklinostatické zkoušce, vyjádřené 3D grafem (vlastní zdroj)*



*Poznámka.* Osa X = frekvenční pásmo; Osa Y = výkonová spektrální hustota; Osa Z = časový průběh zkoušky; PSD = výkonová spektrální hustota; T1 = interval iniciálního lehu; T2 = interval stoje; T3 = interval závěrečného lehu

## 3 CÍLE A HYPOTÉZY

### 3.1 Hlavní cíl

Cílem diplomové práce je posoudit vliv různých frekvencí elektrických proudů TENS (10 a 100 Hz) na autonomní nervový systém hodnocený vybranými parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence u zdravých probandů.

### 3.2 Dílčí cíle

- 1) Posoudit vliv různých frekvencí elektrických proudů TENS na autonomní nervový systém hodnocený vybranými parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence u skupiny zdravých probandů vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku dle dotazníku na autonomní funkce.
- 2) Posoudit vliv různých frekvencí elektrických proudů TENS na autonomní nervový systém hodnocený vybranými parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence u skupiny zdravých probandů vykazující zvýšenou aktivitu parasympatiku dle dotazníku na autonomní funkce.
- 3) Posoudit vliv různých frekvencí elektrických proudů TENS na autonomní nervový systém hodnocený vybranými parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence u skupiny zdravých mužských probandů.
- 4) Posoudit vliv různých frekvencí elektrických proudů TENS na autonomní nervový systém hodnocený vybranými parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence u skupiny zdravých ženských probandů.

### 3.3 Hlavní hypotézy

- 1) **Hypotéza H<sub>01</sub>:** V pozici závěrečného lehu, po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí, nedojde ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.
- 2) **Hypotéza H<sub>02</sub>:** V pozici závěrečného lehu, po aplikaci elektrických proudů TENS se 10Hz frekvencí, nedojde ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.



### 3.4 Vedlejší hypotézy

- 3) **Hypotéza H<sub>03</sub>:** Ve skupině zdravých probandů, vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku dle DAF, nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.
- 4) **Hypotéza H<sub>04</sub>:** Ve skupině zdravých probandů, vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku dle DAF, nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se 10Hz frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.
- 5) **Hypotéza H<sub>05</sub>:** Ve skupině zdravých probandů, vykazující zvýšenou aktivitu parasympatiku dle DAF, nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.
- 6) **Hypotéza H<sub>06</sub>:** Ve skupině zdravých probandů, vykazující zvýšenou aktivitu parasympatiku dle DAF, nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se 10Hz frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.
- 7) **Hypotéza H<sub>07</sub>:** Ve skupině zdravých mužských probandů nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.
- 8) **Hypotéza H<sub>08</sub>:** Ve skupině zdravých mužských probandů, nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se 10Hz frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů

(Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

- 9) **Hypotéza H<sub>09</sub>:** Ve skupině zdravých ženských probandů nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.
- 10) **Hypotéza H<sub>010</sub>:** Ve skupině zdravých ženských probandů nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se 10Hz frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.
- 11) **Hypotéza H<sub>011</sub>:** U kontrolní skupiny zdravých probandů nedojde v pozici závěrečného lehu po přiložení elektrod (bez aplikace TENS) ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před jejich přiložením.

## 4 METODIKA

### 4.1 Výzkumný soubor

Výzkumu se celkově zúčastnilo 22 probandů, 10 žen a 12 mužů. Všichni probandi splňovali vstupní kritéria zařazení do studie, mezi které patřilo být ve věku mladé dospělosti (20–30 let), a zdravotně v pořádku. Do studie nebyli zařazení probandi s akutním, či chronickým onemocněním, stejně jako ti, jež užívají léky s vlivem na SF. Taktéž osoby s implantovaným kardiostimulátorem a osoby s kovovými implantáty v oblasti krční páteře, hrudní páteře, žeber a lopatek, byli ze studie vyloučeni. Zařazené ženy nebyly v době měření gravidní a nebyly v období menstruace. Většinu probandů (16) tvořili studenti vysokých škol.

Ovšem ne všichni probandi dokončili výzkumné měření a tím pádem nemohli být zařazení do konečného výzkumného souboru. Jednalo se o 2 probandy, u kterých se při měření SAHRV opakovaně objevovala závažná technická chyba, jež nedovolovala měření provést.

Do konečného výzkumného souboru bylo tedy zahrnuto 20 zdravých probandů (Příloha 1), 10 žen a 10 mužů. Věkové rozmezí probandů bylo 22–26 let, průměrný věk 24 let ( $\pm 1$ ), průměrná váha 70,6 kg ( $\pm 12,93$ ), průměrná výška 176,3 cm ( $\pm 9,63$ ) a průměrné BMI 22,61 ( $\pm 3,06$ ). Tito probandi tvořili obě výzkumné skupiny.

Součástí výzkumu bylo i kontrolní měření, kterého se zúčastnilo 12 z původních 20 probandů. Věkové rozmezí probandů v kontrolní skupině bylo 22–25 let, průměrný věk 24 let ( $\pm 1$ ), průměrná váha 64 kg ( $\pm 7,33$ ), průměrná výška 172,1 cm ( $\pm 8,32$ ) a průměrné BMI 21,61 ( $\pm 2,02$ ).

#### 4.1.1 Režimová opatření a informovanost probandů

Probandům byly v dostatečném předstihu před testováním zaslány informace o cíli výzkumu, jeho průběhu a zpracování osobních údajů a dat. Probandi byli informováni a poučeni o režimových opatřeních. Ta zahrnovala vynechání fyzicky i psychicky namáhavých aktivit v posledních 24 hodinách před každým testováním, včetně zákazu kouření, užívání výrobků s obsahem nikotinu, konzumace alkoholu a nápojů s obsahem kofeinu.

Probandům byla doporučena konzumace malého pokrmu před testováním. V případě konzumace velkého pokrmu, byla prodleva mezi jídlem a testováním, alespoň 2 hodiny.

Podmínkou pro účast ve výzkumu bylo podepsání informovaného souhlasu (Příloha 21) o dobrovolné účasti ve studii. Studie byla schválena etickou komisí (Příloha 22).

Účastníkům studie byla nabídnuta možnost zaslání jejich výsledků se slovním komentářem, poté co budou výsledky statisticky zpracovány.

## **4.2 Metody sběru dat**

### **4.2.1 Design a organizace studie**

Design studie se skládal ze dvou výzkumných testovacích jednotek, které podstoupili všichni probandi. Mezi testovacími jednotkami byl rozestup 2–3 dny. Každá jednotka obnášela vysvětlení, jak bude testování probíhat, hodnocení HRV spektrální analýzou před aplikací elektrických proudů TENS, aplikaci elektrických proudů TENS s rozdílnou frekvencí (10 Hz a 100 Hz) a hodnocení HRV spektrální analýzou po aplikaci elektrických proudů. Před první testovací jednotkou byl probandy podepsán informovaný souhlas o dobrovolné účasti ve studii a vyplněn dotazník DAF.

Součástí výzkumu bylo i kontrolní testování, které podstoupilo 12 z původních 20 probandů. Mezi druhou testovací jednotkou a kontrolním testováním byl variabilní časový rozestup od několika dní po několik týdnů. Při kontrolním testování byly probandům elektrody pouze přiloženy a TENS proudy nebyly spuštěny. Měření HRV probíhala analogicky s výzkumnými testováními.

Každé testování trvalo asi jednu hodinu. Hodnoty vybraných parametrů SAHRV před aplikací elektrických proudů TENS (přiložení elektrod) a po jejich aplikaci byly mezi sebou porovnány.

Testování probíhalo v měsících srpen 2023 až prosinec 2023, v prostorách RRR centra - Centrum léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci, v dopoledních hodinách od 7 do 12 hodin. Pro minimalizaci rušivých elementů byla pro testování vyhrazena výzkumná laboratoř. Jednalo se o samostatnou místnost s pokojovou teplotou, ve které byl pouze proband a vyšetřující.

### **4.2.2 Randomizace pořadí**

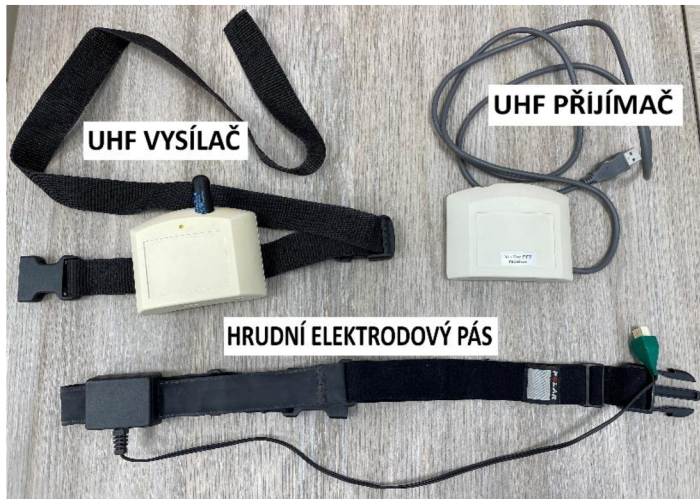
Zda bude probandovi při prvním testování aplikován elektrický proud TENS s 10Hz nebo 100Hz frekvencí, rozhodl hod šestistěnnou hrací kostkou. V případě, že padlo liché číslo (1, 3, 5), probandovi byl aplikován elektrický proud TENS s 10Hz frekvencí. V případě, že padlo sudé číslo (2, 4, 6), probandovi byl aplikován elektrický proud TENS se 100Hz frekvencí. V druhém testování již nedocházelo k hodu kostkou. Probandovi byl aplikován elektrický proud TENS s reverzní frekvencí.

### 4.2.3 Hodnocení variability srdeční frekvence

Variabilita srdeční frekvence byla hodnocena spektrální analýzou za použití diagnostického systému VarCor PF 7 (Obrázek 19).

#### Obrázek 19

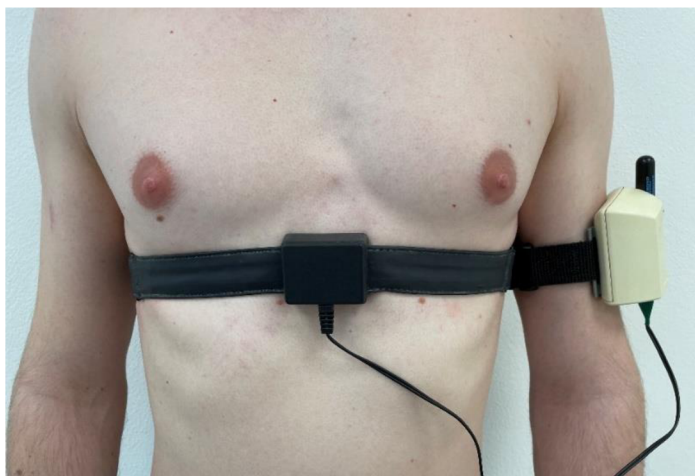
*Diagnostický systém VarCor PF7 (vlastní zdroj)*



Ke snímání signálu EKG byl použit elektrodový hrudní pás, který měli probandi připevněný na ventrální straně hrudníku (Obrázek 20). Na snímací elektrody byla předem aplikována tenká vrstva sonografického gelu. Pro co nejvyšší homogenizaci podmínek byl hrudní pás probandům standardně umísťován na ventrální stranu hrudníku ve výšce processus xiphoideus, který byl předem palpačně ozřejmen.

#### Obrázek 20

*Umístění elektrodového hrudního pásu na ventrální straně hrudníku ve výšce processus xiphoideus (vlastní zdroj)*



Hrudní pás byl propojen s UHF vysílačem, který měli probandi pevně připevněný na levé paži. Signál byl z vysílače telemetricky zasílán do UHF přijímače, který byl propojen s osobním počítačem USB kabelem. Osobní počítač disponoval softwarem Medical diANS PC, ve kterém byla získaná data analyzována.

Před zahájením samotného měření HRV měli probandi prostor pro případné otázky, poté již byli požádáni, aby po celou dobu testování nemluvili. V průběhu celého testování měli probandi svlečený horní díl oblečení (triko).

K měření HRV byla využita ortoklinostatická zkouška neboli zkouška leh-stoj-leh. Pozice iniciálního i závěrečného lehu byla specifikována jako leh na zádech s nataženými dolními končetinami (Obrázek 21). Ten probíhal na karimatce, která byla umístěna na podlaze. Pozice stoje (Obrázek 22) byla specifikovaná jako klidový stoj s možností se lehce opřít zády o stěnu. V každé pozici proband setrval po dobu 300 srdečních tepů, což vycházelo na cca 5 minut v závislosti na SF. Mezi jednotlivé pozice byla vložena pauza 40 s, která sloužila pro změnu polohy. Hodnoty HRV naměřené v době pauzy nebyly součástí hodnocení.

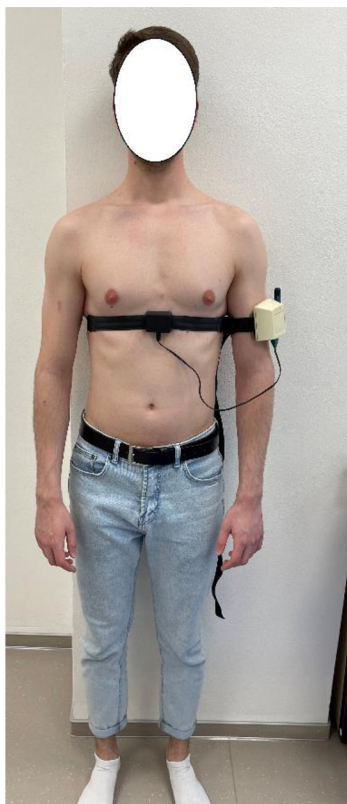
#### **Obrázek 21**

*Fáze lehu na zádech při ortoklinostatické zkoušce (vlastní zdroj)*



## Obrázek 22

Fáze stoje při ortoklinostatické zkoušce (vlastní zdroj)



V průběhu celého měření HRV byl vyšetřujícím monitorován časový průběh záznamu ve formě sloupkového grafu. Jeden sloupek reprezentoval jeden srdeční stah a jeho amplituda byla přímo úměrná SF. Současně byla monitorována i dechová frekvence. Probandi nebyli instruováni o kontrolovaném dýchání určitou frekvencí, pouze v případě jejího poklesu pod 9 dechů za minutu byli vyzváni, aby jí mírně zrychlili.

Po ukončení fáze závěrečného lehu byl záznam uložen a probandovi byl sundán hrudní pás i UHF vysílač. Následně proběhla aplikace elektrických proudů TENS, nebo pouhé přiložení elektrod. Po jejím skončení byl neprodleně probandovi znovu hrudní pás a UHF vysílač nasazen, a proběhlo opětovné měření HRV analogickým způsobem.

### 4.2.3.1 Hodnocené parametry

Pro komparativní účely byla zvolena metoda interpretace výsledků pomocí tabulky s numerickými hodnotami jednotlivých parametrů SAHRV, jež byly vypočítány počítačovým programem Medical diANS PC. Tato data vzešla z naměřeného EKG záznamu, který prošel jak automatickou, tak posléze i manuální filtrací.

Pro hodnocení a komparaci byly vybrány následující parametry: spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (Power HF), spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (Power LF),

relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (Rel. HF), relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (Rel. LF), poměr spektrálního výkonu nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma (LF/HF), celková spektrální výkon (Total Power), průměrnou hodnotu R-R intervalů (RR) a MSSD.

#### **4.2.4 Aplikace elektrických proudů TENS**

Aplikace elektrických proudů TENS (Obrázek 23) proběhla bezprostředně po prvním měření HRV. Elektrické proudy byly aplikovány v poloze lehu na břicho na terapeutickém lehátku s hlavovým otvorem, který umožnil nastavení hlavy a krční páteře do neutrální pozice. Horní končetiny byly volně položeny podél těla. V případě, že probandi měli řetízek na krku, byli požádáni o jeho sundání.

Na základě randomizace bylo rozhodnuto o parametrech elektrického proudu TENS, který bude probandům aplikován při první výzkumné testovací jednotce. Variabilním parametrem TENS proudů byla jejich frekvence. Jednou byl probandům aplikován proud TENS se 100Hz frekvencí a podruhé s 10Hz frekvencí, v náhodném pořadí. V obou případech se jednalo o konstantní frekvenci. Ostatní parametry byly shodné a obsahovaly: tvar impulzu asymetricky bifázický, šířku impulzu 200  $\mu$ s, intenzitu nadprahově senzitivní a aplikační dobu 20 minut. Probandi byli předem informováni o možnosti adaptace na intenzitu elektrického proudu. V případě jejího výskytu, byla intenzita mírně zvýšena pro udržení nadprahově senzitivního vjemu.

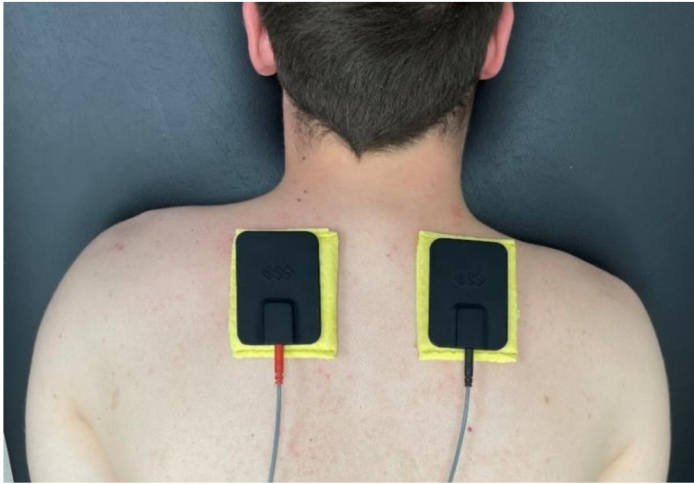
Aplikační forma byla taktéž pro oba proudy shodná. Jednalo se o paravertebrální aplikaci v oblasti hrudního sympatiku zodpovědné za kardiální autonomní regulaci (Th1–Th4) deskovými elektrodami o velikosti 7x5 cm, s využitím velikostně adekvátních, zvlhčených, pěnových, elektrodových podložek. Oblast horního úseku hrudní páteře byla detekována pomocí palpačního ozřejmění trnového výběžku C7. Poté byly elektrodové podložky s elektrodami umístěny tak, aby jejich horní okraj rovnoběžně lemoval úroveň trnového výběžku C7. Pro homogenizaci podmínek byla katoda vždy umístěna vpravo a optimální kontakt elektrod byl zajištěn zátěžovým sáčkem. Elektrické proudy TENS byly generovány z přístroje od výrobce BTL řady 4000 premium.

V případě kontrolní skupiny byla poloha probandů, aplikační doba i umístění elektrod identické. TENS proudy ovšem nebyly spuštěny. Probandům bylo sděleno, že se jedná o apercepční typ proudu, jehož průchod by neměli vnímat.



### **Obrázek 23**

*Paravertebrální aplikace elektrických proudů TENS v oblasti horního úseku hrudní páteře, před zatížením zátěžovým sáčkem (vlastní zdroj)*



#### **4.2.5 Vyplnění dotazníku na autonomní funkce**

Probandi byli při první testovací jednotce, před zahájením měření HRV, požádáni o vyplnění dotazníku DAF (Obrázek 24). Vyplněné dotazníky byly archivovány a později vyhodnoceny.

## Obrázek 24

Příklad vyplněného dotazníku DAF jedním z probandů (vlastní zdroj)

### Dotazník na autonomní nervové funkce

Jméno:

Datum: 13.8.2023

Číslo účastníka studie: 10.

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 netřím	
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:

## 4.3 Statistické zpracování dat

Výsledné hodnoty parametrů SAHRV z jednotlivých měřených pozic a záznamů byly převedeny do tabulek v počítačovém programu Excel verze 2402, jež je součástí kancelářského balíčku Microsoft Office Professional Plus 2021.

Pro přehled byly jednotlivé záznamy a měřené pozice slovně a číselně popsány.

- Interval 1 = iniciální leh
- Interval 2 = stoj
- Interval 3 = závěrečný leh
- Záznam 1 = měření HRV před aplikací elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí

- Záznam 2 = měření HRV po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí
- Záznam 3 = měření HRV před aplikací elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí
- Záznam 4 = měření HRV po aplikaci elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí
- Záznam 5 = měření HRV před přiložením elektrod (bez aplikace TENS)
- Záznam 6 = měření HRV po přiložení elektrod (bez aplikace TENS)

Následně byla tato data vyhodnocena statistickým softwarem IBM SPSS Statistics. Jako první byl proveden Shapiro-Wilkův test, který odhalil nenormální rozložení dat. Pro jednotlivé parametry SAHRV v každém záznamu byly vypočítány údaje základní deskriptivní statistiky. Na základě zjištění nenormálního rozložení dat byl pro porovnání dat mezi jednotlivými záznamy vybrán neparametrický Wilcoxonův párový test. K přijetí či zamítnutí hypotéz byla hladina statistické významnosti ( $p$ ) stanovena jako  $p < 0,05$ .

Porovnána byla naměřená data z intervalu 3 záznamu 1 (Příloha 4) s daty intervalu 3 záznamu 2 (Příloha 7). Stejně tak byla srovnána naměřená data intervalu 3 záznamu 3 (Příloha 10) s daty intervalu 3 záznamu 4 (Příloha 13). Taktéž u kontrolní skupiny proběhlo porovnání dat z intervalu 3 záznamu 5 (Příloha 16) s daty intervalu 3 záznamu 6 (Příloha 19).

Součástí studie bylo i vyhodnocení dat získaných dotazníkem DAF. Tato data byla zpracována počítačovým programem Excel. Na základě jejich výsledků byla naměřená data SAHRV v záznamech 1–4, rozdělena do dvou podskupin. První podskupina obsahovala data probandů se zvýšenou aktivitou sympatiku. Druhá skupina byla tvořena daty probandů se zvýšenou aktivitou parasympatiku.

Naměřená data SAHRV v záznamech 1–4, byla rozdělena do dvou podskupin také na základě pohlaví, kdy první skupinu tvořila data mužských probandů a druhou skupinu data ženských probandů.

U každé z těchto čtyř podskupin došlo k porovnání jejich samostatných dat z intervalu 3 záznamu 1 s jejich daty intervalu 3 záznamu 2. Analogicky došlo k porovnání jejich dat z intervalu 3 záznamu 3 s jejich daty intervalu 3 záznamu 4.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Výsledky dotazníku na autonomní funkce (DAF)

Po statistickém zpracování výsledků dotazníku DAF (Tabulka 1), bylo zjištěno, že dominují odpovědi ze sloupce A, které vypovídají o relativní převaze aktivity sympatiku. Poté následovaly odpovědi ze sloupce B vypovídající o relativní převaze parasympatiku. Nejméně odpovědí bylo ze sloupce C, jenž vypovídá o relativní sympato-vagální rovnováze.

**Tabulka 1**

*Základní statistická charakteristika výsledků dotazníku DAF*

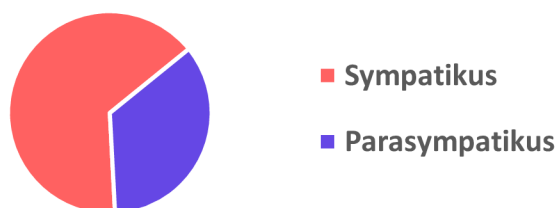
	Odpovědi sloupce A	Odpovědi sloupce B	Odpovědi sloupce C
$\bar{x}$	7,8	5,4	2,75
Me	8	5	3
SD	2,06	1,80	1,04
Max	11	9	5
Min	4	3	0

*Poznámka.*  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; Me = medián; SD = směrodatná odchylka; Max = maximum; Min = minimum

U žádného probanda se počet odpovědí sloupce A nerovnal počtu odpovědí sloupce B, tudíž vždy byla patrná převaha určité složky ANS. Po komplexním vyhodnocení dotazníku DAF (Obrázek 25) bylo zjištěno, že 13 probandů vykazuje zvýšenou aktivitu sympatické složky a 7 probandů složky parasympatické.

**Obrázek 25**

*Rozdělení výzkumného souboru dle zvýšené aktivity příslušné složky autonomního nervového systému*



## 5.2 Výsledky hypotéz

### 5.2.1 Výsledek k hypotéze H<sub>01</sub>

**H<sub>01</sub>:** V pozici závěrečného lehu, po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí, nedojde ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV z pozice závěrečného lehu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí (n=20) (Tabulka 2), došlo ke statisticky významnému zvýšení parametru: **průměrná hodnota R-R intervalů** (p=0,001). U ostatních parametrů ke statisticky významným změnám nedošlo.

Na základě těchto výsledků byla hypotéza H<sub>01</sub> zamítnuta na hladině statistické významnosti p < 0,05.

#### Tabulka 2

*Základní deskriptivní statistika jednotlivých ukazatelů SAHRV a hodnota statistické významnosti mezi výsledky 3. intervalů záznamu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí (n=20)*

Ukazatele SAHRV	Deskriptivní hodnoty před aplikací TENS				Deskriptivní hodnoty po aplikací TENS				p - hodnota
	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	
Power HF	1652,72	1679,59	1030,55	1031,51	1968,53	1522,31	1609,33	1588,45	0,179
Power LF	574,4	490,9	358,18	390,99	591,65	485,48	482,45	355,52	0,332
Rel. HF	60,81	16,76	60,18	24,34	64,46	22,08	69,73	35,34	0,455
Rel. LF	25,14	13,44	27,15	16,56	20,71	12,87	19,07	10,9	0,263
LF/HF	0,5251	0,4674	0,4137	0,4554	0,4878	0,562	0,274	0,3606	1,000
Total power	2598,32	1947,73	2307,21	1586,45	3016,1	1763,7	2340,31	2556,63	0,218
RR	0,9668	0,0903	0,9863	0,121	1,0407	0,0907	1,0341	0,1209	<b>0,001</b>
MSSD	4774,85	5340,34	3358,28	3966,23	5206,33	2551,92	5397,69	4268,27	0,073

*Poznámka.* SAHRV = spektrální analýza variability srdeční frekvence; TENS = transkutánní elektroneurostimulace;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí; p hodnota = hladina statistické významnosti; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v ms<sup>2</sup>; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>

### 5.2.2 Výsledek k hypotéze H<sub>02</sub>

**H<sub>02</sub>:** V pozici závěrečného lehu, po aplikaci elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí, nedojde ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV z pozice závěrečného lehu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí (n=20) (Tabulka 3), došlo ke statisticky významnému zvýšení parametrů: **celkový spektrální výkon** (p=0,030), **průměrná hodnota R-R intervalů** (p=0,001) a **MSSD** (p=0,001). U ostatních parametrů ke statisticky významným změnám nedošlo.

Na základě těchto výsledků byla hypotéza H<sub>02</sub> zamítnuta na hladině statistické významnosti p < 0,05.

#### Tabulka 3

*Základní deskriptivní statistika jednotlivých ukazatelů SAHRV a hodnota statistické významnosti mezi výsledky 3. intervalů záznamu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí (n=20)*

Ukazatele SAHRV	Deskriptivní hodnoty před aplikací TENS				Deskriptivní hodnoty po aplikaci TENS				p - hodnota
	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	
Power HF	1443,36	941,45	1224,29	1328,33	1970,83	1654,22	1207,85	1555,57	0,086
Power LF	733,65	815,12	482,31	640,34	1215,18	1908,95	590,58	1263,89	0,093
Rel. HF	56,48	22,37	56,13	40,81	55,25	26,12	67,61	51,55	0,911
Rel. LF	25,89	17,55	20,54	30,98	26,71	18,91	20,15	31,41	0,737
LF/HF	0,6751	0,7027	0,3861	0,7349	0,8666	1,0294	0,358	1,158	0,654
Total power	2634,38	1562,34	2337,94	1812,08	3777,7	2641,66	3200,22	3033,04	<b>0,030</b>
RR	0,9543	0,1172	0,9283	0,1312	1,0026	0,1128	0,9701	0,1464	<b>0,001</b>
MSSD	3571,47	2269,65	3631,39	3636,3	5962,3	3765,1	4806,17	4768,04	<b>0,001</b>

*Poznámka.* SAHRV = spektrální analýza variability srdeční frekvence; TENS = transkutánní elektroneurostimulace;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí; p hodnota = hladina statistické významnosti; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v ms<sup>2</sup>; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>

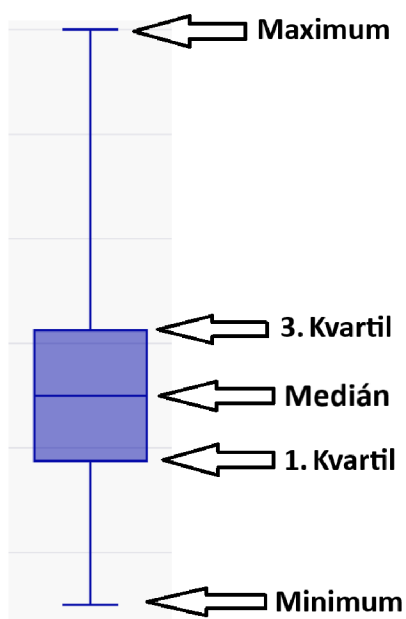
### 5.2.3 Změny hodnot jednotlivých parametrů u hypotéz $H_{01}$ a $H_{02}$

V následujícím textu budou slovně rozebrány změny hodnot jednotlivých parametrů u hlavních skupin doplněné krabicovými grafy (boxploty) (Obrázek 26).

Aby nemusel být každý krabicový graf opakovaně popisován, proběhne jeho stručná interpretace. Základem krabicového grafu je medián datového souboru, který je ohraničen spodní a horní hranicí. Spodní hranice reprezentuje hodnotu 1. kvartilu. Ten je také možno označit jako dolní kvartil, nebo 25% kvartil. Jedná se o hodnotu 25. percentilu dat. Horní hranici tvoří 3., neboli horní, či 75% kvartil. Ten představuje hodnotu 75. percentilu dat. Mezi hodnotou 1. a 3. kvartilu vznikne interkvartilové rozpětí (IQR), odhadující míru variability dat. V neposlední řadě obsahuje krabicový graf znázornění minima, které reprezentuje nejnižší hodnotu v datovém souboru, a znázornění maxima, které reprezentuje nejvyšší hodnotu v datovém souboru (Kopeček & Novák, 2010).

**Obrázek 26**

*Popis krabicového grafu (vlastní zdroj)*



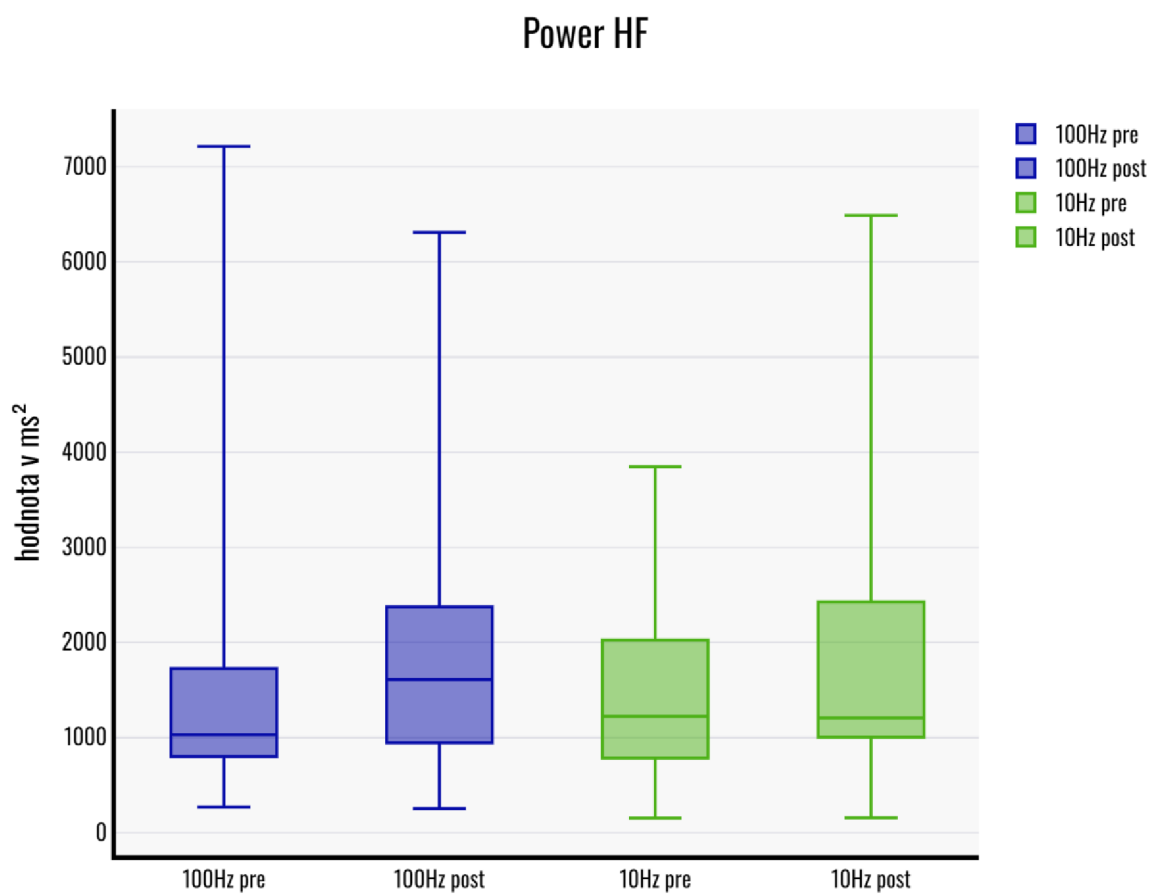
#### 5.2.3.1 Spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (Power HF)

Parametr Power HF po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí vykazoval stoupající tendenci (Obrázek 27), při které došlo ke zvýšení jeho mediánu z původní hodnoty 1030,55 ms<sup>2</sup> před aplikací, na hodnotu 1609,33 ms<sup>2</sup> po aplikaci. To odpovídá zvýšení 56,16 % oproti původní hodnotě. Dané zvýšení ovšem nebylo shledáno statisticky významným ( $p=0,179$ ). Stoupající tendence byla patrna u 13 z 20 probandů.

Zajímavým zjištěním byla klesající tendence mediánu Power HF po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí (Obrázek 27). Hodnota mediánu klesla o 1,45 % z původních 1224,29 ms<sup>2</sup> před aplikací, na 1207,85 ms<sup>2</sup> po aplikaci. Ani tato změna nebyla shledána statisticky významnou ( $p=0,086$ ). Přestože skupinové výsledky vypovídají o nepatrném poklesu tohoto parametru, jeho klesající tendence byla spatřena pouze u 6 z 20 probandů. U ostatních 14 probandů byla naopak patrna mírná stoupající tendence.

### Obrázek 27

Grafické znázornění změny parametru Power HF krabicovým grafem před a po aplikaci TENS se 100Hz i 10Hz frekvencí



*Poznámka.* Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; 100Hz pre = hodnota power HF ze záznamu před aplikací TENS se 100Hz frekvencí; 100Hz post = hodnota power HF ze záznamu po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí; 10Hz pre = hodnota power HF ze záznamu před aplikací TENS s 10Hz frekvencí; 10Hz post = hodnota power HF ze záznamu po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí



### 5.2.3.2 Spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (Power LF)

Parametr Power LF vykazoval po aplikaci TENS proudů obou frekvencí stoupající tendenci (Obrázek 28).

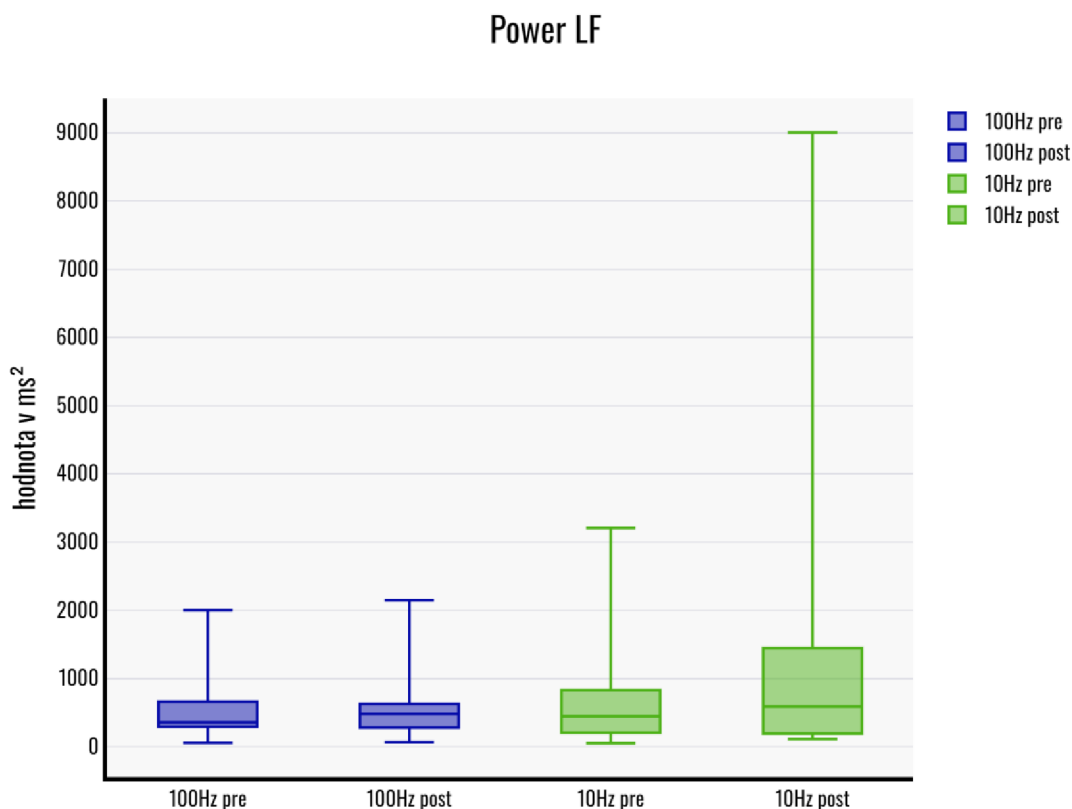
Konkrétně po aplikaci TENS proudů se 100Hz frekvencí vzrostl medián Power LF o 34,7 % z původních 358,18 ms<sup>2</sup> před aplikací, na 482,45 ms<sup>2</sup> po aplikaci. Tato stoupající tendence byla patrna u 13 z 20 probandů.

Po aplikaci TENS proudů s 10Hz frekvencí byl nárůst mediánu mírnější, kdy z původních 482,31 ms<sup>2</sup> před aplikací vzrostl na 590,58 ms<sup>2</sup> po aplikaci, což odpovídá nárůstu o 22,45 % oproti původní hodnotě. Stoupající tendenci vykazovalo 12 z 20 probandů.

V obou případech byla stoupající tendence statisticky nevýznamná ( $p=0,332$ ), respektive ( $p=0,093$ ).

#### Obrázek 28

Grafické znázornění změny parametru Power LF krabicovým grafem před a po aplikaci TENS se 100Hz i 10Hz frekvencí



*Poznámka.* Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; 100Hz pre = hodnota power LF ze záznamu před aplikací TENS se 100Hz frekvencí; 100Hz post = hodnota power LF ze záznamu po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí; 10Hz pre = hodnota power LF ze záznamu před aplikací TENS s 10Hz frekvencí; 10Hz post = hodnota power LF ze záznamu po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí

### 5.2.3.3 Relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma (Rel. HF)

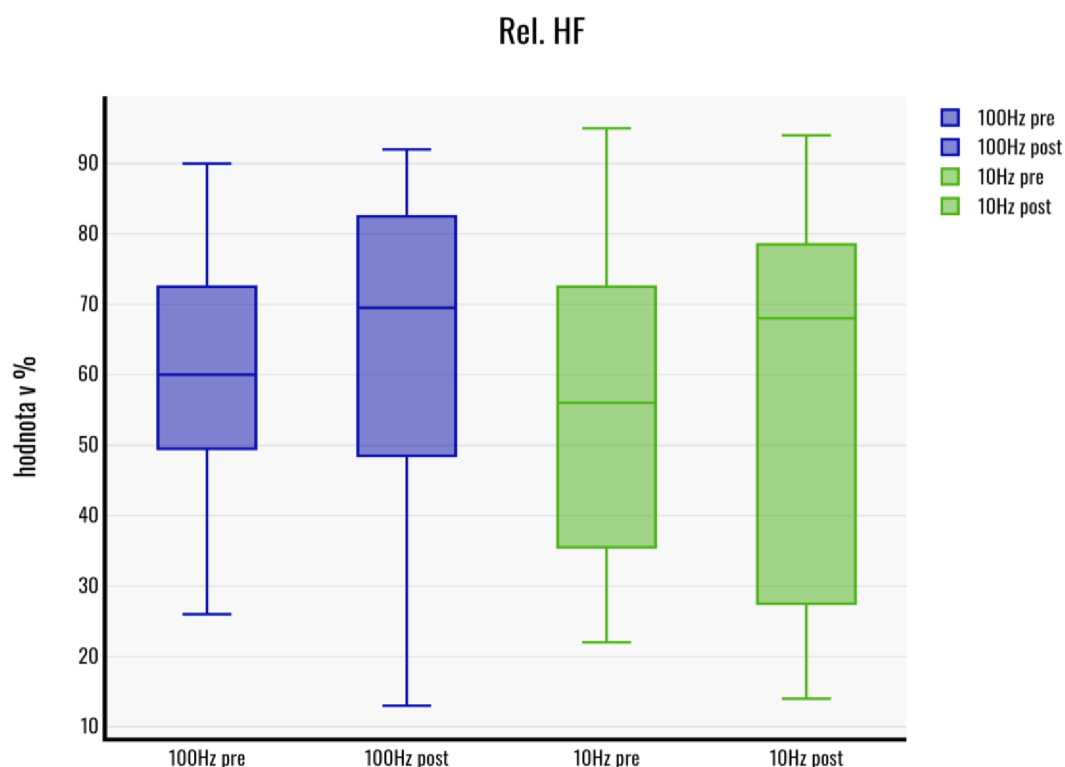
Medián parametru Rel. HF vykazoval po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí 15,87% nárůst, z původních 60,18 % před aplikací, na 69,73 % po aplikaci (Obrázek 29). Dané zvýšení je taktéž možno interpretovat jako nárůst relativního zastoupení HF složky o 9,55 % v celkovém spektrálním výkonu. Stoupající tendence byla patrna přesně u poloviny výzkumného souboru, tudíž u 10 z 20 probandů.

V případě aplikace TENS s 10Hz frekvencí byl vzestup mediánu výraznější. Z původních 56,13 % před aplikací vzrostl na 67,61 % po aplikaci, což odpovídá nárůstu 20,45 % původní hodnoty (Obrázek 29). Tento nárůst lze také interpretovat jako zvýšení relativního zastoupení HF složky o 11,48 % v celkovém spektrálním výkonu. Vzdávající tendence byla spatřena u 12 z 20 probandů.

V obou případech byla změna statisticky nevýznamná ( $p=0,455$ ), respektive ( $p=0,911$ ).

#### Obrázek 29

Grafické znázornění změny parametru Rel. HF krabicovým grafem před a po aplikaci TENS se 100Hz i 10Hz frekvencí



*Poznámka.* Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; 100Hz pre = hodnota Rel. HF ze záznamu před aplikací TENS se 100Hz frekvencí; 100Hz post = hodnota Rel. HF ze záznamu po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí; 10Hz pre = hodnota Rel. HF ze záznamu před aplikací TENS s 10Hz frekvencí; 10Hz post = hodnota Rel. HF ze záznamu po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí

#### 5.2.3.4 Relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma (Rel. LF)

Parametr Rel. LF vykazoval v obou případech sestupnou tendenci (Obrázek 30).

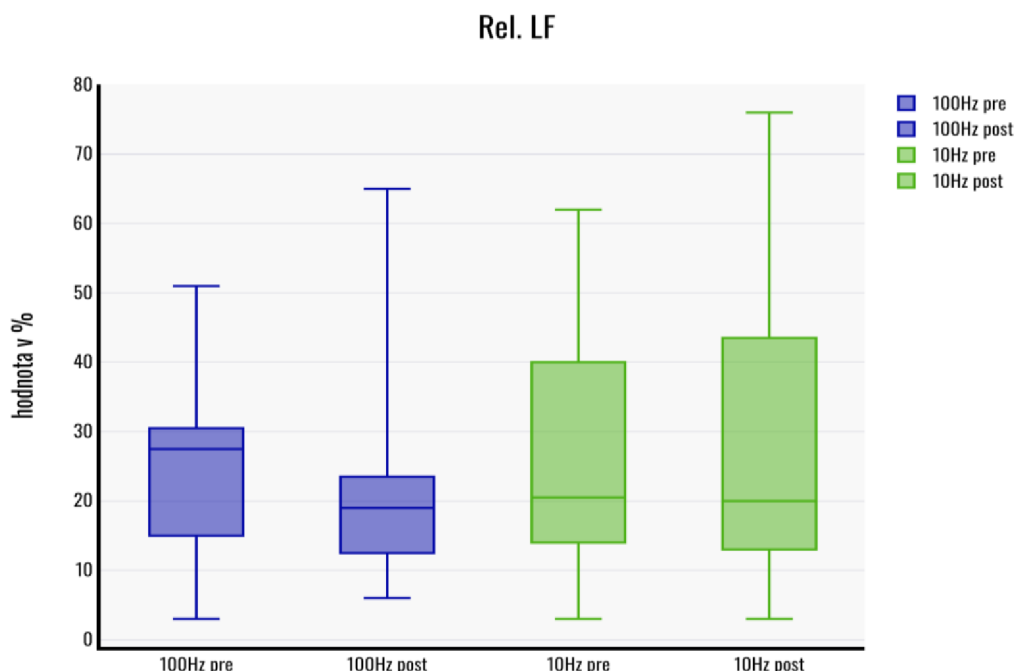
Po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí došlo k poklesu mediánu z původních 27,15 % před aplikací, na 19,07 % po aplikaci, což odpovídá 29,77% poklesu původní hodnoty. Daný pokles lze také interpretovat jako snížení relativního zastoupení LF složky o 8,08 % v celkovém spektrálním výkonu. Klesající tendence byla patrna přesně u poloviny výzkumného souboru, tudíž u 10 z 20 probandů.

V případě aplikace TENS s 10Hz frekvencí byl pokles mediánu mírnější. Z původních 20,54 % před aplikací poklesl pouze na 20,15 % po aplikaci, což odpovídá 1,9% snížení původní hodnoty. I zde lze tuto změnu interpretovat jako snížení relativního zastoupení LF složky o 0,39 % v celkovém spektrálním výkonu. I v tomto případě skupinové výsledky hovoří klesající tendenci, ovšem ta byla patrna pouze u 9 z 20 probandů.

V obou případech změna nedosáhla statistické významnosti ( $p=0,263$ ), respektive ( $p=0,737$ ).

#### Obrázek 30

Grafické znázornění změny parametru Rel. LF krabicovým grafem před a po aplikaci TENS se 100Hz i 10Hz frekvencí



*Poznámka.* Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; 100Hz pre = hodnota Rel. LF ze záznamu před aplikací TENS se 100Hz frekvencí; 100Hz post = hodnota Rel. LF ze záznamu po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí; 10Hz pre = hodnota Rel. LF ze záznamu před aplikací TENS s 10Hz frekvencí; 10Hz post = hodnota Rel. LF ze záznamu po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí

### 5.2.3.5 Poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma (LF/HF)

V obou případech aplikace došlo ke snížení mediánu poměru LF/HF (Obrázek 31), což odpovídá předchozím změnám relativního zastoupení HF a LF složky v prospěch složky HF.

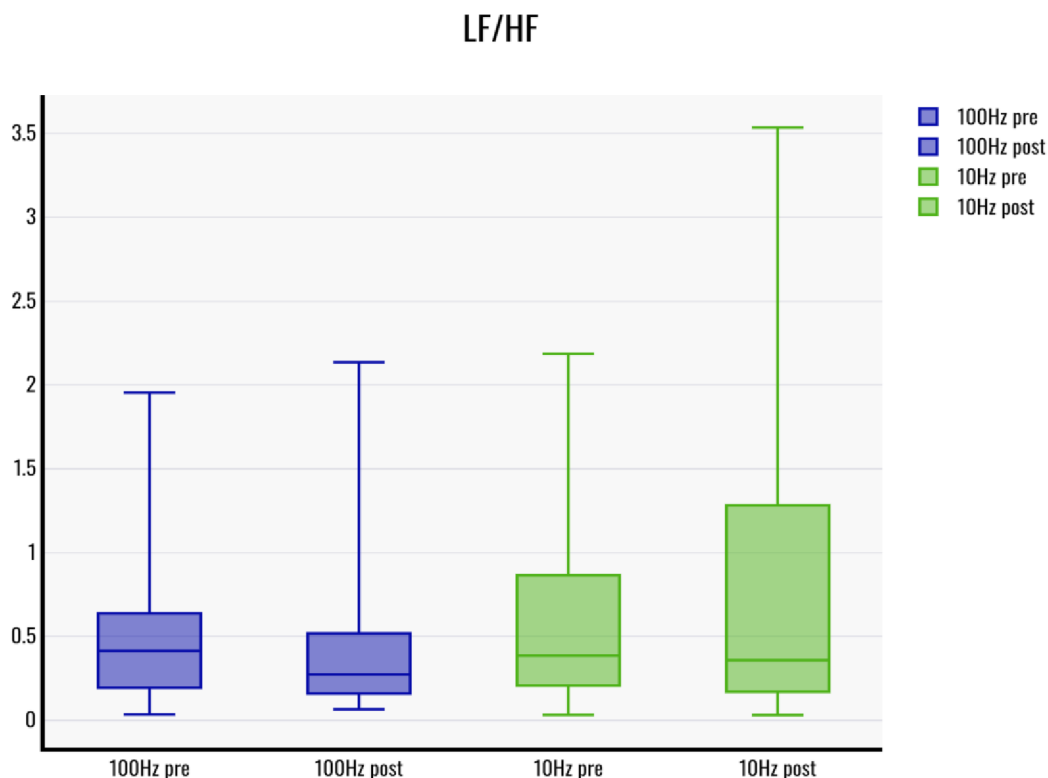
Po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí došlo k úpravě mediánu poměru LF/HF z původních 0,4137 před aplikací, na 0,274 po aplikaci, což odpovídá poklesu o 33,77 % z původní hodnoty. Klesající tendence byla spatřena u 10 z 20 probandů.

Po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí byla změna mírnější. Došlo tedy k snížení mediánu poměru LF/HF z původních 0,3861 před aplikací, na 0,358 po aplikaci, což odpovídá 7,28% snížení původní hodnoty. Klesající tendenci vykazovalo 11 z 20 probandů.

Ani v tomto případě nedosáhly změny statistické významnosti ( $p=1,000$ ), respektive ( $p=0,654$ ).

#### Obrázek 31

Grafické znázornění změny parametru LF/HF krabicovým grafem před a po aplikaci TENS se 100Hz i 10Hz frekvencí



*Poznámka.* LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; 100Hz pre = hodnota LF/HF ze záznamu před aplikací TENS se 100Hz frekvencí; 100Hz post = hodnota LF/HF ze záznamu po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí; 10Hz pre = hodnota LF/HF ze záznamu před aplikací TENS s 10Hz frekvencí; 10Hz post = hodnota LF/HF ze záznamu po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí

### 5.2.3.6 Celkový spektrální výkon (Total power)

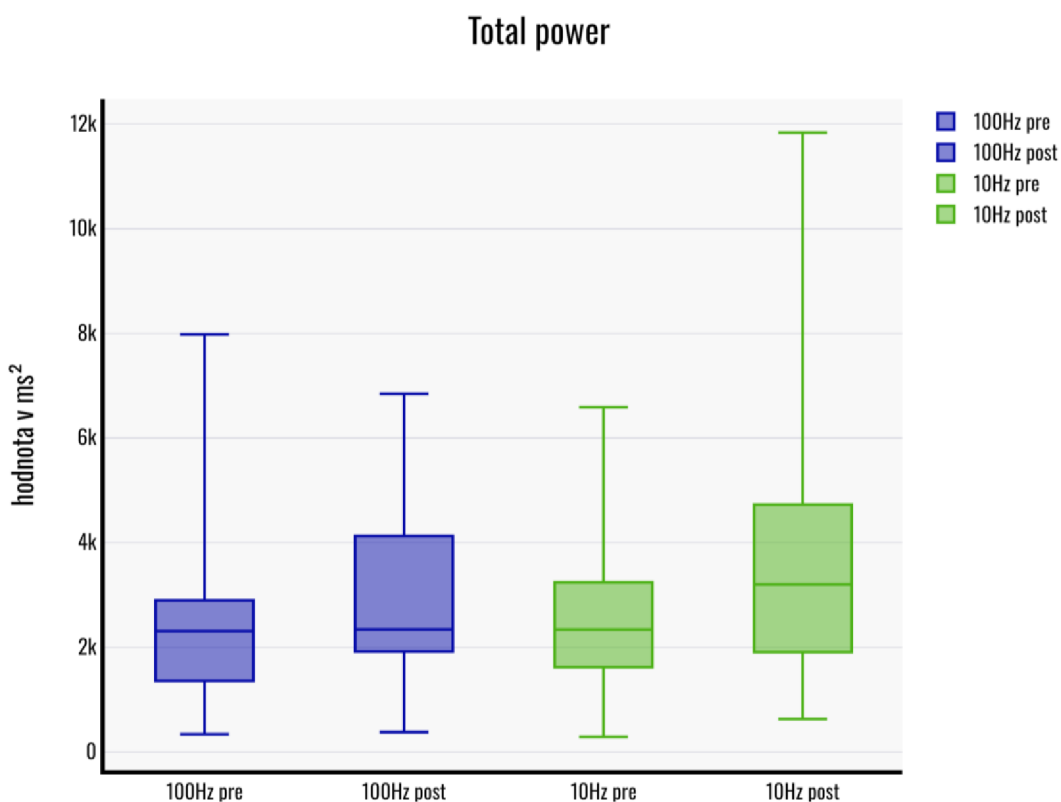
Parametr Total power vykazoval stoupající tendenci po aplikaci proudů TENS obou frekvencí (Obrázek 32).

Po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí došlo k 1,41% vzestupu mediánu z původních 2307,21 ms<sup>2</sup> před aplikací, na 2340,31 ms<sup>2</sup> po aplikaci. Tato změna nedosáhla statistické významnosti ( $p=0,218$ ). Vzdávající tendenci vykazovalo 13 z 20 probandů.

Ovšem po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí došlo k mnohem výraznějšímu zvýšení hodnoty mediánu, který z původních 2337,94 ms<sup>2</sup> vzrostl na 3200,22 ms<sup>2</sup>, což odpovídá 36,88% zvýšení původní hodnoty. Jednalo o signifikantní změnu, která dosáhla statistické významnosti ( $p=0,030$ ). V tomto případě byla vzdávající tendence patrna u 14 z 20 probandů.

#### Obrázek 32

Grafické znázornění změny parametru Total power krabicovým grafem před a po aplikaci TENS se 100Hz i 10Hz frekvencí



*Poznámka.* Total power = hodnota celkového spektrálního výkonu v ms<sup>2</sup>; 100Hz pre = hodnota Total power ze záznamu před aplikací TENS se 100Hz frekvencí; 100Hz post = hodnota Total power ze záznamu po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí; 10Hz pre = hodnota Total power ze záznamu před aplikací TENS s 10Hz frekvencí; 10Hz post = hodnota Total power ze záznamu po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí

### 5.2.3.7 Průměrná hodnota R-R intervalů (RR)

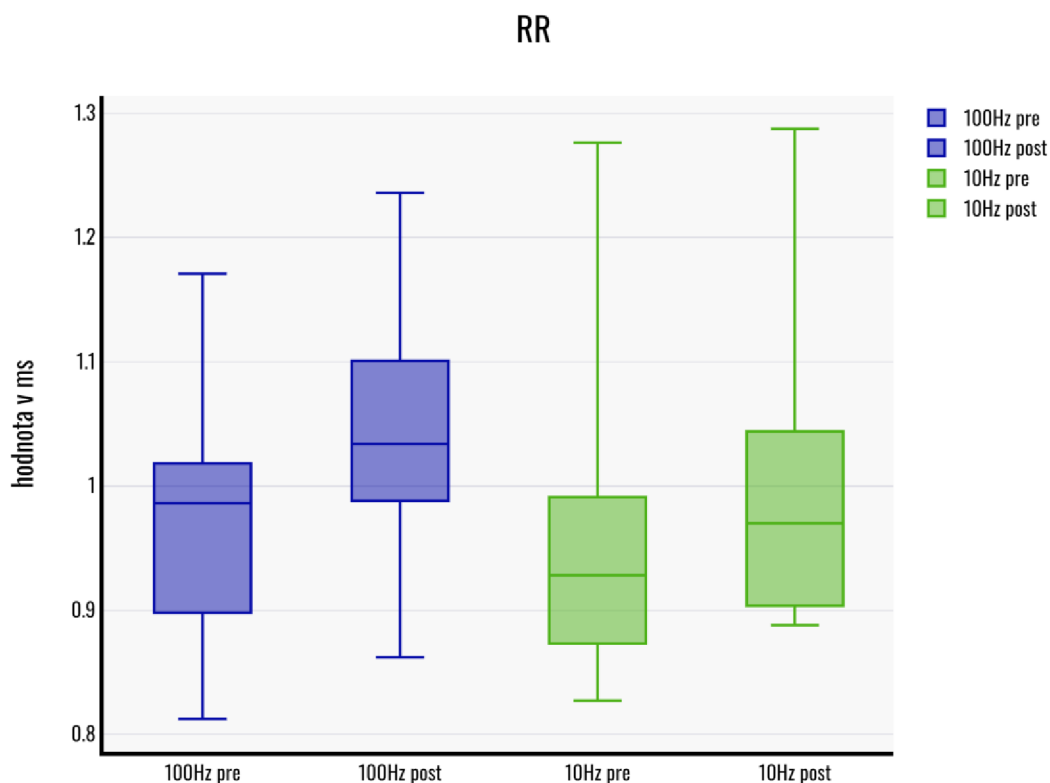
U parametru RR byla zaznamenána stoupající tendence po aplikaci TENS obou frekvencí (Obrázek 33).

Po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí došlo k 4,85% zvýšení mediánu, z původních 0,9863 ms před aplikací, na 1,0341 ms po aplikaci. Tento vzestup byl vyhodnocen jako statisticky významný ( $p=0,001$ ). Nárůst hodnoty tohoto parametru byl patrný téměř u celého výzkumného souboru, jelikož k němu došlo u 19 z 20 probandů.

Po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí byla změna mediánu velmi podobná. Z původních 0,9283 ms vzrostl na 0,9701 ms, což odpovídá 4,5% zvýšení oproti původní hodnotě. I v tomto případě byl vzestup vyhodnocen jako statisticky významný ( $p=0,001$ ). Nárůst hodnoty vykazovalo 18 z 20 probandů.

#### Obrázek 33

Grafické znázornění změny parametru RR krabicovým grafem před a po aplikaci TENS se 100Hz i 10Hz frekvencí



*Poznámka.* RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; 100Hz pre = hodnota RR ze záznamu před aplikací TENS se 100Hz frekvencí; 100Hz post = hodnota RR ze záznamu po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí; 10Hz pre = hodnota RR ze záznamu před aplikací TENS s 10Hz frekvencí; 10Hz post = hodnota RR ze záznamu po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí

### 5.2.3.8 MSSD

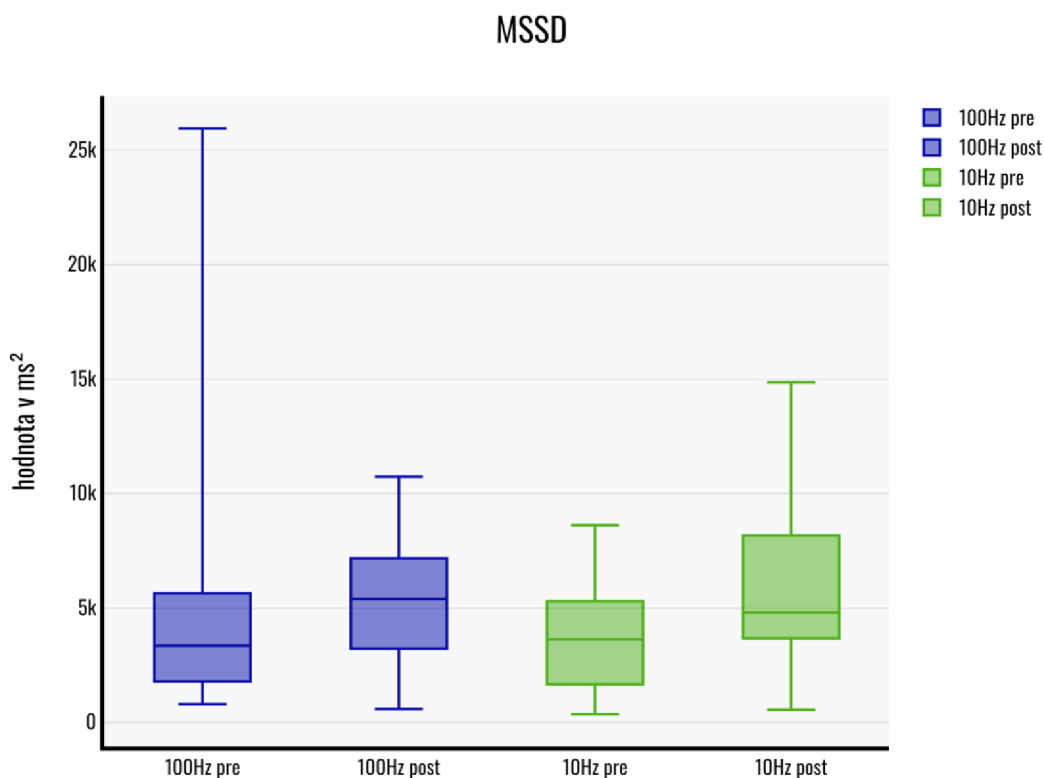
Taktéž v případě parametru MSSD byla zaznamenána stoupající tendence po aplikaci TENS obou frekvencí (Obrázek 34).

Konkrétně v případě aplikace TENS se 100Hz frekvencí vzrostl medián o výrazných 60,72% z původních 3358,28 ms<sup>2</sup> před aplikací, na 5397,69 ms<sup>2</sup> po aplikaci. Přesto tato změna nebyla vyhodnocena jako statisticky významná (p=0,073). Stoupající tendence byla patrná u 15 z 20 probandů.

V případě aplikace TENS s 10Hz frekvencí byl nárůst mediánu mírnější. Z původních 3631,39 ms<sup>2</sup> vzrostl na 4806,17 ms<sup>2</sup>, což odpovídá 32,35% zvýšení původní hodnoty. Přestože tato změna nebyla tak výrazná, projevila se jako statisticky významná (p=0,001). K nárůstu hodnoty tohoto parametru došlo téměř u všech probandů, konkrétně u 19 z 20 probandů.

#### Obrázek 34

Grafické znázornění změny parametru MSSD krabicovým grafem před a po aplikaci TENS se 100Hz i 10Hz frekvencí



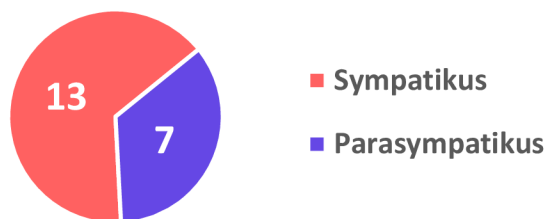
*Poznámka.* MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>; 100Hz pre = hodnota MSSD ze záznamu před aplikací TENS se 100Hz frekvencí; 100Hz post = hodnota MSSD ze záznamu po aplikací TENS se 100Hz frekvencí; 10Hz pre = hodnota MSSD ze záznamu před aplikací TENS s 10Hz frekvencí; 10Hz post = hodnota MSSD ze záznamu po aplikací TENS s 10Hz frekvencí

### 5.2.4 Výsledek k hypotéze H<sub>03</sub>

**H<sub>03</sub>:** Ve skupině zdravých probandů, vykazující **zvýšenou aktivitu sympatiku** dle DAF (n=13) (Obrázek 35), nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se **100Hz** frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

**Obrázek 35**

*Rozdělení výzkumného souboru dle výsledků dotazníku DAF*



Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV z pozice závěrečného lehu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí u skupiny probandů se zvýšenou aktivitou sympatiku (n=13) (Tabulka 4), došlo ke statisticky významnému zvýšení parametru: **průměrná hodnota R-R intervalů** (p=0,002). U ostatních parametrů ke statisticky významným změnám nedošlo.

Na základě těchto výsledků byla hypotéza H<sub>03</sub> zamítnuta na hladině statistické významnosti p < 0,05.



**Tabulka 4**

Základní deskriptivní statistika jednotlivých ukazatelů SAHRV a hodnota statistické významnosti mezi výsledky 3. intervalů záznamu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí u skupiny probandů vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku (n=13)

Ukazatele SAHRV	Deskriptivní hodnoty před aplikací TENS				Deskriptivní hodnoty po aplikaci TENS				p - hodnota
	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	
Power HF	1442,37	1734,93	1014,61	910,57	1482,84	1007,57	1583,17	1252,17	0,311
Power LF	469,69	360,47	350,67	412,64	455,69	309,3	453,76	401,74	0,807
Rel. HF	63	15,87	66,37	27,48	63,52	21,84	67,31	32,31	0,917
Rel. LF	25,88	12,78	27,78	17,52	18,92	6,53	20,43	8,71	0,152
LF/HF	0,4988	0,3768	0,4262	0,4164	0,4455	0,472	0,2832	0,3377	0,972
Total power	2137,58	1869,47	1503,12	1574,79	2451,71	1490,66	2253,69	1805,62	0,196
RR	0,9779	0,089	0,9901	0,136	1,0488	0,0938	1,0347	0,121	<b>0,002</b>
MSSD	4650,76	6309,37	2921,04	2692,15	4561,05	2535,46	4527,22	3584,82	0,101

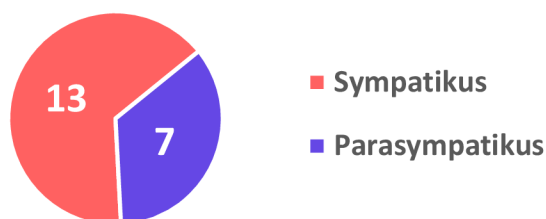
*Poznámka.* SAHRV = spektrální analýza variability srdeční frekvence; TENS = transkutánní elektroneurostimulace;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí; p hodnota = hladina statistické významnosti; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v ms<sup>2</sup>; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>

#### 5.2.5 Výsledek k hypotéze H<sub>04</sub>

**H<sub>04</sub>:** Ve skupině zdravých probandů, vykazující **zvýšenou aktivitu sympatiku** dle DAF (Obrázek 36) (n=13), nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se **10Hz** frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

**Obrázek 36**

Rozdělení výzkumného souboru dle výsledků dotazníku DAF



Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV z pozice závěrečného lehu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí u skupiny probandů se zvýšenou aktivitou sympatiku (n=13) (Tabulka 5), došlo ke statisticky významnému zvýšení parametru: **MSSD** (p=0,011). Zároveň se v této skupině projevil statisticky významný pokles parametru: **průměrná hodnota R-R intervalů** (p=0,039). U ostatních parametrů ke statisticky významným změnám nedošlo.

Na základě těchto výsledků byla hypotéza H<sub>04</sub> zamítnuta na hladině statistické významnosti p < 0,05.

**Tabulka 5**

Základní deskriptivní statistika jednotlivých ukazatelů SAHRV a hodnota statistické významnosti mezi výsledky 3. intervalů záznamu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí u skupiny probandů vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku (n=13)

Ukazatele SAHRV	Deskriptivní hodnoty před aplikací TENS				Deskriptivní hodnoty po aplikaci TENS				p - hodnota
	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	
Power HF	1033,38	581,64	1087,33	945,45	1329,29	987,65	1133,32	732	0,133
Power LF	554,41	642,14	373,62	354,79	752,06	740,08	478,22	1069,04	0,345
Rel. HF	53,84	22,89	54,05	43,94	53,08	24,84	67,57	51,52	0,917
Rel. LF	24,65	16,25	17,32	25,11	24,84	15,19	16,99	21,77	0,807
LF/HF	0,6919	0,7132	0,3634	0,9484	0,8081	0,9633	0,371	0,8722	0,753
Total power	2131,62	1424,55	1628,6	1419,78	2754,32	1641,84	2490,88	3069,11	0,311
RR	0,9487	0,1277	0,9432	0,1508	0,975	0,1171	0,9128	0,14	<b>0,039</b>
MSSD	2831,2	1694,42	3186,08	3363,23	4246,42	2661,39	4001,29	2787,91	<b>0,011</b>

*Poznámka.* SAHRV = spektrální analýza variability srdeční frekvence; TENS = transkutánní elektroneurostimulace;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí; p hodnota = hladina statistické významnosti; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Rel.

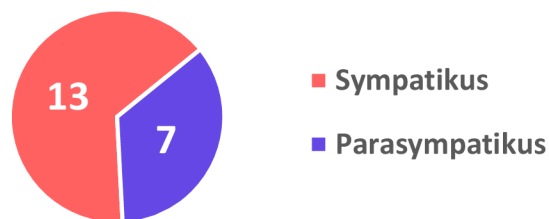
HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$

### 5.2.6 Výsledek k hypotéze H<sub>05</sub>

**H<sub>05</sub>:** Ve skupině zdravých probandů, vykazující **zvýšenou aktivitu parasymptiku** dle DAF (Obrázek 37) (n=7), nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se **100Hz** frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

#### Obrázek 37

Rozdělení výzkumného souboru dle výsledků dotazníku DAF



Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV z pozice závěrečného lehu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí u skupiny probandů se zvýšenou aktivitou parasymptiku (n=7) (Tabulka 6), došlo ke statisticky významnému zvýšení parametru: **průměrná hodnota R-R intervalů** ( $p=0,018$ ). U ostatních parametrů ke statisticky významným změnám nedošlo.

Na základě těchto výsledků byla hypotéza H<sub>05</sub> zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

**Tabulka 6**

Základní deskriptivní statistika jednotlivých ukazatelů SAHRV a hodnota statistické významnosti mezi výsledky 3. intervalů záznamu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí u skupiny probandů vykazující zvýšenou aktivitu parasymptiku (n=7)

Ukazatele SAHRV	Deskriptivní hodnoty před aplikací TENS				Deskriptivní hodnoty po aplikaci TENS				p - hodnota
	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	
Power HF	2043,37	1495,1	1582,28	2179,95	2870,52	1866,59	2432,61	3377,31	0,398
Power LF	768,87	623,71	443,96	1099,14	844,16	630,6	502,05	957,51	0,237
Rel. HF	56,73	17,57	55,7	18,28	66,19	22,42	73,86	45,83	0,237
Rel. LF	23,76	14,48	26,52	21,63	24,03	19,42	13,44	28,83	1,000
LF/HF	0,574	0,5973	0,4012	0,482	0,5665	0,6921	0,1696	0,7804	0,735
Total power	3453,98	1795,62	2840,77	4031,24	4064,23	1752,34	3328,7	3467,32	0,499
RR	0,9462	0,0891	0,9556	0,1173	1,0256	0,0826	1,0066	0,1556	<b>0,018</b>
MSSD	5005,3	2733,6	5402,69	4914,16	6404,71	2111,5	7199,2	2687,24	0,499

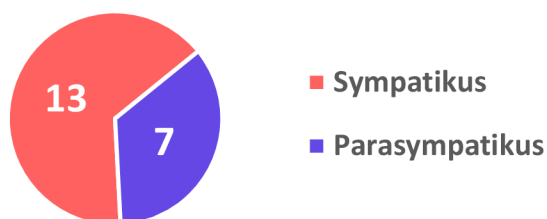
*Poznámka.* SAHRV = spektrální analýza variability srdeční frekvence; TENS = transkutánní elektroneurostimulace;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí; p hodnota = hladina statistické významnosti; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v ms<sup>2</sup>; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>

### 5.2.7 Výsledek k hypotéze H<sub>06</sub>

**H<sub>06</sub>:** Ve skupině zdravých probandů, vykazující **zvýšenou aktivitu parasymptiku** dle DAF (Obrázek 38) (n=7), nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se **10Hz** frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

### Obrázek 38

Rozdělení výzkumného souboru dle výsledků dotazníku DAF



Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV z pozice závěrečného lehu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí u skupiny probandů se zvýšenou aktivitou parasympatiku (n=7) (Tabulka 7), došlo ke statisticky významnému zvýšení parametrů: **celkový spektrální výkon** ( $p=0,028$ ), **průměrná hodnota R-R intervalů** ( $p=0,002$ ) a **MSSD** ( $p=0,018$ ). U ostatních parametrů ke statisticky významným změnám nedošlo.

Na základě těchto výsledků byla hypotéza  $H_06$  zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### Tabulka 7

Základní deskriptivní statistika jednotlivých ukazatelů SAHRV a hodnota statistické významnosti mezi výsledky 3. intervalů záznamu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí u skupiny probandů vykazující zvýšenou aktivitu parasympatiku (n=7)

Ukazatele SAHRV	Deskriptivní hodnoty před aplikací TENS				Deskriptivní hodnoty po aplikaci TENS				p - hodnota
	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	
Power HF	2204,75	1006,1	2106,1	1982,81	3162,27	1955,24	2655,97	4431,2	0,237
Power LF	1040,91	973,17	799,12	1249,31	2075,26	2873,4	1124,39	1344,03	0,128
Rel. HF	61,38	20,49	58,2	36,56	59,28	27,89	69,49	57,77	0,866
Rel. LF	28,19	19,55	23,79	40,71	30,19	23,98	24,05	37,18	0,866
LF/HF	0,6439	0,6817	0,4088	0,9271	0,9753	1,1295	0,345	1,3376	0,866
Total power	3568,08	1365,3	2862,54	1612,96	5678,27	3061,84	4674,89	4930,02	<b>0,028</b>
RR	0,9646	0,0936	0,916	0,187	1,0538	0,0828	1,0264	0,1998	<b>0,018</b>
MSSD	5460,53	2211,86	6399,21	3875,87	9148,94	3424,36	8696,27	6499,39	<b>0,018</b>

*Poznámka.* SAHRV = spektrální analýza variability srdeční frekvence; TENS = transkutánní elektroneurostimulace;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí; p hodnota = hladina statistické významnosti; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ;

Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v ms<sup>2</sup>; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>

### 5.2.8 Výsledek k hypotéze H<sub>07</sub>

**H<sub>07</sub>:** Ve skupině zdravých **mužských probandů** (n=10) nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se **100Hz** frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV z pozice závěrečného lehu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí u skupiny mužských probandů (n=10) (Tabulka 8), došlo ke statisticky významnému zvýšení parametru: **průměrná hodnota R-R intervalů** (p=0,005). U ostatních parametrů ke statisticky významným změnám nedošlo.

Na základě těchto výsledků byla hypotéza H<sub>07</sub> zamítnuta na hladině statistické významnosti p < 0,05.

#### Tabulka 8

*Základní deskriptivní statistika jednotlivých ukazatelů SAHRV a hodnota statistické významnosti mezi výsledky 3. intervalů záznamu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí u skupiny mužských probandů (n=10)*

Ukazatele SAHRV	Deskriptivní hodnoty před aplikací TENS				Deskriptivní hodnoty po aplikaci TENS				p - hodnota
	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	
Power HF	974,55	478,46	977,31	819,5	1216,57	622,66	1340,35	1055,34	0,241
Power LF	597,43	444,89	382,68	560,52	642,18	395,34	583,26	668,72	0,386
Rel. HF	50,75	13,03	51,83	20,64	51,81	21,2	51,71	44,4	0,959
Rel. LF	29,93	14,48	29,23	33,8	25,72	14,07	22,7	8,51	0,508
LF/HF	0,7224	0,56	0,5475	0,9541	0,7309	0,6785	0,4902	0,7824	0,646
Total power	2012,77	918,84	2307,21	1722,49	2560,65	1360,1	2290,22	1351,26	0,285
RR	0,9984	0,0988	0,9893	0,167	1,0606	0,11	1,0778	0,1711	<b>0,005</b>
MSSD	3516,07	2105,38	3223,6	4516,37	4256,97	1986,05	4751,4	3789,43	0.203

*Poznámka.* SAHRV = spektrální analýza variability srdeční frekvence; TENS = transkutánní elektroneurostimulace;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián;

IQR = interkvartilové rozpětí; p hodnota = hladina statistické významnosti; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v ms<sup>2</sup>; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>

### 5.2.9 Výsledek k hypotéze H<sub>08</sub>

**H<sub>08</sub>:** Ve skupině zdravých **mužských probandů** (n=10), nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se **10Hz** frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV z pozice závěrečného lehu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí u skupiny mužských probandů (n=10) (Tabulka 9), došlo ke statisticky významnému zvýšení parametru: **MSSD** (p=0,022). U ostatních parametrů ke statisticky významným změnám nedošlo.

Na základě těchto výsledků byla hypotéza H<sub>08</sub> zamítnuta na hladině statistické významnosti p <0,05.

#### Tabulka 9

*Základní deskriptivní statistika jednotlivých ukazatelů SAHRV a hodnota statistické významnosti mezi výsledky 3. intervalů záznamu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí u skupiny mužských probandů (n=10)*

Ukazatele SAHRV	Deskriptivní hodnoty před aplikací TENS				Deskriptivní hodnoty po aplikaci TENS				p - hodnota
	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	
Power HF	1203,53	571,22	1132,73	688,95	1351,97	739,04	1084,81	472,56	0,575
Power LF	583,88	393,19	482,31	606,09	702,86	508,11	553,67	1018,81	0,445
Rel. HF	53,6	18,51	56,13	56,62	52,77	23,85	52,9	48,89	0,721
Rel. LF	23,92	14,24	19,67	14,4	21,69	11,78	16,14	15,84	0,575
LF/HF	0,5543	0,5526	0,3861	0,3361	0,5815	0,4737	0,3725	0,8624	0,959
Total power	2423,36	1277,8	2279,5	1432,3	2912,35	1266,37	2984,7	2769,96	0,333
RR	0,9998	0,1319	0,9546	0,2495	1,0304	0,1326	1,0253	0,2623	0,169
MSSD	3124,79	1562,05	3448,53	3088,55	4681,85	1718,49	4381,01	3129,64	<b>0,022</b>

*Poznámka.* SAHRV = spektrální analýza variability srdeční frekvence; TENS = transkutánní elektroneurostimulace;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí; p hodnota = hladina statistické významnosti; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$

### **5.2.10 Výsledek k hypotéze $H_09$**

**$H_09$ :** Ve skupině zdravých **ženských probandů** (n=10) nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se **100Hz** frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV z pozice závěrečného lehu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí u skupiny ženských probandů (n=10) (Tabulka 10), došlo ke statisticky významnému zvýšení parametru: **průměrná hodnota R-R intervalů** ( $p=0,009$ ). U ostatních parametrů ke statisticky významným změnám nedošlo.

Na základě těchto výsledků byla hypotéza  $H_09$  zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .



**Tabulka 10**

Základní deskriptivní statistika jednotlivých ukazatelů SAHRV a hodnota statistické významnosti mezi výsledky 3. intervalů záznamu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí u skupiny ženských probandů (n=10)

Ukazatele SAHRV	Deskriptivní hodnoty před aplikací TENS				Deskriptivní hodnoty po aplikaci TENS				p - hodnota
	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	
Power HF	2330,89	2119,74	1292,92	2649,62	2720,49	1765,29	2138,31	2870,57	0,445
Power LF	551,37	531,96	357,59	392,88	541,13	556,76	450,52	254,2	0,646
Rel. HF	70,86	13,77	72,84	24,55	77,11	14,33	82,2	21,32	0,386
Rel. LF	20,35	10,27	18,74	17,49	15,7	9,13	13,16	12,28	0,445
LF/HF	0,3278	0,2131	0,2551	0,43	0,2448	0,2303	0,1611	0,2001	0,508
Total power	3183,87	2461,47	2186,4	4609,23	3471,55	1989,1	2807,8	3638,96	0,445
RR	0,9352	0,0674	0,9279	0,1217	1,0208	0,0596	1,02	0,1102	<b>0,009</b>
MSSD	6033,62	7031,13	3513,42	4125,41	6155,69	2697,71	6673,05	3873,01	0,241

*Poznámka.* SAHRV = spektrální analýza variability srdeční frekvence; TENS = transkutánní elektroneurostimulace;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí; p hodnota = hladina statistické významnosti; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v ms<sup>2</sup>; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>

### 5.2.11 Výsledek k hypotéze H<sub>010</sub>

**H<sub>010</sub>:** Ve skupině zdravých ženských probandů (n=10) nedojde v pozici závěrečného lehu po aplikaci elektrických proudů TENS se 10Hz frekvencí ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před aplikací proudů.

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV z pozice závěrečného lehu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí u skupiny ženských probandů (n=10) (Tabulka 11), došlo ke statisticky významnému zvýšení parametrů: **celkový spektrální výkon** (p=0,047) **průměrná hodnota R-R intervalů** (p=0,005) a **MSSD** (p=0,005). U ostatních parametrů ke statisticky významným změnám nedošlo.

Na základě těchto výsledků byla hypotéza  $H_010$  zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

**Tabulka 11**

*Základní deskriptivní statistika jednotlivých ukazatelů SAHRV a hodnota statistické významnosti mezi výsledky 3. intervalů záznamu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí u skupiny ženských probandů (n=10)*

Ukazatele SAHRV	Deskriptivní hodnoty před aplikací TENS				Deskriptivní hodnoty po aplikaci TENS				p - hodnota
	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	
Power HF	1683,37	1153,77	1566,94	2047,73	2589,69	2039,78	1957,51	3545,33	0,093
Power LF	868,44	1041,58	420,43	1281,99	1727,51	2550,5	804,94	1677,32	0,139
Rel. HF	59,36	25,33	61,19	56,62	57,73	27,99	68,4	56,64	0,878
Rel. LF	27,86	20,14	21,57	43,4	31,74	22,94	24,45	40,18	0,386
LF/HF	0,796	0,8081	0,3647	1,6299	1,1517	1,3163	0,358	2,352	0,508
Total power	2845,41	1777,64	2554,34	2857,41	4643,05	3294,75	4010,81	4661,54	<b>0,047</b>
RR	0,9087	0,0769	0,9054	0,1179	0,9748	0,0795	0,9628	0,1078	<b>0,005</b>
MSSD	4378,15	2260,29	4414,24	4791,5	7242,76	4703,16	6918,2	8895,07	<b>0,005</b>

*Poznámka.* SAHRV = spektrální analýza variability srdeční frekvence; TENS = transkutánní elektroneurostimulace;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí; p hodnota = hladina statistické významnosti; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$

### 5.2.12 Výsledek k hypotéze $H_011$

**$H_011$ :** U kontrolní skupiny zdravých probandů (n=12) nedojde v pozici závěrečného lehu **po přiložení elektrod** (bez aplikace TENS) ke statisticky významné změně hodnoty žádného ze sledovaných parametrů (Power HF, Power LF, Rel. HF, Rel. LF, LF/HF, Total Power, R-R, MSSD) SAHRV, v porovnání s pozicí závěrečného lehu před jejich přiložením.

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV z pozice závěrečného lehu před a po přiložení elektrod (bez aplikace TENS) u kontrolní skupiny (n=12) (Tabulka 12), došlo ke statisticky významnému zvýšení parametru: **průměrná hodnota R-R intervalů** ( $p=0,003$ ).

Nárůst hodnoty tohoto parametru byl patrný u 11 z 12 probandů. U ostatních parametrů nebyly shledány statisticky významné změny.

Na základě těchto výsledků byla hypotéza  $H_{011}$  zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### Tabulka 12

*Základní deskriptivní statistika jednotlivých ukazatelů SAHRV a hodnota statistické významnosti mezi výsledky 3. intervalů záznamu před a po přiložení elektrod (bez aplikace TENS) u kontrolní skupiny (n=12)*

Ukazatele SAHRV	Deskriptivní hodnoty před aplikací TENS				Deskriptivní hodnoty po aplikaci TENS				p - hodnota
	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	$\bar{x}$	SD	Me	IQR	
Power HF	2011,62	2498,34	1120,18	2332,02	2013,54	1807,41	1384,14	2430,58	0,347
Power LF	472,36	343,98	382,23	353,14	466,05	259,22	390,7	286,85	0,754
Rel. HF	62,92	21,2	74,37	27,49	63,43	23	69,5	29,37	0,875
Rel. LF	22,61	13,88	16,8	20,29	20,49	9,14	18,37	17,34	0,239
LF/HF	0,6194	0,9366	0,3126	0,4381	0,6027	0,8705	0,3145	0,4985	0,530
Total power	2878,9	3059,54	2007,74	2439,47	2957,83	2220,35	2043,98	3729,28	0,209
RR	0,924	0,11	0,9431	0,1761	0,9975	0,0912	1,0124	0,1764	<b>0,003</b>
MSSD	6738,63	8307,88	3893,25	6921,01	6424,93	5973,35	5314,7	6896,71	0,583

*Poznámka.* SAHRV = spektrální analýza variability srdeční frekvence; TENS = transkutánní elektroneurostimulace;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí; p hodnota = hladina statistické významnosti; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr spektrálních výkonů nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$

## 6 DISKUSE

Variabilita srdeční frekvence je celosvětově uznávaným zdravotním ukazatelem (Litscher et al., 2014) vypovídajícím o vyváženosti autonomního nervového systému. Její snížené hodnoty jsou spojeny s řadou onemocnění (Kemp & Quintana, 2013). Nejedná se však pouze o průvodní symptom, ale také o rizikový faktor rozvoje zdravotních komplikací (Bigger et al., 1992; Metelka, 2014; Rokyta, 2015).

Již řadu let si autoři nejrůznějších výzkumů kladou otázku, jakým způsobem zasáhnout do ANS a modulovat HRV. Četné studie již proběhly i v oblasti fyzioterapie. Za zmínku určitě stojí práce autorů (Sujan et al., 2016), kteří si dali za cíl zanalyzovat vliv termoterapie na HRV u pacientů trpících migrenózními bolestmi. Jejich intervencí byla kombinace pozitivní a negativní termoterapie, ve formě horké koupele horních a dolních končetin za současně prováděné masáže hlavy ledovým sáčkem. Jejich výsledky jednoznačně potvrzují vliv termoterapie na variabilitu srdeční frekvence, jež byla hodnocena metodou spektrální analýzy. Průkazně došlo k vzestupu spektrálního výkonu HF pásma ( $p=0,014$ ) za současného poklesu poměru relativních spektrálních výkonů LF/HF pásma ( $p=0,004$ ). Bohužel nelze jednoznačně určit, zda se na výsledku podílela spíše pozitivní, nebo negativní termoterapie či jejich kombinace.

Další zajímavou studií, již z oblasti elektroterapie, provedli autoři Oliveira et al. (2022). Jejich cílem bylo zhodnotit efekt klasické tetrapolární interference na HRV u zdravých probandů. Studie čítala dvě výzkumné skupiny, kterým byla aplikována klasická tetrapolární interference metodou paravertebrální aplikace v oblasti C7-Th4. Rozdíl výzkumných skupin spočíval ve frekvenci obalové křivky (AMF), která činila 100, respektive 10 Hz. I výsledky této studie jednoznačně potvrdily vliv klasické tetrapolární interference na HRV, ovšem se značným rozdílem mezi skupinami. U výzkumné skupiny, jejíž AMF činila 100 Hz, došlo po aplikaci k významnému zvýšení relativního spektrálního výkonu LF pásma se současným snížením relativního spektrálního výkonu HF pásma, přičemž poměr relativních spektrálních výkonů LF/HF pásma byl zvýšen. Zatímco u výzkumné skupiny, jejíž AMF činila 10 Hz, došlo k inverzním výsledkům. Tedy ke významnému zvýšení relativního spektrálního výkonu HF pásma se současným snížením relativního spektrálního výkonu LF pásma. Poměr relativních spektrálních výkonů LF/HF pásma byl snížen. Všechny zmíněné parametry dosáhly hladiny statistické významnosti, bohužel autor neuvádí jejich přesné hodnoty. Výsledky studie potvrzují, že nezáleží pouze na modalitě intervence, ale také na jejích parametrech.

V oblasti elektroterapie je klinicky velmi rozšířena skupina elektrických proudů tzv. transkutánní elektroneurostimulace. Využívá se především pro navození analgetického

účinku při léčbě muskuloskeletálních bolestí (Chen et al., 2022). Její využití ovšem stále častěji proniká i do dalších zdravotnických odvětví. Z oblasti porodnictví bylo vytvořeno systematické review autorů Thuvarakan et al. (2020), které přináší kontroverzní závěry. Doporučuje totiž využití TENS u gravidních žen zejména pro tlumení porodních bolestí. To se ovšem naprosto neslučuje s názory českého autora Navrátil (2019), dle kterého je tato aplikace u gravidních žen absolutně kontraindikovaná. Při důkladnější rešerši je možno nalézt další studie (Keskin et al., 2012; Njogu et al., 2021), jejichž výsledky podporují závěry zmíněného systematického review. Tyto studie uvádí aplikaci TENS u gravidních žen jako efektivní a zároveň zcela bezpečnou.

Prvními autory, kteří se věnovali analýze vlivu TENS na HRV, byli Stein et al. (2011). Jejich studie byla provedena na zdravých probandech ve věku mladé dospělosti za využití dvou výzkumných skupin. Rozdíl výzkumných skupin spočíval v použité frekvenci TENS, která při prvním testování činila 100 Hz a při testování druhém 10 Hz. Mezi jednotlivými testování byl rozestup 24 hodin a jejich pořadí bylo náhodné. Ostatní parametry TENS byly při obou testování shodné. Jednalo se o šířku impulzu 200  $\mu$ s, paravertebrální aplikace pomocí nalepovacích elektrod v rozsahu Th1-L2, prahově senzitivní intenzita, která byla z důvodu adaptace co 5 minut zvyšována a 30minutová doba aplikace. Měření SAHRV bylo uskutečněno bezprostředně před i po aplikaci TENS a byl k němu využit diagnostický systém MP150. Jednalo se o 10minutový záznam měření, který probíhal v klidové poloze na zádech. Součástí měření bylo kontrolované dýchání na základě zvukového signálu s frekvencí 12 dechů za minutu. Výsledky této pilotní studie přinesly dvě zjištění. TENS s největší pravděpodobností disponuje schopností měnit parametry HRV a změna parametrů je závislá na použité frekvenci. Po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí totiž došlo k významnému zvýšení relativního spektrálního výkonu LF pásma ( $p=0,019$ ) se současným snížením relativního spektrálního výkonu HF pásma ( $p=0,031$ ). Zatímco po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí došlo inverzním výsledkům v podobě významného zvýšení relativního spektrálního výkonu HF pásma ( $p=0,016$ ) se současným snížením relativního spektrálního výkonu LF pásma ( $p=0,002$ ). Po této aplikaci došlo navíc i k významnému snížení absolutního spektrálního výkonu LF pásma ( $p < 0,05$ ). Výsledky této práce jsou velmi podobné výsledkům výše zmíněné studie autorů Oliveira et al. (2022).

Přestože studie (Stein et al., 2011) disponuje překvapivě dobrými výsledky s potenciální klinickou využitelností, má pár velkých nedostatků. Problémem je velikost výzkumného souboru, který tvořilo pouze 7 probandů. Ti sice tvořily obě výzkumné skupiny, i přesto se ale domnívám, že se nejedná o reprezentativní počet, ze kterého lze vyvodit jednoznačné závěry. Dalším problémem je zařazení kontrolovaného dýchání do této studie, jelikož jak uvádí (Pumprla et al., 2014), v případě že nastavíme striktní dechovou frekvenci, přidáme tím do studie další externí stimul, který znehodnocuje přirozené výsledky SAHRV. Z toho důvodu nelze

jednoznačně prokázat, zda výsledná změna parametrů je doopravdy způsobena pouze TENS proudy, nebo v ní hraje roli i kontrolované dýchání.

Testovací protokol studie (Stein et al., 2011) replikovali s mírnými úpravami autoři do Amaral Sartori et al. (2018) na hypertenzních pacientech. Původní 10Hz frekvence byla snížena na 4 Hz a bylo vynecháno kontrolované dýchání. Jejich výsledky se mírně liší od výsledků pilotní studie, a to především po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí, po které nedošlo k významné změně žádného ze sledovaných parametrů. Výsledky po aplikaci TENS se 4Hz frekvencí se shodují s výsledky pilotní studie. Sami autoři do Amaral Sartori et al. (2018) uvádí, že došlo k signifikantnímu zvýšení relativního spektrálního výkonu HF pásma ( $p < 0,05$ ) se současným snížením relativního spektrálního výkonu LF pásma ( $p = 0,026$ ). Zde ovšem nekoresponduje slovní interpretace autorů se statistickou interpretací, jelikož zvýšení relativního spektrálního výkonu HF pásma dosáhlo statistické významnosti ( $p = 0,051$ ), a jelikož byla hladina významnosti alfa stanovena na ( $p < 0,05$ ), nelze tuto změnu jednoznačně interpretovat jako statisticky významnou. Zároveň tato studie disponuje stejnou limitací, jako pilotní studie, a tou je nereprezentativní počet probandů ( $n = 10$ ) a ( $n = 8$ ).

Zmíněné studie (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011) byly určitou inspirací této diplomové práce a její metodika ze studií vycházela. Byla ovšem mírně poupravena. Věkové a zdravotní vymezení bylo zvoleno pro homogenizaci výzkumného souboru. Výzkum má stále spíše experimentální povahu, jelikož je podložen malým počtem ne příliš kvalitních studií. I z tohoto důvodu nebyl výzkum proveden přímo na pacientech. Vyrovnaný poměr mužských a ženských probandů nebyl zamýšlen, jedná se pouze o náhodu.

Úpravou prošly i parametry TENS. Doba aplikace byla snížena z 30 na 20 minut, především z praktických důvodů. V běžné praxi se raritně setkáváme s aplikační dobou TENS přesahující 20 minut. Paravertebrální aplikace byla zachována, ovšem namísto samolepících elektrod byly využity deskové elektrody o velikosti 7x5 cm. Cílená aplikační oblasti 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. Jelikož cílovou tkání byla sympatická ganglia, došlo na základě poznatků autora Prentice (2009) k navýšení aplikační intenzity na nadprahově senzitivní, která by měla proniknout hlouběji. Bylo také upuštěno od pravidelného navýšování intenzity v 5minutových intervalech. Intenzita byla navýšena okamžitě po proběhlé adaptaci pro konstantní udržení nadprahově senzitivního vjemu, díky čemuž mohl proud pronikat hlouběji bez přítomnosti motorické kontrakce.

Nejvíce úprav bylo provedeno v protokolu měření SAHRV. Pro samotné měření byla využita ortoklinostatická zkouška, jejíž využití doporučuje řada autorů (Javorka, 2008; Opavský,

2018; Salinger et al., 1998). Jedná se také o nejcitlivější zkoušku k zachycení aktivity vagu (Opavský, 2002). Kontrolované dýchání nebylo využito z důvodu možného zkreslení výsledků.

Předpokládaným výsledkem této diplomové práce bylo významné zvýšení relativního spektrálního výkonu LF pásma se současným snížením relativního spektrálního výkonu HF pásma po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí, a významné zvýšení relativního spektrálního výkonu HF pásma se současným snížením relativního spektrálního výkonu LF pásma po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí. Ovšem prvotní analýza výsledků tento fenomén nepotvrdila. Statisticky významné změny se týkaly především parametrů časové domény. Po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí došlo ke statisticky významné změně pouze u průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,001$ ), která se zvýšila. Po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí došlo ke statisticky významné změně obou sledovaných parametrů časové domény. Jednalo se o průměrnou hodnotu R-R intervalů ( $p=0,001$ ) a MSSD ( $p=0,001$ ). Zároveň ovšem došlo i ke statisticky významnému zvýšení celkového spektrálního výkonu (Total power) ( $p=0,030$ ), jenž je součástí frekvenční domény. Zvýšení tohoto parametru je na první pohled překvapivým zjištěním, jelikož nedošlo k výraznému zvýšení absolutních výkonů HF (Power HF) a LF pásma (Power LF). V případě že jejich změny odhadneme na základě změn jejich mediánů, zjišťujeme nárůst Total power z původní hodnoty 2337,94 ms<sup>2</sup> na 3200,22 ms<sup>2</sup> po aplikaci. Ovšem Power LF vzrostl z původních 482,31 ms<sup>2</sup> pouze na 590,58 ms<sup>2</sup> po aplikaci a hodnota Power HF byla v podstatě stejná, kdy došlo ke změně z původních 1224,29 ms<sup>2</sup> na 1207,85 ms<sup>2</sup> po aplikaci. Na základě těchto výsledků lze předpokládat, že signifikantní nárůst Total power proběhl především díky zvýšení dosud nezmiňovaného spektrálního výkonu VLF pásma, které nebylo individuálně hodnoceno vzhledem k jeho nejednoznačné interpretaci.

Naměřená data vykazovala značnou interindividuální variabilitu a výsledná statistika odhalila vysoké hodnoty směrodatných odchylek a interkvartilových rozpětí. Ovšem dle autorů Vlčková et al. (2010) je tato vysoká diverzita hodnot u parametrů SAHRV typická. Jelikož se tedy jednalo o nenormální distribuci dat, byla dle poznatků autorů Kopeček a Novák (2010), využita hodnota mediánu pro popis klesající, či rostoucí tendence jednotlivých parametrů.

Autoři Vlčková et al. (2010) zároveň uvádí, že data SAHRV disponují i značnou intraindividuální variabilitou, která u některých parametrů typicky dosahuje intraindividuálního variačního koeficientu vyššího než 50 %, a to již v průběhu jednoho dne. Z tohoto důvodu nebyly provedeny přímé korelace mezi jednotlivými skupinami, ale byly porovnány pouze změny hodnot před a po aplikaci TENS.

V průběhu testování jednotlivých probandů vzešla otázka, zda je potenciální změna jednotlivých parametrů SAHRV způsobena skutečně TENS proudy, nebo v ní hraje určitou roli periaplikační 20minutový klidový leh. Pro zodpovězení této otázky byla dodatečně vytvořena

kontrolní skupina, jejíž výsledek přinesl důležité zjištění. Po přiložení elektrod došlo ke statisticky významnému zvýšení průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,003$ ). Na základě tohoto zjištění nelze změnu tohoto parametru u výzkumných skupin jednoznačně přisoudit právě aplikaci TENS proudů.

Při komplexním porovnání výsledků mé studie s výsledky studií (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011) nacházíme některé souvislosti, současně s řadou nekorespondujících závěrů. V případě aplikace TENS proudů se 100Hz frekvencí byly výsledky mé studie souhlasné s výsledky studie autorů do Amaral Sartori et al. (2018). Na základě tohoto konsenzu lze usoudit, že TENS se 100Hz frekvencí nemá s největší pravděpodobností schopnost modulovat HRV, nebo jen minimálně. Dané tvrzení nekoresponduje s výsledky studie autorů Stein et al. (2011), kteří shledali schopnost tohoto proudu modulovat HRV. Ovšem jejich výsledek mohl být zkreslen výše zmiňovaným kontrolovaným dýcháním.

V případě aplikace TENS s 10Hz frekvencí výsledky naší studie nekorespondují s výsledky studií (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011). Zmíněné studie pozorovaly po této aplikaci významné zvýšení relativního spektrálního výkonu HF pásma ( $p < 0,05$ ) ( $p=0,016$ ) se současným snížením relativního spektrálního výkonu LF pásma ( $p=0,026$ ) ( $p=0,002$ ). To se ovšem v naší studii nepotvrdilo. Po porovnání hodnot mediánů těchto parametrů před a po aplikaci, je patrná zvyšující se tendence relativního spektrálního výkonu HF pásma ( $p=0,911$ ) a snižující se tendence relativního spektrálního výkonu LF pásma ( $p=0,737$ ). Tyto změny zdaleka nedosahují hladiny statistické významnosti  $p < 0,05$ . Oproti tomu výsledky mé studie zjistily významné zvýšení celkového spektrálního výkonu ( $p=0,030$ ) a MSSD ( $p=0,001$ ). Uvedené parametry bohužel nebyly hodnoceny dřívějšími studiemi (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011), tudíž je nelze mezi studiemi porovnat.

Po komplexní komparaci výsledků naší studie s výsledky studií (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011) lze usoudit, že TENS s 10Hz má prokazatelnou schopnost modulovat HRV. Nejasné zatím zůstává, zda moduluje HRV selektivně, ve smyslu zvýšení relativního spektrálního výkonu HF pásma se souběžným snížením relativního spektrálního výkonu LF pásma, nebo zvyšuje celkový spektrální výkon skrze dominantní zvýšení spektrálního výkonu VLF pásma společně se zvýšením parametru MSSD.

Otázkou také zůstává, jakým mechanismem TENS moduluje HRV. V teoretické části byly zmíněny tři potenciální alternativy, ovšem ne všechny jsou aplikovatelné pro tento výzkum. Vysvětlení postavené na modulaci centrální části ANS endogenními opioidy autorů do Amaral Sartori et al. (2018) je vázaná na nízké frekvence TENS proudu, což by mým výsledkům odpovídalo. Ovšem problémem této teorie je samotné vyplavení endogenních opioidů, ke kterému dle autorů Poděbradský a Poděbradská (2009) a Navrátil (2019) dochází při aplikacích,



jejichž subjektivní intenzita dosahuje alespoň intenzity prahově algické. Takovýchto intenzit nebylo ve zmíněných výzkumech (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011) včetně naší studie zdaleka dosaženo, tudíž tato teorie nemůže být přijata. Vysvětlení, jenž je postaveno na snížené stimulaci  $\alpha$ -1 adrenergických receptorů (Nardi et al., 2017) je pro tento výzkum taktéž nepřijatelné. Iniciální snížení katecholaminů v místě aplikace je vázané na TENS s frekvencí 70, respektive 150 Hz (Chauhan et al., 1994; Mannheimer et al., 1990), což nekoresponduje s našimi výsledky. Poslední možnost, která je postavena na vstupu TENS do aferentních drah ANS s následnou modulací eferentního signálu (Stein et al., 2011) zamítnout nelze, tudíž se její mechanismus jeví jako nejpravděpodobnější.

Přijatý mechanismus nevysvětluje, proč by právě 10Hz frekvence měla mít vliv na modulaci HRV při paravertebrální aplikaci. I při podrobné rešerši dostupné literatury nebyla nalezena odpověď na tuto otázku. Zhodnocení vlivu TENS s rozdílnými nízkými frekvencemi na HRV, by mohlo být zajímavým tématem budoucích výzkumných prací.

Již tedy předpokládáme, že TENS s 10Hz frekvencí má prokazatelnou schopnost modulovat HRV. Ovšem pro její potenciální využití je nutné tyto závěry interpretovat v klinickém kontextu. V případě, že budeme brát v potaz výsledky naší studie, došlo k významnému zvýšení celkového spektrálního výkonu s dominantním zvýšením absolutního spektrálního výkonu pásma VLF, s částečným zvýšením spektrálního výkonu pásma LF a minimální změnou spektrálního výkonu pásma HF, společně se signifikantním zvýšením parametru MSSD. Spojíme-li tyto informace s kontextem ANS, zjišťujeme, že dle autora Opavský (2002) odpovídá spektrální výkon HF pásma s největší pravděpodobností aktivitě parasympatiku. Spektrální výkon LF pásma je již diskutabilnější, jelikož většina studií (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011) věnujících se analýze vlivu TENS na HRV připisuje hodnoty LF pásma aktivitě sympatiku. Ovšem dle řady autorů, Billman (2013), Metelka (2014), Shaffer a Ginsberg (2017), nelze interpretaci LF pásma zjednodušovat pouze na aktivitu sympatiku, jelikož vypovídá i o aktivitě parasympatiku a baroreceptorů. Situace okolo spektrálního výkonu VLF je ještě o poznání složitější. Její interpretace není do dnešní doby zcela jasná, uvažuje se o multifaktoriálním původu, na kterém se podílí aktivita obou větví ANS (Grishin et al., 2012). V neposlední řadě je dle autorů Shaffer a Ginsberg (2017) hodnota parametru časové domény MSSD přímo úměrná hodnotě HRV a aktivitě parasympatiku. Na základě těchto poznatků se jeví aplikace TENS s 10Hz frekvencí potenciálně využitelná v situacích, kdy je záměrné zvýšit celkový spektrální výkon s dominantním posílením aktivity parasympatiku. Existuje celá řada stavů, u kterých by šlo toto využít, od kardiovaskulárních onemocnění, přes metabolická onemocnění až po onemocnění psychická (Metelka, 2014; Rokyta, 2015; Tonhajzerová, 2008; Wang et al., 2019). Stále se ovšem jedná

pouze o teoretické využití, jelikož naše studie byla provedena na zdravých probandech, tudíž nelze s jistotou určit, zda by reakce reálných pacientů byla shodná.

Velkým otazníkem je i délka samotného efektu, jelikož ve všech výzkumných studiích (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011) včetně té mé, byl efekt aplikace TENS hodnocen bezprostředně po aplikaci krátkodobým záznamem SAHRV. Z toho důvodu by výzkum hodnotící dlouhodobý efekt aplikace TENS byl velice přínosný.

Je vhodné zmínit, že zatímco se všechny zmíněné studie (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011) včetně naší diplomové práce zabývaly vlivem TENS na HRV při paravertebrální aplikaci, autoři de Nardi et al. (2017) analyzovali vliv TENS na HRV při aplikaci v trajektorii brachiálního plexu. Metodika jejich studie byla provedena dle protokolu autorů Stein et al. (2011) na zdravých probandech a přináší zajímavé závěry. Po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí došlo k signifikantnímu zvýšení relativního spektrálního výkonu HF pásma ( $p < 0,05$ ) se současným snížením relativního spektrálního výkonu LF pásma ( $p < 0,05$ ). Zatímco po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí došlo k signifikantnímu zvýšení relativního spektrálního výkonu LF pásma ( $p < 0,05$ ) se současným snížením relativního spektrálního výkonu HF pásma ( $p < 0,05$ ). Jedná se o přesně opačné výsledky, než pozorovali studie (do Amaral Sartori et al., 2018; Stein et al., 2011). Na základě těchto poznatků lze usuzovat že vliv TENS na HRV není závislý pouze na frekvenci, ale také na aplikační technice.

Součástí naší studie bylo rozdělení hlavních výzkumných skupin do dílčích podskupin na základě pohlaví a výsledků dotazníku DAF. Cílem bylo zjistit, zda muži a ženy a také probandi s dominancí sympatiku a parasympatiku reagují na aplikaci TENS odlišně. Jelikož u všech podskupin, kterým byl aplikován TENS se 100Hz frekvencí, došlo ke statisticky významné změně pouze u průměrné hodnoty R-R intervalů, kterou na základě výsledků kontrolní skupiny nejsme schopni prokazatelně připsat TENS proudu, budou hodnoceny pouze výsledky podskupin po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí s vynecháním parametru RR.

Při porovnání výsledků u skupiny mužských ( $n=10$ ) a ženských ( $n=10$ ) probandů, zjišťujeme překvapivé rozdíly. U skupiny mužských probandů došlo k statisticky významné změně pouze u parametru MSSD ( $p=0,022$ ). Zatímco u skupiny ženských probandů se kromě MSSD ( $p=0,005$ ) projevil statisticky významně i zvýšený celkový spektrální výkon ( $p=0,047$ ).

Dle autora Javorka (2008) by ženy měly disponovat nižším celkovým spektrálním výkonem, což se ovšem v naší studii nepotvrdilo. Medián Total power před aplikací TENS dosahoval u mužské skupiny hodnoty  $2279,5 \text{ ms}^2$ , zatímco dosažená hodnota u ženské skupiny byla  $2554,34 \text{ ms}^2$ . Javorka (2008) taktéž popisuje, že ženy disponují vyššími hodnotami spektrálního výkonu HF pásma. Výsledky naší studie dané tvrzení potvrzují, jelikož před aplikací

TENS, medián Power HF dosahoval u mužské skupiny 1137,73 ms<sup>2</sup>, zatímco dosažená hodnota u ženské skupiny byla 1566,94 ms<sup>2</sup>.

Při porovnání výsledků u skupiny probandů vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku (n=13) s výsledky skupiny vykazující zvýšenou aktivitu parasympatiku (n=7), nacházíme taktéž překvapivé rozdíly. U skupiny vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku došlo po aplikaci ke statisticky významnému zvýšení pouze MSSD (p=0,011). Zatímco u skupiny vykazující zvýšenou aktivitu parasympatiku se kromě MSSD (p=0,018) projevil statisticky významně i zvýšený celkový spektrální výkon (p=0,028). Na základě výsledků méj studie bych subjektivně předpokládal opačné chování podskupin.

Medián poměru LF/HF dosahoval u skupiny s dominancí sympatiku hodnoty 0,363, zatímco u skupiny s dominancí parasympatiku byla hodnota zvýšena a dosahovala 0,4088. Na základě těchto výsledků se naskýtá otázka, do jaké míry skutečně odpovídají výsledky dotazníku DAF relativní převaze určité složky ANS.

Přestože bylo vynaloženo maximálního úsilí pro standardizaci testovacího protokolu a dosažení objektivních výsledků, disponuje tato práce určitými limity. Jedním z limitů byla problematicky dózovatelná intenzita při aplikaci TENS s 10Hz frekvencí. Na začátku aplikace byla nadprahově senzitivní intenzita u většiny probandů téměř nedosažitelná. I při minimálním zvýšení intenzity bezprostředně po "prvním pocitu průchodu proudu", se místo narůstajícího senzitivního vjemu objevila subjektivní a v mnoha případech i objektivní prahově až nadprahově motorická intenzita. V těchto případech byla motorická intenzita ponechána. Do pár desítek sekund došlo pravděpodobně ke svalové adaptaci, po které již bylo možno intenzitu zvýšit na úroveň nadprahově senzitivní. Domnívám se, že počáteční prahově až nadprahově motorická intenzita byla spojena s přítomností reflexních změn v oblasti horní porce musculus trapezius, jelikož jak uvádí Alvarez a Rockwell (2002) je tato oblast pro výskyt reflexních změn typická a zároveň lokalita motorické odezvy tomu odpovídá.

Za další potenciální limit je možno považovat omezenou velikost výzkumného souboru, která je sice více než dvojnásobná oproti pilotní studii (Stein et al., 2011), přesto čítá pouze 20 probandů. Výsledky naší studie přinesly cenné informace, které reprezentují vybranou skupinu probandů a nelze je zobecnit pro celou populaci.

Při rozdělení hlavních výzkumných skupin do podskupin dle výsledků dotazníku DAF došlo k početnímu nepoměru mezi podskupinami. Podskupina s relativní převahou sympatiku čítala téměř dvojnásobek probandů podskupiny s relativní převahou parasympatiku, což by mohlo být dalším limitem. Dotazník DAF zároveň nepřináší přesné výsledky převahy dané složky ANS, ale pouze ji odhaduje. Zároveň se řada probandů při vyplňování DAF těžce rozhodovala, a chtěla označit více odpovědí.

## 7 ZÁVĚRY

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV v pozicích závěrečného lehu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí, došlo k:

- Signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,001$ ) u hlavní výzkumné skupiny.
- Signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,002$ ) u podskupiny probandů vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku.
- Signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,018$ ) u podskupiny zdravých probandů vykazující zvýšenou aktivitu parasympatiku.
- Signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,005$ ) u podskupiny zdravých mužských probandů.
- Signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,009$ ) u podskupiny zdravých ženských probandů.

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV v pozicích závěrečného lehu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí, došlo k:

- Signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,001$ ), MSSD ( $p=0,001$ ) a celkového spektrálního výkonu ( $p=0,030$ ) u hlavní výzkumné skupiny.
- Signifikantnímu poklesu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,039$ ) současně se signifikantním vzestupem MSSD ( $p=0,011$ ) u podskupiny probandů vykazující zvýšenou aktivitu sympatiku.
- Signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,018$ ), MSSD ( $p=0,018$ ) a celkového spektrálního výkonu ( $p=0,028$ ) u podskupiny probandů vykazující zvýšenou aktivitu parasympatiku.
- Signifikantnímu vzestupu MSSD ( $p=0,022$ ) u podskupiny zdravých mužských probandů.
- Signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,005$ ), MSSD ( $p=0,005$ ) a celkového spektrálního výkonu ( $p=0,047$ ) u podskupiny zdravých ženských probandů.

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV v pozicích závěrečného lehu před a po přiložení elektrod (bez aplikace TENS) došlo k:

- Signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,003$ ) u kontrolní skupiny.

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV v pozicích závěrečného lehu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí, došlo k signifikantnímu vzestupu pouze u průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,001$ ). Jelikož došlo k signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,003$ ) také u kontrolní skupiny po přiložení elektrod, nelze jednoznačně určit, zda změna tohoto parametru byla skutečně způsobena aplikací TENS se 100Hz frekvencí. Vzhledem k těmto výsledkům nelze jednoznačně prokázat vliv TENS se 100Hz frekvencí na ANS zdravých probandů.

Při porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV v pozicích závěrečného lehu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí, došlo k signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,001$ ), MSSD ( $p=0,001$ ) a celkového spektrálního výkonu ( $p=0,030$ ). Jelikož u kontrolní skupiny po přiložení elektrod došlo k signifikantnímu vzestupu pouze průměrné hodnoty R-R intervalů ( $p=0,003$ ), lze jednoznačně určit, že změna parametru MSSD a celkového spektrálního výkonu byla způsobena aplikací TENS s 10Hz frekvencí. Vzhledem k těmto výsledkům lze jednoznačně prokázat vliv TENS s 10Hz frekvencí na autonomní nervový systém zdravých probandů.

Závěrem lze konstatovat, že TENS s 10Hz frekvencí má prokazatelně větší vliv na ANS, než TENS se 100Hz frekvencí.

## 8 SOUHRN

Hlavním cílem diplomové práce bylo posoudit vliv různých frekvencí elektrických proudů TENS na autonomní nervový systém hodnocený vybranými parametry spektrální analýzy variability srdeční frekvence u zdravých probandů.

V teoretické části diplomové práce byly shrnuty nejnovější poznatky z oblasti elektroterapie, která byla zaměřena především na transkutánní elektroneurostimulaci. Další kapitoly byly zaměřené na autonomní nervový systém, jeho anatomicko-fyziologický popis společně s jeho podílem na řízení srdeční aktivity. Dále byly rozebrány autonomní dysfunkce, jejich vyšetření a možnosti terapie. V neposlední řadě teoretická část obsahovala poznatky o variabilitě srdeční frekvence a faktorech, které ji ovlivňují společně s její spektrální analýzou.

Výzkumný soubor tvořilo 20 zdravých probandů, 10 žen a 10 mužů, ve věku mladé dospělosti s průměrným věkem 24 let ( $\pm 1$ ). Studie byla složena ze dvou výzkumných testovacích jednotek, které podstoupili všichni probandi a mezi kterými byl rozestup 2-3 dny. Výzkumné testovací jednotky obnášely paravertebrální aplikaci elektrických proudů TENS s rozdílnou frekvencí (10 Hz a 100 Hz) do oblasti Th1-Th4. Bezprostředně před a po aplikaci TENS proběhlo měření HRV metodou spektrální analýzy za využití diagnostického systému VarCor PF7. Součástí studie bylo i kontrolní testování které podstoupilo 12 z původních 20 probandů. Při tomto testování byly probandům elektrody pouze přiloženy a TENS proudy nebyly spuštěny. Měření HRV proběhlo analogicky s výzkumnými testováními.

Naměřená data byla zpracována softwarem Medical diANS PC a následně statisticky vyhodnocena. V rámci výzkumu byl probandy při prvním testování vyplněn dotazník na autonomní funkce (DAF), jehož výsledky byly taktéž vyhodnoceny.

Výsledky ukázaly, že po porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV v pozicích závěrečného lehu před a po aplikaci TENS se 100Hz frekvencí, došlo k signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů. K signifikantnímu vzestupu tohoto parametru došlo také u kontrolní skupiny bez aplikace proudů TENS.

Po porovnání hodnot jednotlivých parametrů SAHRV v pozicích závěrečného lehu před a po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí, došlo k signifikantnímu vzestupu průměrné hodnoty R-R intervalů, MSSD a celkového spektrálního výkonu. Vzhledem k tomu, že u kontrolní skupiny došlo pouze k alteraci časového ukazatele průměrné hodnoty R-R intervalů, lze konstatovat, že vliv na ANS byl po aplikaci TENS s 10Hz frekvencí prokazatelně větší.

Frekvence 10 Hz měla celkově větší vliv na ANS, než frekvence 100 Hz.

## 9 SUMMARY

The main objective of the thesis was to evaluate the influence of different frequencies of transcutaneous electrical nerve stimulation on the autonomic nervous system, assessed by selected parameters of spectral analysis of heart rate variability in healthy subjects.

In the theoretical part of the thesis, the latest findings in the field of electrotherapy, primarily focusing on transcutaneous electrical nerve stimulation, were summarized. Other chapters were dedicated to the autonomic nervous system, providing an anatomical and physiological description alongside its contribution to the regulation of cardiac activity. Furthermore, autonomic dysfunctions, their examination, and therapeutic possibilities were discussed. Lastly, the theoretical part encompassed knowledge about heart rate variability and the factors influencing it, along with its spectral analysis.

The research sample comprised 20 healthy subjects, 10 females and 10 males, in young adulthood with an average age of 24 years ( $\pm 1$ ). These subjects constituted both research groups. The study consisted of two research testing units that all subjects underwent with a 2-3 day interval between them. The research testing units involved paravertebral application of transcutaneous electrical nerve stimulation with different frequencies (10 Hz and 100 Hz) to the Th1-Th4 area. HRV measurements using spectral analysis with the VarCor PF7 diagnostic system were conducted immediately before and after TENS application. Part of the study also involved control testing, which 12 out of the original 20 subjects underwent. During this testing, electrodes were applied to the subjects, and TENS currents were not activated. HRV measurements were conducted analogously to the research tests.

The collected data were processed using Medical diANS PC software and subsequently statistically evaluated. The study also included the completion of an Autonomic Function Questionnaire (DAF), the results of which were also analyzed.

The results indicated that after comparing the values of individual SAHRV parameters in the supine position before and after the application of TENS with a frequency of 100 Hz, there was a significant increase in the average R-R interval values. A significant increase in this parameter was also observed in the control group without TENS current application.

After comparing the values of individual SAHRV parameters in the supine position before and after the application of TENS with a frequency of 10 Hz, there was a significant increase in the average R-R interval values, MSSD, and total spectral power. Considering that in the control group, only the temporal indicator of average R-R interval values was altered, it can be concluded that the influence on the ANS was demonstrably greater after the application of TENS with a frequency of 10 Hz.

Overall, the frequency of 10 Hz had a greater impact on the ANS than the frequency of 100 Hz.



## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Allan, L. M. (2019). Diagnosis and management of autonomic dysfunction in dementia syndromes. *Current Treatment Options in Neurology*, 21(8), 1-11. doi: 10.1007/s11940-019-0581-2
- Alshak, M. N., & Das J. M. (2023). Neuroanatomy, sympathetic nervous system. [Updated 2023 May 8]. In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island, Florida: StatPearls Publishing. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK542195/>
- Alvarez, D. J., & Rockwell, P. G. (2002). Trigger points: diagnosis and management. *American Family Physician*, 65(4), 653–660. Retrieved from: <https://www.aafp.org/pubs/afp/issues/2002/0215/p653.html>
- Ambler, Z. (2011). *Základy neurologie*. Praha, Česká republika: Galén
- Anjana, G., Gupta, A. K., Kumar, D., Mishra, S., Yadav, G., Singha Roy, M., & Prajapti, L. (2023). Efficacy of dry needling versus transcutaneous electrical nerve stimulation in patients with neck pain due to myofascial trigger points: a randomized controlled trial. *Cureus*, 15(3), 1-10. doi: 10.7759/cureus.36473
- Aubert, A. E., Seps, B., & Beckers, F. (2003). Heart rate variability in athletes. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 33(12), 889–919. doi: 10.2165/00007256-200333120-00003
- Barichella, M., Pacchetti, C., Bolliri, C., Cassani, E., Iorio, L., Pusani, C., Pinelli, G., Privitera, G., Cesari, I., Faierman, S. A., Caccialanza, R., Pezzoli, G., & Cereda, E. (2016). Probiotics and prebiotic fiber for constipation associated with parkinson disease: an RCT. *Neurology*, 87(12), 1274–1280. doi: 10.1212/WNL.0000000000003127
- Berkoff, D. J., Cairns, C. B., Sanchez, L. D., & Moorman, C. T. (2007). Heart rate variability in elite American track-and-field athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(1), 227–231. doi: 10.1519/00124278-200702000-00041
- Berntson, G. G., & Stowell, J. R. (1998). ECG artifacts and heart period variability: don't miss a beat!. *Psychophysiology*, 35(1), 127–132. doi: 10.1111/1469-8986.3510127
- Bigger, J. T., Jr, Fleiss, J. L., Steinman, R. C., Rolnitzky, L. M., Kleiger, R. E., & Rottman, J. N. (1992). Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction. *Circulation*, 85(1), 164–171. doi: 10.1161/01.cir.85.1.164
- Billman, G. E. (2013). The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance. *Frontiers in Physiology*, 4, 1-5. doi: 10.3389/fphys.2013.00026
- Braune, H. J., & Geisendörfer, U. (1995). Measurement of heart rate variations: influencing factors, normal values and diagnostic impact on diabetic autonomic neuropathy.

- Diabetes Research and Clinical Practice*, 29(3), 179–187. doi: 10.1016/0168-8227(95)01133-1
- BTL. (2018). *BTL-5000 SERIES UŽIVATELSKÝ MANUÁL*. Praha, Česká republika: BTL zdravotnická technika a. s.
- Chauhan, A., Mullins, P. A., Thuraisingham, S. I., Taylor, G., Petch, M. C., & Schofield, P. M. (1994). Effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on coronary blood flow. *Circulation*, 89(2), 694–702. doi: 10.1161/01.cir.89.2.694
- Cho, S. H. (2019). Frequency and intensity of electrical stimulation of human sympathetic ganglia affect heart rate variability and pain threshold. *Applied Sciences*, 9(21), 1-10. doi: 10.3390/app9214490
- Chourpiliadis, C., & Bhardwaj, A. (2022). Physiology, respiratory rate. [Updated 2022 Sep 12]. In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island, Florida: StatPearls Publishing. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537306/>
- Chen, P. Y., Cheen, J. R., Jheng, Y. C., Wu, H. K., Huang, S. E., & Kao, C. L. (2022). Clinical applications and consideration of interventions of electrotherapy for orthopedic and neurological rehabilitation. *Journal of the Chinese Medical Association: JCMA*, 85(1), 24–29. doi: 10.1097/JCMA.0000000000000634
- Cipryan, L. (2018). The effect of fitness level on cardiac autonomic regulation, IL-6, total antioxidant capacity, and muscle damage responses to a single bout of high-intensity interval training. *Journal of Sport and Health Science*, 7(3), 363–371. doi: 10.1016/j.jshs.2016.11.001
- Delgado-Pastor, L. C., Perakakis, P., Subramanya, P., Telles, S., & Vila, J. (2013). Mindfulness (Vipassana) meditation: effects on P3b event-related potential and heart rate variability. *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology*, 90(2), 207–214. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2013.07.006
- de Nardi, A. T., Hauck, M., Franco, O. S., Paulitsch, F. S., da Silva A. M. V., & Signori, L. U. (2017). Different frequencies of transcutaneous electrical nerve stimulation on sympatho-vagal balance. *Acta Scientiarum – Health Sciences*. 39. 9-16. doi: 10.4025/actascihealthsci.v39i1.32854
- den Adel, R. V., & Luykx, R. H. J. (2005). *Low and medium frequency electrotherapy*. Rotterdam, Nizozemí: Enraf-Nonius B. V.
- Di Simplicio, M., Costoloni, G., Western, D., Hanson, B., Taggart, P., & Harmer, C. J. (2012). Decreased heart rate variability during emotion regulation in subjects at risk for psychopathology. *Psychological Medicine*, 42(8), 1775–1783. doi: 10.1017/S0033291711002479

- do Amaral Sartori, S., Stein, C., Coronel, C. C., Macagnan, F. E., & Plentz, R. D. M. (2018). Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation in autonomic nervous system of hypertensive patients: a randomized controlled trial. *Current Hypertension Reviews*, 14(1), 66–71. doi: 10.2174/1573402114666180416155528
- Dorey, T. W., O'Brien, M. W., & Kimmerly, D. S. (2019). The influence of aerobic fitness on electrocardiographic and heart rate variability parameters in young and older adults. *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical*, 217, 66–70. doi: 10.1016/j.autneu.2019.01.004
- Doroshenko, M., Turkot, O., & Horn, D. B. (2022). Sympathetic nerve block. [Updated 2022 Nov 17]. In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island, Florida: StatPearls Publishing. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557637/>
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.
- Elboim-Gabyzon, M., & Kalichman, L. (2020). Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for primary dysmenorrhea: an overview. *International Journal of Women's Health*, 12, 1–10. doi: 10.2147/IJWH.S220523
- Erdogan, D., Gonul, E., Icli, A., Yucel, H., Arslan, A., Akcay, S., & Ozaydin, M. (2011). Effects of normal blood pressure, prehypertension, and hypertension on autonomic nervous system function. *International Journal of Cardiology*, 151(1), 50–53. doi: 10.1016/j.ijcard.2010.04.079
- 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), 1-9. doi: 10.5301/heartint.5000232
- Fedorowski, A., & Melander, O. (2013). Syndromes of orthostatic intolerance: a hidden danger. *Journal of Internal Medicine*, 273(4), 322–335. doi: 10.1111/joim.12021
- Franco, O. S., Paulitsch, F. S., Pereira, A. P., Teixeira, A. O., Martins, C. N., Silva, A. M., Plentz, R. D., Irigoyen, M. C., & Signori, L. U. (2014). Effects of different frequencies of transcutaneous electrical nerve stimulation on venous vascular reactivity. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 47(5), 411–418. doi: 10.1590/1414-431x20143767
- Frontera, W. R. (2007). *Clinical sports medicine: medical management and rehabilitation*. USA: Elsevier
- Gademan, M. G., Sun, Y., Han, L., Valk, V. J., Schlij, M. J., van Exel, H. J., Lucas, C. M., Maan, A. C., Verwey, H. F., van de Vooren, H., Pinna, G. D., Maestri, R., La Rovere, M. T., van der Wall, E. E., & Swenne, C. A. (2011). Rehabilitation: periodic somatosensory stimulation

- increases arterial baroreflex sensitivity in chronic heart failure patients. *International Journal of Cardiology*, 152(2), 237–241. doi: 10.1016/j.ijcard.2010.07.022
- Gautschy, B., Weidmann, P., & Gnädinger, M. P. (1986). Autonomic function tests as related to age and gender in normal man. *Klinische Wochenschrift*, 64(11), 499–505. doi: 10.1007/BF01713056
- Goldstein, D. S., Benthó, O., Park, M. Y., & Sharabi, Y. (2011). Low-frequency power of heart rate variability is not a measure of cardiac sympathetic tone but may be a measure of modulation of cardiac autonomic outflows by baroreflexes. *Experimental Physiology*, 96(12), 1255–1261. doi: 10.1113/expphysiol.2010.056259
- Gordan, R., Gwathmey, J. K., & Xie, L. H. (2015). Autonomic and endocrine control of cardiovascular function. *World Journal of Cardiology*, 7(4), 204–214. doi: 10.4330/wjc.v7.i4.204
- Grishin, O. V., Grishin, V. G., Uryumtsev, D. Yu., Smirnov, S. V., & Jilina, I. G. (2012). Metabolic rate variability impact on very low-frequency of heart rate variability. *World Applied Sciences Journal*, 19(8), 1133–1139. doi: 10.5829/idosi.wasj.2012.19.08.661
- Gunay Ucurum, S., Kaya, D. O., Kayali, Y., Askin, A., & Tekindal, M. A. (2018). Comparison of different electrotherapy methods and exercise therapy in shoulder impingement syndrome: a prospective randomized controlled trial. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 52(4), 249–255. doi: 10.1016/j.aott.2018.03.005
- Haam, S. J., Park, S. Y., Paik, H. C., & Lee, D. Y. (2010). Sympathetic nerve reconstruction for compensatory hyperhidrosis after sympathetic surgery for primary hyperhidrosis. *Journal of Korean Medical Science*, 25(4), 597–601. doi: 10.3346/jkms.2010.25.4.597
- Hemmati, M., Rojhani-Shirazi, Z., Zakeri, Z. S., Akrami, M., & Salehi Dehno, N. (2022). The effect of the combined use of complex decongestive therapy with electrotherapy modalities for the treatment of breast cancer-related lymphedema: a randomized clinical trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 23(1), 1–8. doi: 10.1186/s12891-022-05780-1
- Howorka, K., Pumpřla, J., Haber, P., Koller-Strametz, J., Mondrzyk, J., & Schabmann, A. (1997). Effects of physical training on heart rate variability in diabetic patients with various degrees of cardiovascular autonomic neuropathy. *Cardiovascular Research*, 34(1), 206–214. doi: 10.1016/s0008-6363(97)00040-0
- Huikuri, H. V., Jokinen, V., Syväne, M., Nieminen, M. S., Airaksinen, K. E., Ikkäheimo, M. J., Koistinen, J. M., Kauma, H., Kesäniemi, A. Y., Majahalme, S., Niemelä, K. O., & Frick, M. H. (1999). Heart rate variability and progression of coronary atherosclerosis. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 19(8), 1979–1985. doi: 10.1161/01.atv.19.8.1979

- Javorka, K. (2008). *Variabilita frekvencie srdca: mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie*. Martin, Slovenská republika: Vydavateľstvo Osveta
- Johnson, M. I. (2007). Transcutaneous electrical nerve stimulation: mechanisms, clinical application and evidence. *Reviews in Pain*, 1(1), 7–11. doi: 10.1177/204946370700100103
- Johnson, M. I. (2012). Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS). *Encyclopedia of Life Sciences*. 1-13. doi: 10.1002/9780470015902.a0024044
- Kaufmann, H., Norcliffe-Kaufmann, L., Palma, J. A., Biaggioni, I., Low, P. A., Singer, W., Goldstein, D. S., Peltier, A. C., Shibao, C. A., Gibbons, C. H., Freeman, R., Robertson, D., & Autonomic Disorders Consortium (2017). Natural history of pure autonomic failure: A United States prospective cohort. *Annals of Neurology*, 81(2), 287–297. doi: 10.1002/ana.24877
- Kazuma, N., Otsuka, K., Matsuoka, I., & Murata, M. (1997). Heart rate variability during 24 hours in asthmatic children. *Chronobiology International*, 14(6), 597–606. doi: 10.3109/07420529709001450
- Kemp, A. H., & Quintana, D. S. (2013). The relationship between mental and physical health: insights from the study of heart rate variability. *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology*, 89(3), 288–296. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2013.06.018
- Kemp, A. H., Quintana, D. S., Felmingham, K. L., Matthews, S., & Jelinek, H. F. (2012). Depression, comorbid anxiety disorders, and heart rate variability in physically healthy, unmedicated patients: implications for cardiovascular risk. *Public Library of Science One*, 7(2), 1-8. doi: 10.1371/journal.pone.0030777
- Keskin, E. A., Onur, O., Keskin, H. L., Gumus, I. I., Kafali, H., & Turhan, N. (2012). Transcutaneous electrical nerve stimulation improves low back pain during pregnancy. *Gynecologic and Obstetric Investigation*, 74(1), 76–83. doi: 10.1159/000337720
- Khatri, M. S. (2012). *Basics of Electrotherapy (2nd ed.)*. Nové Dillí, Indie: JAYPEE BROTHERS MEDICAL PUBLISHERS
- Kittnar, O. (2020). *Lékařská fyziologie 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.
- Koch, C., Wilhelm, M., Salzmann, S., Rief, W., & Euteneuer, F. (2019). A meta-analysis of heart rate variability in major depression. *Psychological Medicine*, 49(12), 1948–1957. doi: 10.1017/S0033291719001351
- Koenig, J., Jarczok, M. N., Ellis, R. J., Hillecke, T. K., & Thayer, J. F. (2014). Heart rate variability and experimentally induced pain in healthy adults: a systematic review. *European*

- Journal of Pain (London, England)*, 18(3), 301–314. doi: 10.1002/j.1532-2149.2013.00379.x
- Koenig, J., & Thayer, J. F. (2016). Sex differences in healthy human heart rate variability: a meta-analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 64, 288–310. doi: 10.1016/j.neubiorev.2016.03.007
- Kopeček, M., & Novák, T. (2010). Nebojte se statistiky aneb jak interpretovat výsledky studií. *Psychiatrie pro praxi*, 11(2), 83-84. Retrieved from: <https://www.psychiatriepropraxi.cz/pdfs/psy/2010/02/11.pdf>
- Kruit, M. C., Thijs, R. D., Ferrari, M. D., Launer, L. J., van Buchem, M. A., & van Dijk, J. G. (2013). Syncope and orthostatic intolerance increase risk of brain lesions in migraineurs and controls. *Neurology*, 80(21), 1958–1965. doi: 10.1212/WNL.0b013e318293e1c7
- Kříž, J., & Hyšperská, V. (2009). Rizikové stavy u pacientů v chronické fázi po poškození míchy. *Neurologie pro praxi*, 10(3), 137-142. Retrieved from: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2009/03/03.pdf>
- Lampert, R., Bremner, J. D., Su, S., Miller, A., Lee, F., Cheema, F., Goldberg, J., & Vaccarino, V. (2008). Decreased heart rate variability is associated with higher levels of inflammation in middle-aged men. *American Heart Journal*, 156(4), 1-7. doi: 10.1016/j.ahj.2008.07.009
- LeBouef, T., Yaker, Z., & Whited, L. (2023). Physiology, autonomic nervous system. [Updated 2023 May 1] In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island, Florida: StatPearls Publishing. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538516/>
- Leicht, A. S., Hirning, D. A., & Allen, G. D. (2003). Heart rate variability and endogenous sex hormones during the menstrual cycle in young women. *Experimental Physiology*, 88(3), 441–446. doi: 10.1113/eph8802535
- Léonard, G., Cloutier, C., & Marchand, S. (2011). Reduced analgesic effect of acupuncture-like TENS but not conventional TENS in opioid-treated patients. *The Journal of Pain*, 12(2), 213–221. doi: 10.1016/j.jpain.2010.07.003
- Li, K., Rüdiger, H., & Ziemssen, T. (2019). Spectral analysis of heart rate variability: time window matters. *Frontiers in Neurology*, 10, 1-12. doi: 10.3389/fneur.2019.00545
- Litscher, G., He, W., Yi, S. H., & Wang, L. (2014). Heart rate variability and complementary medicine. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine: eCAM*, 2014, 1-2 doi: 10.1155/2014/395485
- Low, P. A., & Singer, W. (2008). Management of neurogenic orthostatic hypotension: an update. *The Lancet. Neurology*, 7(5), 451–458. doi: 10.1016/S1474-4422(08)70088-7
- Mahmood, A., Veluswamy, S. K., Hombali, A., Mullick, A., N, M., & Solomon, J. M. (2019). Effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on spasticity in adults with stroke: a

- systematic review and meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 100(4), 751–768. doi: 10.1016/j.apmr.2018.10.016
- Mannheimer, C., Emanuelsson, H., & Waagstein, F. (1990). The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on catecholamine metabolism during pacing-induced angina pectoris and the influence of naloxone. *Pain*, 41(1), 27–34. doi: 10.1016/0304-3959(90)91105-R
- Manzano, G. M., Giuliano, L. M., & Nóbrega, J. A. (2008). A brief historical note on the classification of nerve fibers. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, 66(1), 117–119. doi: 10.1590/s0004-282x2008000100033
- Martins-de-Sousa, P. H., Guimarães Almeida, M. Q., da Silva Junior, J. M., Santos, A. S., Costa Araújo, G. G., de Oliveira Pires, F., Fidelis-de-Paula-Gomes, C. A., Koga Ferreira, V. T., & Dibai-Filho, A. V. (2020). Program of therapeutic exercises associated with electrotherapy in patients with chronic neck pain: protocol for a randomized controlled trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 24(1), 25–30. doi: 10.1016/j.jbmt.2019.04.008
- McCraty, R., Barrios-Choplin, B., Rozman, D., Atkinson, M., & Watkins, A. D. (1998). The impact of a new emotional self-management program on stress, emotions, heart rate variability, DHEA and cortisol. *Integrative Physiological and Behavioral Science: the Official Journal of the Pavlovian Society*, 33(2), 151–170. doi: 10.1007/BF02688660
- McCraty, R., & Shaffer, F. (2015). Heart rate variability: new perspectives on physiological mechanisms, assessment of self-regulatory capacity, and health risk. *Global Advances in Health and Medicine*, 4(1), 46–61. doi: 10.7453/gahmj.2014.073
- Metelka, R. (2014). Heart rate variability--current diagnosis of the cardiac autonomic neuropathy. A review. *Biomedical Papers of the Medical Faculty of the University Palacky, Olomouc, Czechoslovakia*, 158(3), 327–338. Doi: 10.5507/bp.2014.025
- Mills, P. B., Fung, C. K., Travlos, A., & Krassioukov, A. (2015). Nonpharmacologic management of orthostatic hypotension: a systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(2), 366–375. doi: 10.1016/j.apmr.2014.09.028
- Mourek, J. (2012). *Fyziologie. Učebnice pro studenty zdravotnických oborů - 2., doplněné vydání*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.
- Mourya, M., Mahajan, A. S., Singh, N. P., & Jain, A. K. (2009). Effect of slow- and fast-breathing exercises on autonomic functions in patients with essential hypertension. *Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 15(7), 711–717. doi: 10.1089/acm.2008.0609

- Mulkey, S. B., & du Plessis, A. J. (2019). Autonomic nervous system development and its impact on neuropsychiatric outcome. *Pediatric Research*, *85*(2), 120–126. doi: 10.1038/s41390-018-0155-0
- Naka, A., Kotz, C., Gutmann, E., Pramhas, S., Schukro, R. P. J., Ristl, R., Schuhfried, O., Crevenna, R., & Sator, S. (2023). *Effect of regular electrotherapy on spinal flexibility and pain sensitivity in patients with chronic non-specific neck pain and low back pain: a randomized controlled double-blinded pilot trial*. *Medicina*, *59*(5), 1-13. doi: 10.3390/medicina59050823
- Nasma, A. J., Aiyah, S. N., Emad, A. H., & Maha, A. J. (2022). A review of treatment methods using electrical stimulation. *Journal of Medical & Pharmaceutical Sciences*, *6*(6), 1-16. doi: 10.26389/AJSRP.B040922.
- Navrátil, L. (2019). *Fyzikální léčebné metody pro praxi*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.
- Ng, A. V., Callister, R., Johnson, D. G., & Seals, D. R. (1993). Age and gender influence muscle sympathetic nerve activity at rest in healthy humans. *Hypertension*, *21*(4), 498–503. doi: 10.1161/01.hyp.21.4.498
- Njogu, A., Qin, S., Chen, Y., Hu, L., & Luo, Y. (2021). The effects of transcutaneous electrical nerve stimulation during the first stage of labor: a randomized controlled trial. *BMC Pregnancy and Childbirth*, *21*(1), 1-8. doi: 10.1186/s12884-021-03625-8
- O'Brien, I. A., O'Hare, P., & Corral, R. J. (1986). Heart rate variability in healthy subjects: effect of age and the derivation of normal ranges for tests of autonomic function. *British Heart Journal*, *55*(4), 348–354. doi: 10.1136/hrt.55.4.348
- 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), 1-10. doi: 10.17765/2176-9206.2022v15n2.e8280
- Olšák, S. (2003). Skúsenosti a možnosti využitia variability srdcovej frekvencie vo vrcholovom športe. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínský oborech – od teorie ke klinické praxi*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci
- Opavský, J. (2002). *Autonomní nervový systém a diabetická autonomní neuropatie*. Klinické aspekty a diagnostika. Praha, Česká republika: Galén
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulatní praxi*. Praha, Česká republika: Maxdorf
- Opavský, J. (2018). Diagnostika, symptomatika a nálezy u onemocnění a poruch autonomního nervového systému v neurologii. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie*, *81*(6),



- 625-643. Retrieved from: <http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/diagnostika-symp-tomatika-analezy-u-onemocneni-a-poruch-autonomniho-nervoveho-systemu-v-neurologii-64109>
- Palma, J. A., & Kaufmann, H. (2018). Treatment of autonomic dysfunction in parkinson disease and other synucleinopathies. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, 33(3), 372–390. doi: 10.1002/mds.27344
- Pandita, V., Ajila, V., Subhas Babu, G., Hegde, S., & Faizal Asan, M. (2022). Transcutaneous electrical nerve stimulation: a review of dental applications. *Journal of Health and Allied Sciences*, 12(02), 191-195. doi: 10.1055/s-0041-1736275
- Parsaik, A. K., Singh, B., Altayar, O., Mascarenhas, S. S., Singh, S. K., Erwin, P. J., & Murad, M. H. (2013). Midodrine for orthostatic hypotension: a systematic review and meta-analysis of clinical trials. *Journal of General Internal Medicine*, 28(11), 1496–1503. doi: 10.1007/s11606-013-2520-3
- Peabody, J. E., Ryznar, R., Ziesmann, M. T., & Gillman, L. (2023). A systematic review of heart rate variability as a measure of stress in medical professionals. *Cureus*, 15(1), 1-11. doi: 10.7759/cureus.34345
- Peltola, M. A. (2012). Role of editing of R-R intervals in the analysis of heart rate variability. *Frontiers in Physiology*, 3, 1-10. doi: 10.3389/fphys.2012.00148
- Poděbradský, J., & Poděbradská, R. (2009). *Fyzikální terapie – manuál a algoritmy*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.
- Poděbradský, J., & Vařeka, I. (1998). *Fyzikální terapie II*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.
- Prentice, W. E. (2009). *Therapeutic Modalities: For Sports Medicine and Athletic Training*. New York, USA: McGraw-Hill Higher Education
- Pumpřla, J., Sovová, E., & Howorka, K. (2014). Variabilita srdeční frekvence: využití v interní praxi se zaměřením na metabolický syndrom. *Interní medicína pro praxi*, 16(5), 205-208. Retrieved from: <https://www.solen.cz/pdfs/int/2014/05/09.pdf>
- Rajendra Acharya, U., Paul Joseph, K., Kannathal, N., Lim, C. M., & Suri, J. S. (2006). Heart rate variability: a review. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 44(12), 1031–1051. doi: 10.1007/s11517-006-0119-0
- Rennie, K. L., Hemingway, H., Kumari, M., Brunner, E., Malik, M., & Marmot, M. (2003). Effects of moderate and vigorous physical activity on heart rate variability in a British study of civil servants. *American Journal of Epidemiology*, 158(2), 135–143. doi: 10.1093/aje/kwg120

- Robertson, V., Ward, A., Low, J., & Reed, A. (2006). *Electrotherapy explained – Principles and practice (4th ed.)*. Londýn, Velká Británie: Elsevier
- Rokyta, R. (2015). *Fyziologie a patologická fyziologie pro klinickou praxi*. Praha, Česká republika: Grada publishing a.s.
- Roque, A. L., Valenti, V. E., Massetti, T., da Silva, T. D., Monteiro, C. B., Oliveira, F. R., de Almeida Junior, Á. D., Lacerda, S. N., Pinasco, G. C., Nascimento, V. G., Granja Filho, L. G., de Abreu, L. C., Garner, D. M., & Ferreira, C. (2014). Chronic obstructive pulmonary disease and heart rate variability: a literature update. *International Archives of Medicine*, 7(43), 1-8. doi: 10.1186/1755-7682-7-43
- Rucki, Š., Nogová, B., & Folwarczny, S. (2011). Syndrom posturální ortostatické tachykardie u dětí. *Pediatric pro praxi*, 12(3), 201-203. Retrieved from: <https://www.pediatricpropraxi.cz/pdfs/ped/2011/03/13.pdf>
- Salinger, J., & Gwozdziwicz, M. (2008). Systémy používané pro vyšetření krátkodobé variability srdeční frekvence. In Javorka, K. *Variabilita frekvencie srdca: mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie*. Martin, Slovenská republika: Vydavateľstvo Osveta
- Salinger, J., Opavský, J., Stejskal, P., Vychodil, R., Olšák, S., & Janura, M. (1998). The evaluation of heart rate variability in physical exercise by using the telemetric variapulse TF3 system. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis: Gymnica*, 28(1), 13- 23
- Salinger, J., Stejskal, P., Opavský, J., Gwozdziwicz, M., Gwozdziwiczová, S., Novotný, J., Elfmark, M., & Bula, J. (2003). System type VarCor PF for non-invasive diagnostics of the heart rate variability and of the respiratory rate. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínský oborech – od teorie ke klinické praxi*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci
- Salinger, J., Štěpáník, P., Kolisko, P., Stejskal, P., Theuerová, Š., Elfmark, M., Gwozdziwiczová, S., & Krejčí, J. (2005). Measurement of breathing frequency from ECG in the examination of autonomous nervous system activities: Suggested methods and their verification. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis: Gymnica*. 35(2), 95-103. Retrieved from: [https://www.researchgate.net/publication/40423148\\_Mereni\\_dechove\\_frekvence\\_z\\_EKG\\_signalu\\_s\\_ohledem\\_na\\_vysetreni\\_aktivit\\_autonomniho\\_nervoveho\\_systemu\\_Measurement\\_of\\_breathing\\_frequency\\_from\\_ECG\\_in\\_the\\_examination\\_of\\_autonomous\\_nervous\\_system\\_activiti](https://www.researchgate.net/publication/40423148_Mereni_dechove_frekvence_z_EKG_signalu_s_ohledem_na_vysetreni_aktivit_autonomniho_nervoveho_systemu_Measurement_of_breathing_frequency_from_ECG_in_the_examination_of_autonomous_nervous_system_activiti)
- Salinger, J., Štěpáník, P., Krejčí, J., & Stejskal, P. (2006). Non-invasive investigation of the function of the autonomic nervous system with the use of the VarCor PF7 System. *International Conference Movement and Health – Proceedings*, 486-493. Retrieved from: <https://www.researchgate.net/profile/Rafal-Szafraniec->

2/publication/270893575\_Changes\_of\_exercise\_efficiency\_in\_physiotherapy\_after\_the\_reconstruction\_of\_anterior\_cruciate\_ligament/links/54b84aa80cf2c27adc48ae9c/Changes-of-exercise-efficiency-in-physiotherapy-after-the-reconstruction-of-anterior-cruciate-ligament.pdf

- Sánchez-Manso, J. C., Gujarathi, R., & Varacallo, M. (2023). Autonomic dysfunction. [Updated 2023 Aug 4]. In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island, Florida: StatPearls Publishing. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK430888/>
- Seidl, Z. (2023). *Neurologie pro studium i praxi 3., zcela přepracované vydání*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.
- Shaffer, F., & Combatalade, D. C. (2013). Don't add or miss a beat: a guide to cleaner heart rate variability recordings. *Biofeedback*, 41(3), 121-130. doi:10.5298/1081-5937-41.3.04
- Shaffer, F., & Ginsberg, J. P. (2017). An overview of heart rate variability metrics and norms. *Frontiers in Public Health*, 5, 1-17. doi: 10.3389/fpubh.2017.00258
- Shaffer, F., McCraty, R., & Zerr, C. L. (2014). A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Frontiers in Psychology*, 5, 1-19. doi: 10.3389/fpsyg.2014.01040
- Shah, S., Banh, E. T., Koury, K., Bhatia, G., Nandi, R., & Gulur, P. (2015). Pain management in pregnancy: multimodal approaches. *Pain Research and Treatment*, 2015, 1-16. doi: 10.1155/2015/987483
- Shah, A. J., Lampert, R., Goldberg, J., Veledar, E., Bremner, J. D., & Vaccarino, V. (2013). Posttraumatic stress disorder and impaired autonomic modulation in male twins. *Biological Psychiatry*, 73(11), 1103–1110. doi: 10.1016/j.biopsych.2013.01.019
- Shuvy, M., Arbelle, J. E., Grosbard, A., & Katz, A. (2008). A simple test of one minute heart rate variability during deep breathing for evaluation of sympatovagal imbalance in hyperthyroidism. *The Israel Medical Association Journal*, 10(8-9), 603–606. Retrieved from: <https://www.ima.org.il/MEDICINE/IMAJ/Article.aspx?ald=1023>
- Sivaramakrishnan, A., Solomon, J. M., & Manikandan, N. (2018). Comparison of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and functional electrical stimulation (FES) for spasticity in spinal cord injury – a pilot randomized cross-over trial. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 41(4), 397–406. doi: 10.1080/10790268.2017.1390930
- Sletten, D. M., Suarez, G. A., Low, P. A., Mandrekar, J., & Singer, W. (2012). COMPASS 31: a refined and abbreviated composite autonomic symptom score. *Mayo Clinic Proceedings*, 87(12), 1196–1201. doi: 10.1016/j.mayocp.2012.10.013
- Sloan, R. P., Shapiro, P. A., Bagiella, E., Myers, M. M., Bigger, J. T., Jr, Steinman, R. C., & Gorman, J. M. (1994). Brief interval heart period variability by different methods of

- analysis correlates highly with 24 h analyses in normals. *Biological Psychology*, 38(2-3), 133–142. doi: 10.1016/0301-0511(94)90034-5
- 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. doi: 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
- Strassheim, V., Newton, J. L., Tan, M. P., & Frith, J. (2016). Droxidopa for orthostatic hypotension: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Hypertension*, 34(10), 1933–1941. doi: 10.1097/HJH.0000000000001043
- Sujan, M. U., Rao, M. R., Kisan, R., Abhishekh, H. A., Naliny, A., Rajn, T. R., & Sathyaprabha, T. N. (2016). Influence of hydrotherapy on clinical and cardiac autonomic function in migraine patients. *Journal of Neurosciences in Rural Practice*, 7(1), 109–113. doi: 10.4103/0976-3147.165389
- Teoli, D., & An, J. (2023). Transcutaneous electrical nerve stimulation. [Updated 2023 Jan 22]. In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island, Florida: StatPearls Publishing. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537188/>
- Thayer, J. F., Ahs, F., Fredrikson, M., Sollers, J. J., & Wager, T. D. (2012). A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 36(2), 747–756. doi: 10.1016/j.neubiorev.2011.11.009
- Thayer, J. F., Hall, M., Sollers, J. J., & Fischer, J. E. (2006). Alcohol use, urinary cortisol, and heart rate variability in apparently healthy men: evidence for impaired inhibitory control of the HPA axis in heavy drinkers. *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology*, 59(3), 244–250. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2005.10.013
- Thayer, J. F., Yamamoto, S. S., & Brosschot, J. F. (2010). The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors. *International Journal of Cardiology*, 141(2), 122–131. doi: 10.1016/j.ijcard.2009.09.543
- Theorell, T., Liljeholm-Johansson, Y., Björk, H., & Ericson, M. (2007). Saliva testosterone and heart rate variability in the professional symphony orchestra after "public faintings" of an orchestra member. *Psychoneuroendocrinology*, 32(6), 660–668. doi: 10.1016/j.psyneuen.2007.04.006

- Thune, T. H., Ladegaard, L., & Licht, P. B. (2006). Thoracoscopic sympathectomy for raynaud's phenomenon--a long term follow-up study. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery : the Official Journal of the European Society for Vascular Surgery*, 32(2), 198–202. doi: 10.1016/j.ejvs.2006.01.017
- Thuvarakan, K., Zimmermann, H., Mikkelsen, M. K., & Gazerani, P. (2020). Transcutaneous electrical nerve stimulation as a pain-relieving approach in labor pain: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Neuromodulation: Journal of the International Neuromodulation Society*, 23(6), 732–746. doi: 10.1111/ner.13221
- Tiktinsky, R., Chen, L., & Narayan, P. (2010). Electrotherapy: yesterday, today and tomorrow. *Haemophilia: the Official Journal of the World Federation of Hemophilia*, 16(5), 126–131. doi: 10.1111/j.1365-2516.2010.02310.x
- Tindle, J., & Tadi, P. (2022). Neuroanatomy, parasympathetic nervous system. [Updated 2022 Oct 31]. In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island, Florida: StatPearls Publishing. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK553141/>
- 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), 1-10. doi: 10.2174/1573403X16999201231203854
- Tonhajzerová, I. (2008). Variabilita frekvencie srdca pri obezite a kachexii. In Javorka, K. *Variabilita frekvencie srdca: mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie*. Martin, Slovenská republika: Vydavateľstvo Osveta
- 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
- Umetani, K., Singer, D. H., McCraty, R., & Atkinson, M. (1998). Twenty-four hour time domain heart rate variability and heart rate: relations to age and gender over nine decades. *Journal of the American College of Cardiology*, 31(3), 593–601. doi: 10.1016/s0735-1097(97)00554-8
- Vandewalle, G., Middleton, B., Rajaratnam, S. M., Stone, B. M., Thorleifsdottir, B., Arendt, J., & Dijk, D. J. (2007). Robust circadian rhythm in heart rate and its variability: influence of exogenous melatonin and photoperiod. *Journal of Sleep Research*, 16(2), 148–155. doi: 10.1111/j.1365-2869.2007.00581.x
- Vaseghi, M., & Shivkumar, K. (2008). The role of the autonomic nervous system in sudden cardiac death. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 50(6), 404–419. doi: 10.1016/j.pcad.2008.01.003

- Visconti, M. J., Haidari, W., & Feldman, S. R. (2020). Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS): a review of applications in dermatology. *The Journal of Dermatological Treatment*, 31(8), 846–849. doi: 10.1080/09546634.2019.1657227
- Vlčková, E., Bednařík, J., Buršová, Š., Šajgalíková, K., & Mlčáková, L. (2010). Spektrální analýza variability srdeční frekvence – normativní data. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 73(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., Schulz, S., Schroeder, R., Baumert, M., & Caminal, P. (2009). Methods derived from nonlinear dynamics for analysing heart rate variability. *Philosophical Transactions. Series A, Mathematical, Physical, and Engineering Sciences*, 367(1887), 277–296. doi: 10.1098/rsta.2008.023
- Waller-Wise R. (2022). Transcutaneous electrical nerve stimulation: an overview. *The Journal of Perinatal Education*, 31(1), 49–57. doi: 10.1891/J-PE-D-20-00035
- Wang, Z., Wang F., & Ji, X. (2019). Analysis of autonomic nervous system based on HRV. *2019 4th International Conference on Mechanical, Control and Computer Engineering (ICMCCE)*. 1-6. doi: 10.1109/ICMCCE48743.2019.00076.
- Ward, A. R. (n.d.). Biophysical bases of electrotherapy. In V. Robertson, A. Ward, J. Low & A. Reed (Eds.). *Electrotherapy explained – Principles and practice (4th ed.)*. Londýn, Velká Británie: Elsevier.
- Watson, T. (2013). Electrotherapy. In Porter, S. B., & Tidy N., M. (2013). *Tidy's physiotherapy (15th ed.)*. Edinburgh, Velká Británie: Elsevier.
- Waxenbaum, J. A., Reddy, V., & Varacallo, M. (2023). Anatomy, autonomic nervous system. [Updated 2023 Jul 24]. In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island, Florida: StatPearls Publishing. Retrieved from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK539845/>
- Wells, R., & Tonkin, A. (2016). Clinical approach to autonomic dysfunction. *Internal Medicine Journal*, 46(10), 1134–1139. doi: 10.1111/imj.13216
- Wieling, W., van Brederode, J. F., de Rijk, L. G., Borst, C., & Dunning, A. J. (1982). Reflex control of heart rate in normal subjects in relation to age: a data base for cardiac vagal neuropathy. *Diabetologia*, 22(3), 163–166. doi: 10.1007/BF00283745
- Wolf, M. M., Varigos, G. A., Hunt, D., & Sloman, J. G. (1978). Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction. *The Medical Journal of Australia*, 2(2), 52–53. doi: 10.5694/j.1326-5377.1978.tb131339.x
- Wranicz, J. K., Rosiak, M., Cygankiewicz, I., Kula, P., Kula, K., & Zareba, W. (2004). Sex steroids and heart rate variability in patients after myocardial infarction. *Annals of Noninvasive*

*Electrocardiology: the Official Journal of the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology, Inc*, 9(2), 156–161. doi: 10.1111/j.1542-474X.2004.92539.x

Yamamoto, Y., & Hughson, R. L. (1991). Coarse-graining spectral analysis: new method for studying heart rate variability. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 71(3), 1143–1150. doi: 10.1152/jappl.1991.71.3.1143

## 11 PŘÍLOHY

### Seznam příloh:

**Příloha 1:** Charakteristika výzkumného souboru (n=20)

**Příloha 2:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 1), v pozici iniciálního lehu (interval 1)

**Příloha 3:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 1), v pozici stoje (interval 2)

**Příloha 4:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 1), v pozici závěrečného lehu (interval 3)

**Příloha 5:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 2), v pozici iniciálního lehu (interval 1)

**Příloha 6:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 2), v pozici stoje (interval 2)

**Příloha 7:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 2), v pozici závěrečného lehu (interval 3)

**Příloha 8:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 3), v pozici iniciálního lehu (interval 1)

**Příloha 9:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 3), v pozici stoje (interval 2)

**Příloha 10:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 3), v pozici závěrečného lehu (interval 3)

**Příloha 11:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 4), v pozici iniciálního lehu (interval 1)

**Příloha 12:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 4), v pozici stoje (interval 2)

**Příloha 13:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 4), v pozici závěrečného lehu (interval 3)

**Příloha 14:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), před přiložením elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 5), v pozici iniciálního lehu (interval 1)

**Příloha 15:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), před přiložením elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 5), v pozici stoje (interval 2)



**Příloha 16:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), před přiložením elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 5), v pozici závěrečného lehu (interval 3)

**Příloha 17:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), po přiložení elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 6), v pozici iniciálního lehu (interval 1)

**Příloha 18:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), po přiložení elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 6), v pozici stoje (interval 2)

**Příloha 19:** Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), po přiložení elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 6), v pozici závěrečného lehu (interval 3)

**Příloha 20:** Vzor dotazníku na autonomní funkce DAF

**Příloha 21:** Informovaný souhlas

**Příloha 22:** Vyjádření etické komise

**Příloha 1. Charakteristika výzkumného souboru (n=20)**

ID	Pohlaví	Věk	Hmotnost [kg]	Výška [cm]	BMI [kg/cm <sup>2</sup> ]
1	Ž	24	77	171	26,33
2	Ž	25	51	153	21,79
3	M	24	89	183	26,58
4	Ž	24	69	172	23,32
5	M	25	62	176	20,02
6	Ž	25	55	162	20,96
7	Ž	23	72	172	24,34
8	M	25	87	175	28,41
10	M	24	65	179	20,29
11	Ž	24	55	169	19,26
12	M	26	83	191	22,75
13	M	23	72	181	21,98
14	Ž	22	63	177	20,11
15	M	23	103	184	30,42
16	Ž	25	57	167	20,44
17	M	23	74	190	20,5
18	M	23	81	192	21,97
19	M	25	72	177	22,98
20	Ž	24	65	185	18,99
22	Ž	23	60	170	20,76
$\bar{x}$	—	24	70,6	176,3	22,61
Me	—	24	70,5	176,5	21,88
SD	—	1	12,93	9,63	3,06

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; BMI = body mass index; Ž = žena; M = muž;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; Me = medián; SD = směrodatná odchylka

**Příloha 2. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 1), v pozici iniciálního lehu (interval 1)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	552,65	296,67	54,97	29,51	0,5471	1005,29	0,8292	1749,48
2	Ž	S	1073,7	602,77	57,67	32,37	0,5613	1861,88	0,8645	3015,76
3	M	P	1349,12	793,08	55,63	32,7	0,5883	2425,08	0,9356	3994,67
4	Ž	P	1241,52	527,85	67,27	28,6	0,4294	1845,52	0,8127	2529,37
5	M	S	1275,3	111,04	84	7,31	0,0871	1518,21	0,731	2357,07
6	Ž	S	1885,79	225,18	87,67	10,47	0,1195	2150,9	0,9925	3469,34
7	Ž	P	1318,08	1499,63	45,31	51,55	1,1446	2909,05	0,9078	2584,43
8	M	S	121,98	634,88	15,8	82,23	5,2681	772,08	1,018	1088,72
10	M	P	1798,35	90,59	89,67	4,52	0,0502	2005,6	1,0522	4912,5
11	Ž	P	263,98	168,03	41,09	26,16	0,6355	642,39	0,7233	497,53
12	M	S	415,3	77,54	68,7	12,83	0,1842	604,48	0,8586	1046,3
13	M	P	1255,06	2539,76	24,96	50,51	2,0268	5028,28	0,8047	4274,76
14	Ž	S	4789,16	275,18	89,49	5,14	0,0574	5351,64	0,9141	10984,87
15	M	S	573,89	865,77	35,29	53,24	1,5109	1626,04	0,8756	2140,56
16	Ž	P	1354,78	132,27	87,88	8,58	0,1006	1541,65	0,9212	2632,6
17	M	S	326,05	101,54	68,03	21,18	0,3112	479,29	0,9633	815,86
18	M	S	2182,1	1399,87	58,62	37,61	0,6461	3722,4	0,9731	7517,62
19	M	S	495,82	207,73	61,22	25,65	0,4219	809,92	1,1259	1568,45
20	Ž	S	407,04	97,61	74,38	17,84	0,2405	547,25	1,0106	940,09
22	Ž	S	1164,94	383,52	67,54	22,24	0,3295	1724,74	0,8487	3435,66
$\bar{x}$	—	—	1192,23	551,53	61,76	28,01	0,7630	1928,58	0,9081	3077,78
Me	—	—	1203,23	285,93	64,25	25,91	0,4257	1675,39	0,9110	2556,90
SD	—	—	1002,87	612,20	20,84	19,21	1,1465	1362,47	0,1016	2436,89

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián

**Příloha 3. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 1), v pozici stoje (interval 2)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	107,09	194,77	18,65	33,91	1,819	574,35	0,7262	286,04
2	Ž	S	292,27	971,52	21,42	71,21	3,3088	1364,34	0,775	1123,64
3	M	P	105,01	247,97	21,7	51,23	2,3586	484,02	0,6754	124,91
4	Ž	P	466,93	312,14	42,53	28,43	0,6677	1097,94	0,6285	642,34
5	M	S	2714,22	484,64	83,75	14,95	0,1785	3240,94	0,6456	3092,94
6	Ž	S	180,1	139,29	43,15	33,37	0,7734	417,39	0,7744	261,57
7	Ž	P	145,99	1989,76	6,74	91,88	13,6328	2165,54	0,6867	750,97
8	M	S	593,57	499,04	49,83	41,89	0,8418	1191,28	0,7075	690,84
10	M	P	197,11	2467,78	6,68	83,59	12,5391	2952,23	0,7355	626,19
11	Ž	P	388,89	223,51	62	35,64	0,5748	627,19	0,6491	707,61
12	M	S	99,07	359,92	17,38	63,14	3,6449	570,03	0,6022	152,78
13	M	P	311,71	1702,46	12,51	68,3	5,4672	2492,62	0,6404	720,52
14	Ž	S	115,31	798,61	11,77	81,53	6,9269	979,49	0,5669	214,98
15	M	S	128,91	717,53	13,12	73,04	5,5721	982,37	0,6527	204,06
16	Ž	P	476,14	537,69	41,64	47,02	1,1471	1143,46	0,7143	3003,16
17	M	S	97,65	112,73	42,92	49,55	1,1546	226,31	0,6234	108,56
18	M	S	1006,45	856,59	53,16	45,24	0,8503	1893,28	0,5806	1930,56
19	M	S	81,89	600,73	6,07	44,48	7,3329	1350,64	0,8245	339,88
20	Ž	S	81,21	431,61	9,04	48,02	5,4782	898,8	0,7199	278,22
22	Ž	S	571,03	1128,42	30,09	59,47	1,9752	1897,5	0,6685	770,88
$\bar{x}$	—	—	408,03	738,84	29,71	53,29	3,8122	1327,49	0,6799	801,53
Me	—	—	188,61	518,37	21,56	48,79	2,1669	1120,70	0,6720	634,27
SD	—	—	578,14	626,98	21,12	19,76	3,7922	834,29	0,0659	856,38

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián

**Příloha 4. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 1), v pozici závěrečného lehu (interval 3)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	1484,62	933,55	59,38	37,34	0,6294	2500,05	0,8982	4206,83
2	Ž	S	1046,49	238	72,42	16,47	0,2281	1444,96	0,8852	2533,98
3	M	P	1869,16	327,45	60,97	10,68	0,175	3065,59	0,9842	6637,41
4	Ž	P	3051,38	2004,41	47,84	31,43	0,657	6377,75	0,8732	5402,69
5	M	S	625,78	350,67	51,31	28,75	0,5664	1219,5	0,8241	1682,16
6	Ž	S	2072,17	365,68	79,87	14,07	0,1761	2594,11	1,0196	4020,3
7	Ž	P	970,7	551,79	51,81	29,43	0,568	1872,74	0,9556	3006,53
8	M	S	319,82	348,77	44,11	48,1	1,0916	725,07	1,0508	1160,68
10	M	P	1582,28	278,43	55,7	9,8	0,1772	2840,77	1,1093	6710,33
11	Ž	P	871,43	349,49	66,12	26,52	0,4012	1317,88	0,8125	1796,17
12	M	S	975,08	630,18	45,99	29,71	0,6461	2120,62	0,9901	3710,02
13	M	P	730,76	1426,59	26,11	50,96	1,9543	2799,17	0,8979	1792,27
14	Ž	S	7214	259,8	90,36	3,25	0,0365	7983,69	1,0171	25953,26
15	M	S	1305,38	692,9	52,34	27,78	0,5285	2493,8	0,908	3822,01
16	Ž	P	5227,89	443,96	88,55	7,52	0,0851	5903,98	0,9905	9691,67
17	M	S	343,08	80,44	66,37	15,56	0,235	516,96	1,0602	1030,26
18	M	S	1014,61	1424,18	34,38	48,26	1,4241	2951,23	0,9884	5878,41
19	M	S	979,53	414,68	70,22	29,73	0,4262	1394,99	1,1711	2737,18
20	Ž	S	268,99	57,46	79,01	16,88	0,2145	340,45	0,9995	803,76
22	Ž	S	1101,22	309,6	73,26	20,6	0,282	1503,12	0,9001	2921,04
$\bar{x}$	—	—	1652,72	574,40	60,81	25,14	0,5251	2598,32	0,9668	4774,85
SD	—	—	1679,59	490,90	16,76	13,44	0,4674	1947,93	0,0903	5340,34
Me	—	—	1030,55	358,18	60,18	27,15	0,4137	2307,21	0,9863	3358,28
IQR	—	—	1031,51	390,99	24,34	16,56	0,4554	1586,45	0,121	3966,23

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí

**Příloha 5. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 2), v pozici iniciálního lehu (interval 1)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	1876,36	396,71	79,81	16,87	0,2119	2351,16	1,0035	5914,14
2	Ž	S	1568,24	1253,61	43,47	34,75	0,8012	3607,33	0,9309	4947,79
3	M	P	1369,11	793,6	56,61	32,81	0,5793	2418,63	1,0351	3370,56
4	Ž	P	1852,04	2224,05	42,31	50,81	1,2007	4377,54	0,8812	5258,87
5	M	S	1777,65	475,32	51,73	13,83	0,2673	3436,3	0,8337	2701,49
6	Ž	S	1499,51	303,42	78,55	15,89	0,2024	1908,9	1,0975	3704,9
7	Ž	P	1998,82	2598,13	40,33	52,42	1,3015	4956,73	1,015	6874,55
8	M	S	1577,73	411,4	76,63	19,98	0,2608	2058,98	1,1209	3762,92
10	M	P	1247,16	441,04	53,13	18,79	0,3539	2347,51	1,0863	5861,4
11	Ž	P	2849,83	655,55	69	15,87	0,2301	4130,3	0,9602	13196,15
12	M	S	1956,69	321,35	70,18	11,53	0,1643	2788,12	0,991	5640,94
13	M	P	2753,84	1134,67	64,44	26,55	0,412	4273,74	0,9055	8475,8
14	Ž	S	3451,72	981,3	72,63	20,65	0,2845	4752,34	1,018	13228,67
15	M	S	2662,96	577,44	76,6	16,61	0,2169	3476,22	0,99	6244,05
16	Ž	P	3960,22	349,35	87,02	7,68	0,0882	4550,78	0,9965	7519,3
17	M	S	352,13	214,32	32,43	19,74	0,6088	1085,83	1,0621	1132,34
18	M	S	771,15	689,7	51,43	45,99	1,1515	1499,53	1,0637	6960,96
19	M	S	795,25	399,54	63,97	32,14	0,5022	1243,08	1,1923	2303,48
20	Ž	S	351,73	45,97	63,97	8,36	0,1307	549,83	1,0337	871,1
22	Ž	S	2130,41	191,15	90,57	8,13	0,0899	2352,18	1,0139	6557,24
$\bar{x}$	—	—	1840,13	722,88	63,24	23,47	0,4529	2908,25	1,0116	5726,33
Me	—	—	1814,85	458,18	64,21	19,27	0,2759	2603,38	1,0145	5751,17
SD	—	—	928,66	642,06	15,93	13,42	0,3688	1293,26	0,0819	3213,87

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v ms<sup>2</sup>; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián

**Příloha 6. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 2), v pozici stoje (interval 2)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	102,94	360,42	21,34	74,73	3,6031	482,29	0,7614	459,55
2	Ž	S	597,85	3193,07	10,11	53,99	5,3485	5914,05	0,82	1709,33
3	M	P	151,86	1457,88	8,23	79,04	9,6541	1844,5	0,8189	533,55
4	Ž	P	1062,39	1130,87	39,78	42,34	1,0629	2670,63	0,6776	1212,82
5	M	S	2351,92	1505,19	55,79	35,71	0,6411	4215,37	0,6472	2764,9
6	Ž	S	365,81	143,39	34,63	13,57	0,3928	1056,43	0,9317	905,78
7	Ž	P	673,09	2959,91	17,85	78,5	4,3967	3769,11	0,7645	1305,62
8	M	S	500,45	2365,27	17,3	81,77	4,7457	2892,52	0,7571	962,24
10	M	P	433,05	2641,17	11,74	71,58	6,1113	3689,83	0,7039	1240,45
11	Ž	P	750,66	2099,23	24,19	67,65	2,8096	3103,02	0,7713	1680,87
12	M	S	521,6	2271,28	16,13	70,22	4,3479	3234,53	0,671	948,93
13	M	P	1235,39	3432,52	26,09	72,48	2,7818	4735,7	0,7293	3831,93
14	Ž	S	53,51	578	6,4	69,16	10,8025	836,1	0,5975	253,41
15	M	S	187,63	1358,67	9,07	65,71	7,2644	2067,74	0,6959	422,67
16	Ž	P	752,07	2086,07	23,72	65,79	2,7773	3171	0,7501	1328,99
17	M	S	25,42	309,3	7,35	89,45	12,1651	345,76	0,5947	49,01
18	M	S	629,68	3464,81	12,43	68,38	5,5111	5067,08	0,6384	1351,59
19	M	S	190,13	1033,49	12,51	68,02	5,4558	1519,31	0,8769	715,67
20	Ž	S	87,33	776,78	8,58	76,33	8,949	1017,65	0,7916	405,93
22	Ž	S	162,59	994,88	13,65	83,53	6,1341	1190,99	0,721	723,64
$\bar{x}$	—	—	541,77	1708,11	18,84	66,40	5,2477	2641,18	0,7360	1140,34
Me	—	—	466,75	1481,54	14,89	69,69	5,0471	2781,58	0,7397	955,59
SD	—	—	530,97	1040,09	12,27	17,46	3,1817	1571,69	0,0853	864,98

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián

**Příloha 7. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS se 100Hz frekvencí (záznam 2), v pozici závěrečného lehu (interval 3)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	1844,01	290,08	81,82	12,87	0,1572	2253,69	1,0347	7154,3
2	Ž	S	1271,56	428,45	67,31	22,68	0,3385	1889,08	0,9328	3849,25
3	M	P	1476,72	635,7	52,41	22,62	0,4302	2816,44	1,0929	5518,89
4	Ž	P	2432,61	2149,45	43,02	38,02	0,8833	5654,03	0,9373	6191,8
5	M	S	1203,98	621,19	61,75	31,86	0,5168	1949,83	0,8622	2609,85
6	Ž	S	1649,86	467,2	72,14	20,43	0,2832	2286,89	1,1238	4527,22
7	Ž	P	2748,85	447,28	82,58	13,44	0,1649	3328,7	1,0853	7199,2
8	M	S	685,23	140,13	79,01	16,16	0,2049	867,22	1,109	1959,55
10	M	P	1615,16	272,04	73,86	12,44	0,1696	2186,71	1,1541	7632,2
11	Ž	P	4854,03	502,05	88,85	9,19	0,1029	5463,25	1,0066	8304,57
12	M	S	1825,97	1239,71	30,83	20,93	0,6787	5922,63	1,0108	6176,76
13	M	P	656,56	1404,89	30,48	65,21	2,1359	2154,33	0,9064	1780,15
14	Ž	S	4236,77	453,76	88,38	9,47	0,1071	4793,71	1,0776	10743,38
15	M	S	1583,17	824,73	45,72	23,82	0,5208	3462,47	1,0109	5276,48
16	Ž	P	6309,72	497,69	92,16	7,27	0,0789	6846,18	0,9966	8206,13
17	M	S	480,4	222,9	51,01	23,67	0,4635	941,82	1,1612	1827,21
18	M	S	322,87	545,33	13,49	22,78	1,9659	2393,72	1,0627	4226,31
19	M	S	2315,65	515,17	79,54	17,7	0,2224	2911,3	1,236	5562,28
20	Ž	S	253,96	67,24	66,75	17,67	0,2648	379,22	0,9799	588,9
22	Ž	S	1603,5	108,05	88,07	5,93	0,0673	1820,7	1,0334	4792,11
$\bar{x}$	—	—	1968,53	591,65	64,46	20,71	0,4878	3016,10	1,0407	5206,33
SD	—	—	1522,31	485,48	22,08	12,87	0,5620	1763,70	0,0907	2551,92
Me	—	—	1609,33	482,45	69,73	19,07	0,2740	2340,31	1,0341	5397,69
IQR	—	—	1588,45	355,52	35,34	10,9	0,3606	2556,63	0,1209	4268,27

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v ms<sup>2</sup>; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílů po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí



**Příloha 8. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 3), v pozici iniciálního lehu (interval 1)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	592,98	997,26	31,05	52,22	1,6817	1909,56	0,7547	1173,34
2	Ž	S	687,08	2635,26	18,36	70,43	3,8354	3741,92	0,7394	1778,94
3	M	P	185,06	629,13	19,74	67,12	3,4564	937,33	0,8481	474,73
4	Ž	P	2845,5	568,36	69,92	13,97	0,2004	4069,77	0,8484	4911,09
5	M	S	156,36	115,29	39,1	28,83	0,7336	399,87	0,8182	383,61
6	Ž	S	825,19	14,29	97,06	1,68	0,0175	850,15	0,8816	1812,17
7	Ž	P	2897,15	257,35	87,1	7,74	0,089	3326,07	1,0257	5943,52
8	M	S	1121,77	679,16	60,9	36,87	0,6058	1841,94	1,08	3037
10	M	P	1521,45	272,17	75,48	13,5	0,1793	2015,82	1,0211	3475,71
11	Ž	P	1547,72	169,54	84,33	9,24	0,1095	1835,29	0,8713	3035,78
12	M	S	789,35	48,15	88,61	5,41	0,0623	890,76	1,0116	2767,08
13	M	P	465,23	1257,14	14,68	39,7	2,7032	3166,11	0,9127	3697,81
14	Ž	S	562,67	485,66	46,15	39,83	0,8679	1219,32	0,7784	2265,35
15	M	S	841,69	1087,13	31,22	40,36	1,2925	2693,13	0,9556	2587,42
16	Ž	P	2020,81	290,12	84,29	12,1	0,1437	2397,31	0,8994	2433,58
17	M	S	568,03	168,1	72,29	21,39	0,2958	785,75	1,1746	2493,4
18	M	S	46,42	125,73	19,56	52,97	2,7102	237,36	0,8315	256,07
19	M	S	628,66	127,65	46,49	9,39	0,2022	1352,2	1,1176	1331,47
20	Ž	S	166,7	421,18	26,72	67,51	2,5272	623,88	0,8548	460,56
22	Ž	S	187,78	104,42	45,89	25,52	0,5563	409,24	0,7843	366,93
$\bar{x}$	—	—	932,88	522,65	52,95	30,79	1,1135	1735,14	0,9105	2234,28
Me	—	—	657,87	281,15	46,32	27,18	0,5811	1593,75	0,8765	2349,47
SD	—	—	816,95	598,82	26,86	21,77	1,2168	1140,38	0,1213	1513,33

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián

**Příloha 9. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 3), v pozici stoje (interval 2)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	262,24	1028,8	12,34	48,42	3,9346	2124,64	0,6303	453,72
2	Ž	S	247,67	1024,37	14,82	61,29	4,137	1671,27	0,623	507,77
3	M	P	50,42	297,53	14,22	83,94	5,9028	354,48	0,6365	67,9
4	Ž	P	1507,1	3166,44	29,65	62,29	2,0981	5083,6	0,7443	3121,35
5	M	S	227,36	185,28	48,1	39,2	0,8165	472,67	0,691	320,27
6	Ž	S	63,13	129,06	29,71	60,84	2,0476	212,27	0,6818	98,63
7	Ž	P	273,29	2017,96	11,56	85,35	7,3873	2364,41	0,7465	1192,84
8	M	S	138,34	803,19	12,32	71,55	5,8018	1122,61	0,7611	348,85
10	M	P	236,87	1003,18	14,99	63,51	4,2423	1579,68	0,7228	593,9
11	Ž	P	140,24	445,72	19,94	63,38	3,1761	703,27	0,6697	265,97
12	M	S	373,37	877,55	28,17	66,21	2,3468	1325,34	0,6746	442,38
13	M	P	298,21	1202,57	18,52	76,41	4,0335	1573,67	0,7159	658,73
14	Ž	S	20,77	209,38	8,31	83,74	10,0862	250,03	0,4858	26,13
15	M	S	128,97	827,08	12,14	78,46	6,4609	1054,23	0,6872	749,03
16	Ž	P	355,39	949,63	24,74	66,11	2,6798	1436,39	0,6766	594,26
17	M	S	128,68	482,58	18,05	67,98	3,7656	709,69	0,716	139,14
18	M	S	111,28	190,96	30,57	52,34	1,7117	363,08	0,5963	152,33
19	M	S	141,18	596,71	16,6	70,36	4,22	847,15	0,5912	358,2
20	Ž	S	43,31	221,96	12,13	62,16	5,1403	357,1	0,6637	143,67
22	Ž	S	75,45	435,2	14,13	81,49	5,8003	534,06	0,6227	232,34
$\bar{x}$	—	—	241,16	804,76	19,55	67,25	4,2895	1206,98	0,6669	516,25
Me	—	—	140,71	699,95	15,80	66,16	4,0853	950,69	0,6756	348,85
SD	—	—	307,75	705,45	9,38	11,92	2,1499	1083,63	0,0633	672,15

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián

**Příloha 10. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), před aplikací elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 3), v pozici závěrečného lehu (interval 3)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	676	1084,94	30,88	49,56	1,6057	2189,11	0,8273	2164,3
2	Ž	S	1224,28	2486,97	26,12	53,06	2,0318	4687,41	0,8347	3523,37
3	M	P	1224,29	799,12	47,79	31,19	0,5195	2561,33	0,8879	1683,68
4	Ž	P	3207,1	3206,76	48,66	48,65	1,0211	6591,08	0,916	6451,78
5	M	S	288,7	204,16	39,68	28,06	0,7087	727,55	0,883	966,76
6	Ž	S	1528,97	52,3	94,64	3,24	0,0342	1615,6	0,9746	3186,08
7	Ž	P	2414,48	227,16	84,35	7,94	0,094	2862,54	1,0817	7033,51
8	M	S	2280,26	412,3	82,73	14,96	0,1798	2756,17	1,1389	5291,55
10	M	P	2106,1	861,63	58,2	23,79	0,4088	3618,31	1,1353	4875,42
11	Ž	P	1943,51	534,04	69,39	19,07	0,2748	2800,92	0,8947	8622,49
12	M	S	972,41	200,46	75,35	15,53	0,2073	1290,56	1,0079	4515,74
13	M	P	689,41	1476,47	29,09	62,33	2,1422	2368,12	0,8957	3157,64
14	Ž	S	1604,9	334,94	69,54	14,51	0,2103	2307,76	0,8462	5305,1
15	M	S	1087,33	281,26	67,01	17,32	0,2585	1622,35	0,9563	4267,95
16	Ž	P	3848,35	181,22	92,19	4,34	0,047	4174,29	0,9406	6399,21
17	M	S	880,26	210,15	54,05	12,9	0,2385	1628,6	1,2764	3739,41
18	M	S	1178,12	608,3	21,53	11,11	0,5161	5469,77	0,8634	1090,47
19	M	S	1326,64	482,31	60,54	22,01	0,3634	2190,87	0,9528	1659,32
20	Ž	S	154,48	70,15	52,99	24,06	0,4546	291,54	0,9432	365,66
22	Ž	S	231,61	505,91	24,8	54,18	2,186	933,81	0,8284	729,95
$\bar{x}$	—	—	1443,36	733,65	56,48	25,89	0,6751	2634,38	0,9543	3751,47
SD	—	—	941,45	815,12	22,37	17,55	0,7027	1562,34	0,1172	2269,65
Me	—	—	1224,29	482,31	56,13	20,54	0,3861	2337,94	0,9283	3631,39
IQR	—	—	1328,33	640,34	40,81	30,98	0,7349	1812,08	0,1312	3636,3

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí

**Příloha 11. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 4), v pozici iniciálního lehu (interval 1)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	791,65	3350,58	13,93	58,97	4,2352	5681,62	0,8414	3013,5
2	Ž	S	1552,39	931,7	47,44	28,47	0,6009	3272,55	0,9081	4054,04
3	M	P	882,03	872,29	38,17	37,74	0,99	2311,02	0,9918	2843,19
4	Ž	P	4309,62	5562,73	42,01	54,23	1,2938	10258,44	0,9695	12993,71
5	M	S	1022,25	176,82	81,29	14,06	0,1742	1257,6	0,8322	2664,56
6	Ž	S	2151,39	179,83	87,66	7,33	0,0832	2454,13	1,023	5551,28
7	Ž	P	1772,41	72,44	93,03	3,8	0,041	1905,1	1,1247	7234,24
8	M	S	2346,75	85,21	92,94	3,37	0,0362	2525,13	1,17	6085,28
10	M	P	1253,69	895,76	28,64	20,46	0,7138	4377,12	1,0694	4322,31
11	Ž	P	2515,28	759,43	74,07	22,37	0,304	3395,62	0,9198	6038,47
12	M	S	1089,29	258,76	63,58	15,1	0,2393	1713,19	1,0105	3464,62
13	M	P	872,46	516,07	55,85	33,03	0,5917	1562,84	1,1063	5917,05
14	Ž	S	1718,03	1209,77	49,96	35,18	0,7049	3438,53	0,8599	6117,97
15	M	S	1268,58	936,11	30,55	22,54	0,7375	4152,09	0,9637	5746,62
16	Ž	P	4844,72	603,58	86,62	10,79	0,1242	5593,2	0,9581	6249,35
17	M	S	461,8	116,27	61,59	15,51	0,2515	749,79	1,1906	1867,47
18	M	S	1790,65	411,79	65,62	15,09	0,262	2728,93	1,0226	17978,9
19	M	S	526,34	218,77	33,29	13,83	0,4144	1581,33	1,1089	1663,18
20	Ž	S	193,3	128,49	31,27	20,78	0,6649	618,2	0,9534	453,12
22	Ž	S	350,74	383,82	37,85	41,42	1,0919	926,77	0,8726	1080,62
$\bar{x}$	—	—	1585,67	883,51	55,77	23,70	0,6777	3025,16	0,9948	5266,97
Me	—	—	1261,14	463,93	52,91	20,62	0,5031	2489,63	0,9807	4936,80
SD	—	—	1186,55	1285,98	23,52	15,17	0,8891	2194,42	0,1048	3983,93

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián

**Příloha 12. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 4), v pozici stoje (interval 2)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	153,11	1473,04	5,31	51,12	9,7024	2881,32	0,6824	611,9
2	Ž	S	560,32	2271,67	15,88	64,38	4,057	3528,35	0,7368	1668,85
3	M	P	86,01	952,35	6,89	76,24	11,1198	1249,21	0,6965	265,94
4	Ž	P	889,83	4997,58	14,79	83,09	5,7433	6014,64	0,8206	3886,09
5	M	S	495,99	407,93	51,92	42,7	0,8227	955,29	0,7174	525,92
6	Ž	S	141,62	149,55	32,17	33,97	1,0664	440,25	0,8399	317,98
7	Ž	P	264,63	1486,04	13,58	75,33	5,5619	1948,86	0,8038	828,43
8	M	S	188,16	751,85	17,01	67,96	3,9962	1106,34	0,7476	323,53
10	M	P	360,48	5135,14	5,63	80,18	14,2882	6404,77	0,7489	1125,8
11	Ž	P	210,81	456,59	28,39	61,48	2,1604	742,62	0,6589	380,7
12	M	S	228,34	1456,65	8,95	57,11	6,3828	2550,63	0,7006	653,2
13	M	P	431,59	1672,14	18,06	69,84	3,8793	2394,28	0,7682	534,87
14	Ž	S	86,91	828,12	9,42	89,75	9,5299	922,72	0,5267	148,29
15	M	S	159,42	1088,51	10,8	73,96	6,8427	1471,92	0,7862	537,11
16	Ž	P	566,78	1024,54	30,7	55,49	1,8238	1846,39	0,7632	967,45
17	M	S	105,55	959,97	4,4	40,05	9,0942	2396,86	0,7221	289,97
18	M	S	124,43	388,58	19,1	59,64	3,1768	651,55	0,4901	162,48
19	M	S	98,12	431,45	16,01	70,42	4,3979	612,45	0,6873	329,33
20	Ž	S	50,96	285,24	6,16	34,49	5,6023	827,09	0,8011	197,03
22	Ž	S	202,16	975,59	15,26	73,63	4,8229	1325,03	0,7226	528,84
$\bar{x}$	—	—	270,26	1359,63	16,52	63,04	5,7035	2013,53	0,7210	714,19
Me	—	—	195,16	967,78	15,03	66,17	5,1924	1398,48	0,7297	527,38
SD	—	—	211,42	1340,00	11,39	15,72	3,4475	1624,08	0,0854	812,66

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián

**Příloha 13. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV výzkumné skupiny (n=20), po aplikaci elektrických proudů TENS s 10Hz frekvencí (záznam 4), v pozici závěrečného lehu (interval 3)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	1253,22	2741,42	26,23	57,37	2,1992	4778,5	0,8921	3654,57
2	Ž	S	1233,22	1469,96	38,03	45,33	1,1917	3243,12	0,9128	4529,94
3	M	P	1074,64	1538,11	29,28	41,9	1,4293	3670,49	1,0264	4140,65
4	Ž	P	2655,97	9005,06	22,44	76,09	3,392	11834,64	1,0072	13047,39
5	M	S	629,79	113,05	67,65	12,14	0,1776	931,01	0,8945	1972,54
6	Ž	S	1790,75	349,3	78,68	15,35	0,1952	2275,9	1,0413	5140,12
7	Ž	P	2124,26	194,08	87,05	7,95	0,0917	2440,3	1,1707	8696,27
8	M	S	1133,32	131,43	86,68	10,02	0,1156	1307,28	1,1464	3711,31
10	M	P	3248,78	1124,39	69,49	24,05	0,345	4674,89	1,1854	7658,39
11	Ž	P	6487,77	1057,84	80,22	13,08	0,1633	8087,33	0,9692	14859,27
12	M	S	1095,18	1011,11	25,94	23,95	0,9255	4221,98	1,0241	4990,97
13	M	P	1038,62	1425,16	32,87	45,13	1,3728	3157,31	1,0469	6548
14	Ž	S	4265,96	1577,43	69,23	25,6	0,371	6162,18	0,8933	11586,09
15	M	S	2198,28	478,22	78,16	16,99	0,2174	2812,08	0,9127	6591,23
16	Ž	P	5505,84	182,19	93,59	3,1	0,0331	5882,92	0,9709	9092,61
17	M	S	950,18	380,77	38,15	15,29	0,4	2490,88	1,2876	4001,29
18	M	S	968,42	629,11	22,4	14,55	0,6647	4323,51	0,888	2582,72
19	M	S	1182,47	197,21	77,06	12,84	0,1668	1534,1	0,8917	4621,37
20	Ž	S	157,19	552,04	14,29	50,19	3,5351	1099,98	0,9563	559,68
22	Ž	S	422,73	145,78	67,57	23,3	0,3449	625,62	0,9339	1261,67
$\bar{x}$	—	—	1970,83	1215,18	55,25	26,71	0,8666	3777,70	1,0026	5962,30
SD	—	—	1654,22	1908,95	26,12	18,91	1,0294	2641,66	0,1128	3765,10
Me	—	—	1207,85	590,58	67,61	20,15	0,3580	3200,22	0,9701	4806,17
IQR	—	—	1555,57	1263,89	51,55	31,42	1,158	3033,04	0,1464	4768,04

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí

**Příloha 14. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), před přiložením elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 5), v pozici iniciálního lehu (interval 1)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	1058,16	1018,9	47,12	45,38	0,9647	2245,47	0,8956	3578,7
2	Ž	S	87,08	193,85	26,13	58,18	2,2289	333,21	0,6537	214,43
4	Ž	P	1395,11	209,64	81,84	12,3	0,1497	1704,69	0,8495	2621,55
5	M	S	919,55	213,58	63,11	14,65	0,2322	1457,04	0,7982	1216,93
6	Ž	S	1483,39	30,19	94,8	1,93	0,0202	1564,73	0,9545	12868,75
7	Ž	P	919,57	881,61	31,53	30,23	0,9587	2916,37	1,1174	4143,62
10	M	P	1686,09	138,98	82,8	6,83	0,0825	2036,28	1,0662	6171,42
13	M	P	123,42	216,12	32,23	56,44	1,7566	382,95	0,778	410,04
14	Ž	S	5051,7	192,27	91,54	3,48	0,0384	5518,28	0,9398	18823,16
16	Ž	P	418,12	62,93	37,6	5,65	0,1505	1112,72	0,6728	6168,05
20	Ž	S	563,36	126,43	76,52	17,17	0,2246	736,24	0,6885	2308,39
22	Ž	S	148,07	97,46	37,11	24,42	0,6554	399,61	0,8676	357,91
$\bar{x}$	—	—	1154,47	281,83	58,53	23,06	0,6219	1700,63	0,8568	4906,91
SD	—	—	1286,58	305,88	24,80	19,40	0,6982	1387,87	0,1423	5409,21
Me	—	—	919,56	193,06	55,12	15,91	0,2284	1510,89	0,8586	3100,13

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián

**Příloha 15. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), před přiložením elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 5), v pozici stoje (interval 2)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	233	600,26	19,66	50,66	2,676	1184,86	0,7756	740,62
2	Ž	S	80,45	76,65	35,54	33,85	0,9439	226,4	0,5957	196,02
4	Ž	P	517,78	1786,69	19,69	67,94	3,4514	2629,64	0,674	1008,99
5	M	S	421,57	367,52	50,05	43,63	0,8717	841,53	0,819	547,24
6	Ž	S	51,2	524,9	7,29	74,74	10,3709	702,25	0,7936	276,51
7	Ž	P	236,84	2234,28	8,77	83,07	9,4661	2689,12	0,6957	598,65
10	M	P	398,24	644,15	30,18	50,33	1,6687	1319,59	0,7411	770,15
13	M	P	122,42	515,25	17,6	74,07	4,2277	695,66	0,6248	183,24
14	Ž	S	129,78	1029,53	9,61	76,21	8,0929	1350,91	0,5897	375,65
16	Ž	P	418,58	629,07	30,75	46,28	1,5047	1359,67	0,7529	631,82
20	Ž	S	28,69	197,8	10,44	73,5	7,0357	268,44	0,5964	109,97
22	Ž	S	117,56	546,19	16,43	76,68	4,6666	712,38	0,7919	271,53
$\bar{x}$	—	—	229,68	762,69	21,33	62,58	4,5814	1165,04	0,7042	475,87
SD	—	—	161,39	609,25	12,41	15,74	3,2367	763,41	0,0824	270,00
Me	—	—	181,39	573,23	18,63	70,72	3,8396	1013,20	0,7184	461,45

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián



**Příloha 16. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), před přiložením elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 5), v pozici závěrečného lehu (interval 3)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	702,56	434,52	56,19	34,75	0,6239	1250,35	0,997	3029,17
2	Ž	S	302,14	213,24	48,56	34,28	0,699	622,15	0,7322	619,26
4	Ž	P	3690,74	792,55	80,77	17,34	0,2147	4569,62	0,9126	6159,95
5	M	S	648,22	289,51	62,85	28,03	0,44598	1031,91	0,9281	3574,26
6	Ž	S	1984,05	230,13	76,39	8,85	0,1159	2597,16	0,9795	11109,04
7	Ž	P	2968,08	417,42	83,32	11,7	0,1404	3562,91	0,9581	6483,05
10	M	P	855,83	466,28	26,38	14,37	0,545	3241,75	1,1046	3584,89
13	M	P	304	63,96	77,31	16,26	0,2117	393,21	0,7844	674,91
14	Ž	S	9527,09	1433,73	78,18	11,77	0,1508	12185,47	0,9744	32244,43
16	Ž	P	1596,6	347,04	72,34	15,72	0,2174	2206,84	1,0409	8751,63
20	Ž	S	175,55	642,07	16,26	59,66	3,66	1076,85	0,7495	431,41
22	Ž	S	1384,52	337,85	76,54	18,63	0,4078	1808,63	0,9263	4201,61
$\bar{x}$	—	—	2011,62	472,36	62,92	22,61	0,6194	2878,90	0,9240	6738,63
SD	—	—	2498,34	343,98	21,20	13,88	0,9366	3059,54	0,1100	8307,88
Me	—	—	1120,18	382,23	74,37	16,80	0,3126	2007,74	0,9431	3893,25
IQR	—	—	2332,02	353,14	27,49	20,29	0,4381	2439,47	0,1761	6921,01

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí

**Příloha 17. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), po přiložení elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 6), v pozici iniciálního lehu (interval 1)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	1116,14	210,86	73,53	13,89	0,1889	1517,88	1,0553	4440,52
2	Ž	S	480,48	224,36	61,72	28,82	0,4684	778,43	0,7824	1112,12
4	Ž	P	4504,16	998,82	80,35	17,82	0,2217	5605,39	0,9527	8227,66
5	M	S	1516,31	327,06	69,81	15,37	0,2156	2172,41	0,7685	1515,66
6	Ž	S	2172,31	197,62	87,61	7,97	0,0912	2479,49	1,0583	9960,41
7	Ž	P	1021,08	725,16	30,49	21,65	0,7101	3348,41	0,9694	4262,33
10	M	P	1309,87	650,19	37,28	18,5	0,4965	3513,82	1,0771	5608,53
13	M	P	326,26	177,96	51,79	28,25	0,5489	629,97	0,8383	1505,02
14	Ž	S	4428,34	220,88	89,11	4,44	0,0504	4969,42	0,9114	17140
16	Ž	P	317,64	435,08	26,27	35,98	1,3697	1209,7	0,8215	5367,82
20	Ž	S	208,14	205,65	41,69	41,19	0,9874	499,25	0,8447	489,05
22	Ž	S	123,89	110,56	24,29	21,67	0,8943	510,07	0,8868	417,55
$\bar{x}$	—	—	1460,39	373,68	56,16	21,30	0,5203	2269,52	0,9139	5003,89
SD	—	—	1466,97	263,89	22,97	10,36	0,3891	1683,56	0,1042	4695,60
Me	—	—	1068,61	222,62	56,76	20,08	0,4825	1845,15	0,8991	4351,43

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v  $ms^2$ ; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v  $ms^2$ ; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v  $ms^2$ ;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián

**Příloha 18. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), po přiložení elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 6), v pozici stoje (interval 2)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	138,89	940,94	7,43	50,32	6,7587	1870,06	0,8142	558,7
2	Ž	S	423,51	1004,34	24,89	59,04	2,3643	1701,21	0,7123	785,72
4	Ž	P	398,18	1349,92	19,6	66,46	3,3961	2031,1	0,706	970,85
5	M	S	369,12	1257,66	21,35	72,74	3,406	1728,69	0,6856	397,85
6	Ž	S	95,36	511,42	12,17	65,27	5,3659	783,5	0,8733	520
7	Ž	P	159,63	1712,09	8,02	86,37	10,7672	1982,36	0,7815	457,41
10	M	P	569,76	2561,89	15	67,45	4,4998	3798,17	0,8321	2097,98
13	M	P	129,31	948,4	9,2	67,44	7,3695	1406,22	0,7113	400,54
14	Ž	S	102,58	1074,74	8,54	89,45	10,4827	1201,54	0,6581	400
16	Ž	P	497,08	667,38	38,14	51,18	1,342	1303,62	0,8253	784,51
20	Ž	S	38,67	199,11	11,07	58,01	5,2368	343,87	0,6388	102,32
22	Ž	S	157,97	587,29	20,73	77,54	3,7388	757,09	0,8134	304,08
$\bar{x}$	—	—	256,67	1067,93	16,35	67,61	5,3940	1575,62	0,7543	648,33
SD	—	—	173,89	595,32	8,71	11,89	2,8524	841,42	0,0744	492,13
Me	—	—	158,80	976,37	13,59	66,95	4,8683	1553,72	0,7469	488,71

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v ms<sup>2</sup>; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián

**Příloha 19. Hodnoty sledovaných ukazatelů SAHRV u kontrolní skupiny (n=12), po přiložení elektrod (bez aplikace elektrických proudů TENS) (záznam 6), v pozici závěrečného lehu (interval 3)**

ID	M/Ž	S/P	Power HF	Power LF	Rel. HF	Rel. LF	LF/HF	Total power	RR	MSSD
1	Ž	S	713,49	391,33	50,38	27,63	0,5483	1415,27	1,0478	3169,38
2	Ž	S	378,63	199,2	53,61	28,22	0,7989	705,91	0,8511	848,22
4	Ž	P	5547,38	611,32	89,88	9,9	0,1104	6171,87	0,9876	9646,06
5	M	S	1067,23	423,61	65,7	26,04	0,3964	1624,37	1,0783	4897,51
6	Ž	S	3083,68	335,71	89,59	9,75	0,1088	3442,01	1,0371	9837,33
7	Ž	P	2496,03	313,87	81,8	10,25	0,1254	3051,69	0,9758	6387,09
10	M	P	1580,63	1047,09	28,81	19,09	0,6624	5485,76	1,1046	6651,04
13	M	P	437,08	211,61	64,01	30,99	0,4837	682,8	0,8832	1611
14	Ž	S	5643,3	937,36	73,3	12,18	0,165	7698,43	1,0818	23681,42
16	Ž	P	1893,27	390,07	76,85	15,83	0,206	2463,59	1,1075	5731,89
20	Ž	S	134,17	455,44	11,28	38,31	3,3941	1188,97	0,8472	460,17
22	Ž	S	1187,64	276,04	75,94	17,65	0,2325	1563,27	0,9683	4178,07
$\bar{x}$	—	—	2013,54	466,05	63,43	20,49	0,6027	2957,83	0,9975	6424,93
SD	—	—	1807,41	259,22	23,00	9,14	0,8705	2220,35	0,0912	5973,35
Me	—	—	1384,14	390,70	69,50	18,37	0,3145	2043,98	1,0124	5314,70
IQR	—	—	2430,58	286,85	29,37	17,34	0,4985	3729,28	0,1764	6896,71

*Poznámka.* ID = identifikační číslo probanda; M = muž; Ž = žena; S = dominance sympatiku; P = dominance parasympatiku; Power HF = spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Power LF = spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v ms<sup>2</sup>; Rel. HF = relativní spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma v %; Rel. LF = relativní spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma v %; LF/HF = poměr mezi spektrálním výkonem nízkofrekvenčního pásma a spektrálním výkonem vysokofrekvenčního pásma; Total power = celkový spektrální výkon v ms<sup>2</sup>; RR = průměrná hodnota R-R intervalů v ms; MSSD = průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě jdoucích R-R intervalů v ms<sup>2</sup>;  $\bar{x}$  = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; Me = medián; IQR = interkvartilové rozpětí

## Dotazník na autonomní nervové funkce

Jméno:

Datum:

Číslo účastníka studie:

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 netrpím	
10) Vnitřně	mívám pocity napětí	bývám většinou klidný	
11) Jsem	spíše bledý	červený	nevím
12) Po rozčilení	trpím nechutenstvím	mívám větší chuť k jídlu	
13) Usínám	s obtížemi	snadno	
14) Oči mi slzí	velmi zřídka	dost často	
15) Horko a vyšší teplotu	snáším špatně	snáším dobře	
16) Chlad	snáším dobře	snáším špatně	

Podpis:

## Příloha 21. Informovaný souhlas

### Informovaný souhlas

**Název studie (projektu):** Vliv transkutánní elektroneurostimulace na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. 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:

## Příloha 22. Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta  
tělesné kultury

### Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
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 **18. 7. 2023** byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/:: **Bc. Tomáš Calábek**

s názvem **Vliv transkutánní elektroneurostimulace na vybrané ukazatele spektrální analýzy variability srdeční frekvence**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **80/ 2023**  
dne: **5. 9. 2023**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi 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.  
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