

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

AKTIVITA AUTONOMNÍHO NERVOVÉHO SYSTÉMU U POHYBOVĚ AKTIVNÍCH DOSPĚLÝCH

Bakalářská práce

Autor: Veronika Vánská

Studijní program: Učitelství tělesné výchovy a biologie pro vzdělávání
pro 2. stupeň ZŠ a SŠ

Vedoucí práce: Mgr. Pavel Grepl

Olomouc 2024

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Veronika Vánská

Název práce: Aktivita autonomního nervového systému u pohybově aktivních dospělých

Vedoucí práce: Mgr. Pavel Grepl

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Rok obhajoby: 2024

Abstrakt:

Bakalářská práce je průřezovou studií zabývající se sledováním aktivity autonomního nervového systému (ANS) u pohybově aktivních dospělých za využití neinvazivního vyšetření variability srdeční frekvence (VSF). Přehled poznatků sumarizuje informace potřebné k pochopení souvislostí mezi aktivitou ANS a VSF. Popisuje metody vyšetření VSF a vlivy vnějších faktorů VSF, mezi které patří např. pohybová aktivita a stres. Do výzkumu bylo zapojeno 19 mužů a 21 žen. Laboratorní vyšetření bylo provedeno podle standardizované metodiky za využití aktivního ortoklinostatického manévru stoj-leh trvajícím 5 minut s 60sekundovou stabilizací vleže a 60 sekundami na změnu polohy. Hlavním cílem bakalářské práce byla analýza charakteristiky parametrů srdeční frekvence, časového ukazatele Ln rMSSD a poměr funkčního a chronologického věku. Získané výsledky byly rozděleny podle pohlaví (muži, ženy) a polohy těla (leh, stoj). Z výsledků vyplývá, že pohybově aktivní populace mužů a žen nemá nižší funkční věk než chronologický.

Klíčová slova:

Variabilita srdeční frekvence, pohybová aktivita, tělesné složení, funkční věk, vagová aktivita

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author: Veronika Vánská
Title: Activity of the autonomic nervous system in physically active adults

Supervisor: Mgr. Pavel Grepl
Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology
Year: 2024

Abstract:

This bachelor thesis is a cross-sectional study investigating the autonomic nervous system (ANS) activity in physically active adults using non-invasive heart rate variability (HRV) testing. The review of findings summarizes the information needed to understand the association between ANS activity and HRV. It describes methods of HRV testing and the effects of external HRV factors, including physical activity and stress. 19 men and 21 women were included in the study. The laboratory examination was performed according to standardized methodology using an active orthoclinostatic maneuver of standing-lying lasting 5 minutes with 60 seconds of stabilization and 60 seconds to change position. The main aim of the bachelor thesis was to analyze the characteristics of heart rate parameters, time-domain index Ln rMSSD parameters and the ratio of functional and biological age. The obtained results were divided according to gender (male, female) and body position (lying, standing). The results show that the physically active population of men and women does not have a lower functional age than the chronological age.

Keywords:

Heart rate variability, physical activity, body composition, functional age, vagal activity

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

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Pavla Grepla, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 24. dubna 2024

.....

Děkuji vedoucímu práce Mgr. Pavlu Greplovi za pomoc a cenné rady při zpracování bakalářské práce.

OBSAH

Obsah	7
1 Úvod.....	11
2 Přehled poznatků	12
2.1 Srdce	12
2.1.1 Anatomie srdce	12
2.1.2 Princip vzniku a šíření akčního potenciálu.....	13
2.1.3 Převodní systém srdeční	13
2.2 Srdeční frekvence	14
2.3 Variabilita srdeční frekvence	15
2.4 Autonomní nervový systém	17
2.4.1 Anatomická a funkční charakteristika.....	17
2.4.2 Sympatický autonomní nervový systém.....	18
2.4.3 Parasympatický autonomní nervový systém	19
2.4.4 Anatomické rozdíly mezi sympatikem a parasympatikem	21
2.5 Měření aktivity ANS.....	22
2.5.1 Zařízení pro zaznamenávání VSF	22
2.6 Metody hodnocení VSF	24
2.6.1 Kontrola záznamu RR intervalů.....	24
2.6.2 Frekvenční analýza VSF.....	24
2.6.3 Hodnocení a ukazatele časové analýzy VSF.....	26
2.6.4 Srovnání časových a frekvenčních ukazatelů VSF.....	29
2.7 Komplexní ukazatele – funkční věk.....	29
2.8 Faktory ovlivňující ANS.....	30
2.8.1 Věk	30
2.8.2 Pohlaví.....	31
2.8.3 Poloha těla	31
2.8.4 Stres	32
2.8.5 Pohybová aktivita	33
2.8.6 Tělesné složení	34
2.8.7 Katecholaminy	36

2.8.8	Další faktory ovlivňující VSF	36
3	Cíle	38
3.1	Hlavní cíl	38
3.2	Dílčí cíle.....	38
3.3	Výzkumné otázky	38
4	Metodika.....	39
4.1	Výzkumný soubor	40
4.2	Způsob měření VSF	40
4.3	Statistické zpracování dat.....	40
5	Výsledky.....	42
5.1	Populace.....	42
5.2	Funkční věk.....	43
5.3	SF stoj a SF leh	44
5.4	Ln rMSSD vestoje a vleže.....	45
6	Diskuse	46
7	Závěry	49
8	Souhrn	50
9	Summary	51
10	Referenční seznam.....	52

Seznam použitých zkratek

SA uzel – sinusový uzel

AV uzel – síňokomorový uzel

ANS – autonomní nervový systém

SF – srdeční frekvence

SF_{klid} – klidová srdeční frekvence

SF_{max} – maximální srdeční frekvence

EKG – elektrokardiogram

RR interval – interval mezi dvěma po sobě jdoucími R vrcholy na elektrokardiogramu

VSF (HRV) – variabilita srdeční frekvence (heart rate variability)

RSA – respirační sinusová arytmie

CNS – centrální nervová soustava

LTV – dlouhodobý 24hodinový záznam variability srdeční frekvence (long-term variability)

STV – krátkodobý záznam variability srdeční frekvence (short-term variability)

NN interval – interval mezi dvěma po sobě jdoucími normálními srdečními stahy (normal-to-normal)

SDNN – standardní odchylka NN intervalů (Standard Deviation of NN intervals)

SDANN – standardní odchylka průměrných NN intervalů pro každý 5minutový segment 24hodinového záznamu (Standard Deviation of the Average NN intervals)

rMSSD – střední kvadratická hodnota po sobě jdoucích rozdílů RR intervalů (Root Mean Square of Successive Differences)

pNN50 – procento po sobě jdoucích RR intervalů, které se liší o více než 50 ms (Percentage of NN intervals differing by more than 50 ms)

SDSD – standardní odchylka rozdílů mezi po sobě jdoucími NN intervaly (Standard Deviation of Successive Differences)

SDNN/rMSSD – poměr mezi SDNN a rMSSD (Ratio of SDNN to rMSSD)

LF/HF – poměr výkonu nízké frekvence k výkonu vysoké frekvence

Ln rMSSD/RR – přirozený logaritmus rMSSD vydělený průměrnou hodnotou RR intervalů (Natural logarithm of the ratio of rMSSD to RR)

TINN – základní šířka základny histogramu NN intervalu (Triangular Interpolation of the NN interval histogram)

BPM – tepy za minutu (beats per minute)

SA – spektrální analýza
FFT – rychlá Fourierova transformace (Fast Fourier Transform)
PSD – výkonová spektrální hustota (power spectral density)
P – spektrální výkon (power)
ULF – ultra nízkofrekvenční pásmo (ultra low frequency)
VLF – velmi nízkofrekvenční pásmo (very low frequency)
LF – nízkofrekvenční pásmo (low frequency)
HF – vysokofrekvenční pásmo (high frequency)
TP – celkový výkon (total power)
PT – celkový spektrální výkon
VA – komplexní index vagové aktivity
SVB – komplexní index sympatovagové balance
CS – komplexní index celkového skóre
FV – funkční věk
KVS – kardiovaskulární systém
BMI – index tělesné hmotnosti (body mass index)
BIA – bioelektrická impedanční analýza
WHR – poměr mezi obvodem pasu a obvodem boků (waist-hip ratio)
NA – noradrenalin
BRS – citlivost baroreflexu (baroreflex sensitivity)
BB – betablokátory
ACE – angiotenzin konvertující enzym (angiotensin converting enzyme)
ERT – estrogenová substituční terapie
MPA – střední pohybová aktivita (aktivitamoderate-intensity physical activity)
VPA – intenzivní pohybová aktivita (vigorous-intensity physical activity)
PPG – fotopletysmografie
SD – směrodatná odchylka
W – Wilcoxonův test
p – kritérium pro statistickou významnost (p-value)
r – korelační koeficient

1 ÚVOD

Současný životní styl je plný okolních stresorů. Společnost často klade důraz na materiální a kariérní úspěchy na úkor odpočinku a péče o vlastní zdraví. Méně než polovina dospělých splňuje doporučené množství pohybové aktivity střední–vysoké intenzity za týden a třetina je zcela inaktivní (Jeong et al., 2019). K roku 2022 v Evropě trpělo nadváhou nebo obezitou až 60 % dospělých (WHO, 2022b). Současný trend sedavých zaměstnání a snížená míra aktivity dále přispívají ke zvýšenému riziku kardiovaskulárních onemocnění, na které celosvětově za rok 2021 zemřelo přibližně 20,5 milionu obyvatel (World Heart Federation, 2023).

Sledování aktivity autonomního nervového systému (ANS) je klíčovým nástrojem nejen v prevenci kardiovaskulárních onemocnění, ale také v oblasti sportovního tréninku. Komplexní regulace organismu pomocí sympatického a parasympatického nervového systému je zásadní pro udržení tělesné homeostázy a adaptaci na stresové faktory (Botek, Neuls et al., 2017). Změny v aktivitě ANS, konkrétněji pokles aktivity na straně vagu, umožňuje detekovat možné abnormality, které mohou signalizovat zvýšené riziko morbidity a mortality (Thayer & Lane, 2007).

Aktivitu ANS lze sledovat pomocí neinvazivního ukazatele variability srdeční frekvence (VSF), který zprostředkovává aktuální informace o zvyšující se či snižující se trénovanosti, míře stresu nebo únavy (Botek, Krejčí et al., 2017). Díky znalosti VSF lze u sportovců na míru nastavit optimální tréninkové zatížení a pozorovat průběh adaptace jednotlivců na zátěž (Dong, 2016). Pochopení této problematiky může pomoci k lepšímu životnímu stylu a zdraví kteréhokoli člověka ať už se jedná o elitního sportovce, člověka se sedavým zaměstnáním, tak i pacienta trpícího kardiovaskulárním onemocněním.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Srdce

2.1.1 Anatomie srdce

Srdce neboli lat. *cor* se nachází nalevo za hrudní kostí v dutině hrudní. Jedná se o dutý svalový orgán kuželovitého tvaru, který u dospělého člověka váží přibližně 260 g až 320 g (Křivánková, 2019). Díky svalové přepážce je srdce rozděleno na dvě části – pravou a levou. V každé z nich se vyskytuje jedna síň a jedna komora (Čihák, 2016a). Srdce ze zevní strany obklopuje silný vazivový obal zvaný osrdečník (perikard). Pod ním se nachází přísrdečník (epikard), který těsně doléhá na povrch srdce. Nitroblána srdeční (endokard) vystylá vnitřní dutiny srdeční a vytváří cípaté a poloměsíčité chlopně. Střední vrstvu tvoří srdeční svalovina (myokard), která je druhem příčně pruhované svaloviny (Křivánková, 2019) a „funkčně spojuje vlastnosti svalu hladkého (např. malá unavitelnost) a kosterního (např. velká kontraktilita)“ (Botek, Neuls, Klimešová & Vyhnánek, 2017, 53). Oproti svalovině kosterní nepodléhá volní kontrole a obsahuje pouze jednojaderné buňky vláknitého tvaru s vysokým počtem mitochondrií (Křivánková, 2019).

Hlavní funkcí srdce je zabezpečení krevního oběhu v uzavřeném systému cév díky střídání fáze ochabování (diastola) a smršťování (systola) srdce (Botek, Neuls et al., 2017). Při jednom stahu komor se do velkých cév vypudí přibližně 70 až 100 ml krve. Minutový srdeční výdej tedy činí 4 až 6 l/min (Petřek, 2019). Regulaci jednosměrného proudění krve zajišťují srdeční chlopně, které při stahu vypuzují krev do tepen a při jeho ochabnutí se uzavírají, a zabraňují tak zpětnému návratu krve (Čihák, 2016a; Křivánková, 2019). Dále se zapojují také tepny svou pružností nebo stahy stěn a žíly úpravou vlastních chlopní (Čihák, 2016a). Ze srdce vypuzená krev přechází do malého (plicního) oběhu plicní tepnou do plic, kde se okyslíčí a následně putuje zpět do levé síně a levé komory srdce čtyřmi plicními žilami. Velký (tělní) oběh přenáší okysličenou krev přes aortu do horních i dolních končetin a zpět ji přivádí horní a dolní dutá žíla (Křivánková, 2019). Celý proces zprostředkovává nejen přenos O₂, hormonů a živin ke tkáním, ale odvádí i odpadní látky metabolismu, CO₂ a teplo vznikající ve svalech (Botek, Neuls et al., 2017; Křivánková, 2019).

2.1.2 Princip vzniku a šíření akčního potenciálu

Vzruchy i rytmickou činnost si myokard dokáže specializovanými strukturami vyvolávat sám, i bez pomoci nervů (Čihák, 2016a). Jelikož k podráždění dochází uvnitř orgánu, jedná se o tzv. autonomii srdce (Silbernagl & Despopoulos, 2004). Díky propojení buněk myokardu pomocí tzv. interkalárních disků je umožněno šíření akčního potenciálu, čímž se ze srdce stává elektricky i mechanicky pracující celek. Vlastní buňky myokardu se na základě funkce dělí na dva typy. Buňky tvořící pracovní myokard schopný kontrakce a ty, jež jsou součástí převodního systému srdečního (Botek, Neuls et al., 2017).

2.1.3 Převodní systém srdeční

„Převodní systém srdeční je soubor specializovaných částí myokardu, které vytvářejí vzruchy vedoucí ke kontrakci myokardu a rozvádějí je svalovinou srdeční“ (Čihák, 2016a, 35). Uplatňuje se zde zákon „vše nebo nic“, kdy prahová nebo nadprahová intenzita podnětu způsobí maximální odpověď (Mourek, 2012).

Skládá se ze sinusového uzlíku (SA uzel), síňokomorového uzlíku (AV uzel), Hisových svazků, Tawarrových ramének a Purkyňových vláken (Křivánková, 2019).

SA uzel je uložen ve stěně pravé síně, při ústí horní duté žíly (Čihák, 2016a). Podle Křivánková (2017) je SA uzel centrem vzniku vzruchů pro klidový srdeční rytmus. „Tvoří spontánní rytmické akční potenciály (tzv. sinusový rytmus) jako přirozený pacemaker s frekvencí cca 60–80 tepů/min“ (Botek, Neuls, Klimešová & Vyhnánek, 2017, 54). Jakmile SA uzel vyšle vzruch, putuje dále do AV uzlu, uloženého na rozhraní pravé síně a komory (Křivánková, 2019). AV uzel dokáže také sám o sobě vytvořit vzruchy, ale jeho frekvence odpovídá pouze 30–40 tepům/min. Jedná se o tzv. nodální rytmus, který spadá pod kontrolu SA uzlu. Může sloužit jako sekundární pacemaker za situace, kdy je SA uzel poškozen. Jeho primární funkcí je cílené zpomalení vedení vzruchu přebraného od SA uzlu. K systole komor a síní proto dochází v jiném časovém úseku (Botek, Neuls et al., 2017). Navazující Hisův svazek převádí vzruch ze síní do komor k levému a pravému Tawarrovu raménku. Každé z nich vede vzruch k myokardu pravé a levé komory. Zde se raménka větví na Purkyňova vlákna a vzruch rozvádí po celé svalovině komor. Výslednou reakcí srdce na vzruch je systola (Botek, Neuls et al., 2017; Křivánková, 2019).

Ačkoli dokáže srdce fungovat jako samostatná jednotka, je potřeba si uvědomit, že řízení srdeční činnosti probíhá na několika úrovních. Jako hlavní regulátor SA uzlu se uvádí především aktivita autonomního nervového systému (ANS) – sympatikus a parasympatikus (Mourek, 2012), jež jsou dvě antagonisticky (protichůdně) působící větve periferní části ANS (Křivánková, 2019). Mezi další faktory ovlivňující činnost srdce patří např. humorální regulace prostřednictvím stresových hormonů, zejména adrenalinu (Botek, Neuls et al., 2017).

2.2 Srdeční frekvence

Srdeční frekvence (dále SF) je jednoduchým ukazatelem intenzity zatížení a trénovanosti jedince. Výslednou hodnotou SF je počet stahů srdce za jednotku času (nejčastěji minutu). Na základě jejího monitorování je možné předvídat blížící se zdravotní komplikace či rostoucí únavu a zamezit tak syndromu přetrénování. Slouží také jako okamžitá nebo dlouhodobá zpětná vazba zprostředkávající míru adaptace organismu na zátěž (Benson & Connolly, 2012; Botek, Neuls et al., 2017; Korvas & Zahradník, 2012).

„Srdeční frekvence je řízena nervově a humorálně. Nervová regulace je zabezpečena sympatikem a parasympatikem“ (Rokyta et al., 2008, 125). Zpomalení srdečního tepu je zapříčiněno drážděním bloudivého nervu (parasympatiku), naopak zrychlení je způsobeno drážděním sympatiku (Dylevský, 2009).

Kdyby nebylo srdce ovlivněno neuro-humorálním systémem a pracovalo jako zcela samostatná jednotka, nabývala by SF hodnot 100–120 tepů/min (Malik & Camm, 1995). „V případě kompletní farmakologické blokády ANS se srdeční rytmus u mladého člověka ve věku 20 let ustálí v rozmezí 100–115 tepů/min“ (Botek, Neuls, Klimešová & Vyhnánek, 2017, 63). Jedná se o tzv. vestavěnou SF, která se s přibývajícím věkem snižuje (Botek, Neuls et al., 2017). SF se skládá ze dvou základních parametrů: SF_{klid} a SF_{max} (Benson & Connolly, 2012).

Klidová srdeční frekvence je z převážné části ovlivňována parasympatikem (až ze 75 %), konkrétně X. hlavovým nervem (n. vagus), který vylučuje acetylcholin v blízkosti SA uzlu a přímo ovlivňuje srdeční automacii (Rokyta et al., 2008). Aktivita vagu je nejvyšší v ranních hodinách, kdy na organismus nepůsobí velké množství stresorů (např. škola, jídlo atd.), proto se její měření doporučuje v tuto dobu (Botek, Neuls et al., 2017). Publikace Botek, Neuls et al. (2017) uvádí u běžné populace v klidových podmínkách

hodnotu srdeční frekvence v rozmezí 60–80 tepů/min. Zejména vytrvalostně trénovaní sportovci mohou dosáhnout velice nízkých klidových frekvencí okolo 35–40 tepů/min (Bartůňková et al., 2013; Malik & Camm, 1995). Jedná se o takzvanou sportovní bradykardii, kdy je organismus pod vlivem zvýšeného tonu parasymptiku (Bartůňková et al., 2013).

Maximální SF vyjadřuje nejvyšší možný počet úderů srdce za jednu minutu. S tréninkem se většinou nemění (Benson & Connolly, 2012). U mladých zdravých jedinců při maximální tělesné zátěži dosahuje SF_{max} hodnot okolo 180–200 tepů/min. Od 30. roku života se s každým dalším přibývajícím rokem hodnota SF_{max} snižuje přibližně o jeden tep/min. SF_{max} zdravého sedmdesátiníka se tedy pohybuje už jen v rozmezí 140–160 tepů/min. U žen, z důvodu menšího srdce, nalezneme hodnotu SF_{max} vyšší (Jiráček et al., 2007). Pro výpočet SF_{max} se u vytrvalostních aktivit využívá obecného vzorce $220 - \text{věk}$ (Botek, Neuls et al., 2017).

Ve vodivých tkáních myokardu neustále probíhá elektrická aktivita, kterou lze snímat na povrchu těla. To, jak pracuje, popisuje elektrokardiogram (EKG) ve formě křivek (Botek, Neuls et al., 2017). Sestává se ze tří částí: vlna P, vlna QRS a vlna T. Tyto vlny představují typický průběh přenosu elektrického vzruchu v srdci. Nejprve dochází k depolarizaci síní (vlna P), následuje depolarizace a kontrakce komor (vlna QRS) a celý proces je ukončen repolarizací komor (vlna T; Achten & Jeukendrup, 2003).

2.3 Variabilita srdeční frekvence

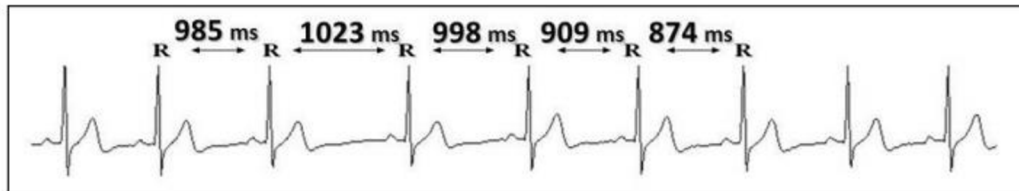
Dříve byla VSF považována za patologický jev. V dnešní době se na ni pohlíží jako na prostředek, díky němuž je možné dojít k mnoha užitečným závěrům jako např. včasné diagnostikování srdeční vady, sledování zvyšující či snižující se trénovanosti apod. (Botek, Krejčí et al., 2017; Malik & Camm, 1995).

„Variabilita srdeční frekvence je dána proměnlivostí – různě dlouhým trváním RR-intervalů, nebo času mezi dvěma systolami srdce“ (K. Javorka, 2008a, 26). Projevuje se přirozeným periodickým kolísáním SF zejména vlivem vagové aktivity (Botek, Neuls et al., 2017). Variabilita srdeční frekvence (VSF, Heart rate variability, HRV) je tedy označení pro oscilaci délky RR intervalů (na EKG křivce) mezi po sobě jdoucími srdečními tahy (Botek, Krejčí et al., 2017; Botek, Neuls et al., 2017). Tyto RR intervaly dosahují různých časových délek kvůli činnosti sympatiku (zrychlení SF, zkrácení RR) nebo parasymptiku (zpomalení SF, prodloužení RR; Botek, Neuls et al., 2017). Dále se

na regulaci podílí např. chemoreceptory, baroreceptory a lokální či cirkulující hormony (Malik & Camm, 1995).

Obrázek 1

Proměnlivost délek RR intervalů na elektrokardiogramu



Převzato od Botek, Neuls et al. (2017).

„Mezi nejznámější oscilace frekvence srdce patří oscilace v rytmu dýchání – respirační sinusová arytmie (RSA)“ (M. Javorka & K. Javorka, 2008b, 28). Při klidovém výdechu se zvyšuje aktivita parasympatiku a dochází tak k poklesu SF. Naopak během klidového nádechu se vagová aktivita dostává do přechodného útlumu, čímž dojde ke zrychlení SF (Botek, Neuls et al., 2017).

„Vysoká variabilita srdeční frekvence je znakem dobré adaptability systému, tedy „zdravých“ regulací srdečních funkcí a potažmo „zdravého“ organismu“ (Pumprla, Sovová & Hovorka, 2014, 205). Faktory působící na úroveň VSF pozitivně jsou např.: dostatek spánku, zdravý životní styl a pravidelná vytrvalostní pohybová aktivita (Botek, Neuls et al., 2017). „Bylo prokázáno, že pravidelně se pohybující osoby mají vyšší aktivity vagu než osoby bez pohybové aktivity“ (Botek, Neuls, Klimešová & Vyhnánek, 2017, 66). Způsobuje tzv. kardioprotektivní efekt, jež snižuje výskyt maligních arytmií a redukuje zvýšenou elektrickou stabilitu myokardu. Mezi faktory snižující VSF patří např. věk, mentální stres, návykové látky, únava, přetrénování nebo i vyšší nadmořská výška (Botek, Krejčí et al., 2017; Botek, Neuls et al., 2017). Při stresových situacích, ať už fyzických či psychických, dochází spolu s rostoucí aktivitou sympatiku k vyplavování katecholaminů. Klesá aktivita vagu, zvyšuje se SF a dramaticky klesá její variabilita (Botek, Neuls et al., 2017).

2.4 Autonomní nervový systém

2.4.1 Anatomická a funkční charakteristika

Primárním cílem ANS je řídit a regulovat činnost hladké svaloviny, srdce a žláz (Botek, Neuls et al., 2017). Kvůli nepřetržité aktivitě ANS dochází v jeho vláknech k impulzům, které udržují funkční stav jednotlivých systému či orgánů i při změně podmínek (Čalkovská & K. Javorka, 2008). Jeho schopnost poskytovat okamžité i dlouhotrvající mimovolní odpovědi významným dílem napomáhá k udržení homeostázy v organismu (Botek, Neuls et al., 2017).

Nadřazeným centrem pro ANS je hypotalamus, který je dále podřízen kůře mozkové (Křivánková, 2019). ANS spadá do periferní nervové soustavy, díky které je centrální nervová soustava (CNS; mozek, mícha) propojena se všemi částmi těla. Přenos informací od periferií k CNS zabezpečuje dostředivá (aférentní) dráha. Motorická a autonomní nervová vlákna odstředivé (eferentní) dráhy naopak přijímají pokyny od CNS a aplikují je na příslušné místo (např. srdce; Křivánková, 2019; Wilmore et al., 2012). Jelikož se tohoto děje účastní také složky nespádající pod CNS, je jeho činnost relativně samostatná a nelze ovládat vůlí – je tedy autonomní (Botek, Neuls et al., 2017; Čalkovská & K. Javorka, 2008; Čihák, 2016b; Křivánková, 2019).

V centrální části jsou zahrnuty shluky neuronů tzv. jádra: páteřní míchy (zajištění autonomních reflexů), retikulární formace mozkového kmene (řízení životně důležitých funkcí např. činnost srdce), hypotalamu (regulace kardiovaskulárních funkcí), limbického systému (např. sexuální chování) a mozkové kůry (vrozené a získané asociace dýchacího a oběhového systému; Botek, Neuls et al., 2017; Dylevský, 2009; Křivánková, 2019).

Sympatikus a parasympatikus, jsou dvě antagonisticky působící větve, u nichž převažuje koordinovaná souhra. Představují funkční jednotu organismu, díky které je možné udržovat optimální stav (Čihák, 2016b). Téměř u všech vnitřních orgánů je inervace zprostředkována oběma subsystemy ANS. Jejich výsledný účinek závisí na funkčním stavu efektoru (Botek, Neuls et al., 2017). Podle Čihák (2016b) existuje ještě třetí složka autonomního nervstva nazývaná enterický (střevní) systém. Hlavní funkcí je řízení napětí svalů a pohybů stěny trávicí trubice spolu se sekreční aktivitou žláz. Obsahuje svá vlastní ganglia a je inervován vlákny sympatiku a parasympatiku jen z malé části. Dokáže samostatně pracovat i po přerušení spojů s nimi.

Pro parasympatikus a sympatikus platí, že jejich součástí jsou míšní nervy (po dvojicích vychází z jednotlivých segmentů míchy) a 12 hlavových nervů (vystupujících přímo z mozku). Dále jsou jejich anatomické i funkční vlastnosti odlišné (Botek, Neuls et al., 2017; Dylevský, 2009; Křivánková, 2019). Jedná se o tzv. visceromotorické systémy, jež oba začínají v CNS. Nevedou přímou cestou až k orgánům a tkáním. Převod vzruchu z CNS k cílovým orgánům je tak tvořen nejméně dvěma neurony: myelinizovaným pregangliovým vláknem, přenášejícím vzruch do autonomního ganglia uloženého mimo CNS a nemyelinizovaným postgangliovým vláknem, který dostává vzruch na místo určení (Botek, Neuls et al., 2017; Čihák, 2016b). V důsledku složité cesty nervového vzruchu přes několik synapsí, dochází v jeho vedení k určitému zpomalení a prodloužení reakční doby autonomních reflexů. Jistý podíl na zpomalení vzruchu mají i tenčí nervová vlákna, nemyelinizovaná postgangliová vlákna (Botek, Neuls et al., 2017; Čihák, 2016b; Křivánková, 2019) a přenos mediátoru z konečných rozšířených úseků postgangliových vláken k cílovým strukturám (hladké svalovině) difuzí (Naňka & Elišková, 2009).

2.4.2 Sympatický autonomní nervový systém

Sympatikus je zprostředkovatelem „nervové a hormonální sympatoadrenální odpovědi známé jako „útok nebo útek“ (*fight-or-flight response*)“ (Botek, Neuls, Klimešová & Vyhnánek, 2017, 62). Jeho aktivita se zvyšuje ve stresových situacích, kdy je potřebný větší energetický výdej (Rokyta et al., 2008) a zároveň tlumí činnost trávicího systému (Křivánková, 2019).

Pregangliová vlákna vychází z postranních sloupců míchy v torakolumbální části na úrovni segmentů C₈–L₃ (Čihák, 2016b; Rokyta et al., 2008). „Sympatikus je díky svému šíření po cévách zastoupen téměř ve všech tkáních a orgánech“ (Naňka & Elišková, 2009, 260).

„Mediátorem pregangliových zakončení je acetylcholin, postgangliových noradrenalin (vyjma cév kosterních svalů a potních žláz, kde jeho funkci zastupuje acetylcholin)“ (Botek, Neuls, Klimešová & Vyhnánek, 2017, 62). Acetylcholin se váže na nikotinový typ cholinergních receptorů. Noradrenalin (NA) vyplavující se z postgangliových neuronů sympatiku se váže na adrenergní receptory (Naňka & Elišková, 2009).

Spolu s noradrenalinem se na aktivaci sympatiku podílí také adrenalin. Místem jejich vzniku je dřeň nadledvin. Vyplavování těchto mediátorů, a tím i aktivace sympatiku, je tedy úzce spjata s činností dřeně nadledvin (Rokyta et al., 2008).

Důsledkem působení sympatiku může být např.: zvýšení krevního tlaku, redistribuce krevního oběhu do kosterních svalů (vazodilatace, rozšíření cév) či vazokonstrikce (zúžení) kožních cév. Na metabolické úrovni dochází např.: ke zvýšení lipolýzy, glykogenolýzy v játrech a ve svalech a glukoneogeneze v játrech (Rokyta et al., 2008).

2.4.3 *Parasympatický autonomní nervový systém*

Zvýšená aktivita parasympatiku (tzv. kraniosakrálního ANS) má na většinu orgánů tlumivý vliv. Díky jeho působení dochází v organismu ke zklidnění, odpočinku a obnově energie po předchozích stresových situacích. Snižuje krevní tlak a tělesnou teplotu; zpomaluje SF (Botek, Neuls et al., 2017; Křivánková, 2019). Stimulační vliv má naopak na proces trávení, kdy zvyšuje sekreci žláz trávicí trubice a intenzitu peristaltiky jejího svalstva (Botek, Neuls et al., 2017). Gibbons (2019) popisuje činnost parasympatiku jako stav „odpočinku a trávení“ (rest and digest).

Oproti sympatiku je parasympatikus „lokalizován pouze ve vnitřních orgánech (v končetinách a stěně tělní se parasympatická vlákna nevyskytují)“ (Elišková & Naňka, 2009, 260). Pro pregangliová a postgangliová parasympatická zakončení je mediátorem acetylcholin. V cílové tkáni se váže na cholinergní receptory buďto nikotinového nebo muskarinového typu. Nikotinové receptory se nachází v kosterním svalstvu a mozku; muskarinové v hladkých svalech, žlázách a převodním systému srdečním (Botek, Neuls et al., 2017).

Pregangliové neurony leží v jádrech kranálních nervů III, VII, IX, X a v postranních rozích míšních na úrovni segmentů S2–S4. Jelikož je desátý hlavový nerv (n. vagus, n. X) nejmohutnějším zdrojem parasympatických vláken v těle, bývá parasympatická aktivita označována též jako vagová aktivita (Botek, Neuls et al., 2017). Jeho vlákna vedou k srdeční svalovině, průduškám a k orgánům dutiny břišní (Dylevský, 2009). Porovnání vlivů parasympatiku a sympatiku detailně shrnuje tabulka 1.

Tabulka 1

Funkce sympatiku a parasympatiku

Děj, cílový orgán	Působení	
	Sympatiku	Parasympatiku
Metabolismus	Katabolické děje	Anabolické děje
Tělesná teplota	Zvýšení	Snížení
Srdeční frekvence	Zrychlení	Zpomalení
Koronární tepny	Rozšíření	Zúžení
Krevní tlak	Zvýšení	Snížení
Bronchy	Rozšíření	Zúžení
Svalstvo trávicí trubice	Útlum peristaltiky	Zvýšení peristaltiky
Žlázy trávicí trubice	Snížení sekrece	Zvýšení sekrece
Svěrače (hladké svalstvo)	Konstrikce	Dilatace
Svalovina žlučníku	Snížení stahů	Podpora stahů
Sekrece žluči	Snížení	Zvýšení
Produkce moči	Snížení	Zvýšení
Močový měchýř	Kontrakce svěrače, relaxace Stěny měchýře	Relaxace svěrače, kontrakce Stěny měchýře
Zornice	Mydriáza (rozšíření)	Mióza (zúžení)
Oční víčka	Široké rozevření	Přivření
Sekrece potu	Zvýšení (řídský pot)	-
Sekrece slin	Snížení (husté sliny)	Zvýšení (řídské sliny)
Genitál (muž)	Ejakulace	Vazodilatace (erekce)
Genitál (žena)	Zvýšení kontrakcí dělohy, Vejcovodu	Vazodilatace (prokrvení zevního genitálu)

Upraveno podle Botek, Neuls et al. (2017).

2.4.4 Anatomické rozdíly mezi sympatikem a parasympatikem

Výstupní bod pregangliových vláken z CNS se u sympatiku a parasympatiku liší. Sympatická jádra vystupují z míchy (v segmentech C8–L3). Jedná se o hrudní a bederní segmenty, podle kterých je také označován jako thorakolumbální systém. Naopak parasympatikus má svá jádra uložena v blízkosti jader hlavových nervů a dále v sakrální míše – oblast pánevní (segmenty S2–S4). Jelikož má parasympatikus pregangliová vlákna vystupující ze dvou míst, nazývá se tento systém kraniosakrální (Botek, Neuls et al., 2017; Čihák, 2016b; Křivánková, 2019).

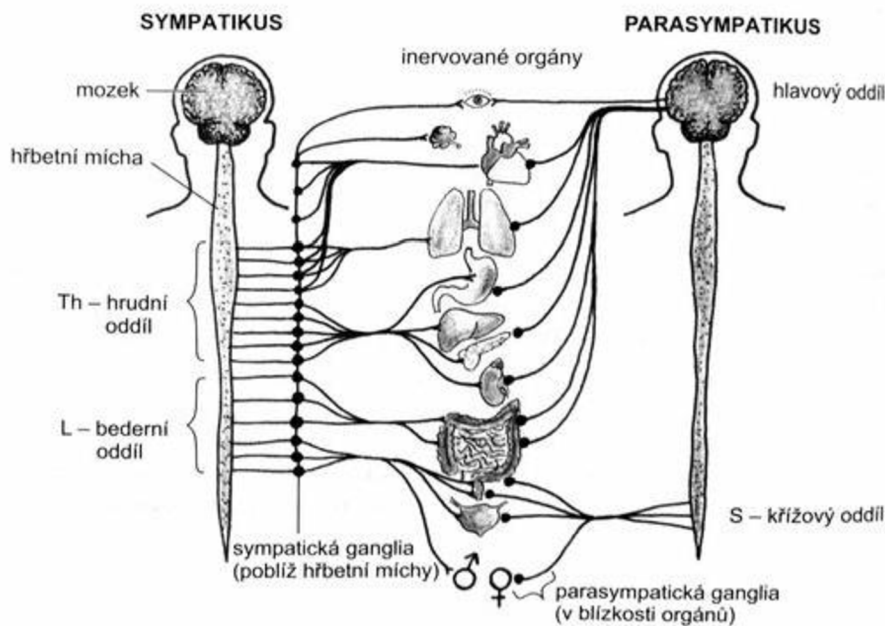
Ganglia neboli nervové uzliny jsou u sympatiku uložena v blízkosti páteře, tedy dál od cílových orgánů. Z toho vyplývá, že pregangliová vlákna jsou kratší a postgangliová delší. Naopak je tomu u parasympatiku, jehož ganglia se nachází blíže cílovým orgánům a délky obou typů vláken jsou opačné (Botek, Neuls et al., 2017; Čihák, 2016b; Křivánková, 2019).

Funkcí mediátoru čili přenašeče, je převedení vzruchu z pregangliových vláken na postgangliová vlákna. Acetylcholin je mediátorem pregangliových zakončení parasympatiku i sympatiku. U postgangliových vláken ale dochází k rozdílu, kdy sympatikus využívá jako mediátor noradrenalin (kromě cholinergních sympatických vláken inervujících veškeré potní žlázy) a parasympatikus opět acetylcholin (Čihák, 2016b; Křivánková, 2019).

Rozdílná je rovněž i rozsáhlost sympatického a parasympatického systému. Zatímco parasympatikus ovlivňuje pouze vnitřní orgány, sympatikus zasahuje do téměř všech orgánů a tkání (Čihák, 2016b).

Obrázek 2

Schéma sympatiku a parasympatiku



Převzato od Orel (2015).

2.5 Měření aktivity ANS

Pro měření aktivity ANS je klíčové působení parasympatiku a sympatiku na srdeční svalstvo. Vlivem jejich činnosti dochází ke změnám a kolísání krevního tlaku i srdeční frekvence. Ze sledování těchto veličin vychází většina metod monitorování. Velmi důležitou roli v posledních letech sehrává také měření klidové srdeční frekvence (Kára & Souček, 2004), která je v klidových podmínkách jednoduchým ukazatelem funkčnosti organismu (Botek, Neuls et al., 2017).

2.5.1 Zařízení pro zaznamenávání VSF

Přístroje pro zaznamenávání VSF fungují na principu převedení a zesílení analogového EKG signálu na digitální EKG signál. Analogový EKG signál je snímán pomocí povrchových elektrod nebo EKG pásu. Jejich analýzou lze identifikovat QRS komplexy a RR intervaly. Z časového údaje po sobě jdoucích srdečních stahů (RR intervalů) získáme odpovídající srdeční frekvenci. V praxi se využívá jednoduchého matematického vzorce ($60/RR$ udávaného v milisekundách). Například časový interval

1023 ms odpovídá hodnotě 59 tepů/min (Botek, Krejčí et al., 2017; Botek, Neuls et al., 2017).

Dle Botek, Krejčí et al. (2017) jsou validními sporttestery pro účely analýzy VSF: Polar S810, Polar V800, Suunto T6 a mobilní aplikace ithlete. Pro správnou lokalizaci vrcholových bodů R kmitů je doporučena vzorkovací frekvence 250–500 Hz (Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology, 1996). Nyní se vzorkovací frekvence běžně pohybuje okolo 1000 Hz. Této frekvence využívá například ambulantní EKG přístroj DiANS PF8 (Botek, Krejčí et al., 2017).

Uživatelsky pohodlnou variantou pro kontinuální měření SF jsou přístroje (hodinky) využívající digitální fotopletysmografii (PPG; Botek, Krejčí et al., 2017). PPG využívá odraženého světla k monitorování změn v absorpci světla, které jsou vyvolány fluktuacemi objemu krve v důsledku srdeční činnosti (Vandecasteele et al., 2017). Optické senzory jsou umístěny na zápěstí, což zajišťuje větší komfort oproti hrudnímu pásu. Nevýhodou těchto zařízení je menší přesnost naměřených hodnot RR intervalů a pravděpodobnější výskyt artefaktů způsobených např. změnou polohy hodinek (Botek, Krejčí et al., 2017; Claes et al., 2017).

Obrázek 3

Příklady monitorovacích zařízení VSF



Převzato od Botek, Neuls et al. (2017).

2.6 Metody hodnocení VSF

Měření VSF se využívá ke komplexnímu popisu interakcí mezi ANS a SF a jejich změnami vyvolanými dalšími mnoha fyziologickými faktory. Pro analýzu VSF lze využít několik různých metod, které lze rozdělit do tří kategorií: časová, frekvenční (spektrální) a založená na nelineární dynamice SF (Botek, Neuls et al., 2017; Peltola, 2012). Nelineární metoda je nejméně známá (M. Javorka & K. Javorka, 2008a).

2.6.1 *Kontrola záznamu RR intervalů*

„V ideálním případě je analýza VSF provedena ze záznamu RR intervalů, který obsahuje pouze QRS komplexy mající původ v depolarizaci sinoatriálního uzlu“ (Botek, Krejčí & McKune, 2017, 51). Pro tyto intervaly se užívá označení Normal-to-Normal, zkráceně NN intervaly (Aubert et al., 2003; M. Javorka & K. Javorka, 2008a; Peltola, 2012).

V praxi se ale v průběhu screeningu EKG objevují ektopické úder srdce zapříčiněné ať už fyziologicky nebo technicky (Peltola, 2012), které nazýváme artefakty (Botek, Krejčí et al., 2017). Technický artefakt může vzniknout při špatném kontaktu elektrod nebo pohybem elektrod na kůži při vykonávání pohybové aktivity (Peltola, 2012). Fyziologickými artefakty jsou pak ty, které nevznikají při depolarizaci SA uzlu, ale např. srdeční arytmií nebo ventrikulárními extrasystolami (Botek, Krejčí et al., 2017).

Klíčovým aspektem pro získání kvalitních dat z měření VSF je editování záznamu při výskytu artefaktů. S vyšším počtem artefaktů dochází k poklesu validity výsledků a zkreslení analýzy VSF i jejich ukazatelů (Thuraisingham, 2006). Za situace, kdy by záznam obsahoval opakující se artefakty nebo jejich velké množství, doporučuje Malik & Camm (1995) vyřadit celé úseky či úplně vymazat celý záznam. Thuraisingham (2006) upozorňuje na nejednotnost metod pro úpravu záznamů; problémy s porovnáváním získaných výsledků a klade důraz na uvedení postupu při editaci RR-intervalů v publikacích.

2.6.2 *Frekvenční analýza VSF*

Další metodou, jež lze využít pro sledování aktivity ANS je spektrální analýza (SA) variability srdeční frekvence. Funguje na principu převedení časových změn mezi RR intervaly do frekvenční oblasti. Často se pro převod využívá metody rychlé Fourierovy transformace (FFT; Fast Fourier Transform), díky níž vzniká výkonné spektrum

s rozsahem od 0,02 Hz až 0,5 Hz (Botek, Krejčí et al., 2017; Botek, Neuls et al., 2017). Podle Novotný & Novotná (2008) jsou základními parametry této metody výkonová spektrální hustota (PSD; power spectral density) uváděná v jednotkách $m^2 \cdot Hz^{-1}$; spektrální výkon (P; power) pro jednotlivá pásma VLF (velmi nízkofrekvenční), LF (nízkofrekvenční) a HF (vysokofrekvenční); celkový výkon TP s jednotkou $m \cdot s^{-2}$.

Každé z frekvenčních pásem odráží činnost jiných fyziologických mechanismů (Botek, Neuls et al., 2017). U HF pásma, též “respirační vlna“, dochází k ovlivnění výhradně fluktuací parasymptiku a koresponduje s periodicitou dýchání (M. Javorka & K. Javorka, 2008a; Novotný & Novotná, 2008; Salinger, 2004). V pásmu LF, známým také pod názvem “Mayerova tlaková vlna“, se nejvíce odráží baroreflexní aktivita a obě větve ANS (Novotný & Novotná, 2008; Salinger, 2004). Pásmo VLF je podle Salinger (2004) nejvíce ovlivněno aktivitou sympatiku a dále se na modulaci podílí pravděpodobně i termoregulační aktivita cév, hladina cirkulujících katecholaminů a renin – angiotenzinový systém. Nejméně se zapojuje vagus. M. Javorka & K. Javorka (2008a) dále uvádí pásmo s ultra nízkou frekvencí (ULF), které odráží cirkadiální rytmus při 24hodinovém měření.

Tabulka 2

Rozdělení frekvenčních pásem

Název	Anglicky	Zkratka	Typ záznamu	Rozsah (Hz)
Vysokofrekvenční	High frequency band	HF	Krátkodobý	0,15-0,5
Nízkofrekvenční	Low frequency band	LF	Krátkodobý	0,05-0,15
Velmi nízkofrekvenční	Very low frequency band	VLF	Krátkodobý	0,01-0,05
Ultra nízkofrekvenční	Ultra low frequency band	ULF	Dlouhodobý	<0,003

Převzato a upraveno podle Bilge et al. (1999); M. Javorka & K. Javorka (2008a); Novotný & Novotná (2008).

2.6.3 *Hodnocení a ukazatele časové analýzy VSF*

Časové ukazatele jsou nejstarší a dodnes využívané při hodnocení VSF. Obecně patří k výpočetně nejjednodušším (Botek, Krejčí et al., 2017; M. Javorka & K. Javorka, 2008a). Základem časové analýzy je sledování a srovnání délky RR intervalů (ms) v přesně vymezeném segmentu EKG záznamu (Kleiger et al., 1992).

Monitorování VSF může probíhat v různě dlouhém časovém úseku. Za pomoci snímání EKG Holterovým monitorem po dobu 24 hodin, kdy se jedná o dlouhodobé záznamy tzv. long-term variability LTV (Cripps et al., 1991; M. Javorka & K. Javorka, 2008a). Z Holterovského monitorování často kardiologové pozorují VSF u pacientů, kteří např. prodělali infarkt myokardu (Galli et al., 2016; M. Javorka & K. Javorka, 2008a). Krátkodobý záznam trvá zpravidla 1–5 minut (Botek, Neuls et al., 2017) a bývá označován jako short-term variability STV (M. Javorka & K. Javorka, 2008a). Tato metoda je časově méně náročná a vyžaduje spolupráci pacienta, což může být problém u kriticky nemocných pacientů např. alkoholiků či drogově závislých (Kleiger et al., 1992). Botek, Neuls et al. (2017) uvádí, že je před měřením nutné se vyhnout návykovým látkám, náročné pohybové aktivitě i jídlu s vysokým obsahem tuků.

Časovou analýzu lze dělit podle: délky záznamu; na základě RR intervalu a rozdílů mezi délkami sousedních intervalů (Malik & Camm, 1995).

Ukazatele časových domén založené na RR intervalech:

SDNN odráží celkovou variabilitu naměřeného záznamu, jehož délka by měla být standardizována pro získání srovnatelných výsledků. Definiuje se jako standardní odchylka NN intervalů (Normal-to-Normal). Výpočet SDNN je běžně počítán z 5minutových (STV) nebo 24hodinových (LTV) záznamů (García Martínez et al., 2017; M. Javorka & K. Javorka, 2008a; Peltola, 2012).

SDANN vyjadřuje standardní odchylku průměrných NN intervalů ve všech 5minutových segmentech sledovaných v dlouhodobém záznamu VSF (García Martínez et al., 2017).

Založené na rozdílu mezi délkami sousedních cyklů:

rMSSD „je definován jako druhá odmocnina z průměru umocněných rozdílů mezi sousedními RR intervaly“ (Botek, Krejčí & McKune, 2017, 54). Považuje se za ukazatel vysokofrekvenčního pásma, jelikož je ochuzen o nízkofrekvenční složky (Botek, Krejčí et al., 2017). Z ukazatele rMSSD lze získat pomocí logaritmické transformace odvozený

ukazatel se zkratkou Ln rMSSD, kde Ln představuje přirozený logaristmus (Botek, Krejčí et al., 2017).

pNN50 zahrnuje všechny sousedící RR intervaly lišící se o více než 50 ms (Malik & Camm, 1995), vydělený celkovým počtem RR intervalů. Vyjadřuje se v procentech a jedná se o vysokofrekvenční ukazatel variability. Bývá však nahrazen výše zmíněným rMSSD ukazatelem. Kromě zmíněných 50 ms je možné dosadit do pNNxx i jiné hraniční hodnoty od 5–100 ms, což umožní lépe odlišit specifické skupiny osob (Botek, Krejčí et al., 2017).

SDSD je standardní odchylkou sousedících RR intervalů (García Martínez et al., 2017).

Tyto tři ukazatele se aplikují v krátkodobém měření, odhadují vysokofrekvenční změny a vykazují vysokou vzájemnou provázanost (García Martínez et al., 2017).

Poměrové ukazatele bez jednotky a rozměru:

SDNN/rMSSD udává poměr mezi ukazateli SDNN a rMSSD a byl navržen jako alternativa spektrálního ukazatele LF/HF pro časovou doménu (Botek, Krejčí et al., 2017). Popisuje stav sympatovagové rovnováhy, kdy nízký poměr ukazatele značí převahu parasympatiku a vyšší hodnota naopak funkci sympatiku (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Ln rMSSD/RR představuje vztah mezi rMSSD a RR při longitudiálním měření VSF. Definuje se jako přirozený logaritmus rMSSD, který je vydělen průměrnou hodnotou RR intervalů (Botek, Krejčí et al., 2017). Snížení ukazatele Ln rMSSD/RR značí dominující aktivity vagu, naopak jeho zvýšení představuje narůstající vliv a aktivitu sympatiku (Plews et al., 2013).

Geometrické ukazatele:

Geometrických ukazatelů se využívá pro hodnocení obrazce vzniklého zobrazením histogramu RR intervalů. Při dlouhodobých záznamech se pro celkové hodnocení variability využívá dvou parametrů, jimiž jsou **HRV triangular index** a **TINN**. Ačkoli je jejich výhodou necitlivost na artefakty, jejich využití ve sportovní medicíně bývá ojedinělé (Botek, Krejčí et al., 2017).

Tabulka 3

Přehled časových ukazatelů

Parametr	Jednotka	Popis
SDNN	ms	Standardní odchylka NN intervalů
SDRR	ms	Standardní odchylka RR intervalů
SDANN	ms	Standardní odchylka průměrných NN intervalů pro každý 5minutový segment 24hodinového záznamu HRV
SDNN index (SDNNI)	ms	Průměr směrodatných odchylek všech NN intervalů pro každý 5minutový segment 24hodinového záznamu HRV
rMSSD	ms	Střední kvadratická hodnota po sobě jdoucích rozdílů RR intervalů
pNN50	%	Procento po sobě jdoucích RR intervalů, které se liší o více než 50 ms
SDSD	ms	Standardní odchylka rozdílů mezi po sobě jdoucími NN intervaly
HR max, min	bpm*	Průměrný rozdíl mezi nejvyšší a nejnižší srdeční frekvencí během každého respiračního cyklu
SDNN/rMSSD	-	Podíl standardní odchylky NN intervalů a střední kvadratické hodnoty po sobě jdoucích rozdílů RR intervalů
Ln rMSSD/RR	-	Přirozený logaritmus rMSSD vydělený průměrnou hodnotou RR intervalů
TINN	ms	Základní šířka základny histogramu RR intervalu

*beats per minute – tepů za minutu

Upraveno podle Botek, Krejčí et al. (2017); García Martínez et al. (2017); Shaffer & Ginsberg (2017).

2.6.4 Srovnání časových a frekvenčních ukazatelů VSF

Frekvenční ukazatele mohou být orientačně přiřazeny k časovým ukazatelům (M. Javorka & Javorka, 2008a). Jejich korelace je však v mnoha studiích rozporuplná a názory autorů se rozcházejí. Bilge et al. (1999) a M. Javorka & K. Javorka (2008a) se shodují, že časový ukazatel SDNN odpovídá při dlouhodobém měření celkovému výkonu VSF. Naopak Bigger et al. (1992) přiřazuje SDNN k ULF pásmu stejně jako SDANN index. Podle M. Javorka & K. Javorka (2008a) index SDNN koreluje ve frekvenční analýze s průměrným výkonem pětiminutových intervalů, kdežto Bigger et al. (1992) jej spojuje s pásmy VLF a LF. Ukazatele rMSSD a pNN50 přiřazují obě výše uvedené publikace k HF pásmu.

Tabulka 2

Přibližná odpovídající hodnota parametrů časové a frekvenční analýzy při hodnocení 24hodinových záznamů

Analýza	
Časová	Frekvenční
SDNN	Celkový výkon
SDANN	ULF
index SDNN	Průměrný výkon v 5minutových intervalech
NN50	HF
rMSSD	HF
pNN50	HF

Upraveno podle M. Javorka & K. Javorka (2008a).

2.7 Komplexní ukazatele – funkční věk

Komplexní ukazatele představují zjednodušení v rámci hodnocení VSF. Díky sloučení více ukazatelů vznikly tři komplexní indexy: vagové aktivity (VA), sympatovagové balance (SVB) a komplexní index celkového skóre (CS; Stejskal et al., 2002). VA zastává roli ukazatelů, jejichž hodnoty s rostoucím věkem a se zvyšující se intenzitou zatížení klesají. U SVB se naopak průběh hodnot zvyšuje. Sloučením VA a SVB se získá komplexní celkový index skóre (CS), který slučuje všechny ukazatele

závislé na věku (Stejskal, 2004). Vzestup komplexního indexu CS značí vyšší výkonnost ANS (Stejskal, 2008). U všech výše uvedených indexů je vyjádřen bodový rozsah na škále od -5 do +5, kdy se normální hodnoty komplexního indexu CS nachází v intervalu od -1,5 do +1,5 a pro VA a SVB jsou od -2 do +2 bodů (Botek, Krejčí et al., 2017; Stejskal, 2004).

Přepočítáním hodnoty komplexního indexu CS lze vyjádřit tzv. funkční věk (FV). Představuje fyziologický stav v porovnání s kalendářním věkem jedince. Stav ANS vyšetřované osoby se převádí na aktivitu ANS pomyslného člověka, u kterého bychom tyto hodnoty teoreticky měli najít. Čím nižší je tedy FV, tím lepší je výkonnost ANS (Botek, Krejčí et al., 2017; Stejskal et al., 2002).

2.8 Faktory ovlivňující ANS

2.8.1 Věk

„Variabilita srdeční frekvence (VSF) je podmíněna vývojovými změnami a aktuálním stavem efektoru – srdce, stejně tak centrálního (autonomního) nervového systému a ostatních struktur a regulačních mechanismů“ (K. Javorka, 2008e, 72). Fyziologické stárnutí souvisí se snížením parasympatické kontroly srdce, což je zapříčiněno do jisté míry také úpadkem fyzické kondice (Carter et al., 2003).

U mladších jedinců (do 30 let) lze pozorovat ve většině případů vyšší VSF. To bývá zapříčiněno aktivními autonomními regulacemi. S narůstajícím věkem lidé inklinují k sedavému životnímu stylu a změny srdeční frekvence se snižují (Zhang, 2007). Dochází ke změnám množství tuku a poklesu počtu buněk v SA uzlu. Zpomaluje se metabolismus acetylcholinu v důsledku snížení aktivity acetylcholinesterázy. Věkový faktor ovlivňuje především větev parasympatiku (vagu), jehož aktivita se snižuje. Tento jev vede k přesunu sympatovagové balance směrem k sympatiku (K. Javorka, 2008e). Nad hranicí 50 let je již jedinou možností pro zvyšování VSF pravidelná pohybová aktivita. Snižování VSF způsobuje vyjma stárnutí také stres, úzkost, srdeční choroby, diabetes apod. (Zhang, 2007).

Kardiovaskulární systém (KVS) s přibývajícím věkem ztrácí schopnost adaptace na zátěž. Tento fakt lze pozorovat např. na zvýšeném výskytu posturální ortostatické hypotenze. Při porovnání s mladými dospělými je až 2krát větší (K. Javorka, 2008e).

2.8.2 *Pohlaví*

V první metaanalýze rozdílů mezi pohlavími ve VSF uvádí autoři Koenig & Thayer (2016) několik poznatků. U žen je obecně hodnota srdeční frekvence vyšší, což se na průměrném RR intervalu odráží jeho zkrácením. Oproti mužům vykazují ženy ve frekvenční oblasti nižší hodnoty nízkofrekvenčního pásma (LF) a velmi nízkofrekvenčního pásma (VLF). Naopak ve vysokofrekvenčním pásmu (HF) jsou jejich hodnoty vyšší. Ukazatelé časové domény SDNN a SDNNIDX u žen vykazují zejména v dlouhodobých záznamech nižší hodnoty VSF.

Za protektivní faktor při zvýšené kardiovaskulární činnosti se u žen považuje snížená aktivita sympatiku (K. Javorka, 2008c). Podle Carter et al. (2003) mohou u žen genderově specifické autonomní rozdíly sloužit ke snížení rizika kardiovaskulárních onemocnění a prodloužení délky jejich života. Ve srovnání populace žen a mužů mladších 50 let lze u žen pozorovat dominantní vagovou aktivitu a podřízenou aktivitu sympatickou. Během šesté dekády se rozdíly založené na pohlaví vytrácí (Kuo et al., 1999).

VSF u žen podléhá také jednotlivým fázím menstruačního cyklu. V luteální fázi dochází k poklesu složky HF a narůstá výkon složky LF a poměru LF/HF (Sato & Miyake, 2004). Naopak hodnoty SDNN, pNN50 a rMSSD nabývají vyšších hodnot ve fázi folikulární (Brar, 2015).

Statistické údaje naznačují, že u žen je navzdory vyšší průměrné SF dominantnější činnost parasympatické větve ANS. U mužů naopak převažuje sympatikus i přes nižší hodnoty SF (Koenig & Thayer, 2016). Při vysoké aktivitě sympatiku narůstá riziko výskytu kardiovaskulárních onemocnění i úmrtí (Thayer et al., 2012).

Jedním z možných důvodů, proč se mezi pohlavími vyskytují rozdíly, mohou být hormony spojené s ženským reprodukčním systémem – estrogény, rozdílná tělesná konstituce či vyšší procento tukové tkáně (K. Javorka, 2008c).

2.8.3 *Poloha těla*

„Poloha těla je důležitý faktor ovlivňující činnost kardiovaskulárního systému, ale i jiných systémů, např. respiračního“ (K. Javorka, 2008f, 81). Nejčastější polohy pro měření ANS jsou leh, sed a stoj. V praxi často dochází ke kombinaci výše uvedených poloh. Např. pracoviště Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého využívá pro

standardní vyšetření autonomních funkcí kombinaci poloh leh – stoj – leh; tzv. ortoklinostatický manévr (Botek, Neuls et al., 2017).

Při pasivní či aktivní změně polohy těla dochází k tzv. ortostatickému reflexu (K. Javorka, 2008f). Stoj, označovaný také jako ortostáza, vyvolává zvýšené nároky na kardiovaskulární systém. Krev se pod vlivem gravitace hromadí převážně v cévách pod úrovní srdce. Zvyšující se hydrostatický tlak tím zhoršuje podmínky žilního návratu pro plnění srdce v diastole (K. Javorka, 2008f, 2008b). Kompenzačními mechanismy jsou baroreflexy a zvýšená aktivita sympatiku (Hayashi, Nakamura & Muraoka, 1992). Obecně lze říct, že se jedná o adaptační reakci organismu. „Výsledkem jsou adaptační změny zaměřené na udržení středního systémového tlaku a průtoku krve orgány“ (K. Javorka, 2008f, 82). Aktivní přesun těla z lehu do stoje lze rozdělit do dvou fází. V první dochází ke zvýšení srdeční frekvence (SF). Ve druhé fázi se SF zpomalí, ale stále zůstává na vyšší úrovni než před samotnou změnou polohy (K. Javorka, 2008f). Změny lze také pozorovat pomocí ukazatelů VSF. Snižuje se absolutní výkon HF, čímž se zvyšuje poměr LF/HF. Složka LF vlivem zvýšené aktivity sympatiku narůstá (Furlan et al., 2000; K. Javorka, 2008f). Celkový spektrální výkon (PT) tedy během stoje klesá (Pagani et al., 1986).

Při uvedení polohy ze stoje do lehu hovoříme o tzv. kinostatickém reflexu. Organismus opět reaguje na změnu okamžitým zvýšením frekvence srdce. Na rozdíl od ortostatického reflexu se ale ve druhé fázi hodnota SF zpomalí až pod původní úroveň. Převažuje zde činnost parasympatiku a nároky na kardiovaskulární systém nejsou tak velké (K. Javorka, 2008f).

2.8.4 *Stres*

Podle Botek, Neuls et al. (2017) lze za stres považovat jakýkoliv podnět, který narušuje homeostázu organismu. Stresové podněty dělí na: mentální (strach), environmentální (zima) a fyzické (tělesná práce). Míra, jakou organismus reaguje, závisí na síle stresového (adaptačního) podnětu, např. zatížení. Při působení podnětů dojde k aktivaci stresové osy složené z ANS a humorálního systému. Spoluprací regulačních mechanismů, udržujících v systému homeostázu, se snaží přizpůsobit jednotlivé orgány na činnost potřebnou pro aktuálně pracující svaly. Vlivem zatížení vyvolávají tyto mechanismy například zvýšení tlaku krve, síly srdečního stahu či redistribuce krve.

Tonhajzerová et al. (2000) využili aritmetického testu, kdy sledovali pomocí spektrální analýzy změny VSF při působení mentálního stresu u mladých studentů vysokých škol. Zjistili, že průměrné RR intervaly se během testu výrazně zkrátily, což zapříčinilo tachykardickou reakci (zrychlení SF). Došlo k poklesu VSF a aktivity parasymptiku.

Kim et al. (2018) sumarizoval výsledky studií založených na závislosti VSF a stresových podnětů. Došel k zjištění, že stres při měření VSF nejvíce ovlivňoval parasymptickou aktivitu, což se projevilo snížením složky vyššího frekvenčního pásma (HF) a zvýšením hodnot v nízkofrekvenčním pásmu (LF). Inverzní propojení složky HF s úrovní stresu potvrdil ve své studii také Delaney & Brodie (2000).

Kim et al. (2018) dále zdůrazňuje, že reakce organismu a VSF na působící stres je individuální. Každý jedinec má rozdílnou schopnost zvládat stres. Stejně tak se může lišit i doba jeho působení. Proto je obtížné vyvozovat jednotné závěry z již existujících studií (H.-G. Kim et al., 2018; Tonhajzerová, 2008).

2.8.5 Pohybová aktivita

„Nejúčinnějším prostředkem prevence zdraví je pohybová aktivita, neboť pozitivně ovlivňuje rozvoj svalové hmoty a stav kardiovaskulárního aparátu“ (Riegerová, Kapuš, Gába & Ščotka, 2010, 20). Zlepšuje celkovou obratnost, flexibilitu i svalovou sílu. Přináší příznivé psychologické účinky a zvyšuje sebevědomí (Svačinová, 2007). Na základě zkoumaných studií Dinas, Koutedakis & Flouris (2011) potvrdili, že pohybová aktivita zmírňuje příznaky deprese napříč všemi věkovými kategoriemi.

World Health Organization (WHO, 2022) doporučuje dospělým (18–64 let) a seniorům nad 64 let provádět pohybovou aktivitu minimálně 150–300 minut ve střední intenzitě zatížení (moderate-intensity) nebo alespoň 75–150 minut v oblasti intenzivního zatížení (vigorous-intensity) týdně. Jako další možnost uvádí vhodné kombinování střední a intenzivní zátěže v průběhu týdne.

Vlivem vytrvalostního tréninku je sympatovagová rovnováha pozitivně ovlivněna ve prospěch vagové aktivity a dochází k potlačení zvýšené aktivity sympatiku. Kromě výsledného poklesu klidové SF se také zvyšuje VSF, zlepšují se regulační mechanismy krevního tlaku a SF – baroreflexní senzitivita (Carter et al., 2003; Svačinová, 2007). Dlouhodobě vytrvalostní sportovci mají oproti osobám se sedavým způsobem života vyšší aktivitu vagu (Kiss et al., 2016; Sotiriou et al., 2013). Indukované změny

zapříčiněné tréninkem lze u sportovců pozorovat také na rychlejší obnově SF po cvičení (Carter et al., 2003).

Galetta et al., (2013) ve svém výzkumu porovnávali VSF u starší populace. Počet sportujících probandů byl 32 a jejich průměrný věk $65,5 \pm 3,8$ let. Kontrolní vzorek tvořilo 32 zdravých účastníků se sedavým životním stylem a věkovým průměrem $64,8 \pm 4,0$ roky. Výsledky prokázaly u aktivních seniorů nižší klidovou SF a významně vyšší hodnoty časových ukazatelů SDNN, SDANN, rMSSD i pNN50. Jako první také sledovali vztah mezi kardiovaskulární autonomní aktivitou a tloušťkou vnitřní stěny krkavice. Došli k závěru, že nízká VSF konkrétně ve formě hodnot SDNN a LH/HF mimo jiné souvisí se zvýšenou tloušťkou vnitřní stěny krkavice. Fyzickým tréninkem tedy můžeme předejít i strukturálním změnám cév.

K tomuto fenoménu dochází především kvůli rychlejší reakci organismu na stresové podněty. Sportovci a pohybově aktivní lidé své tělo neustále vystavují stresovým faktorům při vykonávání aktivity. Jejich tělo je tedy zvyklé na rychle se měnící podmínky a dokáže rychle a efektivně odpovídat. K narušení homeostázy je vlivem adaptace potřeba větší fyzické zátěže (Botek, Neuls et al., 2017). Podle Zhang (2007) lze hodnota normální VSF tzv. "set point" posouvat na vyšší či nižší úroveň pouze z dlouhodobého hlediska. Při krátkodobém působení je však snaha o změnu set pointu pravděpodobně neefektivní.

Sledování variability srdeční frekvence se čím dál častěji ve sportovní praxi využívá při optimalizaci tréninkového zatížení, ladění sportovní formy či hodnocení průběhu a kvality zotavení (Botek, Neuls et al., 2017).

2.8.6 Tělesné složení

Diagnostika tělesného složení se využívá napříč oblastmi, od klinické až po sportovní kinantropologii. Vypovídá o fyzické zdatnosti člověka a nejčastěji se využívá pro sledování tělesného tuku, který může podmiňovat rozvoj obezity (Gába et al., 2011). S tím se pojí také nemoci jako například diabetes II. typu či zvýšená úmrtnost na kardiovaskulární onemocnění (Svačinová, 2007). Ve své studii zjistili A. Kranjac & D. Kranjac (2023) zvýšení průměrného BMI mezi roky 1871 a 2020 o více než 16 %. Je však potřeba brát v potaz, že body mass index BMI je pouhý výškově-hmotnostní index. Slouží jako orientační ukazatel pro hodnocení prevalence obezity. Jeho nevýhodou je neschopnost zjistit adekvátní zastoupení jednotlivých tělesných složek, což může výrazně zkreslovat danou situaci (Gába et al., 2011).

„Finančně dostupnou a přitom velmi přesnou metodou je bioelektrická impedanční analýza (BIA), která je zcela neinvazivní a umožňuje diagnostikovat zastoupení tělesných frakcí u různých populačních skupin v laboratorních i terénních podmínkách“ (Gába, Zajac-Gawlak, Přidalová & Pošpiech, 2011, 89). S touto metodou se můžeme setkat také na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, která využívá pro zjištění tělesného složení přístroj InBody 720 (Riegerová et al., 2010).

U pohybově inaktivních osob lze pozorovat zvýšené zastoupení tělesného tuku, což má negativní vliv na úroveň aktivity vagu (Botek, Neuls et al., 2017; Kiviniemi et al., 2017; Koenig et al., 2015). Čím více je zastoupen viscerální tuk, tím více se projevuje aktivita sympatiku (Antelmi et al., 2004).

Yadav et al. (2017) zjišťovali souvislosti mezi obezitou a jednotlivými indexy VSF na základě pozorování autonomní činnosti srdce u obézních a dospělých s normální hmotností. Naměřené výsledky vykazovaly u obézních osob významné zvýšení průměrné SF; nižší hodnoty parasympatických indikátorů VSF jako například rMSSD a NN50. Naopak u jedinců s normální hmotností byl poměr sympatických indikátorů LF/HF vyšší. Dále pozorovali spojitost mezi indexy obezity WHR (obvod pasu, obvod boků, poměr obvod pasu/obvod boků) a BMI s indexy VSF. Silná korelace byla zjištěna mezi zvýšeným WHR – indikátorem viscerální obezity a redukovanou parasympatickou činností srdce spolu se zvýšenou sympatickou aktivitou u obézních. Samotné BMI má na VSF pouze slabý vliv, nicméně i malé zvýšení WHR může vést k vyššímu riziku kardiovaskulárních nemocí a úmrtnosti způsobených změnami v autonomní regulaci srdce.

Lze konstatovat, že VSF je nepřímo úměrná úrovni procenta tělesného tuku. Tedy čím vyšší je obsah tuku v těle, tím jsou intervaly měřené pomocí VSF nižší (Köchli et al., 2020; Sendeski et al., 2023; Strüven et al., 2021). Tento fakt se negativně projevuje hlavně na ukazatelích rMSSD a poměru LF (J. A. Kim et al., 2005; Yadav et al., 2017; Young & Benton, 2018). Strüven et al. (2021) doporučuje zahrnout monitorování VSF do programů bojujících s obezitou, jelikož jeho komplexnost dokáže poskytnout zpětnou vazbu pro úspěšné komplexní terapie. Snížení hmotnosti praktikováním fyzické aktivity prostřednictvím modulace pozitivně ovlivňuje proměnné spojené se zvýšením VSF (Kingsley & Figueroa, 2016; Sendeski et al., 2023).

2.8.7 *Katecholaminy*

Mezi látky nazývané katecholaminy se řadí adrenalin a noradrenalin. Syntetizují se ve dřeni nadledvin. K jejich vyplavení dochází při aktivaci sympatiku. Patří do kategorie stresových hormonů – jestliže organismus vyvolá poplachovou reakci, dojde k výraznému zvýšení jejich hladiny. Zprostředkování účinků katecholaminů je možné díky adrenergním receptorům přítomným na buněčných membránách. Mezi faktory ovlivňující množství vyplavených “stresových hormonů“ patří například trénovanost jedince, relativní zatížení či délka jeho trvání (Botek, Neuls et al., 2017). Podle Novotný & Novotná (2008) ovlivňují cirkulující katecholaminy VSF ve frekvenčním pásmu od 0,03–0,07 Hz, což spadá z části do oblasti VLF a LF pásma.

Na základě důkazů Dhalla et al. (2010) konstatuje, že ačkoli jsou katecholaminy základními složkami sympatického nervového systému, při jejich nadměrné hladině v těle mohou mít až kardiotoxický efekt.

Airaksinen et al. (2001) zkoumali vliv noradrenalinu na kardiovaskulární homeostázu. Pomocí mikroinfuzní techniky podávali skupině mladých mužů malé dávky NA, přičemž měřili jejich RR intervaly a odhadovali citlivost baroreflexu (BRS). Během měření potvrdili, že při aplikaci NA dochází ke znatelnému zvýšení spektrálního výkonu RR intervalů, ale pouze mírnému zvýšení hodnot sekvencí BRS.

Breuer et al. (1993) naopak studovali vazbu mezi VSF a nárůstem cirkulujících katecholaminů. Během tří různých intenzit cvičení zjišťovali na skupině dobrovolníků vliv intravenózně podávaných katecholaminů a atropinu. Z výsledků vyplývá, že během cvičení při srdeční frekvenci 100 úderů/min dochází ke zvýšení systolického krevního tlaku a poklesu VSF. Po dosažení tepové frekvence 150 úderů/min bylo naměřeno další zvýšení systolického krevního tlaku, snížení LF a současné zvýšení koncentrace adrenalinu a noradrenalinu. Následná aplikace atropinu neměla vliv na krevní tlak, ale snížila VSF. Avšak infuze adrenalinu a noradrenalinu úplně potlačila VSF a zvýšila krevní tlak. Snížení složky LF během infuze katecholaminů a při cvičení v tepové frekvenci 150 tepů/min naznačuje, že cirkulující katecholaminy mohou vyvolávat negativní zpětnou vazbu na sympatickou kontrolu srdeční frekvence.

2.8.8 *Další faktory ovlivňující VSF*

Betablokátory (BB) jsou specifickou skupinou léků, která se hojně využívá k léčbě kardiovaskulárních onemocnění. Fungují na principu blokace navázání fyziologických

adrenergických agonistů (adrenalin, noradrenalin) na specifické β receptory. Snižují jejich účinek a eliminují negativní dopad na kardiovaskulární systém (rozvoj hypertenze, sinusová tachykardie, srdeční arytmie apod.). Mezi známé BB patří například: atenolol, metoprolol, sotalol, carvediol či bisoprolol (Řiháček et al., 2005). Efekt betablokátorů atenololu a metoprololu zkoumali Sandrone et al. (1994) ve své studii v souvislosti s variabilitou RR intervalů u pacientů po akutním infarktu myokardu. Terapie betablokátorů výrazně zvýšila průměrnou délku RR intervalů a způsobila významné zvýšení rozptylu RR intervalu během 24 hodin. U komponenty LF došlo k poklesu, kdežto komponenta HF se zvýšila.

Užívání léků na krevní tlak je další kontraindikací při měření VSF. Banach et al. (2001) hodnotili změny VSF u 10 pacientů s primární hypertenzí (vysokým krevním tlakem) ve věkovém rozmezí 26 až 64 let. Data byla získána z porovnání záznamů VSF před a po roce užívání ACE (angiotensin converting enzyme) inhibitoru, konkrétně léku enalapril. U denní VSF vykazovaly výsledky zvýšení parametrů odrážejících parasympatickou aktivitu: rMSSD, pNN50, HF a pokles poměru LF/HF. Z hodnot noční VSF nebyly kromě zvýšené průměrné hodnoty HF zjištěny žádné další významné změny. Z výše uvedeného lze tedy odvodit, že tento lék má pozitivní vliv pouze na parasympatickou aktivitu během dne.

Mezi další kontraindikace při vyšetření VSF patří **kardiostimulátor**. Tento přístroj totiž externě reguluje a uměle vytváří srdeční stahy (Shaffer & Meehan, 2020). Estrogenová substituční terapie (ERT) způsobuje u žen nižší krevní tlak, sníženou SF a zvýšenou VSF i citlivost baroreceptorů (Liu et al., 2003).

Fatisson et al. (2016) na základě literární rešerše vymezili pět hlavních kategorií ovlivňujících VSF: fyziologicko-patologické (imunitní systém, dýchání, onemocnění), neuropsychologické (emoce, nálada, stres, deprese), životní styl (cvičení, meditace, tabák, alkohol), prostředí (práce, elektromagnetické pole, chemické látky) a neměnné faktory (věk, pohlaví, etnicita).

3 CÍLE

3.1 Hlavní cíl

Cílem této průřezové studie je analyzovat funkční charakteristiky pohybově aktivních dospělých.

3.2 Dílčí cíle

- 1) Zjistit hodnoty srdeční frekvence vestoje u mužů.
- 2) Zjistit hodnoty srdeční frekvence vestoje u žen.
- 3) Zjistit hodnoty srdeční frekvence vleže u mužů.
- 4) Zjistit hodnoty srdeční frekvence vleže u žen.
- 5) Zjistit hodnoty Ln rMSSD vestoje u mužů.
- 6) Zjistit hodnoty Ln rMSSD vestoje u žen.
- 7) Zjistit hodnoty Ln rMSDD vleže u mužů.
- 8) Zjistit hodnoty Ln rMSDD vleže u žen.
- 9) Zjistit vztah a rozdíl funkčního a chronologického věku u mužů.
- 10) Zjistit vztah a rozdíl funkčního a chronologického věku u žen.

3.3 Výzkumné otázky

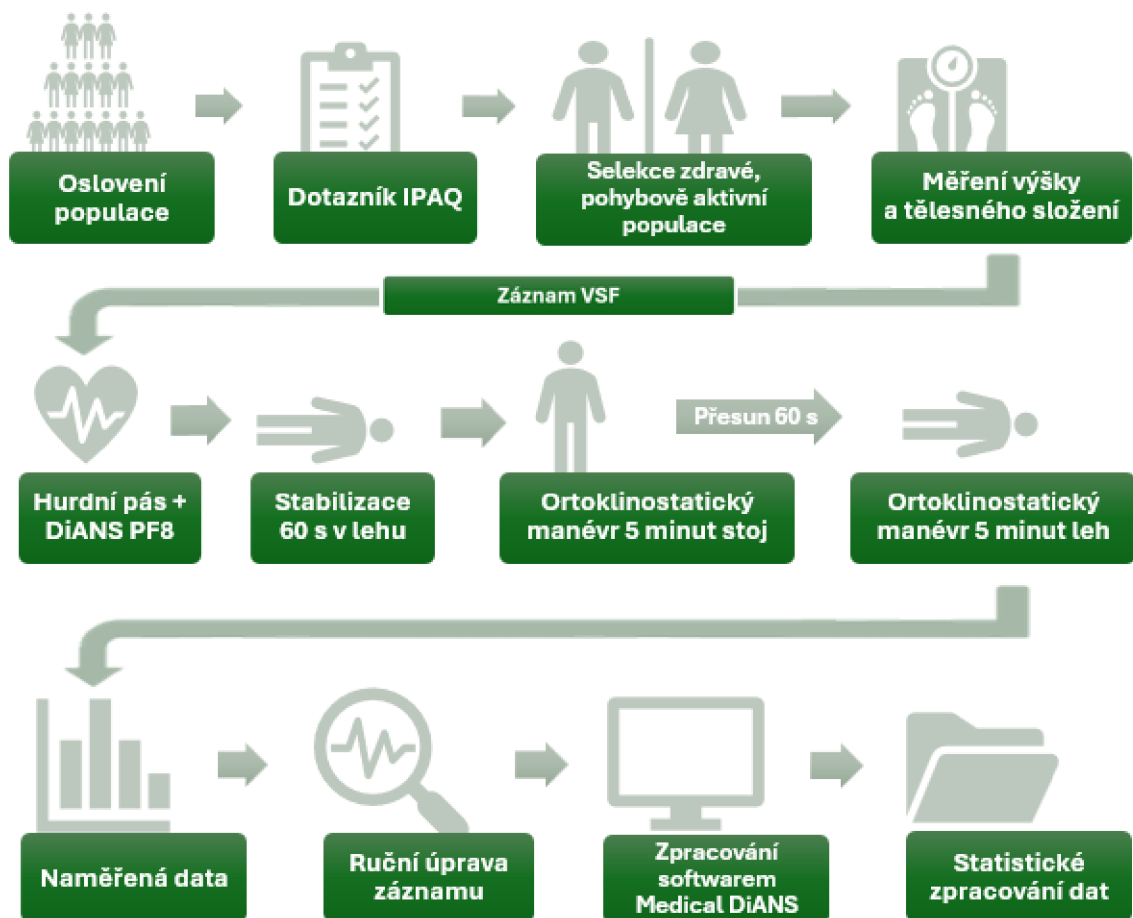
- 1) Jaký je vztah mezi funkčním a chronologickým věkem u pohybově aktivní populace?
- 2) Jak ovlivní plnění pohybových doporučení aktivitu ANS?

4 METODIKA

Plánovaný výzkum byl průřezovou observační studií. Měření probíhalo v laboratoři zátěžové fyziologie na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci za standardizovaných podmínek v dopoledních hodinách od 8:00 do 12:00. U každého testovaného jedince se po příchodu změřila tělesná výška a poté tělesné složení pomocí přístroje Tanita MC-980 MA Plus. Následně se testovaní přesunuli do laboratoře určené k měření VSF. Měření probíhalo v šeru a tichu. Pro monitorování aktivity VSF byl využit krátkodobý záznam (nejméně 5 min) v délce 300 tepů a aktivní ortoklinostatický manévr složený ze dvou poloh – stoj, leh se stabilizací 60 s. Tato metodika se opírala o publikaci Botek, Krejčí, Neuls & Novotný (2013).

Obrázek 4

Schéma metodiky výzkumu



4.1 Výzkumný soubor

Osloveni byli zdraví muži a ženy. Tato skupina byla oslovena na sociálních sítích zveřejněním propagačního a informativního plakátu s přiloženým odkazem na elektronický dotazník zprostředkovaný formou Google Forms. Dotazník obsahoval zkrácenou verzi IPAQ (International Physical Activity Questionnaire) dotazníku (IPAQ group, 2020) s otázkami týkajícími se úrovně realizované týdenní pohybové aktivity (PA). Pomocí dotazníku byli selektováni pohybově aktivní jedinci od osob s nízkou fyzickou aktivitou. Na základě publikace WHO (2022) se za pohybově aktivní považovali ti jedinci, jež během týdne prováděli minimálně 150–300 minut aerobní pohybové aktivity střední intenzity (moderate-intensity physical activity, MPA) nebo alespoň 75–150 minut intenzivní aerobní pohybové aktivity (vigorous-intensity physical activity, VPA). Dále došlo k vyřazení uživatelů léků ovlivňujících kardiovaskulární systém (Banach et al., 2001), osob po operaci srdce či s implantovaným kardiostimulátorem (Shaffer & Meehan, 2020). Výzkumu způsobilí jedinci byli před vyšetřením seznámeni se specifickými podmínkami a kritérii, kterým se museli podrobit pro získání validních výsledků. Mezi tato kritéria patřil zákaz užívání výrobků s obsahem kofeinu, alkoholu a fyzické aktivity v den měření.

4.2 Způsob měření VSF

Pro získání dat o aktivitě ANS se zvolila výše uvedená metodika podle publikace Botek et al. (2013). Na aktivní manévry z polohy stoj do polohy leh se vymežilo 60 s, aby nebyl záznam zkreslený (Botek et al., 2013).

Testovaným se po celou dobu vyšetření snímalo EKG hrudním pásem připojeným na přístroj DiANS PF8. Princip přenosu dat z přístroje DiANS PF8 do stolního počítače se zakládal na technologii Bluetooth. Signály následně zpracovával software Sport DiANS (Dimea group, Olomouc, ČR), který umožňuje úpravu záznamů a vyřazení případných artefaktů a dokáže souběžně měřit až čtyři osoby (Grepl, 2021).

4.3 Statistické zpracování dat

Zpracování dat proběhlo pomocí výpočetních operací v programovacím jazyce R, zprostředkovaném programem RStudio, vždy zvlášť pro muže a ženy. Po odstranění artefaktů byla vyhodnocena data vybraných ukazatelů FV, Ln rMSSD stoj a leh, SF stoj a leh. Dále byla provedena deskriptivní statistika údajů hmotnosti, BMI a zastoupení

tělesného tuku naměřených pomocí přístroje Tanita MC-980 MA Plus. Konkrétně byly provedeny výpočty průměrného, minimálního a maximálního věku, mediánu věku a průměrné výšky. Dále se pomocí Shapiro-Wilkova testu sledovala normalita dat. Dle výsledku se zvolily vhodné statistické metody pro výpočet korelací a rozdílů rozptylů. Korelační koeficienty se klasifikovaly dle Evans (1996) $r = 0,00 - 0,19$ „velmi slabá“; $r = 0,20 - 0,39$ „slabá“; $r = 0,40 - 0,59$ „střední“; $r = 0,60 - 0,79$ „silná“; $r = 0,80 - 1,00$ „velmi silná“. Jako kritérium pro statistickou významnost byla zvolena hodnota $p = 0,05$.

5 VÝSLEDKY

Všechny níže uvedené tabulky (6–9) jsou vztaženy k pozorované skupině, kterou charakterizuje Tabulka 5.

5.1 Populace

Tabulka 3

Základní charakteristika souboru

Parametr (jednotky)	Pohlaví	
	Muži	Ženy
Počet osob	19	21
Věk (roky)	Průměr	48,73 ± 7,82
	Minimální	35,42
	Maximální	68,92
	Medián	47,25
Výška (cm)	179,47 ± 9,26	167,14 ± 5,39
Hmotnost (kg)	85,16 ± 12,20	63,76 ± 10,12
BMI (kg.m ⁻²)	26,38 ± 2,74	22,80 ± 3,10
Tělesný tuk (%)	19,21 ± 4,10	25,88 ± 5,44

Data jsou uvedena jako průměrné hodnoty ± směrodatná odchylka SD.

V tabulce 5 je uvedena základní charakteristiku testovaného souboru, rozděleného do dvou skupin podle pohlaví. U všech dobrovolníků byl zaznamenán věk (roky), výška (cm), hmotnost (kg), BMI (kg.m⁻²) a zastoupení tělesného tuku (%). Výzkumný soubor tvořila zdravá, pohybově aktivní populace složená z 19 mužů ve věku 48,73 ± 7,82 let s BMI 26,38 ± 2,74 kg.m⁻² a 21 žen ve věku 47,57 ± 12,16 let s BMI 22,80 ± 3,10 kg.m⁻².

U skupiny mužů byl minimální věk 35,42 let, maximální věk 68,92 let a medián věku odpovídal 47,25 let. U žen byl minimální věk 30,25 let, maximální věk 80,17 let a medián věku 47,33 let. Průměrná výška mužů dosahovala hodnoty 179,47 cm se směrodatnou odchylkou 9,26 cm. U žen odpovídala průměrná výška 167,14 ± 5,39 cm. Průměrná hmotnost mužů byla 85,16 kg. Právě v parametrech hmotnosti vykazovala pozorovaná skupina mužů největší SD dosahující 12,20 kg. Ženy měly průměrnou

hmotnost $63,76 \pm 10,12$ kg. Procentuální zastoupení tělesného tuku odpovídalo u mužů $19,21 \pm 4,10$ % a $25,88 \pm 5,44$ % u žen.

Tabulka 4

Průměrná pohybová aktivita intenzivní a střední zátěže v minutách za týden

PA (min)	Průměr \pm SD	
	Muži	Ženy
VPA	$373,68 \pm 292,90$	$179,52 \pm 86,36$
MPA	$260,53 \pm 236,75$	$200,71 \pm 344,09$

VPA= vigorous physical activity, intenzivní pohybová aktivita; MPA= moderate physical activity, střední pohybová aktivita.

Muži realizovali intenzivní pohybovou aktivitu během jednoho týdne průměrně $373,68 \pm 292,90$ minut a ženy $179,52 \pm 86,36$ minut. Doba pohybové aktivity o střední intenzitě za týden odpovídala průměrné hodnotě $260,53 \pm 236,75$ minut u mužů a $200,71 \pm 344,09$ minut u žen. SD byla u mužů větší při vykonávání VPA a u žen při vykonávání MPA.

5.2 Funkční věk

Tabulka 5

Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky funkčního a chronologického věku u sledované skupiny mužů a žen

	Muži	Ženy
Chronologický věk (roky)	$48,73 \pm 7,82$	$47,57 \pm 12,16$
Funkční věk (FV; roky)	$50,96 \pm 10,13$	$48,86 \pm 17,14$
Chronologický věk – FV (roky)	$-2,23 \pm 7,36$	$-1,29 \pm 7,45$
Korelační koeficient (r) chronologického věku a FV	$r = 0,56$	$r = 0,90$
p-hodnota	$p = 0,01$	$p < 0,01$
Wilcoxonův test (W) chronologického věku a FV	$W = 150$	$W = 221$
p-hodnota	$p = 0,38$	$p = 1$

V tabulce 7 jsou uvedeny průměrné hodnoty a směrodatné odchylky chronologického věku, funkčního věku (FV) a jejich rozdílů (chronologický věk – FV) vyjádřených v letech u pozorované skupiny. Skupina mužů měla průměrný chronologický věk $48,73 \pm 7,82$ let, vypočítaný průměrný FV dosahoval hodnoty $50,96 \pm 10,13$ let. Hodnoty průměrného chronologického věku u žen byly $47,57 \pm 12,16$ let a průměrný FV činil $48,86 \pm 17,14$ let. Při odečtení průměrných hodnot FV od chronologického věku vyšly výsledky v záporných hodnotách u obou pohlaví. U mužů byla výsledná hodnota rozdílu $-2,23 \pm 7,36$ let a u žen $-1,29 \pm 7,45$ let. Na základě výsledků Shapiro-Wilkova testu byly zvoleny neparametrické statistické metody. FV a chronologický věk vykazovaly střední míru korelace u mužů $r = 0,56$; $p = 0,01$ a silně korelovaly u žen $r = 0,90$; $p < 0,01$ u žen. Wilcoxonův test (muži: $W = 150$, $p = 0,38$; ženy: $W = 221$, $p = 1$) neprokázal statisticky významné rozdíly mezi chronologickým věkem a FV u mužů ani u žen.

5.3 SF stoj a SF leh

Tabulka 6

Srdeční frekvence vestoje a vleže

	Průměr ± SD	
	Muži	Ženy
SF stoj (tepů/min)	$73,94 \pm 13,06$	$82,47 \pm 13,65$
SF leh (tepů/min)	$58,50 \pm 9,04$	$63,48 \pm 7,54$

Tabulka 8 vyjadřuje naměřené údaje průměrných srdečních frekvencí a jejich směrodatných odchylek vyjádřených v tepech za minutu ve dvou polohách – stoj, leh. Průměrná SF vestoje odpovídala $73,94 \pm 13,06$ tepů/min u mužů a $82,47 \pm 13,65$ tepů/min u žen. Hodnoty průměrné SF vleže byly u mužů $58,50 \pm 9,04$ tepů/min a $63,48 \pm 7,54$ tepů/min u žen.

5.4 Ln rMSSD vestoje a vleže

Tabulka 7

Časový ukazatel Ln rMSSD vestoje a vleže

	Průměr ± SD	
	Muži	Ženy
Ln rMSSD stoj	2,91 ± 0,63	2,72 ± 0,73
Ln rMSSD leh	3,48 ± 0,46	3,60 ± 0,72

Tabulka 9 představuje vypočtené průměrné hodnoty časového ukazatele Ln rMSSD pro polohu vestoje a vleže u pozorované skupiny mužů a žen. Muži vykazovali průměrnou hodnotu Ln rMSSD vestoje $2,91 \pm 0,63$ a $3,48 \pm 0,46$ vleže. U žen dosahovala průměrná Ln rMSSD hodnoty $2,72 \pm 0,73$ v poloze vestoje a $3,60 \pm 0,72$ v poloze vleže.

6 DISKUSE

Ze základní charakteristiky zkoumaného souboru lze konstatovat, že vzorek pohybově aktivních (WHO, 2022a) mužů ve věku $48,73 \pm 7,82$ let má na základě hodnot BMI (BMI = 25,0–29,9 kg.m⁻²) stanovených podle WHO (2010) nadváhu. Řada autorů (Gába et al., 2011; Hu et al., 2004; Schutz et al., 2002) zdůrazňuje, že ukazatel BMI slouží pouze jako orientační ukazatel pro srovnání hmotnosti k výšce. Výsledné BMI neodráží komplexní strukturu tělesného složení jedince např. procento tělesného tuku či svalů (Wada & Tekin, 2010). Je proto možné, že vyšší hodnoty BMI mohly být u pohybově aktivních mužů zapříčiněny vyšším zastoupením svalové tkáně, které BMI nezohledňuje. Svalová tkáň má oproti tukové tkáni vyšší hustotu (Etchison, 2011), čímž může docházet ke zkreslení (zvýšení) celkové váhy jedince a jeho BMI. Skupina pohybově aktivních (WHO, 2022a) žen byla oproti mužům podle BMI (BMI = 18,5–24,9 kg.m⁻²) v normě. Ženy mají obecně vyšší procentuální zastoupení tělesného tuku než muži (Blaak, 2001). Tento fakt vykazovala i zkoumaná skupina, u které bylo naměřeno zastoupení tělesného tuku $25,88 \pm 5,44$ % u žen a $19,21 \pm 4,10$ % u mužů. Publikace Heitmann et al. (2009) zkoumající rozdíly mezi aktivním a sedavým způsobem života u dospělých mužů a žen ve věku 35–65 let došla ke stejnému závěru, kdy muži na rozdíl od žen vykazovali nadváhu a zároveň nižší procento tělesného tuku.

Při aktivním ortoklinostatickém manévru byly zaznamenány změny na měřených ukazatelích SF a Ln rMSSD. Při poloze vestoje byly nezávisle na pohlaví vyšší hodnoty SF (muži $73,94 \pm 13,06$, ženy $82,47 \pm 13,65$ tepů/min) oproti poloze vleže, kdy hodnoty vlivem zvýšené vagové aktivity (K. Javorka, 2008f) klesly u mužů na $58,50 \pm 9,04$ a u žen na $63,48 \pm 7,54$ tepů/min. Obecně při změně polohy dochází k odezvě v aktivitě vagu i sympatiku na KVS (Botek, Krejčí, et al., 2017; K. Javorka, 2008f), což prokázal i tento výzkum. Při porovnání výsledků SF mezi pohlavími dosahovaly ženy obecně vyšších hodnot v obou polohách. S vyššími hodnotami SF u žen oproti mužům souhlasí také studie Koenig & Thayer (2016) zabývající se rozdíly mezi pohlavími vzhledem k VSF. Konstatují, že ačkoli mají ženy dominantnější činnost parasympatiku, jsou jejich průměrné hodnoty SF vyšší. Vliv pohlaví a stárnutí na autonomní odpověď při ortostatickém manévru studovali také Barantke et al. (2008). Do jejich studie bylo zapojeno 206 zdravých žen (45 ± 16 let) a 156 zdravých mužů (44 ± 16 let). Výzkumníci praktikovali ortoklinostatický manévr začínající vleže s následným přesun do stoje.

V obou polohách byla data analyzována z 5minutových úseků. Výsledky této studie opět prokázaly vyšší SF vestoje i vleže u ženského pohlaví. Pro SF stoj platily obecně vyšší hodnoty než vleže.

Z naměřených dat časového ukazatele Ln rMSSD vyplývá, že muži měli vyšší průměrné hodnoty Ln rMSSD vestoje oproti ženám ($2,91 \pm 0,63$; $2,72 \pm 0,73$). Naopak je tomu v pozici lehu, kdy byly jejich průměrné hodnoty Ln rMSSD oproti ženám nižší ($3,48 \pm 0,46$; $3,60 \pm 0,72$). V diplomové práci uvádí Grepl (2021) u mužů ve věkové kategorii 40–49 let hodnotu Ln rMSSD vestoje $2,85 \pm 0,62$ a vleže $3,41 \pm 0,72$. Podle řady autorů (Botek, Krejčí, et al., 2017; Botek, Neuls, et al., 2017; Carter et al., 2003; K. Javorka, 2008e; Zhang, 2007) má na ANS vliv rostoucí věk, s věkem se aktivita ANS snižuje. S tímto tvrzením souhlasí také výsledky studie Abad et al. (2017), která hodnotila ukazatele Ln rMSSD. U 18 mladých elitních sportovců (7 mužů 24 ± 6 let; 11 žen 27 ± 5 let) dosahoval ukazatel Ln rMSSD obecně vyšších hodnot než u starší, pohybově aktivní zkoumané skupiny. U starších jedinců dochází v porovnání s mladšími k poklesu parasympatické aktivity, zatímco narůstá aktivita sympatická (Melo et al., 2005). Proto lze usuzovat, že se tento pokles projeví také na ukazateli rMSSD a z něj odvozeného Ln rMSSD. Podle Botek, Krejčí et al. (2017) se Ln rMSSD mění v závislosti na věku, kdy pozvolně klesá do 30. roku života a následně dochází ke strmému poklesu, který může být zapříčiněn změnou životního stylu a přibývajících povinnostmi (děti, kariéra, méně času na sport) nebo větším množstvím tělesného tuku.

Pravidelná pohybová aktivita má pozitivní vliv na VSF (Hottenrott et al., 2006; Kaikkonen et al., 2014; Tuomainen et al., 2005). Podle Forcier et al. (2006) může pohybová aktivita posílit schopnost KVS kontrolovat reakce na akutní stresory a urychlit navrácení do homeostázy po působícím stresu. Hautala et al. (2010) doplňuje, že není přesně známo, jaký vliv mají různé úrovně PA na jednotlivé ukazatele VSF. Doporučené množství týdenní pohybové aktivity je minimálně 150 minut střední nebo 75 minut intenzivní zátěže (WHO, 2022a). Vybraná skupina testovaných tuto podmínku splňovala. Je však možné, že při vyplňování IPAQ dotazníku mohlo dojít k nadhodnocení realizované pohybové aktivity (Lee et al., 2011), čímž by do výzkumu byli zapojeni i méně aktivní jedinci.

Ačkoli byla zkoumaná skupina pohybově aktivní, tak se tento faktor signifikantně neprojevil na ukazateli FV. Zkoumaná skupina nedosahovala nižšího FV. U mužů byl průměrný FV $50,96 \pm 10,13$ let, zatím co u žen odpovídal hodnotě $48,86 \pm 17,14$ let.

Z naměřených dat lze konstatovat, že průměrný FV je oproti chronologickému u obou pohlaví vyšší (muži o $2,23 \pm 7,36$ let, ženy o $1,29 \pm 7,45$ let), nicméně ne signifikantně. Mezi chronologickým věkem a FV lze pozorovat jistou korelaci, tedy s rostoucím chronologickým věkem roste také ukazatel FV. Podle Shapiro-Wilkova testu ale není tento vztah v kontextu celkové populace signifikantní. Dále byly analyzovány rozdíly mezi muži a ženami v síle korelace mezi chronologickým věkem a FV. Bylo zjištěno, že hodnoty chronologického věku a FV slabě korelovaly u mužů ($r = 0,56$), zatímco u žen korelovaly velmi silně $r = 0,90$. Výsledky naznačují, že pohlaví může hrát významnou roli při pohledu na vztah mezi těmito ukazateli. Koenig & Thayer (2016) ve své metaanalýze zabývající se rozdílností VSF u mužů a žen uvádí, že je u žen autonomní kontrola srdeční činnosti převážně pod vlivem parasympatiku, i přes vyšší průměrné hodnoty klidové SF. Za další důležitý faktor považují mimo jiné také účinky estrogenu a oxytocinu. Během stresových situací dokáže vyplavovaný oxytocin do značné míry snižovat úroveň stresu tím, že zvyšuje aktivitu vagálního tónu.

7 ZÁVĚRY

Hodnota funkčního věku v porovnání s chronologickým věkem byl u pozorované pohybově aktivní populace u obou pohlaví nesignifikantně vyšší. Byla ale zjištěna rozdílná míra korelace mezi chronologickým a funkčním věkem při porovnání mužů a žen. U žen se vztah mezi těmito hodnotami jeví jako signifikantní. Ačkoli byla zkoumaná skupina pohybově aktivní, FV tím ovlivněn nebyl.

8 SOUHRN

Variabilita srdeční frekvence nabízí možnost neinvazivně sledovat aktivitu ANS a zprostředkovává pohled na vnitřní stav organismu jak z krátkodobého, tak i z dlouhodobého hlediska. Stává se novým trendem pro své široké využití ať už v klinické či sportovní praxi a je důležitým nástrojem pro zlepšení výkonnosti a péče o zdraví.

Hlavním cílem průřezové studie byla analýza funkčních charakteristik, vyjádřených pomocí časových a komplexních ukazatelů VSF, u pohybově aktivních dospělých.

Měření proběhlo ve fyziologické laboratoři FTK UP v Olomouci podle metodiky stoj-leh s 60sekundovou stabilizací vleže a 60sekundami mezi pro změnu polohy těla. Získané 5minutové záznamy s délkou 300 RR intervalů byly zaznamenány pomocí programu Sport DiANS u 40 osob, které byly dále rozděleny do dvou skupin podle pohlaví (19 mužů, 21 žen). Předmětem hodnocení byla SF, časový ukazatel Ln rMSSD a poměr FV a chronologického věku.

Dané parametry byly vyhodnocovány zvláště pro polohu vleže i vestoje u obou pohlaví. SF byla signifikantně vyšší u obou pohlaví v poloze vestoje. Ženy měly obecně vyšší hodnoty SF v obou polohách. Ukazatel Ln rMSSD byl u mužů v poloze vestoje vyšší než u žen. Vleže měly naopak vyšší hodnoty ukazatele Ln rMSSD ženy. U obou pohlaví byl průměrný FV vyšší než průměrný chronologický věk, nicméně nejednalo se o signifikantní rozdíl. Velmi silná korelace byla nalezena u žen mezi chronologickým věkem a FV, naopak velmi slabá korelace byla u mužů. Týdenní doporučená pohybová aktivita, kterou sledovaná skupina splňovala, se však na ukazateli FV neprojevila.

9 SUMMARY

Heart rate variability offers the opportunity to non-invasively monitor ANS activity and provides insight into the internal state of the organism both in the short term and in the long term. It is becoming a new trend due to its wide application in both clinical and sports practice and is a crucial tool for enhancing performance and health care.

The main objective of the cross-sectional study was to analyze functional characteristics expressed by temporal and complex indices of HRV in physically active adults. Measurements were conducted in the physiological laboratory of FTK UP in Olomouc using the stand-lying method with a 60-second stabilization in the lying position and 60 seconds between changes in body position. Obtained 5-minute recordings with a length of 300 RR intervals were recorded using the Sport DiANS program in 40 subjects, who were further divided into two groups by gender (19 men, 21 women). The parameters assessed included heart rate, Ln rMSSD, and the ratio of functional to chronological age.

These parameters were evaluated separately for the lying and standing positions for both genders. Heart rate was significantly higher in both genders in the standing position. Women generally had higher heart rate values in both positions. The Ln rMSSD indicator was higher in men in the standing position compared to women. Conversely, women had higher Ln rMSSD values in the lying position. In both genders, the average functional age was higher than the average chronological age. A very high correlation was found in women between functional and chronological age, while a very weak correlation was found in men. However, the weekly recommended physical activity, which was met by the observed group, was not reflected in the functional age index.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abad, C., Kobal, R., Kitamura, K., Gil, S., Pereira, L., Loturco, I., & Nakamura, F. (2017). Heart rate variability in elite sprinters: effects of gender and body position. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 37(4), 442–447. <https://doi.org/10.1111/cpf.12331>
- Achten, J., & Jeukendrup, A. E. (2003). Heart Rate Monitoring. *Sports Medicine*, 33(7), 517–538. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333070-00004>
- Airaksine, K. E. J., Huikuri, H. V., Huhti, L., Kuusela, T. A., Tahvanainen, K. U. O., Tulppo, M., Mäkikallio, T., & Eckberg, D. L. (2001). Effects of noradrenaline on human vagal baroreflexes. *Annals of Medicine*, 33(3), 193–200. <https://doi.org/10.3109/07853890109002077>
- Antelmi, I., De Paula, R. S., Shinzato, A. R., Peres, C. A., Mansur, A. J., & Grupi, C. J. (2004). Influence of age, gender, body mass index, and functional capacity on heart rate variability in a cohort of subjects without heart disease. *The American Journal of Cardiology*, 93(3), 381–385. <https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2003.09.065>
- Aubert, A. E., Seps, B., & Beckers, F. (2003). Heart Rate Variability in Athletes. *Sports Medicine*, 33(12), 889–919. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333120-00003>
- Banach, T., Kolasnińska-Kloch, W., Furgala, A., & Laskiewicz, J. (2001). The effect of the year angiotensin-converting enzyme inhibitors (ACE I) intake on circadian heart rate variability in patients with primary hypertension. *Folia Medica Cracoviensia*, 42(3), 129–140.
- Barantke, M., Krauss, T., Ortak, J., Lieb, W., Reppel, M., Burgdorf, C., Pramstaller, P. P., Schunkert, H., & Bonnemeier, H. (2008). Effects of Gender and Aging on Differential Autonomic Responses to Orthostatic Maneuvers. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 19(12), 1296–1303. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8167.2008.01257.x>
- Bartůňková, S., Heller, J., Kohlíková, E., Petr, M., Smitka, K., Šteffl, M., & Vránová, J. (2013). *Fyziologie pohybové zátěže: učební texty pro studenty tělovýchovných oborů*. Univerzita Karlova.
- Benson, R., & Connolly, D. (2012). *Trénink podle srdeční frekvence* (1st ed.). Grada Publishing.
- Bigger, J. T., Fleiss, J. L., Steinman, R. C., Rolnitzky, L. M., Kleiger, R. E., & Rottman, J. N. (1992). Correlations among time and frequency domain measures of heart period variability two weeks after acute myocardial infarction. *The American Journal of Cardiology*, 69(9), 891–898. [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(92\)90788-Z](https://doi.org/10.1016/0002-9149(92)90788-Z)
- Bilge, A. R., Stein, P. K., Domitrovich, P. P., Gérard, P. L., Rottman, J. N., Kleiger, R. E., Kultbertus, H. E., & Piérard, L. A. (1999). Assessment of ultra low frequency band power of heart rate variability: validation of alternative methods. *International Journal of Cardiology*, 71(1), 1–6. [https://doi.org/10.1016/S0167-5273\(99\)00085-6](https://doi.org/10.1016/S0167-5273(99)00085-6)
- Blaak, E. (2001). Gender differences in fat metabolism. *Current Opinion in Clinical Nutrition*

- and Metabolic Care*, 4(6), 499–502. <https://doi.org/10.1097/00075197-200111000-00006>
- Botek, M., Krejčí, J., & McKune, A. J. (2017). *Variabilita srdeční frekvence v tréninkovém procesu: historie, současnost a perspektiva* (1st ed.). Univerzita Palackého.
- Botek, M., Krejčí, J., Neuls, F., & Novotný, J. (2013). Effect of modified method of autonomic nervous system activity assessment on results of heart rate variability analysis. *Acta Gymnica*, 43(2), 39–46. <https://doi.org/10.5507/ag.2013.011>
- Botek, M., Neuls, F., Klimešová, I., & Vyhnálek, J. (2017). *Fyziologie pro tělovýchovné obory (vybrané kapitoly, část I.)*. Univerzita Palackého.
- Brar, T. K. (2015). Effect of Different Phases of Menstrual Cycle on Heart Rate Variability (HRV). *Journal of Clinical & Diagnostic Research*. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/13795.6592>
- Breuer, H. W., Skyschally, A., Schulz, R., Martin, C., Wehr, M., & Heusch, G. (1993). Heart rate variability and circulating catecholamine concentrations during steady state exercise in healthy volunteers. *Heart*, 70(2), 144–149. <https://doi.org/10.1136/hrt.70.2.144>
- Čalkovská, A., & Javorka, K. (2008). Nervová regulácia činnosti srdca a variabilita frekvencie srdca. In *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 16–21). Oveta.
- Carter, J. B., Banister, E. W., & Blaber, A. P. (2003). Effect of Endurance Exercise on Autonomic Control of Heart Rate. *Sports Medicine*, 33(1), 33–46. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333010-00003>
- Čihák, R. (2016a). *Anatomie 3: Svazek I Nauka o cévách*. Grada Publishing.
- Čihák, R. (2016b). *Anatomie 3: Svazek III Periferní nervový systém, Kůže a kožní orgány, Smyslové orgány*. Grada Publishing.
- Claes, J., Buys, R., Avila, A., Finlay, D., Kennedy, A., Guldenring, D., Budts, W., & Cornelissen, V. (2017). Validity of heart rate measurements by the Garmin Forerunner 225 at different walking intensities. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 41(6), 480–485. <https://doi.org/10.1080/03091902.2017.1333166>
- Cripps, T. R., Malik, M., Farrell, T. G., & Camm, A. J. (1991). Prognostic value of reduced heart rate variability after myocardial infarction: clinical evaluation of a new analysis method. *Heart*, 65(1), 14–19. <https://doi.org/10.1136/hrt.65.1.14>
- Delaney, J. P. A., & Brodie, D. A. (2000). Effects of Short-Term Psychological Stress on the Time and Frequency Domains of Heart-Rate Variability. *Perceptual and Motor Skills*, 91(2), 515–524. <https://doi.org/10.2466/pms.2000.91.2.515>
- Dhalla, N. S., Adameova, A., & Kaur, M. (2010). Role of catecholamine oxidation in sudden cardiac death. *Fundamental & Clinical Pharmacology*, 24(5), 539–546. <https://doi.org/10.1111/j.1472-8206.2010.00836.x>
- Dinas, P. C., Koutedakis, Y., & Flouris, A. D. (2011). Effects of exercise and physical activity on

- depression. *Irish Journal of Medical Science*, 180(2), 319–325.
<https://doi.org/10.1007/s11845-010-0633-9>
- Dong, J.-G. (2016). The role of heart rate variability in sports physiology. *Experimental and Therapeutic Medicine*, 11(5), 1531–1536. <https://doi.org/10.3892/etm.2016.3104>
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Grada Publishing.
- Elišková, M., & Naňka, O. (2009). *Přehled anatomie* (2nd ed.). Galén.
- Etchison, W. C. (2011). Letter to the Editor Response. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 3(6), 499–499. <https://doi.org/10.1177/1941738111422691>
- Evans, J. D. (1996). *Straightforward statistics for the behavioral sciences*. Thomson Brooks/Cole Publishing Co.
- 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), heartint.500023. <https://doi.org/10.5301/heartint.5000232>
- Forcier, K., Stroud, L. R., Papandonatos, G. D., Hitsman, B., Reiches, M., Krishnamoorthy, J., & Niaura, R. (2006). Links between physical fitness and cardiovascular reactivity and recovery to psychological stressors: A meta-analysis. *Health Psychology*, 25(6), 723–739. <https://doi.org/10.1037/0278-6133.25.6.723>
- Furlan, R., Porta, A., Costa, F., Tank, J., Baker, L., Schiavi, R., Robertson, D., Malliani, A., & Mosqueda-Garcia, R. (2000). Oscillatory Patterns in Sympathetic Neural Discharge and Cardiovascular Variables During Orthostatic Stimulus. *Circulation*, 101(8), 886–892. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.101.8.886>
- Gába, A., Zajáč-Gawlak, I., Přidalová, M., & Pošpiech, D. (2011). Analýza rozdílů vybraných parametrů tělesného složení stanovených přístrojem InBody 720 a Tanita BC-418. *Med Sport Boh Slov*, 20(2), 88–96.
- Galetta, F., Franzoni, F., Tocchini, L., Camici, M., Milanesi, D., Belatti, F., Speziale, G., Rossi, M., Gaudio, C., Carpi, A., & Santoro, G. (2013). Effect of physical activity on heart rate variability and carotid intima-media thickness in older people. *Internal and Emergency Medicine*, 8(S1), 27–29. <https://doi.org/10.1007/s11739-013-0919-9>
- Galli, A., Ambrosini, F., & Lombardi, F. (2016). Holter Monitoring and Loop Recorders: From Research to Clinical Practice. *Arrhythmia & Electrophysiology Review*, 5(2), 136–143. <https://doi.org/10.15420/AER.2016.17.2>
- García Martínez, C. A., Otero Quintana, A., Vila, X. A., Lado Touriño, M. J., Rodríguez-Liñares, L., Rodríguez Presedo, J. M., & Méndez Penín, A. J. (2017). *Time-Domain Analysis* (pp. 29–36). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-65355-6_3
- Gibbons, C. H. (2019). *Basics of autonomic nervous system function* (pp. 407–418). <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00027-8>
- Grepl, P. (2021). *Vliv věku na aktivitu autonomního nervového systému u sportující populace*

- muži ve věkovém rozmezí 10-65 let. Univerzita Palackého Olomouc.
- Hautala, A. J., Karjalainen, J., Kiviniemi, A. M., Kinnunen, H., Mäkikallio, T. H., Huikuri, H. V., & Tulppo, M. P. (2010). Physical activity and heart rate variability measured simultaneously during waking hours. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 298(3), H874–H880. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00856.2009>
- Hayashi, N., Nakamura, Y., & Muraoka, I. (1992). Cardiac Autonomic Regulation after Moderate and Exhaustive Exercises. *The Annals of Physiological Anthropology*, 11(3), 333–338. <https://doi.org/10.2114/ahs1983.11.333>
- Heitmann, B. L., Hills, A. P., Frederiksen, P., & Ward, L. C. (2009). Obesity, Leanness, and Mortality: Effect Modification by Physical Activity in Men and Women. *Obesity*, 17(1), 136–142. <https://doi.org/10.1038/oby.2008.479>
- Hottenrott, K., Hoos, O., & Esperer, H. D. (2006). Herzfrequenzvariabilität und Sport. *Herz Kardiovaskuläre Erkrankungen*, 31(6), 544–552. <https://doi.org/10.1007/s00059-006-2855-1>
- Hu, G., Tuomilehto, J., Silventoinen, K., Barengo, N., & Jousilahti, P. (2004). Joint effects of physical activity, body mass index, waist circumference and waist-to-hip ratio with the risk of cardiovascular disease among middle-aged Finnish men and women. *European Heart Journal*, 25(24), 2212–2219. <https://doi.org/10.1016/j.ehj.2004.10.020>
- IPAQ group. (2020). *International Physical Activity Questionnaire*. www.ipaq.ki.se
- Javorka, K. (2008a). Frekvencia srdca a jej druhy. In *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 22–27). Oveta.
- Javorka, K. (2008b). Kardiovaskulárne testy. In *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 39–47). Oveta.
- Javorka, K. (2008c). Pohlavie a variabilita frekvencie srdca. In *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 68–72). Oveta.
- Javorka, K. (2008d). *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie*. Oveta.
- Javorka, K. (2008e). Vek a variabilita frekvencie srdca. In *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 72–81). Oveta.
- Javorka, K. (2008f). Zmeny polohy tela a variabilita frekvencie srdca. In *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 81–83). Oveta.
- Javorka, M., & Javorka, K. (2008a). Hodnotenie variability frekvencie srdca časovou a frekvenčnou analýzou. In *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 47–52). Oveta.
- Javorka, M., & Javorka, K. (2008b). Variabilita frekvencie srdca - mechanizmy a význam. In *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 28–38). Oveta.
- Jeong, S.-W., Kim, S.-H., Kang, S.-H., Kim, H.-J., Yoon, C.-H., Youn, T.-J., & Chae, I.-H.

- (2019). Mortality reduction with physical activity in patients with and without cardiovascular disease. *European Heart Journal*, 40(43), 3547–3555. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehz564>
- Jiráček, Z., Dobiáš, L., & Šimíček, J. (2007). *Fyziologie pro bakalářské studium na LF OU* (2nd ed.). Ostravská univerzita.
- Kaikkonen, K. M., Korpelainen, R. Irmeli, Tulppo, M. P., Kaikkonen, H. S., Vanhala, M. L., Kallio, M. A., Keinänen-Kiukaanniemi, S. M., & Korpelainen, J. T. (2014). Physical Activity and Aerobic Fitness are Positively Associated With Heart Rate Variability in Obese Adults. *Journal of Physical Activity and Health*, 11(8), 1614–1621. <https://doi.org/10.1123/jpah.2012-0405>
- Kára, T., & Souček, M. (2004). Chronická stresová zátěž, srdeční frekvence a esenciální hypertenze. *Interní medicína pro Praktické Lékaře*, 1, 9–14.
- Kim, H.-G., Cheon, E.-J., Bai, D.-S., Lee, Y. H., & Koo, B.-H. (2018). Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature. *Psychiatry Investigation*, 15(3), 235–245. <https://doi.org/10.30773/pi.2017.08.17>
- Kim, J. A., Park, Y.-G., Cho, K.-H., Hong, M.-H., Han, H.-C., Choi, Y.-S., & Yoon, D. (2005). Heart Rate Variability and Obesity Indices: Emphasis on the Response to Noise and Standing. *The Journal of the American Board of Family Medicine*, 18(2), 97–103. <https://doi.org/10.3122/jabfm.18.2.97>
- Kingsley, J. D., & Figueroa, A. (2016). Acute and training effects of resistance exercise on heart rate variability. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 36(3), 179–187. <https://doi.org/10.1111/cpf.12223>
- Kiss, O., Sydó, N., Vargha, P., Vágó, H., Czimbalmos, C., Édes, E., Zima, E., Apponyi, G., Merkely, G., Sydó, T., Becker, D., Allison, T. G., & Merkely, B. (2016). Detailed heart rate variability analysis in athletes. *Clinical Autonomic Research*, 26(4), 245–252. <https://doi.org/10.1007/s10286-016-0360-z>
- Kiviniemi, A. M., Perkiömäki, N., Auvinen, J., Niemelä, M., Tammelin, T., Puukka, K., Ruokonen, A., Keinänen-Kiukaanniemi, S., Tulppo, M. P., Järvelin, M.-R., Jämsä, T., Huikuri, H. V., & Korpelainen, R. (2017). Fitness, Fatness, Physical Activity, and Autonomic Function in Midlife. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 49(12), 2459–2468. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001387>
- Kleiger, R. E., Stein, P. K., Bosner, M. S., & Rottman, J. N. (1992). Time Domain Measurements of Heart Rate Variability. *Cardiology Clinics*, 10(3), 487–498. [https://doi.org/10.1016/S0733-8651\(18\)30230-3](https://doi.org/10.1016/S0733-8651(18)30230-3)
- Köchli, S., Schutte, A. E., & Kruger, R. (2020). Adiposity and physical activity are related to heart rate variability: the African-PREDICT study. *European Journal of Clinical Investigation*, 50(12). <https://doi.org/10.1111/eci.13330>

- Koenig, J., & Thayer, J. F. (2016). Sex differences in healthy human heart rate variability: A meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 64, 288–310. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.03.007>
- Koenig, J., Windham, B. G., Ferrucci, L., Sonntag, D., Fischer, J. E., Thayer, J. F., & Jarczok, M. N. (2015). Association strength of three adiposity measures with autonomic nervous system function in apparently healthy employees. *The Journal of Nutrition, Health and Aging*, 19(9), 879–882. <https://doi.org/10.1007/s12603-015-0508-x>
- Korvas, P., & Zahradník, D. (2012). *Základy sportovního tréninku* (1st ed.). Masarykova univerzita.
- Kranjac, A. W., & Kranjac, D. (2023). Explaining adult obesity, severe obesity, and BMI: Five decades of change. *Heliyon*, 9(5), e16210. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e16210>
- Křivánková, M. (2019). *Somatologie: Učebnice pro střední zdravotnické školy* (2nd ed.). Grada Publishing.
- Kuo, T. B. J., Lin, T., Yang, C. C. H., Li, C.-L., Chen, C.-F., & Chou, P. (1999). Effect of aging on gender differences in neural control of heart rate. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 277(6), 2233–2239. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.1999.277.6.H2233>
- Lee, P. H., Macfarlane, D. J., Lam, T., & Stewart, S. M. (2011). Validity of the international physical activity questionnaire short form (IPAQ-SF): A systematic review. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 8(1), 115. <https://doi.org/10.1186/1479-5868-8-115>
- Liu, C. C., Kuo, T. B. J., & Yang, C. C. H. (2003). Effects of estrogen on gender-related autonomic differences in humans. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 285(5), 2188–2193. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00256.2003>
- Malik, M., & Camm, A. J. (1995). *Heart rate variability*. Futura Publishing Company.
- Melo, R. C., Santos, M. D. B., Silva, E., Quitério, R. J., Moreno, M. A., Reis, M. S., Verzola, I. A., Oliveira, L., Martins, L. E. B., Gallo-Junior, L., & Catai, A. M. (2005). Effects of age and physical activity on the autonomic control of heart rate in healthy men. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 38(9), 1331–1338. <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2005000900007>
- Mourek, J. (2012). *Fyziologie - Učebnice pro studenty zdravotnických oborů – 2., doplněné vydání*. Grada Publishing.
- Novotný, J., & Novotná, M. (2008). *Variabilita srdeční frekvence u dětí vleže a vstoje*. Masarykova univerzita.
- Orel, M. (2015). *Nervové buňky a jejich svět*. Grada Publishing.
- Pagani, M., Lombardi, F., Guzzetti, S., Rimoldi, O., Furlan, R., Pizzinelli, P., Sandrone, G., Malfatto, G., Dell'Orto, S., & Piccaluga, E. (1986). Power spectral analysis of heart rate and

- arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circulation Research*, 59(2), 178–193. <https://doi.org/10.1161/01.RES.59.2.178>
- Peltola, M. A. (2012). Role of editing of R–R intervals in the analysis of heart rate variability. *Frontiers in Physiology*, 3, 148. <https://doi.org/10.3389/fphys.2012.00148>
- Plews, D. J., Laursen, P. B., Stanley, J., Kilding, A. E., & Buchheit, M. (2013). Training Adaptation and Heart Rate Variability in Elite Endurance Athletes: Opening the Door to Effective Monitoring. *Sports Medicine*, 43(9), 773–781. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0071-8>
- 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), 205–209. <https://www.internimedica.cz/pdfs/int/2014/05/09.pdf>
- Riegerová, J., Kapuš, O., Gába, A., & Ščotka, D. (2010). Rozbor tělesného složení českých mužů ve věku 20 až 80 let (hodnocení tělesné výšky, hmotnosti, BMI, svalové a tukové frakce). *Česká Antropologie*, 60(1), 20–23.
- Řiháček, I., Souček, M., & Fráňa, P. (2005). Betablokátory v léčbě kardiovaskulárních onemocnění. *Medicína pro Praxi*, 2, 58–61.
- Rokyta, R., Bernášková, K., Franěk, M., Kříž, N., Paul, T., Pekárková, I., Pometlová, M., Stančák, A., Šlamberová, R., Šulc, J., Vaculín, Š., & Yamamotová, A. (2008). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech* (2nd ed.). ISV.
- Salinger, J. (2004). *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech - od teorie ke klinické praxi: IV. odborný seminář s mezinárodní účastí*. Univerzita Palackého.
- Sandrone, G., Mortara, A., Torzillo, D., La Rovere, M. T., Malliani, A., & Lombardi, F. (1994). Effects of beta blockers (atenolol or metoprolol) on heart rate variability after acute myocardial infarction. *The American Journal of Cardiology*, 74(4), 340–345. [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(94\)90400-6](https://doi.org/10.1016/0002-9149(94)90400-6)
- Sato, N., & Miyake, S. (2004). Cardiovascular Reactivity to Mental Stress: Relationship with Menstrual Cycle and Gender. *Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY and Applied Human Science*, 23(6), 215–223. <https://doi.org/10.2114/jpa.23.215>
- Schutz, Y., Kyle, U., & Pichard, C. (2002). Fat-free mass index and fat mass index percentiles in Caucasians aged 18–98 y. *International Journal of Obesity*, 26(7), 953–960. <https://doi.org/10.1038/sj.ijo.0802037>
- Sendeski, M., da Luz de Oliveira, B. A., Silva, B. F., Mota, J., & Branco, B. H. M. (2023). Interrelationship about body composition on sleep quality, physical activity, and heart rate variability in young adults: a cross-sectional study. *Sport Sciences for Health*. <https://doi.org/10.1007/s11332-023-01100-9>

- Shaffer, F., & Ginsberg, J. P. (2017). An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*, 5. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>
- Shaffer, F., & Meehan, Z. M. (2020). A Practical Guide to Resonance Frequency Assessment for Heart Rate Variability Biofeedback. *Frontiers in Neuroscience*, 14. <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.570400>
- Sotiriou, P., Kouidi, E., Samaras, T., & Deligiannis, A. (2013). Linear and non-linear analysis of heart rate variability in master athletes and healthy middle-aged non-athletes. *Medical Engineering & Physics*, 35(11), 1676–1681. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.06.003>
- Stejskal, P. (2004). Strategie stupňování sportovní výkonnosti. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 13(4), 162–170.
- Stejskal, P. (2008). Využití hodnocení variability srdeční frekvence ve sportovní medicíně. In *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 168–181). Oveta.
- Stejskal, P., Šlachta, R., Elfmark, M., Salinger, J., & Gaul-Aláčová, P. (2002). Spectral analysis of heart rate variability: New evaluation method. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 32(2), 13–18.
- Strüven, A., Holzapfel, C., Stremmel, C., & Brunner, S. (2021). Obesity, Nutrition and Heart Rate Variability. *International Journal of Molecular Sciences*, 22(8), 4215. <https://doi.org/10.3390/ijms22084215>
- Svačinová, H. (2007). Pohybová léčba u pacientů s metabolickým syndromem. *Vnitřní Lékařství*, 53(5), 540–544.
- Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology. (1996). Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*, 93(5), 1043–1065.
- Thayer, J. F., Åhs, 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 & Biobehavioral Reviews*, 36(2), 747–756. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.11.009>
- Thayer, J. F., & Lane, R. D. (2007). The role of vagal function in the risk for cardiovascular disease and mortality. *Biological Psychology*, 74(2), 224–242. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2005.11.013>
- Thuraisingham, R. A. (2006). Preprocessing RR interval time series for heart rate variability analysis and estimates of standard deviation of RR intervals. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 83(1), 78–82. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2006.05.002>
- Tonhajzerová, I. (2008). Mentálna aktivita a variabilita frekvencie srdca. In *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 96–100). Oveta.

- Tonhajzerová, I., Javorka, K., & Petrášková, M. (2000). Zmeny variability frekvencie srdca (VSF) pri mentálnej záťaži. *Česko-Slovenská Pediatrie*, *55*, 562–567.
- Tuomainen, P., Peuhkurinen, K., Kettunen, R., & Rauramaa, R. (2005). Regular physical exercise, heart rate variability and turbulence in a 6-year randomized controlled trial in middle-aged men: The DNASCO study. *Life Sciences*, *77*(21), 2723–2734. <https://doi.org/10.1016/j.lfs.2005.05.023>
- Vandecasteele, K., De Cooman, T., Gu, Y., Cleeren, E., Claes, K., Paesschen, W., Huffel, S., & Hunyadi, B. (2017). Automated Epileptic Seizure Detection Based on Wearable ECG and PPG in a Hospital Environment. *Sensors*, *17*(10), 2338. <https://doi.org/10.3390/s17102338>
- Wada, R., & Tekin, E. (2010). Body composition and wages. *Economics & Human Biology*, *8*(2), 242–254. <https://doi.org/10.1016/j.ehb.2010.02.001>
- WHO. (2022a). *Physical activity*. World Health Organization. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/physical-activity>
- WHO. (2022b). *WHO European Regional Obesity Report 2022*. <https://www.who.int/europe/publications/i/item/9789289057738>
- Wilmore, J. H., Costill, D. L., & Kenney, L. (2012). *Physiology of Sport and Exercise* (5th ed.). Human Kinetics.
- World Heart Federation. (2023). *World Heart Report 2023: Confronting the World's Number One Killer*. World Heart Report 2023. <https://world-heart-federation.org/wp-content/uploads/World-Heart-Report-2023.pdf>
- Yadav, R. L., Yadav, P. K., Yadav, L. K., Agrawal, K., Sah, S. K., & Islam, M. N. (2017). Association between obesity and heart rate variability indices: an intuition toward cardiac autonomic alteration & a risk of CVD. *Diabetes, Metabolic Syndrome and Obesity: Targets and Therapy*, *Volume 10*, 57–64. <https://doi.org/10.2147/DMSO.S123935>
- Young, H. A., & Benton, D. (2018). Heart-rate variability: a biomarker to study the influence of nutrition on physiological and psychological health? *Behavioural Pharmacology*, *29*(2 and 3), 140–151. <https://doi.org/10.1097/FBP.0000000000000383>
- Zhang, J. (2007). Effect of Age and Sex on Heart Rate Variability in Healthy Subjects. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *30*(5), 374–379. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2007.04.001>