

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

Vliv věku na aktivitu autonomního nervového systému u sportující populace mužů ve
věkovém rozmezí 10–65 let.
(diplomová práce)

Autor: Bc. Pavel Grepl, ÚTV pro 2. stupeň ZŠ a SŠ se specializacemi

Vedoucí práce: doc. PhDr. Michal Botek, PhD.

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Pavel Grepl

Název diplomové práce: Vliv věku na aktivitu autonomního nervového systému u sportující populace mužů ve věkovém rozmezí 10–65 let.

Vedoucí bakalářské práce: doc. PhDr. Michal Botek, Ph.D.

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt: *Úvod* Variabilita srdeční frekvence (VSF) je neinvazivním vyšetřením aktivity autonomního nervového systému (ANS). *Cíl* Hlavním cílem diplomové práce je posoudit vliv věku na ANS u sportující populace mužů ve věkovém rozmezí 10–65 let. *Metodika* 2325 probandů ve věkovém rozmezí 10–65 let bylo podrobena laboratornímu vyšetření aktivity ANS v polohách stoj a leh v délkách intervalů 5 min s předcházejícím lehem pro standardizování podmínek s 60 s navíc pro změnu polohy těla. Vyhodnocovány byly časové parametry VSF. *Výsledky* Pro srdeční frekvenci (SF) ve stoji byla u skupiny 10–29 let zjištěna závislost $R = -0,36$ při $p < 0,001$ pro SF ve stoji u skupiny 10–29 let negativní korelace $R = -0,29$; $p < 0,001$ u skupiny 30–65 let $R = 0,38$; $p < 0,001$, pro Ln rMSSD ve stoji u skupiny 30–65 let $R = -0,29$; $p < 0,002$, Ln rMSSD v lehu u skupiny 30–65 let $R = -0,52$; $p < 0,001$ u skupiny 10–29 let $R = -0,14$; $p < 0,001$, pro Ln SDNN/rMSSD u skupiny 30–65 let $R = 0,11$; $p = 0,044$ a v lehu u celé populace $R = 0,31$; $p < 0,001$. *Závěry* V poloze leh aktivita vagu s věkem klesá. V poloze stoj se aktivita vagu u mužů ve věku 10–29 let v závislosti na věku snižuje. Ve stoji byla zjištěna pozitivní závislost sympatovagové balance na věku pouze ve věkovém rozmezí 30–65 let. V poloze leh sympatovagová balance v závislosti na věku roste. Hodnota SF ve stoji je závislá na věku, ne však lineárně. V populaci mezi 10–29 roky hodnota SF klesá a pro populaci ve věku 30–65 let naopak roste. V poloze leh SF v závislosti na věku klesala. Při rozdělení populace byl SF pokles signifikantní pouze ve skupině 10–29 let.

Klíčová slova: stárnutí, variabilita srdeční frekvence, aktivita sympatiku, pohybová aktivita, trénink

Author: Pavel Grepl

Title of the master thesis: The Influence of Age on the Autonomic Nervous System Function of Active Males in the Age of 10-65

Supervisor: doc. PhDr. Michal Botek, Ph.D.

Department: Department of natural sciences in kinanthropology

The year of presentation: 2021

Abstract: *Background* Heart rate variability (HRV) is a non-invasive examination of the activity of the autonomic nervous system (ANS). *Objectives* The main objective of this master thesis is to assess the effect of age on the activity of the ANS in the sporting population of men in the age range of 10-65 years. *Methods* 2325 probands in the age range of 10–65 years were subjected to laboratory examination of ANS in standing and lying positions at intervals of 5 min with a previous lying period to standardize conditions with an additional 60 s for changing body position. HRV time parameters were evaluated. *Outcomes* For the standing heart rate (HR) in the group 10–29 years the dependence of $R = -0.36$ was found at $p < 0.001$ for the standing HR in the group 10–29 years the negative correlation $R = -0.29$; $p < 0.001$ in the 30-65 age group $R = 0.38$; $p < 0.001$, for Ln rMSSD standing in the group 30–65 years $R = -0.29$; $p < 0.002$, Ln rMSSD lying in the group 30–65 years $R = -0.52$; $p < 0.001$ in the group 10–29 years $R = -0.14$; $p < 0.001$, for Ln SDNN / rMSSD in the 30-65 age group $R = 0.11$; $p = 0.044$ and at rest in the whole population $R = 0.31$; $p < 0.001$. *Conclusion* In the lying position, the activity of the vagus decreases with age. In the standing position, the vagal activity of men aged 10-29 years also decreases with age. Standing, a positive dependence of the sympathovagal balance on age was found only in the range of 30–65 years. In the lying position, the sympathetic balance increases with age. Standing SF is dependent on age, but not linearly. It decreases in the population between 10 and 29 years of age and increases for the population aged 30–65. In the position of lying, SF decreased with age. When dividing the population, the decrease was significant only in the group of 10–29 years.

Key words: aging, heart rate variability, sympathetic activity, physical activity, training

Děkuji vedoucímu práce doc. PhDr. Michalu Botkovi, Ph.D. a konzultantu
RNDr. Jakobovi Krejčí, PhD. za pomoc a cenné rady při zpracovávání diplomové práce.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval samostatně s odbornou pomocí doc. PhDr. Michala Botka, Ph.D. a konzultanta RNDr. Jakuba Krejčího, Ph.D., uvedl všechny literární a odborné zdroje a řídil se zásadami vědecké etiky.

jméno a příjmení autora

Obsah

1	ÚVOD	8
2	PŘEHLED POZNATKŮ	9
2.1	SRDCE	9
2.1.1	<i>Anatomie srdce</i>	9
2.2	VZNIK PODRÁŽDĚNÁ A JEHO VEDENÍ	10
2.3	AUTONOMNÍ NERVOVÝ SYSTÉM (ANS)	10
2.3.1	<i>Parasympatický systém</i>	13
2.3.2	<i>Sympatický systém</i>	14
2.3.3	<i>Enterický systém</i>	14
2.4	MONITOROVÁNÍ SF	16
2.5	MONITOROVÁNÍ VSF	16
2.5.1	<i>Standardizace vyšetření</i>	18
2.5.2	<i>Software pro měření VSF</i>	19
2.5.3	<i>Časová doména VSF</i>	21
2.5.4	<i>Frekvenční doména VSF</i>	23
2.5.5	<i>Srovnání frekvenčních a časových ukazatelů VSF</i>	27
2.5.6	<i>Nelineární ukazatelé VSF</i>	27
2.6	NORMY, REFERENČNÍ HODNOTY A KORELACE PARAMETRŮ VSF	28
2.7	VLIV VĚKU NA VARIABILITU SRDEČNÍ FREKVENCE	32
2.8	VLIV POLOHY TĚLA NA ANS	38
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	41
3.1	HLAVNÍ CÍL	41
3.2	DÍLČÍ CÍLE	41
3.3	VÝZKUMNÉ OTÁZKY	41
4	METODIKA	42
4.1	POPULACE	42
4.1.1	<i>Věk</i>	42
4.1.2	<i>Charakteristika</i>	42
4.2	ZPŮSOB MĚŘENÍ	42
4.3	UKAZATELÉ VSF	43
4.3.1	<i>Srdeční frekvence</i>	43
4.3.2	<i>SDNN</i>	43
4.3.3	<i>rMSSD</i>	43
4.3.4	<i>SDNN/rMSSD</i>	44
4.4	DATOVÝ VÝSTUP Z PROGRAMU SPORT DIANS	44

4.5	FILTRACE DAT	44
4.6	STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ.....	45
5	VÝSLEDKY.....	46
5.1	POPULACE.....	46
5.2	ANOVA PRO ČASOVÉ UKAZATELE V ZÁVISLOSTI NA VĚKU.....	46
5.3	SF VE STOJI.....	47
5.4	SF V LEHU	49
5.5	LN RMSSD VE STOJI.....	51
5.6	LN RMSSD V LEHU	53
5.7	LN SDNN VE STOJI	55
5.8	LN SDNN V LEHU	57
5.9	LN SDNN/LN RMSSD VE STOJI	59
5.10	LN SDNN/LN RMSSD V LEHU.....	61
6	DISKUZE	63
6.1	LIMITY PRÁCE.....	65
6.2	BUDOUCÍ MOŽNOSTI	65
7	ZÁVĚRY	66
8	SOUHRN.....	67
9	SUMMARY	68
10	REFERENČNÍ SEZNAM	69
11	PŘÍLOHY	74

1 Úvod

Dnešní uspěchaná doba je plná stresu a shonu. Lidé často nemyslí na své zdraví a na úkor odpočinku se snaží stihnout veškeré povinnosti a životní role, které si často na sebe sami berou. Přes 160 mužů na 100 000 obyvatel umře v Evropě na ischemickou chorobu srdeční. Stejně tak u žen se jedná o nejčastější příčinu smrti (Eurostat, 2020). Ischemická choroba srdeční má více příčin, zdravotní stav vycházející ze zdravého životního stylu je s nimi však úzce spojen (IKEM, 2020). Sledování aktivity autonomního nervového systému (ANS) je jedním ze způsobů, jak riziko kardiovaskulárních onemocnění u jedince odhalit, a to díky detekci poklesu vagu (Thayer, Yamamoto, & Brosschot, 2010). Způsoby sledování stresu a kondice organismu se nabízejí jako užitečné indikátory pro predikci vývoje zdravotního stavu. Proces stárnutí je spojen s poklesem činnosti ANS, některá zjištění naznačují, že pokles VSF závisí na vitalitě organismu, zejména parasympatická větev, místo na poklesu souvisejícím s věkem (Geovanini et al., 2020).

Sportovní výkony se posouvají neustále kupředu. Na nejvyšší úrovni hrají roli nejmenší detaily, které rozhodují o vítězství či prohře. Již řadu let existují respektované zásady sportovního tréninku, které vedou k růstu sportovní výkonnosti (Wilmore, Costill, & Gleim, 1995). Problém však nastane, když se sportovec snaží zjistit, kde se v rámci míry adaptace na tréninkový podnět nachází a jak dále dávkovat zatížení, respektive odpočinek. U vytrvalostních sportů se VSF ukázala jako užitečný prediktor sportovní výkonnosti (Botek, Krejčí, & McKune, 2017)

VSF je neinvazivní ukazatel aktivity ANS, primárně vagu, který reflektuje úroveň stresu a určité aspekty působící na vnitřní stav organismu. Těží z něj jak profesionální sportovci, tak běžná populace. Zulfiqar, Jurivich, Gao, & Singer (2010) se zmiňují o vazbě mezi VSF resp. aktivitou ANS a dlouhověkostí. Pro rozvinutí těchto úvah je nezbytné analyzovat stav populace napříč věkovým spektrem. Hledat závislosti mezi věkem a ukazateli autonomní kardiální regulace.

2 Přehled poznatků

2.1 Srdce

2.1.1 Anatomie srdce

Srdce je dutý svalový orgán, jehož úloha je přečerpávat krev. Krev do těla pumpuje prostřednictvím rytmického smršťování a ochabování. Systola je název pro stažení srdce a ochabnutí srdce se říká diastola (Čihák, 2016). „Srdce má kuželovitý tvar a jeho hmotnost je přibližně 230–340 g. Stěny síní jsou asi 2–3 mm silné, stěny komor jsou silnější“ (pravá asi 3–4 mm, levá 12–14 mm; Kachlík, 2018, 83). Objem srdce bude individuální, odvíjející se od tělesné stavby a adaptací jedince. Množství přečerpávané krve se zobecňuje na hodnotu 80 ml. Pokud vezmeme v úvahu tep v klidu okolo 70 tepů za minutu, tak můžeme spočítat minutový srdeční výdej o hodnotě 5,6 l/min, při zohlednění individuality 3,4 l/m² (Silbernagl & Despopoulos, 2004). Srdce je uloženo v hrudní dutině za sternem. Třetina srdce je uložena vpravo od střední čáry a dvě třetiny vlevo od střední čáry. Otisk srdce prostřednictvím perikardu (osrdečník) je zřejmý na obou plicích. Spodní strana perikardu je v kontaktu s bránicí (Čihák, 2016). Vlastní srdce je tvořeno nitrosrdečníkem (srdeční nitroblána), přísrdečníkem a svalovinou, která je tvořena zvláštním druhem příčně pruhované svaloviny, která obsahuje interskalární disky (mají propojovací funkci) a zvláštní buňky převodní srdeční soustavy (Kachlík, 2018). „Buňky myokardu obsahují uprostřed oválné jádro a kolem něho po délce buňky kontraktilní myofibrily obdobné stavby jako v příčně pruhovaném vlákně kosterního svalu. Povrch buněk tvoří tenká sarkolema“ (Čihák, 2016, 31).

Srdce je tvořeno pravou a levou síní a pravou a levou komorou. Nedílnou součástí jsou také chlopně tvořené tenkou vazivovou kostrou, které fungují jako jednosměrné ventily. Trikuspidální chlopeň se nachází mezi pravou síní a pravou komorou, pulmonální chlopeň mezi pravou komorou a arterií pulmonalis, mitrální chlopeň mezi levou síní a levou komorou a aortální chlopeň mezi levou komorou a aortou (Štejf, 2006). Charakteristika jednosměrného ventilu lze vysvětlit tak, že při systole je krev vypuzena do tepen, ale při diastole je zabráněno zpětnému nasávání této vypuzené krve zpět do srdce. Na proudění krve nemá zásluhu pouze srdce, podobně fungují i žíly, které nedovolují zpětný tok krve a tepny napomáhají proudění jejich pružností, či stahy (Čihák, 2016).

Krev proudí z levé srdeční komory tepnami do velkého oběhu ke krevním kapilárám do periférií. Krev se vrací do srdce žilami a pravou srdeční komorou je vypuzována do malého plicního oběhu, kde se krev opět okyslíčí a je přiváděná zpět do levého srdce. V oběhovém systému existují dva subsystemy. T, těmi jsou nízkotlaký systém, který má funkci rezervoáru,

a vysokotlaký systém, který má zásobovací funkci. V klidu jde 13 % krve do mozku, 4 % do koronárního oběhu, 24 % do jater a gastrointestinálního traktu, 21 % do kosterního svalstva a 20 % do ledvin. Přičemž rozdělení spotřeby kyslíku je 21 % mozek, 11 % koronární oběh, 23 % játra a gastrointestinální trakt, 27 % kosterní svalstvo a 7 % ledviny (Silbernagl & Despopoulos, 2004).

2.2 *Vznik podráždění a jeho vedení*

„Převodní srdeční soustava je soubor zvláštních uzlů, svazků a vláken, složených ze stavebně odlišných srdečních svalových buněk (převodních kardiomyocytů), které zajišťují tvorbu a převod vzruchů, řídících stažitelnost ostatní srdeční svaloviny“ (Kachlík, 2018, 84). „Oproti kosterní svalovině tedy vzniká podráždění uvnitř orgánu: autonomie srdce“ (Silbernagl & Despopoulos, 2004, 192). Buňky svaloviny síní a komor nejsou navzájem izolovány, ale jsou propojeny. To má za následek tzv. „zákon vše nebo nic“, což znamená, že pokud vznikne podnět, tak vždy vyvolá úplnou kontrakci obou komor a obou síní (Silbernagl & Despopoulos, 2004).

Podnět pro podráždění myokardu vzniká v sinusovém uzlu (také síňový), který je umístěný ve stěně pravé síně. Ten je srdečním pacemakerem, protože samočinně vytváří vzruchy s frekvencí 90 za minutu. Tuto četnost ovlivňuje (snižuje) funkce parasymptiku. Odsud se vzruch šíří na obě síně až k síňokomorovému uzlu (AV-uzel), který se také nachází na pravé síni. Jeho spontánní aktivita se přibližuje 40 vzruchům za minutu, jeho hlavní úlohou je však synchronizovaně přenášet vzruch ze síní na komory a zpomalit přenos. Dále se vzruch šíří Hisovým svazkem a oběma Tawarovými raménky k Purkyňovým vláknům, které převádějí vzruchy na svalovinu obou komor (Kachlík, 2018; Silbernagl & Despopoulos, 2004).

2.3 *Autonomní nervový systém (ANS)*

Činnost hladkého (a srdečního) svalstva je řízena jinak než ta kosterního svalstva. O činnost se stará ANS, který je souborem nervových buněk a vláken, které inervují a ovlivňují tak motoriku hladkého svalstva, stěn různých orgánů, cév, mimo jiné také činnost srdce (Dylevský, 2009). Činnost ANS není ovládána vůlí, pracuje automaticky – samozřejmě v integraci s ostatními částmi nervového i hormonálního systému. Řízení je vesměs organizováno na podkladě reflexů (Merkunová & Orel, 2008). Systém se nazývá autonomní, protože jeho činnost není závislá na vůli člověka. Činnost napomáhá k tomu, aby organismus reagoval na okolní děje a využil situace buď pro střádání energie (převaha parasymptiku – zvýšená činnost trávicího ústrojí, snížená činnost srdce, snížení krevního tlaku a zpomalení oběhu), nebo pro její rychlý výdej (převaha symptiku – zvýšená srdeční činnost, rozšíření

věnicích tepen a průdušek a zvýšení krevního tlaku (Kachlík, 2018). Kromě reakcí na vnější podněty ANS kontroluje také vnitřní prostředí organismu, proto vyvolává reakce spojené s psychickým i fyzickým stresem v organismu (Silbernagl & Despopoulos, 2004).

„Podle vztahu k centrálnímu nervovému systému hovoříme o centrální a periferní části ANS“ (Merkunová & Orel, 2008, 275). „Na periférii těla je vegetativní nervový systém anatomicky i funkčně zcela oddělen od somatického, zatímco v centrálním nervovém systému jsou mezi oběma tělesná propojení“ (Silbernagl & Despopoulos, 2004, 78).

Centrální část je uložena v míše, v retikulární formaci prodloužené míchy, hypotalamu a v mozkové kůře. Anatomicky jde o shluky buněk: jádra – centra, která svou aktivitou ovlivňují smršťování buněk hladké svaloviny (Dylevský, 2009, 19). Tato část spravuje v mozkovém kmeni jednoduché autonomní reflexy související se zpracováním a příjmem potravy (slinění a sekrece trávicích šťáv) a v centrech retikulární formace mozkového kmene a hypotalamu složitější reflexy (zvracení, polykání, kašel, orgasmus aj.). Ve vitálním ústředí mozkového kmene je řízena činnost srdce, průsvit cév, tlak krve (kardiovaskulární centrum) a dýchání (respirační centrum; Merkunová & Orel, 2008).

„**Periferní část** ANS tvoří nervová vlákna, která jsou součástí hlavových nervů, probíhají s nimi a inervují hladkou svalovinu v inervační oblasti příslušného hlavového nervu“ (Dylevský, 2009, 472). Cesta vzruchu v ANS je složitější a pomalejší. Nervy jsou tvořeny více neurony a jsou mnohonásobně přepojovány, k jejich přepojování dochází v autonomních gangliích, za následek to má zpomalení ve vedení vzruchu na cca 1–20 m za sekundu (Dylevský, 2009).

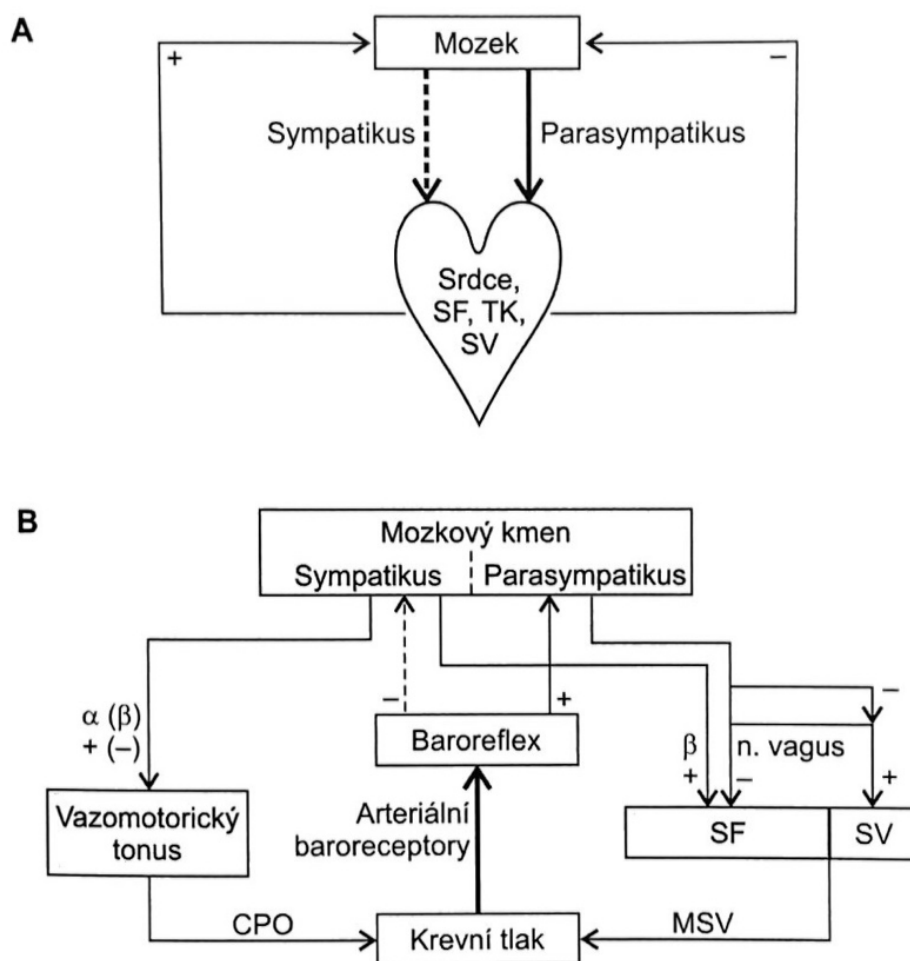
Periferní VNS (vegetativní nervový systém = ANS, pozn. autora) je eferentní (to znamená vede informace do periferie), avšak nervy, jimiž probíhá obsahují většinou také vlákna aferentní (to znamená centripetální). Ta přicházejí od receptorů vnitřních orgánů (jícen, žaludek, střevo, játra, plíce, srdce, tepny, močový měchýř atd.), a jsou proto označovány jako viscerální aferentace. Je rovněž běžné je označovat podle nervu, v němž vlákna probíhají (např. vagová aferentace). Vegetativní nervový systém většinou funguje na principu reflexního oblouku s jednou částí aferentní (viscerální a/nebo somatickou) a jednou eferentní (vegetativní a/nebo somatickou). Aferentní vlákna „hlásí“ mj. dráždění kůže (např. nocicepční podněty) nebo signály z mechanoreceptorů a chemoreceptorů plic, gastrointestinálního traktu, močového měchýře, cév, pohlavních orgánů atd.) Eferentní vlákna řídí reflexní odpověď hladké svaloviny různých orgánů (oka, plic, trávicího ústrojí, močového měchýře atd.) a činnost srdce a žláz. Příkladem propojení se somatickým nervovým systémem je aferentace z kůže nebo ze smyslových orgánů a

eferentní impulzy vedoucí ke kašli nebo ke zvracení (Silbernagl & Despopoulos, 2004, 78).

„Autonomní nervy dělíme na tři části: sympatickou, parasympatickou a střevní (enterickou), a to podle jejich odlišného vlivu na výkonné struktury a podle rozdílu v jejich stavebním uspořádání“ (Kachlík, 2018, 114). Dělení autonomních neuronů vychází z rozdílného mediátoru, který se uvolňuje na zakončení obou typů neuronů. Mediátorem sympatických vláken je noradrenalin a na zakončení parasympatických vláken se uvolňuje acetylcholin (Dylevský, 2009). Právě typ mediátoru vyvolávající smrštění svalových buněk je rozhodující pro označení sympatiku jako adrenergní a parasympatiku jako cholinergní systém ANS. Mezi větví sympatiku a parasympatiku je i několik stavebních rozdílů. Těla neuronů parasympatiku jsou uložena až v křížové oblasti páteře, zatímco sympatická jsou uložena v hrudních a horních bederních dýlcích. Dále je rozdíl v přenašeči (acetylcholin vs. noradrenalin, viz. výše). Mimo to je rozdíl v umístění ganglií. To jsou nervové uzliny tvořené shluky nervových buněk, ganglia pro připojení parasympatických neuronů jsou v oblasti hlavy a ve stěnách orgánů, což je blíže k výkonnému orgánu, proto je účinek parasympatiku spíše místní. Sympatická ganglia jsou rozmístěna podél páteře a břišní srdečnice, což znamená, že z důvodu větší vzdálenosti od výkonných orgánů jsou účinky sympatiku spíše celkové (Kachlík, 2018). „Většina orgánů je inervována jak sympatikem, tak i parasympatikem, přičemž odpověď orgánů na oba systémy může být protichůdná (antagonistická, např. v srdci), nebo se doplňuje“ (např. pohlavní orgány; Silbernagl & Despopoulos, 2004, 78).

2.3.1 Parasympatický systém

K aktivitě parasympatiku (kraniosakrální části ANS) dochází zejména ve chvílích odpočinku (v klidu, po jídle apod.). Jeho účinky jsou opačného charakteru než sympatiku: snižuje srdeční frekvenci i rychlost vedení, zmenšuje průměr zornice, stimuluje trávicí procesy, rozšiřuje cévy v pohlavních orgánech (Merkunová & Orel, 2008). „Mediátorem pregangliových i postgangliových zakončení parasympatiku je acetylcholin, který se váže v cílové tkáni na cholinergní receptory nikotinového (mozek, kosterní svalstvo) a muskarinového (hladké svaly, žlázy, převodní systém srdeční) typu“ (Botek, Neuls, Klimešová, & Vyhnánek, 2017, 62). „Parasympatická vlákna se táhnou spolu s hlavovými nervy a ovlivňují oblast, kterou nerv inervuje. Nejmohtnější zdroj parasympatických vláken v těle je desátý hlavový nerv (n. X.). Vagová vlákna jdou ke svalovině srdce, bronchů a k orgánům břišní dutiny“ (Dylevský, 2009, 474). „X. hlavový nerv se nazývá n. vagus. Proto se též hovoří o aktivitě parasympatiku jako o vagové aktivitě“ (Botek et al., 2017, 62).



Obrázek 1. Schéma řízení srdeční činnosti. A – Zjednodušený model řízení srdeční činnosti prostřednictvím větví ANS. B – Model kontrolních mechanismů a zpětnovazebné regulace. Převzato z Botek, Krejčí, & McKune (2017).

2.3.2 Sympatický systém

K aktivitě sympatiku (oddíl torakolumbální) dochází ve chvílích ohrožení, v různých stresových situacích aktivuje tělesné systémy k „boji nebo útěku“. Příkladem může být redistribuce krve při reakci na stresový podnět, činnost trávicího systému je tlumena a krev proudí do systémů zajišťujících záchranu života. Aktivace sympatiku bývá také spojována s aktivací dřeně nadledvin, což způsobí vyplavování adrenalinu a noradrenalinu do krevního oběhu (Merkunová & Orel, 2008). „Mediátorem pregangliových zakončení je acetylcholin, postgangliových noradrenalin“ (vyjma cév kosterních svalů a potních žláz, kde jeho funkci zastupuje acetylcholin; Botek et al., 2017, 62). „Pregangliové neurony sympatického oddílu – systému cerviko-torako-lumbálního – leží v míšních segmentech C₈–L₃. Rozlišujeme tedy krční, hrudní a bederní úsek sympatiku“ (Merkunová & Orel, 2008, 278). Sympatikus tvoří rozsáhlejší nervovou oblast než parasympatikus a jeho vlákna vstupují téměř do všech tkání a orgánů. Naproti tomu má parasympatikus menší inervační oblast a některé orgány parasympatickou inervaci nemají (Fiala, Valenta, & Eberlová, 2015). Vliv a význam funkce sympatického a parasympatického systému lze vidět na obrázku 1.

2.3.3 Enterický systém

Enterický (střevní) systém tvoří nervové pleteně a malé zauzliny ve stěně trávicí trubice, které zajišťují souhru pohybů žaludku a střeva s cílem posouvat jejich obsah. Dále zajišťuje výdej HCl žaludku, enzymů, tvorbu místních hormonů a účastní se na řízení přidružených žláz (Kachlík, 2018). „Obsahuje obrovské množství neuronů“ (přibližně odpovídá počtu neuronů v hřbetní míše, tj. cca 100 milionů; Merkunová & Orel, 2008, 279).

Tabulka 1. Funkce sympatiku a parasympatiku

Děj, cílový orgán	Působení sympatiku	Působení 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 (řídký pot)	-
Sekrece slin	Snížení (husté sliny)	Zvýšení (řídké sliny)
Genitál (muž)	Ejakulace	Vazodilatace (erekce)
Genitál (žena)	Zvýšení kontrakcí dělohy, vejcovodu	Vazodilatace (prokrvení zevního genitálu)

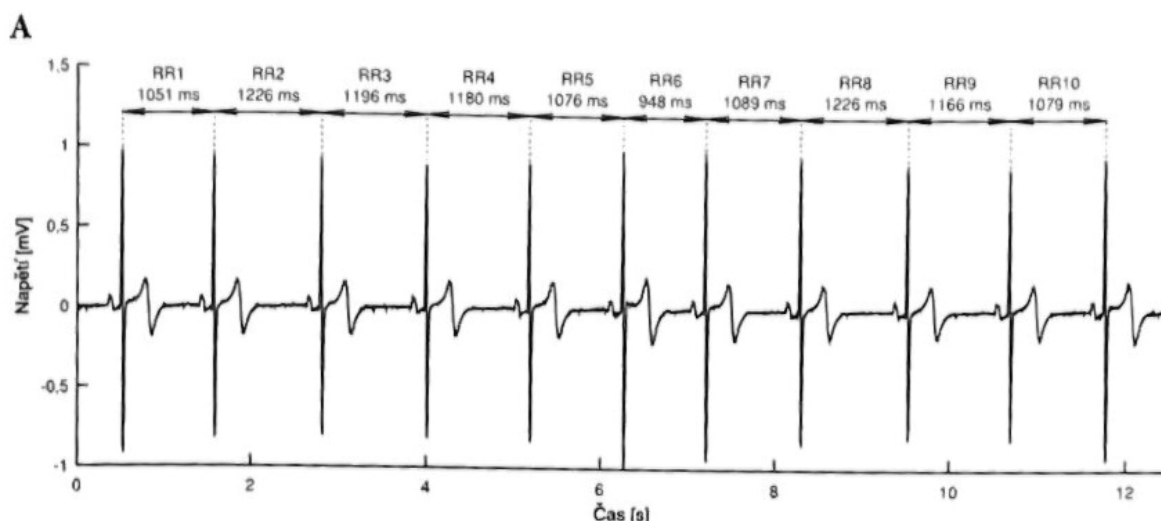
Převzato od Botek, Neuls, et al. (2017).

2.4 Monitorování SF

Monitorování SF je jeden ze způsobů, jak zjišťovat reakci organismu na zátěž či nemoc, jak kvantifikovat vnitřní zatížení, nebo jak sledovat adaptace organismu. „Metoda monitorování SF vám umožňuje setrvat v naplánovaném rozmezí po odpovídající dobu, a tak zabraňuje vzniku nechvalně známého přepětí (overreaching) nebo syndromu přetrénování“ (overtraining; Benson & Connolly, 2012, 26). „Okamžitá frekvence srdce se využívá při hodnocení okamžitých (maximálních a minimálních) chronotropních reakcí srdce např. při fyzické zátěži, kardiovaskulárních testech apod., stejně jako při hodnocení variability srdeční frekvence“ (Javorka & Javorka, 2008, 26). „Srdeční frekvence je nejjednodušším a nejefektivnějším ukazatelem intenzity, a proto je její monitorování cestou, jak zajistit trénink ve správném pásmu“ (Benson & Connolly, 2012, 26). Sportovci pro monitorování změn jejich vnitřního prostředí často využívají i hodnotu klidové SF. Zejména u vytrvalostně trénovaných jedinců můžeme v optimálním období zotavení sledovat hodnoty klesající až pod 40 tepů za minutu. Přičemž ve dnech po těžkých trénincích se vlivem intenzivních regeneračních procesů hodnota klidové SF zvedá. Stejně jako okamžitá SF nebo klidová SF se velmi jednoduše a neinvazivně pomocí hrudního pásu dá měřit VSF.

2.5 Monitorování VSF

Přirozený, řekněme ničím neovlivněný (neuro-humorálním systémem), chod srdce je charakterizován SF 100–120 úderů za sekundu. U jedinců, kteří nejsou ovlivněni žádným vnějším zásahem (betablokátory apod.) kolísající SF reprezentuje změny vyvolané funkcí ANS, přičemž vlivem parasymptiku se SF zpomaluje a při převaze sympatiku se zvyšuje (Malik & Camm, 1995). Stejně jako srdeční frekvenci ovlivňuje funkce ANS i VSF. ANS je obecně považováno za dominantní regulátor srdeční činnosti, přičemž do řízení celého srdce a celého oběhového systému se uplatňují také vlivy baroreceptorů a chemoreceptorů, svalové aferentace, tkání produkujících lokálně působící metabolity i cirkulujících hormonů (Botek, Krejčí, et al., 2017). „Analýza variability srdeční frekvence (Heart rate variability, HRV) je detailní analýza délek RR intervalů se schopností odhalit poruchy neurovegetativní regulace činnosti srdce“ (Novotný & Novotná, 2008, 7). „VSF je daná proměnlivostí – různě dlouhým trváním RR-intervalů, nebo času mezi dvěma systolami srdce“ (Javorka & Javorka, 2008).



Obrázek 2. Grafické znázornění průběhu EKG signálu s naznačenou proměnlivostí v délce R-R intervalů.

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

Zjednodušeně řečeno, SF se od variability liší tím, že frekvence je pouze průměrné číslo srdečních stahů za minutu, kdežto variabilita charakterizuje rozdíly mezi intervaly srdečních stahů. K analýze může docházet na základě 5minutových záznamů, což vede k získání tzv. krátkodobé short-term variability (STV) nebo 24hodinového záznamu EKG tzv. holter vede ke dlouhodobé long-term variability (LTV). LTV se provádí u pacientů, kteří prodělali infarkt myokardu, výhodou je délka záznamu delší než 1 h. STV se využívá v klinické praxi např. u diabetiků, časová nenáročnost a minimální omezení pacienta jsou rozhodujícími faktory pro využití této metody. Metody zpracování LTD i STV jsou různé. Nejznámějšími jsou časová a spektrální analýza, mezi méně známé patří grafická či nelineární (Javorka & Javorka, 2008). Pokud se v tabulce 2 podíváme na vybrané faktory a jejich periodický vliv na srdeční tep a přibližné frekvence jejich uplatnění, zjistíme, že můžeme hodnotit 3 hlavní komponenty (frekvenční pásma) – velmi nízko-frekvenční pásmo = 0,01–0,05 Hz (cirkulující katecholamini, termoregulace, renin-angiotenzinový systém), nízko-frekvenční pásmo = 0,05–0,15 Hz (sympatický ANS, baroreflexní senzitivita) a vysoko-frekvenční pásmo = 0,15–0,5 Hz (respirace, viz. kapitola 2.4.2.).

Tabulka 2. Faktory ovlivňující VSF v daných frekvenčních rozsazích.

Ovlivňující faktor	Frekvenční rozsah
Sympatický ANS	0,07-0,15 Hz
Parasympatický ANS	0,2-0,5 Hz
Respirace	0,25-0,35 Hz
Baroreflexní senzitivita	0,07-0,15 Hz
Chemorecepce	<0,07 Hz
Cirkulující katecholaminy	0,03-0,07 Hz
Termoregulace	0,03-0,07 Hz
Renin-angiotenzinový systém	<0,04 Hz

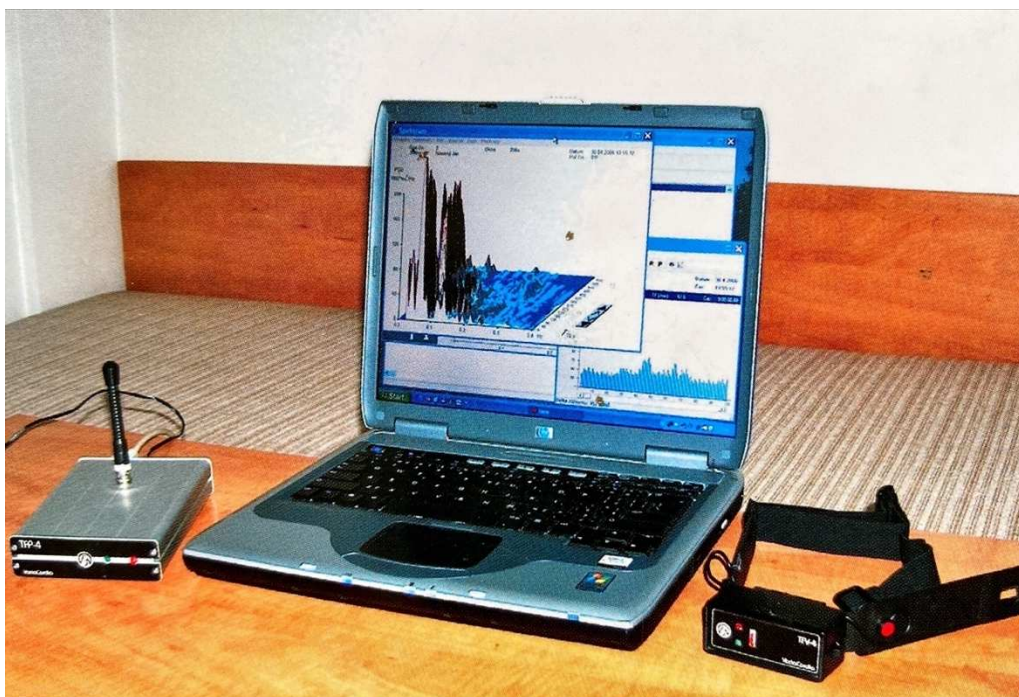
Upraveno dle (Novotný & Novotná, 2008).

2.5.1 Standardizace vyšetření

I v kontextu výše zmíněných vlivů, které působí na VSF je nutné standardizovat podobu měření. Zpravidla jsou významné dvě oblasti: délka záznamu a podmínky při měření. Délka záznamu se může lišit v rozsahu 24 hodin – 1 minuta. Délka záznamu určuje předmět měření (při kratších měřeních vůbec nelze zaznamenat například frekvenční ukazatele, týkající se ultra-nízkého frekvenčního pásma) a výsledek můžou stejně tak ovlivnit podmínky. Pro VSF hraje velkou roli poloha těla (Javorka & Javorka, 2008). Například Novotný a Novotná (2008) využili pro měření VSF u dětí testový protokol, kdy nechali 10 minut vleže děti zklidnit. Poté započali 5 minut měření, při kterém zaznamenali 256 R-R intervalů. Potom se děti musely postavit, tento úkon jistým způsobem zkresluje výsledky VSF, takže po 2–3 sekundách, co se děti postavily, bylo posečkáno ještě 15 sekund, aby se organismus stabilizoval. Potom odstartoval druhý měřený úsek v délce 5 minut. Ve fyziologické laboratoři Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci je standardem zachycení 300 R-R intervalů. Pro využití v tréninku je potřeba přemýšlet také nad ekonomikou měření, pokud chceme, aby jej sportovec absolvoval každý den. Proto se přistupuje ke kratším protokolům (více v kapitole software pro měření VSF). Ať už při laboratorním nebo terénním měření je nezbytné striktně dodržovat totožné podmínky při měření (délka, poloha těla, denní doba). Potom je zaručeno, že výsledky jsou průkazné a reflektují individuální změny ve funkci ANS jedince (Javorka & Javorka, 2008).

2.5.2 Software pro měření VSF

V rámci využití měřících prostředků se portfolio využitelných nástrojů dělí na dva světy – přístroje a programy určené pro měření v laboratoři a přístroje a programy pro terénní testování. Zástupcem první jmenované kategorie může být systém pro měření a analýzu R-R intervalů VariaPulse. Jedná se o spjatý hardware a software. Snímač se blíží podobě dnešních monitorů srdeční frekvence, akorát má větší rozměry a nedá se využít při pohybu. Přijímač je napojený do PC a může být vzdálený od snímače maximálně 6 metrů.



Obrázek 3. Software umožňuje archivaci záznamů a také analýzu (provedení spektrální analýzy rychlou Fourierovou transformací a statistické zpracování dat; Novotný & Novotná, 2008).

Jako příklad programů pro terénní testování uvedu dva (mySASY a EliteHRV), které se liší v přístupu. V těchto případech se jedná o aplikace fungující na mobilních telefonech. Jako snímač slouží jakýkoli hrudní pás pro měření SF, který disponuje technologií Bluetooth. Tato technologie umožňuje delší dosah přenosu dat. Někteří výrobci hrudních pásů (Garmin) dlouho setrvali pouze u technologie ANT+, která byla dříve v tomto segmentu standardem. Majitelé těchto přístrojů tak však byli ochuzeni o možnost využití s aplikacemi na měření HRV, protože ANT+ je způsob přenosu, který nepodporují mobilní telefony, po využití donglu (z anglického dongle, což znamená hardwarový klíč, pozn. autora) je možné signál přenášet alespoň do PC.

MySASY je software představující komplexní pojetí zpracovávání HRV. Svým klientům nabízí vyhodnocení měření s následnými doporučeními do tréninkové praxe. Pomocí výpočtů se pokouší predikovat vývoj adaptací jedince a monitorovat tak jeho „pohyb“

po superkompenzační křivce (obrázek 4). Tento program je příkladem toho, jak uživatelsky přívětivě interpretovat naměřená data tak, aby byla co nejefektivněji využitelná v tréninkové praxi. Pro záznam využívají dvou protokolů, kratší a delší. Delší se sestává ze třech fází – v leže 2 minuty (120 tepů), druhá fáze ve stoji 5 minut (360 tepů), třetí fáze je opět v leže a trvá přibližně 7 minut (360 tepů). Kratší měření je ve stejných polohách, ale trvá 20 s – 60 s – 120 s. Pro využívání této služby je nutné hradit předplatné, mimo jiné firma nabízí i prodej či pronájem hrudních pásů (MySASY, 2019).



Obrázek 4. Výstup ze softwaru MySASY ukazující aktuální sportovní formu a hodnotu superkompenzace v závislosti na výsledcích VSF.

Elite HRV je aplikace s jinou filozofií. Uživateli nabízí jeden zjednodušený index, který mu říká, v jaké rovnováze větve jeho ANS jsou. Zajímavé pro práci s tímto indexem může být, že skóre 10 značí vyrovnanou funkci sympatiku i parasympatiku. Kdežto v případě dosažení nízkého skóre uživatel neví, která z větví za výsledkem stojí. Na druhou stranu aplikace poskytuje velké množství časových i frekvenčních ukazatelů VSF, takže vzdělaný uživatel může pracovat s „opravdovými“ hodnotami, které nejsou nahrazeny nestandardizovanými indexy. Dále je zde možnost exportu těchto dat do formátu *.csv. Způsob testování je také do jisté míry na uživateli. Ten si může určit v jaké poloze a jak dlouho bude měřit, případně jak maximálně dlouho může záznam trvat. Kromě standardního ranního měření software nabízí měření z kategorie biofeedback. Jde o různá aplikací řízená dechová cvičení, při kterých je monitorována HRV. Při vyhodnocení uživatel dostává informaci, jak se změnila úroveň stresu

v jeho organismu. Benefitem můžou být programy pro regulaci předstartovních stavů či řízené dýchání se záznamem HRV ihned po výkonu.

V laboratořích FTK UP je využíván přístroj DiANS PF8, který se sestává z hrudního pásu, na který je připojený mikropočítač v plastové krabici. Ten je pomocí bluetooth technologie připojen ke stolnímu počítači, kde je signál zpracováván prostřednictvím softwaru Medical DiANS. V tomto programu lze záznam dále upravovat a například zbavovat artefaktů. Software vyhodnocuje parametry VSF. Systém se vyvinul z předchozí verze VarCor PF7 a přináší možnost měřit souběžně až čtyři osoby (Botek, Krejčí, et al., 2017).

Botek, Krejčí, et al. (2017) v kapitole věnující se softwarům ve spojitosti s HRV upozorňují, že komerční softwary často nenabízí rozsah nastavení, který je pro vědecké účely zásadní, ale hlavně často neposkytují detailní dokumentaci způsobů výpočtů, které jsou pro správnou metodiku vědecké činnosti nezbytné. Dále autoři v knize uvádějí způsoby, jak se dá HRV zpracovávat pomocí programovacího jazyka a prostředí MATLAB. Možnost pracovat s HRV v různých programovacích jazycích není ojedinělé. Python nabízí modul hrvanalysis, který vznikl v červenci roku 2018 jako součást projektu Aura Healthcare. Balíček nabízí vyhodnocení časové i frekvenční domény, tvorbu grafů a defakto vše potřebné. Taktéž programovací jazyk R nabízí balíček RHRV, který je funkčním nástrojem pro práci s HRV. Možnosti využití programovacích jazyků pro vyhodnocování dat jsou podmíněny alespoň základními znalostmi daného jazyka.

2.5.3 Časová doména VSF

„Časové ukazatele patří k výpočetně jednodušším ukazatelům VSF, proto jsou historicky nejstaršími ukazateli a používají se dodnes“ (Botek, Krejčí, et al., 2017, 53). Parametry časové analýzy informují o velikosti – amplitudě oscilací VFS. V kontinuálním EKG-záznamu se registrují vzdálenosti mezi následujícími R-kmity a označují se jako RR, anebo intervaly NN (Normal to Normal; Javorka & Javorka, 2008). „Jsou založeny na statistických charakteristikách (průměrná hodnota, standartní odchylka), které se vypočítávají přímo ze záznamu RR intervalů nebo z diferenčního signálu“ (Botek, Krejčí, et al., 2017, 53). Časové ukazatele můžeme využít jak u krátkých, tak i dlouhých záznamů (Malik & Camm, 1995).

SDNN znamená standard deviation of all NN intervals. V překladu směrodatná odchylka NN intervalů. SDNN je považován za ukazatele celkové variability, vzhledem k tomu, že se hodnota SDNN mění v závislosti na délce záznamu, tak je nutné porovnávat vždy stejně dlouhé záznamy (Botek, Krejčí, et al., 2017).

Tabulka 3. Časoví ukazatele VSF.

Parametr	Jednotka	Popis
SDNN	ms	Směrodatná odchylka NN intervalů
SDRR	ms	Směrodatná odchylka RR intervalů
SDANN	ms	Směrodatná odchylka průměrných NN intervalů pro každý 5minutový segment z 24hodinového záznamu HRV
SDANNI	ms	Průměr ze všech směrodatných odchylek všech NN intervalů pro každý 5minutový segment z 24hodinového záznamu HRV
pNN50	%	Procento po sobě jdoucích RR intervalů, které se liší o více než 50 ms
HR max – HR min	bpm	Průměrný rozdíl mezi nejvyšší a nejnižší srdeční frekvencí během každého respiračního cyklu
rMSSD	ms	Druhá odmocnina průměru druhých mocnin rozdílů délky bezprostředně po sobě jdoucích NN intervalů
TINN	ms	Délka základny histogramu RR intervalu

Upraveno dle (Shaffer & Ginsberg, 2017).

RMSSD (root mean successive differences) je druhá odmocnina průměru druhých mocnin rozdílů délky bezprostředně po sobě jdoucích NN intervalů (Javorka & Javorka, 2008). Tento parametr je ochuzen o nízkofrekvenční složky, takže se používá pro popis vysokofrekvenčního pásma (Botek, Krejčí, et al., 2017).

Parametr pNN50 je popsán jako počet po sobě jdoucích RR intervalů, které se liší ve své délce o více než 50 ms, vydělený celkovým počtem RR intervalů, vyjádřený v procentech. Je lehce měřitelný a popisuje vysokofrekvenční variabilitu, dnes je výhodnější jej nahradit rMSSD. Obdobně se také pracuje s parametrem pNNxx, přičemž variabilita ve volbě intervalu 1–100ms může pomoci v lepším odlišení specifické sorty osob (Botek, Krejčí, et al., 2017).

Pro lepší představu o tom, jaké výstupy reálně nabízejí aktuální softwary na trhu, uvádím ukázkou z programu Elite HRV. Jedná se o program na smartphone, který využívám již několik let. Výhodou oproti konkurenci byla možnost „surová“ data snadno exportovat do formátu *.csv. Aplikace využívala dat naměřených pásem Polar H10+ měření jsem prováděl na sobě, v době měření jsem se zotavoval z angíny. Kromě dat popsaných výše v tabulce 3 můžeme vidět hodnotu LN, která je přirozeným logaritmem z hodnoty rMSSD. Dále průměrnou délku RR intervalu a HRV CV, což je variační koeficient. Pokud jsem naměřil hodnotu HRV CV 7,2 %, tak to znamená, že za posledních 7 dní se moje HRV měnila v průměru o 7,2 %.

Tabulka 4. Ukázka časových parametrů naměřených pomocí aplikace Elite HRV u 26letého muže v průběhu onemocnění angínou (3. den léčby).

Parametr	Hodnota
rMSSD	84,85 ms
SDNN	98,69 ms
LN (rMSSD)	4,44 ms
pNN50	55 %
Mean RR interval	1125,92 ms
HRV CV	7,2 %

2.5.4 Frekvenční doména VSF

Frekvenční ukazatele (také nazývané spektrální ukazatele) nehodnotí průběh RR intervalů v čase, ale hodnotí výsledky ze spektrální analýzy, která obecně představuje soubor metod použitelných pro detekci a hodnocení periodicity v signálu. Konkrétněji, spektrální analýza převede záznam RR intervalů (časová doména) na tzv. spektrální výkonovou hustotu (power spectral density, PSD), která vyjadřuje závislost výkonu jednotlivých složek signálu na frekvenci (frekvenční doména; Botek, Krejčí, et al., 2017, 55).

Pro zpracování se nejčastěji využívá neparametrická metoda – rychlé Fourierovy transformace, kromě ní také existuje možnost parametrická metoda – autoagresivní model (Javorka & Javorka, 2008). Při krátkodobém záznamu můžeme sledovat tři pásma frekvencí, při dlouhodobém přibývá čtvrté pásmo (tabulka 5). V definování jednotlivých pásem se autoři někdy liší či uvádí, že je vhodné rozsah přizpůsobit dané situaci.

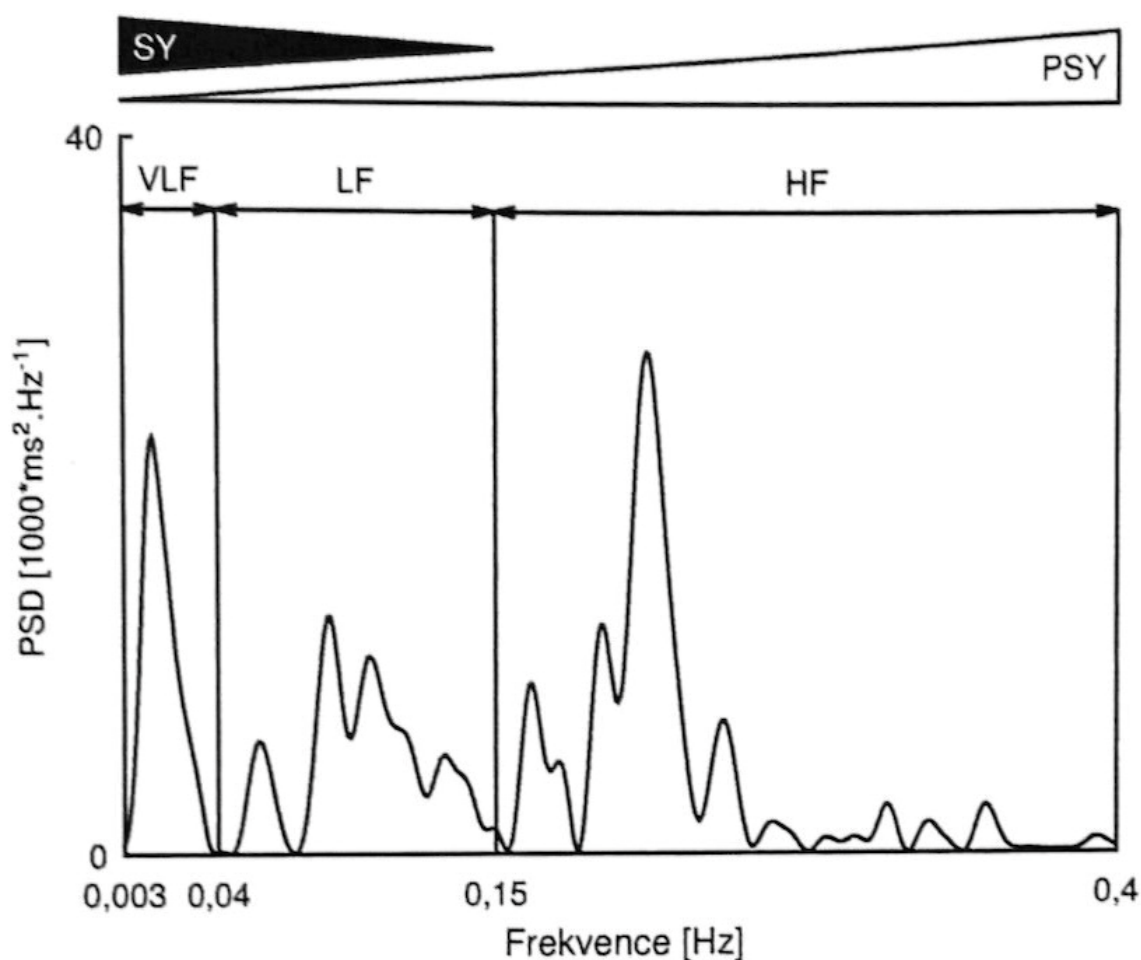
Tabulka 5. Rozsahy výkonových pásem VSF.

Název	Zkratka	Typ záznamu	Rozsah
Ultra nízká frekvence	ULF	Dlouhodobý	<0,003 Hz
Velmi nízká frekvence	VLF	Krátkodobý	0,003–0,04 Hz
Nízká frekvence	LF	Krátkodobý	0,04–0,15 Hz
Vysoká frekvence	HF	Krátkodobý	0,15–0,4 Hz

ANS je vystaven neustálým vnitřním a vnějším podnětům, které ovlivňují výkonové spektrum (Salinger, 2004). Díky tomu, že víme, jak se projevuje daný fyziologický aspekt ve VSF a jaké frekvence jej definují (tabulka 1 a 2), tak díky frekvenční analýze můžeme zjišťovat působení jednotlivých větví ANS. Respektive zejména parasympatické části.

2.5.4.1 Vysokofrekvenční pásmo – HF

Aktivita v této oblasti je odrazem respiračního vlivu na činnost srdce (Javorka & Javorka, 2008). SF se zrychluje během nádechu a zpomaluje se během výdechu. Během inhalace kardiovaskulární centrum inhibuje parasympatikus, což vede k urychlení SF. Naopak při výdechu se obnovuje funkce parasympatiku, což vede ke zpomalení SF díky uvolnění acetylcholinu (Shaffer & Ginsberg, 2017). Toto pásmo je výhradně ovlivněno funkcí parasympatiku (Salinger, 2004). Pásmo vysokých frekvencí odráží spíše modulaci (fázický vliv) parasympatického vstupu spíše, než jeho tonus, což může vysvětlovat koncentrace acetylcholinu (Javorka & Javorka, 2008). Výkon vysokofrekvenčního pásma se může v noci zvyšovat a během dne snižovat. Nižší výkon HF koreluje se stresem, panikou, úzkostí nebo obavami (Shaffer & Ginsberg, 2017).



Obrázek 5. Graf skutečné spektrální výkonové hustoty s naznačenými vlivy sympatiku a parasympatiku. SY – sympatikus; PSY – parasympatikus; VLF – velmi nízká frekvence; HF – vysoká frekvence; PSD – spektrální výkonová hustota. Převzato od (Botek, Krejčí, et al., 2017).

Tabulka 6. Parametry a indexy pro hodnocení spektrální analýzy.

Parametr	Jednotka	Popis
TP	ms ²	Celkový spektrální výkon
ULF power	ms ²	Absolutní výkon v pásmu ULF
VLF power	ms ²	Absolutní výkon v pásmu VLF
LF peak	Hz	Maximální frekvence pásma LF
LF power	ms ²	Absolutní výkon v pásmu LF
LF power	Nu	Relativní výkon v pásmu LF v normálových jednotkách
LF power	%	Relativní výkon v pásmu HF
HF peak	Hz	Maximální frekvence pásma HF
HF power	ms ²	Absolutní výkon v pásmu HF
HF power	Nu	Relativní výkon v pásmu HF v normalizovaných jednotkách
HF power	%	Relativní výkon v pásmu HF
Index LF/HF	%	Poměr spektrálních výkonů pásem LF a HF
Index VLF/HF	%	Poměr spektrálních výkonů pásem VLF a HF
Index VLF/LF	%	Poměr spektrálních výkonů pásem VLF a LF
CCV VLF	%	Koeficient variace v pásmu VLF
CCV LF	%	Koeficient variace v pásmu LF
CCV HF	%	Koeficient variace v pásmu HF

2.5.4.2 Nízkofrekvenční pásmo – LF

„Nízkofrekvenční pásmo je synceno baroreflexní aktivitou a odráží tenzi obou větví ANS“ (Salinger, 2004, 10). Složka LF frekvenčního spektra se fyziologicky zvýrazní aplikací podnětů, které zvyšují funkci sympatiku (změna polohy těla, cvičení o nízké intenzitě či duševní stres). Ovlivnění tohoto pásma oběma větvemi můžeme sledovat ve chvíli kdy aplikujeme antropin (lék využívající se v očním lékařství, kardiologii, anesteziologii či chirurgii – zvyšuje srdeční frekvenci, pozn. autora), nebo vasocardin (beta-blokátor), oba tyto léky redukují variabilitu LF (Javorka & Javorka, 2008). V klidových podmínkách pásmo LF odráží baroreflexní aktivitu a nikoli srdeční sympatickou inervaci. Během období pomalého dýchání může aktivita vagu generovat oscilace v srdečních rytmech, které přecházejí do pásma LF. Proto můžeme v LF pásmu sledovat vlivy způsobené dýcháním, pokud je dechový rytmus roven 8,5 dechů za minutu (Shaffer & Ginsberg, 2017).

2.5.4.3 *Velmi nízkofrekvenční pásmo – VLF*

Toto pásmo zřejmě moduluje termoregulační aktivita cév, hladina cirkulujících katecholaminů, renin – angiotenzinový systém a je nejvíce ovlivněno sympatikem a nejméně parasympatikem (Salinger, 2004). Nemá význam monitorovat toto pásmo při využití krátkých záznamů, protože frekvence je 0,0033–0,04 Hz, což je 0,2–2,4/min (Javorka & Javorka, 2008). Výzkum, který hledal spojitosti mezi výkonem ve VLF a příčinami smrti je rozsáhlý, můžeme říct, že sledování tohoto pásma může být pro zdraví zásadní. Podle výzkumů může nízký výkon v tomto pásmu souviset se smrtí na arytmií, s velkým množstvím zánětu v těle a také nízký výkon ve VLF koreloval s nízkými hladinami testosteronu (Shaffer & Ginsberg, 2017).

2.5.4.4 *Pásmo ultra nízké frekvence – ULF*

Měření aktivity v tomto pásmu je spojené se 24h měřením. Změny výkonu v tomto pásmu zřejmě odráží cirkadiální rytmus a reagují na fyzickou aktivitu. Přesné mechanismy ještě nejsou úplně známy (Javorka & Javorka, 2008).

Jak lze vidět, indexů a ukazatelů se dá změřit celá řada. Zásadní však je, aby nedocházelo k tzv. měření pro měření, ale aby docházelo k získávání a vyhodnocování dat, které k něčemu poslouží, ať už je to v tréninkové praxi nebo klinickém výzkumu. Za tímto účelem začaly vznikat různé indexy (viz. druhá část tabulky 6 a kapitola Software pro měření VSF), které zjednodušují interpretaci nebo díky skloubení dvou veličin postihují nepopsanou oblast (LF/HF).

2.5.4.5 *Poměr LF/HF*

Poměr výkonu v LF pásmu ku HF pásmu byl původně vytvářen na základě 24hodinových záznamů, během kterých se projevovala funkce obou větví ANS. Úmyslem bylo odhadnout poměr mezi vlivem parasympatiku a sympatiku. Nízký poměr tohoto indexu značí převládající funkci parasympatiku. Naopak vysoká hodnota značí dominanci sympatiku. George Billman ve své práci *The LF/HF Ratio Does Not Accurately Measure Cardiac Sympatho-vagal Balance* zpochybňuje přesvědčení, že tento index vyjadřuje sympato-vagální rovnováhu, protože výkon LF není ukazatelem pouze funkce sympatiku, dále protože interakce sympatického systému a parasympatického jsou složité, nelineární a často nereciproční, a v neposlední řadě může být výsledek poznamenán polohou a dýcháním během měření (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Pro představu, které frekvenční ukazatele využívají komerční softwary určené pro trénink a sledování regenerace u sportovců, uvádím v tabulce 7 údaje naměřené pomocí aplikace Elite HRV u 26letého vytrvalostně trénovaného muže, který právě prodělával angínu. Jedná se o výsledky měření ze stejného dne jako v tabulce 4.

Tabulka 7. Ukázka frekvenčních parametrů naměřených pomocí aplikace Elite HRV u 26letého muže v průběhu onemocnění angínou (3. den léčby).

Parametr	Hodnota
Celkový výkon	2754,16 ms ²
Poměr LF/HF	0,83
Výkon LF	1252,52 ms ²
Výkon HF	1501,63 ms ²

2.5.5 Srovnání frekvenčních a časových ukazatelů VSF

Při práci s ukazateli frekvenčními či časovými je nasnadě otázka, které ukazatele spolu můžeme srovnávat. Více autorů uvádí srovnání jednotlivých ukazatelů v jejich publikacích. Dle Javorky & a kol., (2008) byla upravena tabulka 8. Shaffer a Ginsberg (2017) se s Javorkou rozcházejí v indexu SDNN, kde uvádí, že koreluje s výkonem v pásmu VLF při 24 hodinovém záznamu. Dále shodně uvádí korelaci pNN50 a rMSSD s HF výkonem.

Tabulka 8. Srovnání parametrů časové a frekvenční analýzy při hodnocení 24hodinových záznamů.

Časová analýza	Frekvenční analýza
SDNN	Celkový spektrální výkon
SDANN	ULF
Index SDNN	Průměrný výkon v 5minutových intervalech
NN50	HF
rMSSD	HF
pNN50	HF

Upraveno podle Javorka & Javorka. (2008).

2.5.6 Nelineární ukazatelé VSF

Pozornost vědy a výzkumu se zpočátku v rámci kardiovaskulárních signálů upřela k rytmické – (pseudo)periodické složce signálu. Ostatně změny i navzdory tomu, že tvořily podstatnou část výsledného signálu, byly považované za šum. Na variabilitě frekvence srdce a tlaku krve se významnou mírou podílejí především nelineární fenomény. Čím dál tím více pozornosti se proto v současnosti věnuje analýze biosignálů (především VFS) pomocí metody tzv. nelineární dynamiky (Javorka & Javorka, 2008, 52).

Shaffer a Ginsberg (2017) uvádí ve svém článku vysvětlení, jak si nelineární ukazatele představit. Život je neperiodický a funguje na hraně náhodnosti a periodicity. Dvaceti čtyř hodinové monitorování EKG poskytuje časovou řadu R-R intervalů. Nelineární znamená, že

vztah mezi proměnnými nelze vykreslit jako přímku. Nelineární měření popisuje nepředvídatelnost časové řady, což je výsledkem složitostí mechanismů, které regulují HRV. Za stejných podmínek korelují nelineární ukazatele s frekvenčními a časovými. Zatímco stresory a některé nemoci mohou potlačit variabilitu nelineárních ukazatelů, tak zvýšené hodnoty ne vždy indikují zdraví. Například u pacientů po infarktu myokardu je zvýšená nelineární HRV nezávislým rizikovým faktorem.

2.6 Normy, referenční hodnoty a korelace parametrů VSF

Normy jsou pro jakýkoli biomarker zásadní, protože měřit něco a nevědět, co to znamená, je slepá ulička. Pro tvorbu norem existuje více přístupů. Také je rozdíl v tom, jaký charakter mají normy mít a je důležité vědět jakou metodikou se k daným normám došlo, aby se daly srovnávat s jinými případy. Novotný a Novotná (2008) ve své knize uvádí, že dlouhodobým problémem je nedostatek referenčních hodnot pro srovnávání HRV, v jejich případě zejména u dětí ve věku 4–18 let. Situaci popisují komplexněji, z jejich slov je patrné, že v obtížnosti srovnávání hodnot hraje velkou roli také odlišnost v metodice napříč studiemi. Problematice norem se věnovali také Shaffer a Ginsberg (2017), kteří rozdělili dosavadní výzkumy věnující se tvorbě norem HRV podle délky záznamu na ultra krátké, krátké a 24 hodinové záznamy.

Ultra krátké záznamy jsou kratší než 5 minut. Shaffer a Ginsberg (2017) uvádí v této kategorii 4 studie. Při takto krátkých měřeních hraje metodika ještě zásadnější roli, protože se zde jednodušeji projeví jakákoli anomálie a zkreslí celkové výsledky. Přehled nově vznikající literatury potvrzuje, že metoda záznamu, věk, zdravotní stav, stav měření, práce s artefakty mají na výsledky ultra krátkých záznamů větší vliv než při delších měřeních. Ukazuje se však, že u zdravých jedinců může být pro změření HR, SDNN a rMSSD postačující 1 minuta, pokud se ze záznamu odstraní artefakty. Standardizace ultra krátkých protokolů měření a stanovení normativních hodnot pro zdravé nespovovce, optimální výkon a klinickou populaci zůstávají důležitými výzvami pro jejich použití namísto konvenčních hodnot 5 min a 24 h.

V tabulce 9 lze vidět studie zabývající se ultra krátkými záznamy a jejich vztahy s delšími záznamy v časových, frekvenčních i nelineárních ukazatelích. Vztahy mezi parametry o různých délkách jsou zásadní pro standardizaci ultrakrátkých záznamů, které jsou vzhledem k jejich praktičnosti atraktivní. V roce 2010 vyšlo systematic review, které sumarizovalo výsledky studií, které se zabývaly krátkými záznamy a uvádí průměrné hodnoty jednotlivých proměnných. Při výběru těchto článků bylo nalezeno 3100 zmínek. Nicméně cílem Nunana, Sandercocka, a Brodieho (2010) bylo vyhledat krátkodobá měření. Pouze 44 studií měřilo zdravé dospělé, jejichž počet byl 30 a více, a metodika studie byla v souladu s normami. Mnoho

studií hodnotí 24 hodinové záznamy, často se jedná o studie na malých vzorcích a při klinických studiích často nejsou zahrnuty kohorty zdravých (Nunan et al., 2010).

Tabulka 9. Normy pro ultra krátké záznamy.

Autor	Populace	Metriky a minimální čas záznamu
Salahuddin, Cho, Jeong, a Kim (2007)	24 zdravých studentů; věk: 22–31 let	HR, rMSSD-10 s; pNN50, HF (ms^2 , nu). LF/HF, LF nu-20 s; SDNN a koeficient variace-60 s; HTI a TINN-90 s k odhadu 150 s hodnot
Nussinovitch et al. (2011)	70 zdravých dobrovolníků; věk $42,5 \pm 16,1$	10 s a 1 min klidové rMSSD hodnoty, ale 10 s a 1 min klidové SDNN nekorelovalo s 5 min SDNN
Baek, Cho, Cho, a Woo (2015)	467 zdravých dobrovolníků; věk 8–69 let	HF-10s; HF ms^2 -20 s; rMSSD-30 s; pNN50–60 s; LF (ms^2 a nu) a HF nu-90 s; SDNN-240 s; VLF ms^2 -270 s k odhadu 5 minutových hodnot
Munoz et al. (2015)	3 387 dospělých (1 727 žen a 1 660 mužů); průměrný věk 53 let	Téměř dokonalá shoda 120 s rMSSD a SDNN hodnot s 240–300 s hodnot. UST rMSSD hodnoty se silněji shodovaly s 240–300 s hodnotami než UST SDNN pro všechny délky a metriky
Fredric Shaffer, Shearman, a Meehan (2016)	38 zdravých studentů; věk 18–23 let	HR-10 s; NN50 a pNN50–60 s; TINN, LF ms^2 , SD1, a SD2-90 s; HTI a DFA $_{\alpha}1$ –120 s; LF nu. HF ms^2 , HF nu, LF/HF, SampEn, DFA $_{\alpha}2$ a DET-180 s; ShanEn-240 s; VLF ms^2 -270 s k odhadu 5 min hodnot

Upraveno dle (Shaffer a Ginsberg, 2017).

Tabulka 10. Výsledky systematic review zaměřeného na souhrnné průměry a popis ukazatelů VSF.

Ukazatel	# studií	Prům.	SD	CV [%]	Med.	Rozpětí
mRR [ms]	30	926	90	10	933	785–1,160
SDNN [ms]	27	50	16	32	51	32–93
rMSSD [ms]	15	42	15	37	42	19–75
LF [ms ²]	35	519	291	56	458	193–1,009
LFnu	29	52	10	19	54	30–65
HF [ms ²]	36	657	777	118	385	82–3,630
HFnu	30	40	10	25	38	16–50
LF/HF	25	2,8	2,6	93	2,1	1,1–11,6

Upraveno dle (Nunan et al., 2010). # studií = počet studií, na kterých jsou data založena; prům. = průměrná hodnota, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient (SD/průměrem*100); Med. = medián, mRR = průměrný RR interval; SDNN = směrodatná odchylka průměrných NN intervalů; rMSSD = druhá odmocnina průměru druhých mocnin rozdílů délky bezprostředně po sobě jdoucích NN intervalů; LF = výkon v pásmu nízkých frekvencí; HF = výkon v pásmu vysokých frekvencí; LF/HF = poměr výkonu v nízkých frekvencích k výkonu ve vysokých frekvencích; nu = normalizované jednotky.

V tabulce 10 můžeme vidět velké rozpětí v hodnotách napříč studii. Při srovnání frekvenčních a časových ukazatelů byla u druhých zmiňovaných sledována menší variabilita. Pro ukazatele udávané v absolutních jednotkách byla největší změna pozorována u HF (CV = 118 %) s rozsahem hodnot napříč studii 3 548 ms². Průměrný R-R interval vykazoval nejmenší odchylku (Nunan et al., 2010). Ve srovnání s muži (tabulka 11) vykázaly ženy mírně nižší hodnoty (8–11 %) pro všechna měření časové domény HRV vyjádřených v absolutních jednotkách. Ve frekvenční doméně měli muži nižší hodnoty pro výkon v LF (14 %) a HF (8 %). Ženy také dosahovaly nižšího poměru LF/HF (Nunan et al., 2010). Ke stejným závěrům v oblasti pohlavních odlišností ve VSF došli i Geovanini et al. (2020). Nicméně zmiňují, že v oblasti činnosti vagu je nutné dalších výzkumů. Vedle hledání vztahů mezi stejnými parametry napříč délkou záznamu, které slouží pro standardizaci, je také nezbytné zjišťovat reliabilitu jednotlivých ukazatelů při zachování stejných podmínek. Botek, Krejčí, et al. (2017) uvádí tabulku reliabilit časových a spektrálních ukazatelů VSF podle studií publikovaných v letech 2003–2016. Měření se opakovalo po různém čase. Většinou se zjišťovala reliabilita 5minutových záznamů. V tabulce je uvedena poloha těla i zmiňovaný odstup jednotlivých měření. Reliabilita byla většinou uváděna u průměrné hodnoty RR intervalů, SDNN, rMSSD, LF, HF a poměr.

Tabulka 11. Srovnání naměřených hodnot HRV u žen a mužů.

Parametry	Množství studií		Naměřené hodnoty		Rozdíl [%]
	M	F	M	F	
mRR [ms]	9	7	922	885	8
SDNN [ms]	3	4	40	36	9
rMSSD [ms]	2	1	21	19	11
LF [ms ²]	9	8	356	414	14
LFnu	6	9	53	46	17
HF [ms ²]	10	8	475	516	8
HFnu	7	7	39	38	3
LF/HF	3	6	2,3	1,2	91

Upraveno dle (Nunan et al., 2010). mRR = průměrný RR interval; SDNN = směrodatná odchylka průměrných NN intervalů; rMSSD = druhá odmocnina průměru druhých mocnin rozdílů délky bezprostředně po sobě jdoucích NN intervalů; LF = výkon v pásmu nízkých frekvencí; HF = výkon v pásmu vysokých frekvencí; LF/HF = poměr výkonu v nízkých frekvencích k výkonu ve vysokých frekvencích; nu = normalizované jednotky.

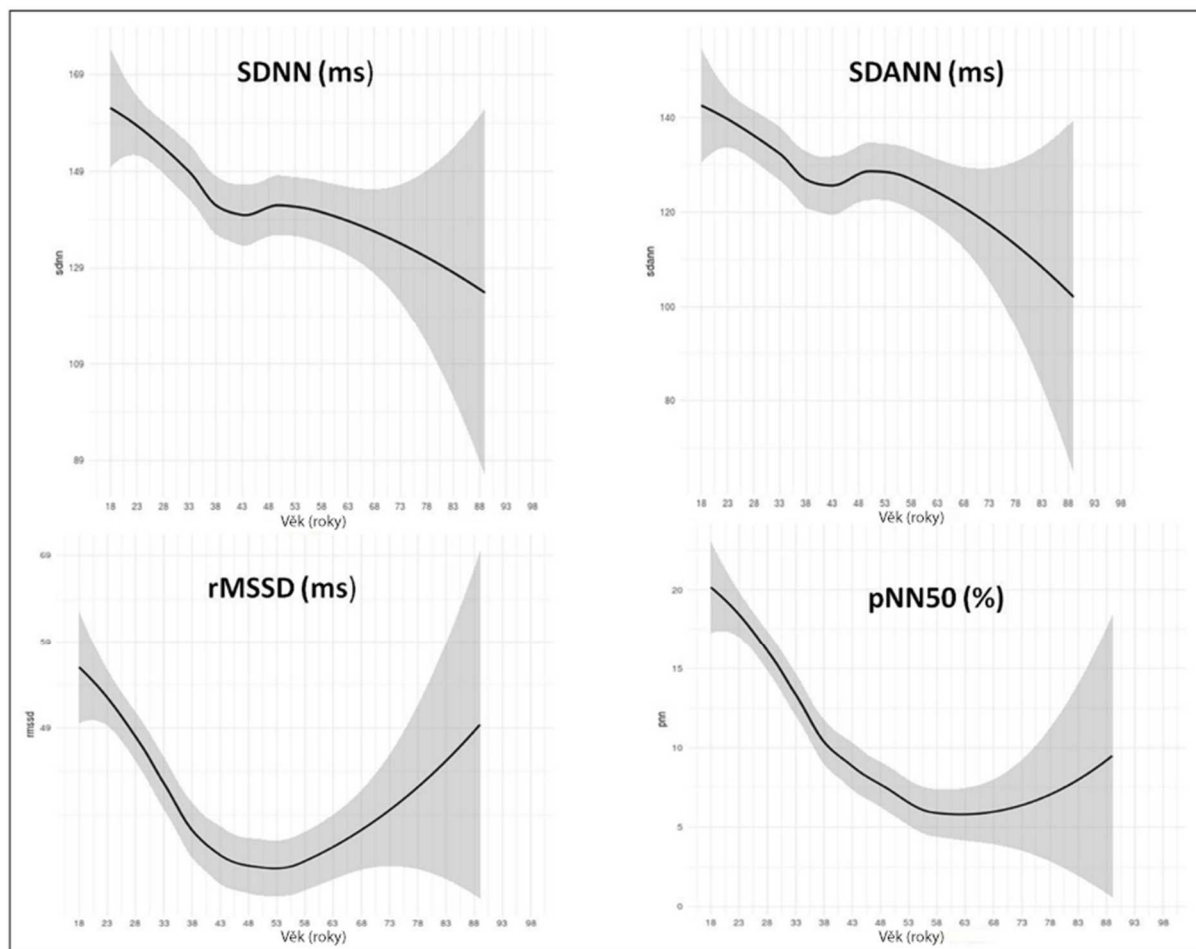
Geovanini et al. (2020) se také zabývali referenčními hodnotami VSF v populaci. Odkazují na guideline Lombardiho a Mallianiho (1996) a uvádějí že i v kontextu dalších studií (Sammito & Böckelmann, 2016) tvorba norem v oblasti VSF stále není u konce, protože stále vědci dochází k lišícím se závěrům.

2.7 Vliv věku na variabilitu srdeční frekvence

Několik autorů se v minulosti touto otázkou zabývalo, protože stárnutí je hlavním faktorem, který ovlivňuje srdeční autonomní řízení, sledování VSF u starších jedinců může poskytnout neočekávaná zjištění (Geovanini et al., 2020). Změny VSF v závislosti na věku souvisejí s dynamickými změnami hladin testosteronu, kortizolu, estradiolu a adrenokortikotropních hormonů (B. E. Evans et al., 2016). Almeida-Santos et al. (2016) sledovali časovou doménu VSF u probandů ve věku 40–100 let. Zjistili, že obecně autonomní regulace (SDNN, SDANN a SDNN-index) lineárně klesá s věkem u obou pohlaví. Dále zjistili, že ukazatelé parasymptiku (rMSSD a pNN50) měly v sedmém desetiletí u obou pohlaví tvar U. Geovanini et al. (2020) došli ke stejnému závěru, nicméně inflexní bod našli v 53 letech. Dále ve své práci ukazují referenční hodnoty měření časové domény HRV na vzorku venkovské populace pomocí Holterova monitoru během každodenních aktivit. Proměnné, které představují autonomní rovnováhu, se s přibývajícím věkem lineárně snižovaly. Zvláštnosti byly sledovány u proměnných spojených aktivitou vagu. Křivky LOESS (Locally Weighted Scatterplot

Smoothing; obrázek 6) regrese pro rMSSD byl ve tvaru písmene U a pNN50 vykazoval reverzní nárůst po 60 roku. Autoři také zkoumali rozdíly mezi pohlavími. Muži měli statisticky významně vyšší průměrné hodnoty než ženy. Rozdíly související s rasami nebyly statisticky významné.

V další analýze podskupiny, která podstoupila klidové EKG, ukazatele autonomní rovnováhy vykazovaly s rostoucím věkem lineární trend poklesu. Ukazatele aktivity vagu měly inverzní vztah k vzrůstajícímu věku, konkrétně po 60. roku. Nakonec proměnné v časové doméně z Holtera měly vyšší střední hodnoty než ty z klidového EKG. Metodika použitá pro tento výzkum se sestávala kromě Holtera měření klidového EKG, testový protokol však nebyl detailně popsán. Autoři uvádějí, že měřili vleže a vestoje po dobu zhruba 10 minut.



Obrázek 6. LOESS (Locally Weighted Scatterplot Smoothing) křivky Převzato od (Geovanini et al., 2020). Šedá zóna je 95 % konfidenční interval.

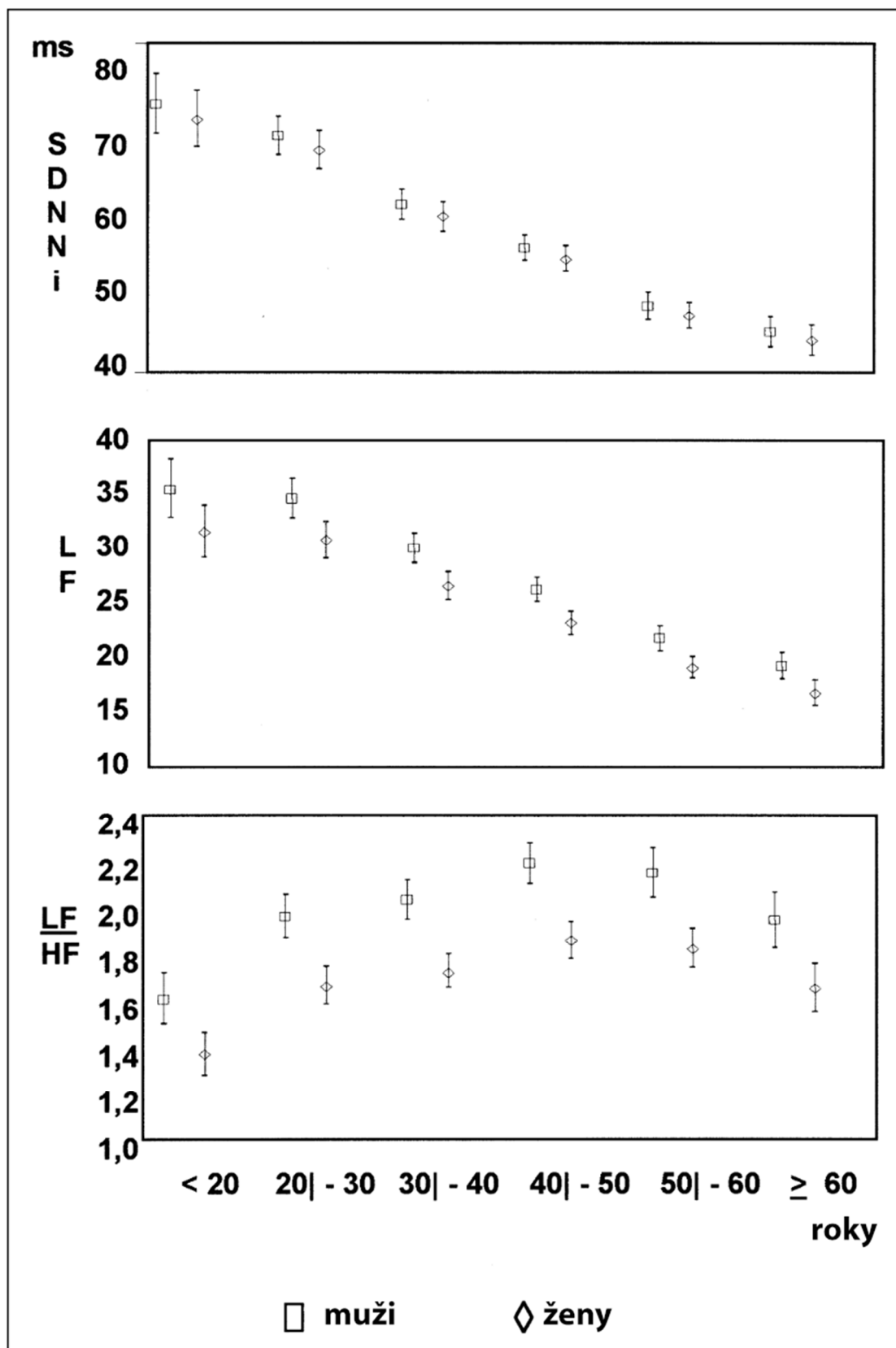
Zulfiqar, Jurivich, Gao, a Singer (2010) popsali parasympatický model stárnutí se změnou v osmém desetiletí a hlásil tento vzorec jako známku dlouhověkosti. Uvedli, že vytrvale vysoká VSF u starších osob představuje ukazatel predikující dlouhověkost. Protože nízká VSF je spojena s kardiovaskulárními chorobami [2–4, 24], je pravděpodobné, že reverzní

nárůst markerů vagem modulovaných ukazatelů VSF může souviset s dlouhověkostí. Vyšší hladiny některých tradičních kardiovaskulárních rizikových faktorů (non-HDL-cholesterol a C-reaktivní protein) byly spojeny s nižším celkovým výkonem, nižšími hodnotami HF a LF.

Estévez-Báez et al. (2019) se snažili objasnit, jak se vyvíjí VSF v dospělé populaci. Studie vychází z měření 255 zdravých jedinců, kteří byli rozděleni do věkových skupin 13–16, 17–20, 21–24, 25–30. Probandům bylo měřeno EKG v sedě po dobu 5 minut. Zjistili, že došlo k postupnému snižování HRV se zvyšujícím se věkem, což ukazovaly absolutní indexy hustoty spektrálního výkonu ve všech pásmech HRV a také pro celkový výkon. Sympatický vliv rostl s věkem, který sestával ze zvýšení poměru LF / HF a spektrální hustoty výkonu vyjádřené v normalizovaných jednotkách pro nízkofrekvenční spektrální pásmo (P_LF) a snížení globální variability indexu časové domény SDNN. Parasympatický vliv na druhé straně s věkem postupně klesal, což spočívalo v poklesech P_HF, nu_HF a RMSSD. Zjištěny tedy byly značné rozdíly související s věkem v několika indexech HRV mezi oběma adolescentními skupinami i mezi staršími adolescenty.

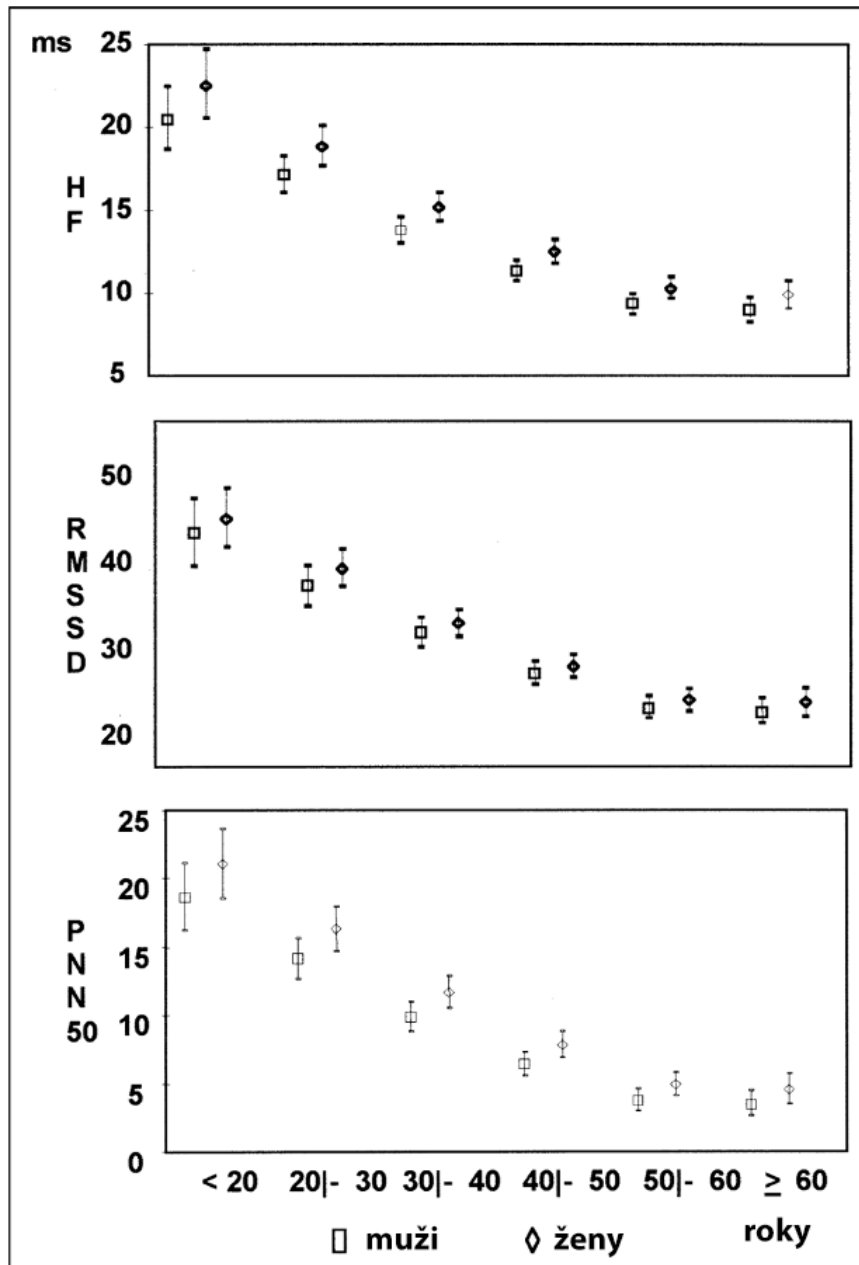
Ogliari et al. (2015) v závěrech konstatují, že vyšší klidová SF a nižší VSF souvisí s vysokým rizikem kardiovaskulárních onemocnění. Tyto asociace byly nezávislé na kardiovaskulárních rizikových faktorech. Autonomní řízení srdeční činnosti udržuje konstantní krevní tlak v určitém rozmezí, aby se udržovala přiměřená perfuze životně důležitých orgánů, včetně mozku. Zachovaná srdeční autonomní regulace tlumí výkyvy krevního tlaku v reakci na stresory. Probandi s nižší VSF skutečně vykazovali vyšší variabilitu krevního tlaku v reakci na psychologický.

Vlivem věku na VSF se zabývali také Antelmi et al. (2004), kteří zkoumali vzorek běžné populace o velikosti 653 lidí, z toho 292 mužů a 361 žen v celém věkovém rozsahu. Podmínkami inkluze byla absence srdečních onemocnění v minulosti a normální výsledky z EKG a dalších vyšetření. VSF byla měřena pomocí 24h záznamu. Výzkumníci došli k závěrům, že se zvyšujícím se věkem se většina jak časových, tak frekvenčních indexů VSF snižovala.



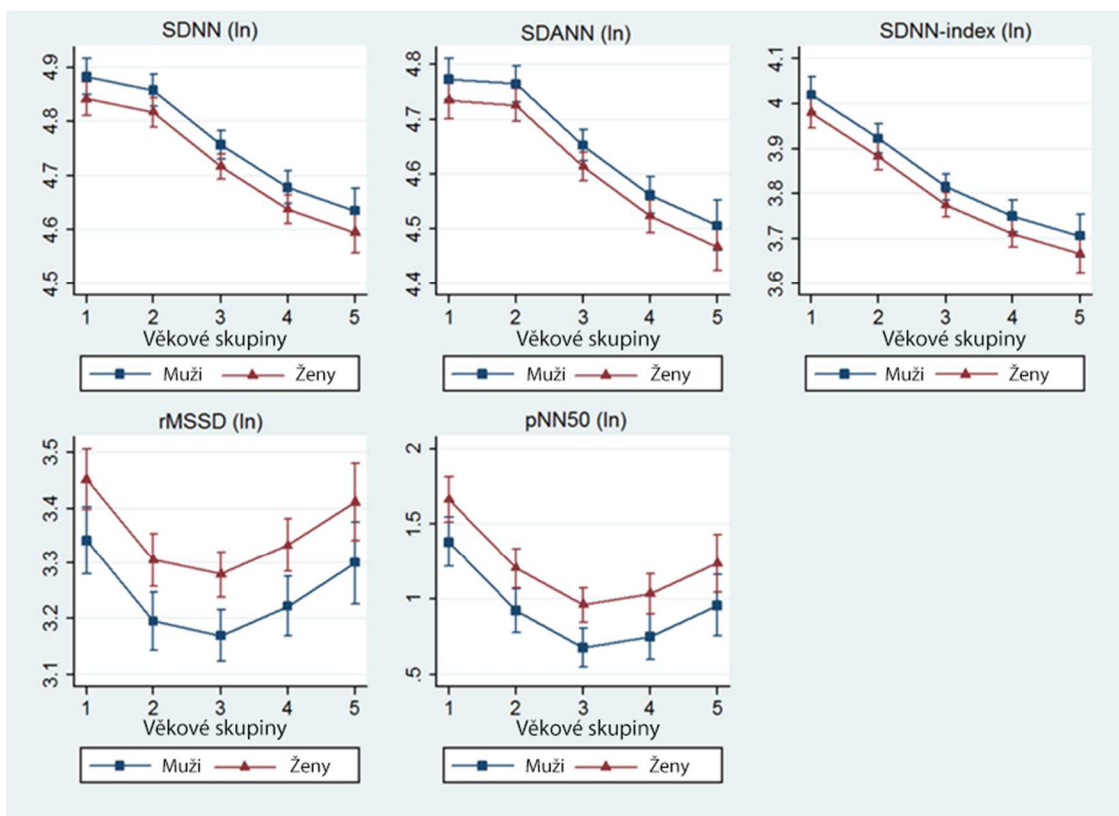
Obrázek 7. Vliv věku na variabilitu srdeční frekvence u zdravých mužů a žen. Vliv poklesu během dekad posuzován lineární regresí, pro LF bylo 2,9 ms/dekádu a pro SDNNi bylo 5,9 ms/dekádu. Převzato od Antelmi et al. (2004).

Autoři poukazují na to, že pokles variability vyjádřené HF, rMSSD a pNN50 zesiloval od 40 roku věku (obrázek 7), což je ve střetu se závěry, které jsou postaveny na krátkých záznamech. SDNN a SDANN klesaly mnohem strměji po 30. roku věku. Složitější interpretace byla v případě indexu HF/LF, protože se jedná o kombinaci dvou indexů, které měly v průběhu stárnutí různý průběh. Autoři v tomto kontextu uvádějí, že je to ovlivněno hodnotami LF, které se mění v závislosti různých faktorů, zmiňují však, že jejich závěry mohou být spojené s poklesem aktivity parasymptiku, což je zapříčiněno věkem.



Obrázek 8. Vliv věku na variabilitu srdeční frekvence u zdravých mužů a žen. Vliv poklesu během dekad posuzován lineární regresí, pro rMSSD bylo 3,6 ms/dekádu a pro HF bylo 2,1 ms/dekádu. Převzato od Antelmi et al. (2004).

Na vzorku 1743 lidí ve věku 40–100 let zkoumali vliv stárnutí na VSF Almeida-Santos et al. (2016). Testovali pomocí 24h EKG, populaci rozdělili do 5 skupin podle věku (40–49 let, 50–59 let, 60–69 let, 70–79 let, 80+ let), dále zohledňovali výskyt cukrovky. Autoři poukazují na to, že mnoho studií VSF nemá dostatečně propracovanou metodiku, protože uvádí jen několik proměnných VSF, zavádí srovnání mezi krátkodobými a dlouhodobými záznamy, případně že záznam může být ovlivněn pohybovou aktivitou, která mu předcházela. Výzkumníci došli k závěrům, že autonomní regulace klesá lineárně a je relativně nižší u žen, diabetiků a jedinců s nadváhou. Projevy parasympatiku představují vzor ve tvaru písmene U s inflexním bodem v intervalu 60–69 let, to je skutečnost, na kterou je v práci upozorňováno, protože ve srovnání s předchozími studii není pokles VSF lineární. Po dosažení minima nabrala variabilita opět rostoucí trend. Odhady VSF odrážejí vitalitu nebo potenciální dlouhověkost. Fenomén uváděný v této studii naznačuje, že mechanismus nemusí souviset s hormonálními problémy, protože se významně vyskytuje před a po průměrném věku, ve kterém se vyskytuje menopauza.



Obrázek 9. Logaritmicky transformované průměrné hodnoty a 95 % konfidenční intervaly časové domény variability srdeční frekvence. Na ose x věkové kategorie (1 = 40–49 let, 2 = 50–59 let, 3 = 60–69 let, 4 = 70–79 let, 5 = 80+ let).. Převzato od Almeida-Santos et al. (2016).

Častým doporučením pro předcházení těmto rizikům bývá vytrvalostní trénink, který by měl snižovat klidovou srdeční frekvenci a zvyšovat VSF v klidu. Tímto tématem se zabývali Carter, Banister, & Blaber (2003), vzali skupinu 24 probandů, kteří byli rozděleni do 4 skupin podle věku (20 a 40 let) a pohlaví. Čekal na ně 12týdenní tréninkový program vytrvalostního zaměření. Po intervenci došlo k významnému poklesu průměrné SF jak v klidu (5 %), tak při submaximálním cvičení (6 %) po tréninku. Po tréninku se v obou věkových skupinách v klidu zvýšil celkový spektrální a vysokofrekvenční výkon, zvýšila se tedy aktivita vagu a snížila činnost sympatiku v klidu. Co se srovnání věku a pohlaví týče, tak u čtyřicetiletých žen byly sledovány nejmenší změny ve spektrální analýze VSF ve srovnání se stejně starými muži a dvacetiletými muži a ženami.

Obecně lze říct, že vliv ANS na srdeční činnost v procesu stárnutí, s modely VSF závislými na věku a zdraví, stále potřebuje objasnění. Longitudinální studie mohou sledovat vzorce VSF jako markery autonomní dysfunkce způsobené faktory souvisejícími s věkem nebo s nemocemi.

2.8 Vliv polohy těla na ANS

Bylo dobře zdokumentováno, že regulační podíl obou autonomních subsystémů na kontrole srdečního rytmu významným způsobem ovlivňuje poloha těla (Botek, Krejčí, et al., 2017). Význam ortoklinostatického manévru spočívá v rozdílné stimulaci ANS. První poloha – leh, slouží ke standardizaci první opravdu měřené a zaznamenávané polohy, kterou je stoj. Botek, Krejčí, Neuls, & Novotný (2013) se délkou tohoto intervalu zabývali, protože ovlivňuje ekonomiku měření. Shodli se na tom, že zkrácení intervalu z 5 min na 60 s nepřináší žádné signifikantní změny ve výsledcích. Toska a Walløe (2002) se také zajímali o problematiku změny polohy těla či hlavy vůči výsledkům měření, došli k závěrům, že po uplynutí 30 s by nemělo hrozit významné zkreslení. Již mnohem dříve publikovali Bellavere a Ewing (1982), kteří zkoumali vliv lehnutí si na VSF. Tvrdili, že prvních 10 úderů srdce je pod kontrolou vagu zbytek času, než nastane plató pod kontrolou sympatiku. Zmiňované plató uváděli po 30 úderech, což by mohlo korespondovat se závěry výše zmiňovaných výzkumníků (Botek et al., 2013; Toska & Walløe, 2002). Cipryan & Litschmannova (2013) uvádějí, že reliabilita měření v polohách stoj a leh je podobná. Poloha vestoje zaujímá ortostatickou stimulaci sympatiku, leh, který je v pořadí druhý, vyvolává klinostatickou stimulaci vagu. Botek, Krejčí, et al. (2017) v kontextu aktuálních vědeckých poznatků shrnuje, že ve stoji je (díky podmínkám žilního návratu apod.) akcentován vliv sympatiku, vzpřímená poloha těla zvyšuje nároky na kardio-

vaskulární systém. Odpověď organismu spočívá ve zrychlení srdečního rytmu, výsledkem je také pokles absolutního výkonu komponenty HF. Vzhledem k horizontální poloze těla, v lehu dochází recipročně ke stimulaci vagu. Pro vyšetření se používá také sed. Kiviniemi, Hautala, Kinnunen, & Tulppo (2007) ve svém výzkumu, který byl zaměřený na optimalizaci tréninkového procesu, využili právě sed jako první polohu.

Se změnami polohy těla je také spojený termín saturační fenomén HF komponenty nebo rMSSD parametru (Goldberger, Ahmed, Parker, & Kadish, 1994; Kiviniemi et al., 2007). Smysl tohoto úkazu spočívá v poloze leh, kdy díky poloze těla dojde permanentní saturaci acetylcholinových receptorů, které jsou v blízkosti SA uzlu a umožňují hyperaktivitu vagu. Takto dojde k falešnému ovlivnění HF komponenty nebo ukazatele rMSSD (Botek, Krejčí, et al., 2017). V některých výzkumech (Kiviniemi et al., 2007) využívají jiného pořadí poloh, aby se tomuto jevu vyhli, například sed-stoj. V takovém případě se vysokofrekvenční pásmo vyhodnocuje v poloze stoj a nehrozí tak zkreslení výsledků tímto jevem.

Není zřejmé, jaká metodika je pro měření ideální, jestli pouze leh či stoj. Jako ideální se jeví tyto polohy kombinovat a čerpat z každé polohy informace pro příslušné ukazatele.

Tabulka 12. Reliabilita časových a spektrálních ukazatelů VSF podle studií publikovaných v letech 2003–2016.

Studie	Soubor	Věk	Poloha	Doba	Odstup	ICCRR	SDNN	rMSSD	LF	HF	LF/HF
Cipryan (2016)	14 M, 17 Ž	21,9 ± 1,5	Leh	5 min	20–30 min	0,86			0,59	0,86	0,76
Cipryan a Litschmannova (2013)	54 M, 45 Ž	22,3 ± 1,2	Stoj	5 min	5 min lehu	0,96			0,78	0,83	0,70
			Leh	5 min	5 min stoje	0,96			0,72	0,93	0,71
			Stoj	5 min	2–30 dní	0,65			0,65	0,68	0,60
			Leh	5 min	2–30 dní	0,76			0,48	0,78	0,68
Cipryan a Litschmannova (2014)	54 M	22,6 ± 1,3	Leh	5 min	5 min stoje	0,95			0,67	0,92	0,75
	49 Ž	22,4 ± 1,0	Leh	5 min	5 min stoje	0,97			0,72	0,93	0,77
Guijt, Sluiter a Frings-Dresen, (2007)	8 M, 18 Ž	18–45	Leh	5 min	7 dní			0,85 ^a	0,84 ^a		
			Ergo	5 min	7 dní			0,74 ^a	0,75 ^a		
Nakamura et al. (2017)	40 M ^b	25,4 ± 5,0	Sed	2 min	10 min				0,96		
			Sed	2 min	1 den				0,90		
Pinna et al. (2007)	18 M, 21 Ž	25–56	Sed	5 min	1 den	0,78	0,82	0,76	0,79	0,86	0,70
			Leh	5 min	1 den	0,76	0,77	0,77	0,86	0,88	0,87
Schroeder et al. (2004)	63 osob	45–64	Leh ^c	10 s	1–2 týdny	0,85	0,46	0,57			
			Leh	2 min	1–2 týdny	0,92	0,70	0,82	0,55	0,69	
			Leh	6 min	1–2 týdny	0,93	0,73	0,84	0,78	0,82	
(Sookan & Mckune, 2012)	23 Ž	19,8 ± 1,8	Leh	5 min	1 den	0,79	0,72 ^a	0,91 ^a			0,83 ^a
	21 M	21,2 ± 1,6	Leh	5 min	1 den	0,93	0,73 ^a	0,79 ^a			0,72 ^a

Upraveno dle Botek, Krejčí, et al. (2017). M = muž, Ž = žena; věk vyjádřen jako průměr a směrodatná odchylka, nebo rozpětí; doba = doba trvání záznamu R-R intervalů; odstup = doba mezi opakovanými měřeními; ICC = vnitrotřídní korelační koeficient (hodnota ICC blíže 1, znamená lepší reliabilitu); ergo = jízda na cyklistickém ergometru (zátěž 50 W, kadence 60 otáček za minutu); ^a = nebyla použita lineární transformace, v ostatních případech použita byla; ^b = hráči rugby, v ostatních případech běžná populace; ^c = řízené dýchání s frekvencí 15 dechů za minutu, v ostatních případech spontánní dýchán.

3 Cíle a výzkumné otázky

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem práce je zjistit vliv věku na laboratorně monitorovanou aktivitu autonomního nervového systému u sportující populace mužů ve věkovém rozmezí 10–65 let.

3.2 Dílčí cíle

- 1) Posoudit věkovou závislost parametrů variability srdeční frekvence vyjadřující aktivitu parasymptiku (vagu) v poloze stoj a leh.
- 2) Posoudit věkovou závislost parametrů variability srdeční frekvence charakterizující sympatovagovou bilanci v poloze stoj a leh.
- 3) Posoudit věkovou závislost srdeční frekvence v poloze stoj a leh.

3.3 Výzkumné otázky

- 1) Jaký má vliv věk na aktivitu parasymptiku (vagu) vyjádřenou pomocí parametrů variability srdeční frekvence v poloze stoj a leh?
- 2) Jak ovlivňuje věk parametry variability srdeční frekvence charakterizující sympatovagovou bilanci v poloze stoj a leh?
- 3) Jaký má vliv věk na srdeční frekvenci ve stoji a v lehu?

4 Metodika

Pro potřeby diplomové práce byla poskytnuta rozsáhlá laboratorně sestavená databáze, vytvořená pomocí programu Sport DiANS. Nejstarší záznam v databázi byl z roku 1996 a nejnovější z roku 2020. Vždy však byla testována sportující populace, v případě seniorů šlo o aktivní jedince, kteří byli například účastníky U3V. Informace o pohybové aktivitě byly získávány pomocí dotazníku IPAQ (IPAQ group, 2020).

4.1 Populace

4.1.1 Věk

Vzhledem k nadefinovaným cílům diplomové práce byla další práce soustředěna na probandy ve věku 10–65 let. Dále byla populace rozdělena do věkových skupin 10–14, 15–19, 20–24, 25–29, 30–39, 40–49, 50–59, 60–65.

4.1.2 Charakteristika

Jak již bylo zmíněno výše, celý výzkumný soubor obsahoval sportující populaci. Nejpočetněji zastoupen byl fotbal, atletika, basketbal, tenis, cyklistika, lyžování, vodní sporty jako např. plavání, potápění či vodní slalom. Výkonnost však byla rozmanitá, od profesionálních sportovců, přes výkonnostní sportovce, až po zmiňované pohybově aktivní studenty U3V-

4.2 Způsob měření

Aktivita ANS byla měřena v ranních hodinách a vždy v laboratorních podmínkách. Do roku 2012 se aktivita ANS měřila podle metodiky Stejskal a Salinger (1996). Tento způsob obsahoval 3 polohy: leh-stoj-leh. V těchto polohách se setrvalo po dobu 5 minut. Od roku 2013 se přešlo na zkrácenou verzi 60 s leh, 5 min stoj a 5 min leh. Tato metodika se opírá o publikaci Botek, Krejčí, Neuls, a Novotný (2013), kde se autoři věnovali tomu, jestli zkrácení doby setrvání v první poloze ovlivní výsledky spektrální analýzy VSF. Ve zmiňované práci došli autoři k závěru a obě metodiky měření aktivity ANS poskytují srovnatelné výsledky. Ekonomika a časová náročnost vyšetření je rozhodující, pokud se má zařadit do běžné tréninkové praxe. Botek et al. (2013) došli k závěru, že zkrácení času významně neovlivní výsledky spektrální analýzy ve srovnání s tradičním ortoklinostatickým manévrem. Právě způsob provedení ortoklinostatického manévru je další důležitou proměnnou. Dá se provádět pasivní formou. V tomto případě se jednalo o aktivní manévr, pro ten bylo vymezeno 60 s, aby záznam nebyl zkreslený.

4.3 Ukazatelé VSF

V rámci diplomové práce jsou uváděny pouze časové ukazatele VSF.

4.3.1 Srdeční frekvence

SF je nejjednodušším a efektivním ukazatelem vnitřního zatížení organismu (Benson & Connolly, 2012). Klidová SF je běžným biomarkerem pro měření stavu organismu ráno, zejména u sportovců soutěžících v odvětvích vytrvalostního zaměření. Při měření klidové SF či parametru rMSSD se v literatuře objevuje termín: saturační fenomén HF komponenty, která je v této práci zastoupena veličinou rMSSD a je úzce spojená se SF (Goldberger et al., 1994; Kiviniemi et al., 2007). „Disociace mezi aktivitou vagu a klidovou SF začíná být patrná při hodnotě SF blížící se hranici 50-55 tepů.min⁻¹, od které již vztah mezi těmito proměnnými vykazuje místo lineárního spíše kvadratický průběh.“ (Botek, Krejčí, et al., 2017, 80). Tento fenomén si můžeme vysvětlit vysokou koncentrací acetylcholinu, který vyvolává permanentní saturaci acetylcholinových receptorů, které jsou v blízkosti SA uzlu a umožňují hyperaktivitu vagu na jeho úrovni. Ve výsledku potom může způsobit redukci projevů respirační sinusové arytmie na srdeční frekvenci (bradykardie u vytrvalostních sportovců) a tím i ovlivnit parametr rMSSD respektive výkon v HF (Botek, Krejčí, et al., 2017).

4.3.2 SDNN

SDNN je směrodatná odchylka, která je ukazatelem celkové variability. V překladu směrodatná odchylka NN intervalů. SDNN je považován za ukazatele celkové variability (Botek, Krejčí, et al., 2017). Při srovnání s frekvenční doménou VSF se jedná o ukazatele vyjadřující celkový spektrální výkon. SDNN v práci nefiguruje v hlavním ani dílčích cílech. Tento parametr byl však nezbytný pro výpočet SDNN/rMSSD.

4.3.3 rMSSD

rMSSD (root mean successive differences) je druhá odmocnina průměru druhých mocnin rozdílů délky bezprostředně po sobě jsoucích NN intervalů (Javorka & Javorka, 2008). Tento parametr vyjadřuje zejména vysokofrekvenční pásmo, definuje tedy obzvláště vliv parasymptiku na ANS. Odpovídá frekvenčnímu parametru HF. Výhodou rMSSD je, že k výpočtu dochází přímo z naměřených RR intervalů. rMSSD patří k nejstarším ukazatelům, má však své výhody. Ve srovnání s HF, který je frekvenčním ukazatelem, pro jehož výpočet je nutná spektrální analýza, jejíž výsledky se liší v závislosti na softwaru, což u výpočtu rMSSD. Ln rMSSD není natolik ovlivněno dechovou frekvencí jako Ln HF (Botek, Krejčí, et al., 2017).

4.3.4 SDNN/rMSSD

Poměr SDNN/rMSSD je podíl celkové variability k druhé odmocnině průměru druhých mocnin rozdílů délky bezprostředně po sobě jdoucích RR intervalů. Analogickou veličinou je frekvenční parametr LF/HF (Wang & Huang, 2012). SDNN/rMSSD popisuje sympatovagovou bilanci (rovnováhu). Nízký poměr tohoto indexu značí převládající funkci parasympatiku. Naopak vysoká hodnota značí dominanci sympatiku (Shaffer & Ginsberg, 2017).

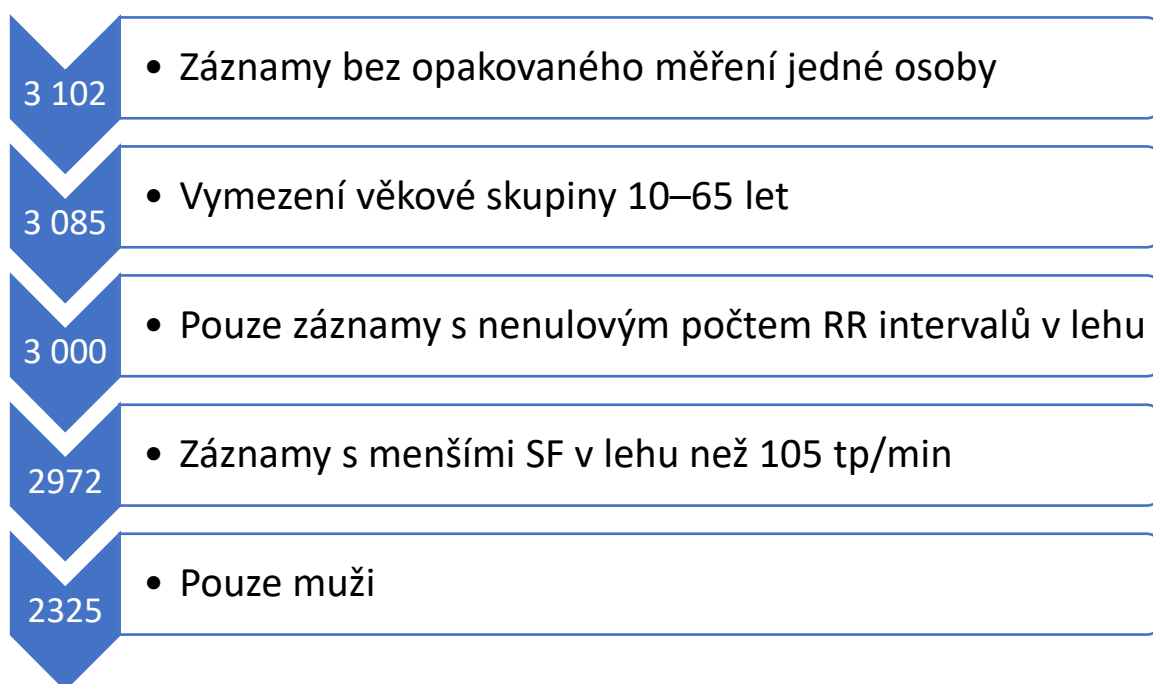
4.4 Datový výstup z programu Sport DiANS

Export dat určený pro tuto diplomovou práci obsahoval identifikaci databáze, identifikace skupiny, identifikátor probanda, pohlaví, datum narození, číslo záznamu, čas měření, počet změřených úseků, počet RR intervalů v každém úseku průměrná hodnota RR intervalu ve stoji, ukazatel rMSSD ve stoji, ukazatel SDNN ve stoji, průměrná hodnota RR intervalu v lehu, ukazatel rMSSD v lehu, ukazatel SDNN v lehu.

4.5 Filtrace dat

Veškeré výpočetní operace byly prováděny v programu R studio, respektive v programovacím jazyce R. Klidové měření, které bylo předmětem zájmu obsahuje zpravidla 3 (leh-stoj-leh), či 2 intervaly měření. Po úpravách bylo pro finální zpracování ponecháno 3 102 záznamů. Vymezení věkové skupiny na 10–65 let redukovalo databázi na 3085 záznamů. Dále bylo třeba očistit databázi o měření, která ze specifických důvodů nebyla zachycena naprogramovanými filtry. Jako hraniční byla stanovena hodnota 105 tepů za minutu v lehu. Záznamy, které obsahovaly vyšší hodnotu, byly odstraněny. Zde jsou vnímány limity práce, které by byly vyřešeny kvalitativním přístupem v třídění těchto dat, což může být předmětem dalšího výzkumu. Po tomto zásahu bylo zachováno 2 972 záznamů. Pro diplomovou práci jsou předmětem zájmu pouze muži, takže do dalšího vyhodnocování bylo bráno v úvahu 2 325 záznamů. Podrobnosti spojené s filtrováním databáze jsou v tabulce 13.

Tabulka 13. Schéma úpravy a filtrování databáze.



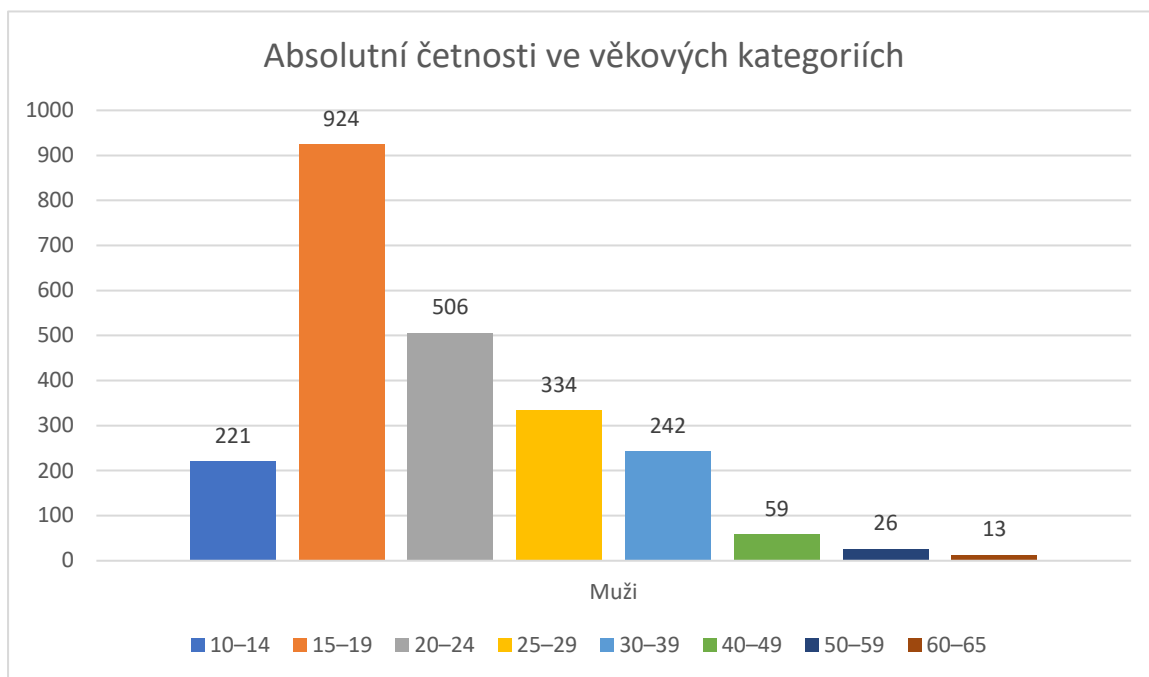
4.6 Statistické zpracování

Kromě úkonů, které byly spjaty s tříděním dat (viz. předchozí kapitola), docházelo také k výpočtům. Některé sloužily k dalšímu zpracovávání (výpočet věku, četností apod.), jiné byly třeba k získání ukazatelů (SF apod.). Dále byl spočten ukazatel SDNN/rMSSD, který je považován za alternativu k spektrálnímu ukazateli LF/HF a vystihuje bilanci mezi sympatikem a parasympatikem. Dále byla provedena logaritmická transformace ukazatelů SDNN, rMSSD a SDNN/rMSSD. Poté byl proveden Shapiro-Wilkův test. Pro zjištění vlivu věku na variabilitu SF bylo třeba zjistit hodnoty pearsonových korelací u celé kohorty a potom zvlášť pro populaci ve věku 10–29 a 30–65 let. Populace byla rozdělena tímto způsobem, protože jsme měli podezření, že kolem 30. roku bude zlom, což se projeví na korelačních koeficientech. Korelační koeficienty byly klasifikovány 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“. Dále byla provedena jednofaktorová ANOVA a Tukeyův post hoc test. Jako hladina statistické významnosti byla stanovena hodnota $p = 0,05$.

5 Výsledky

5.1 Populace

Na obrázku 10 lze vidět absolutní četnosti ve věkových kategoriích. Minimální věk je 10 let, maximální 65 let. Průměr je $22,06 \pm 8,39$ let, medián je 20 let.



Obrázek 10.. Grafické znázornění obsazení ve věkových kategoriích.

5.2 ANOVA pro časové ukazatele v závislosti na věku

V tabulce 14 jsou uvedeny výsledky jednofaktorové ANOVY pro časové ukazatele VSF s příslušnými hladinami významnosti. Ve stoji a lehu byly u Ln rMSSD, Ln SDNN i poměr Ln SDNN/rMSSD nalezeny statisticky významné rozdíly.

Tabulka 14. Výsledky jednofaktorové ANOVY pro časové ukazatele a SF a vlivu věku na jednotlivé kategorie. F = hodnota testovací statistiky

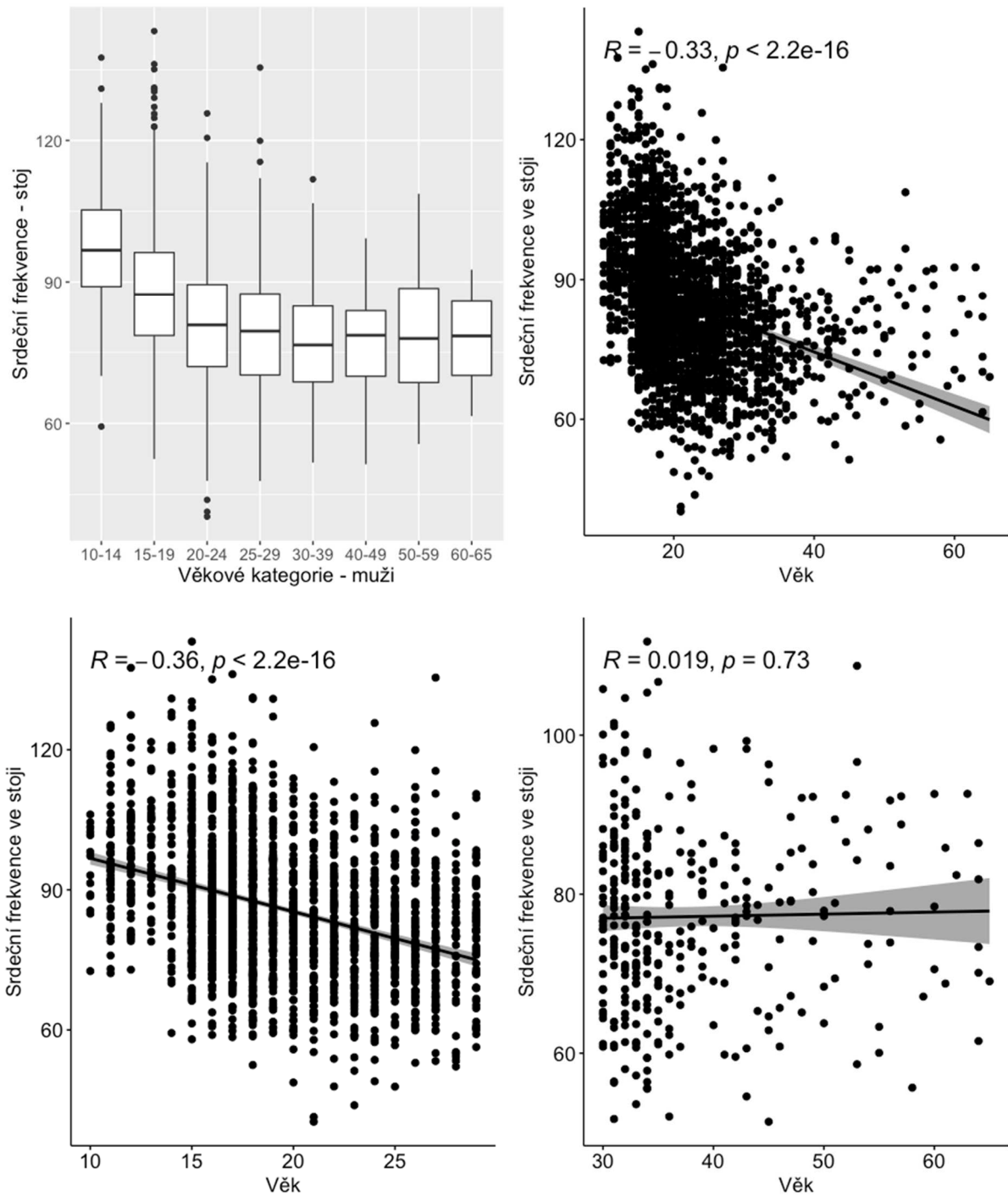
ANOVA	F	p-hodnota
SF stoj	$F(7,2317) = 65,51$	$p < 0,001$
SF leh	$F(7,2317) = 40,41$	$p < 0,001$
LnRMSSD stoj	$F(7,2317) = 7,38$	$p < 0,001$
LnRMSSD leh	$F(7,2317) = 61,67$	$p < 0,001$
LnSDNN stoj	$F(7,2317) = 10,01$	$p < 0,001$
LnSDNN leh	$F(7,2317) = 38,45$	$p < 0,001$
LnSDNN/RMSSD stoj	$F(7,2317) = 5,11$	$p < 0,001$
LnSDNN/RMSSD leh	$F(7,2317) = 37,2$	$p < 0,001$

5.3 SF ve stoji

Tabulka 15. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky SF ve stoji a hladiny významnosti z Tukeyova post hoc testu vztahující se vždy k předchozí věkové skupině.

Věková skupina	Průměr ± SD	p-hodnota
10–14 let	97,37 ± 12,95	---
15–19 let	88,22 ± 13,97	p < 0,001
20–24 let	81,25 ± 13,26	p < 0,001
25–29 let	79,69 ± 13,15	p = 0,705
30–39 let	76,99 ± 11,44	p = 0,236
40–49 let	77,19 ± 10,97	p = 1,000
50–59 let	78,45 ± 13,21	p = 0,999
60–65 let	77,97 ± 9,87	p = 1,000

Pearsonův korelační koeficient ukázal slabou závislost ($r = -0,33$; $p < 0,001$) SF ve stoji na věku. Při rozdělení populace na dvě skupiny (10–29 a 30–65 let) se slabá závislost ($r = -0,36$; $p < 0,001$) prokázala ve skupině 10–29 let. Tukeyův post hoc test prokázal, že skupina 10–14 let má signifikantně vyšší hodnotu SF než muži ve věku 15–19 let, a skupina 15–19 let má signifikantně vyšší hodnotu SF než skupina 20–24 let.



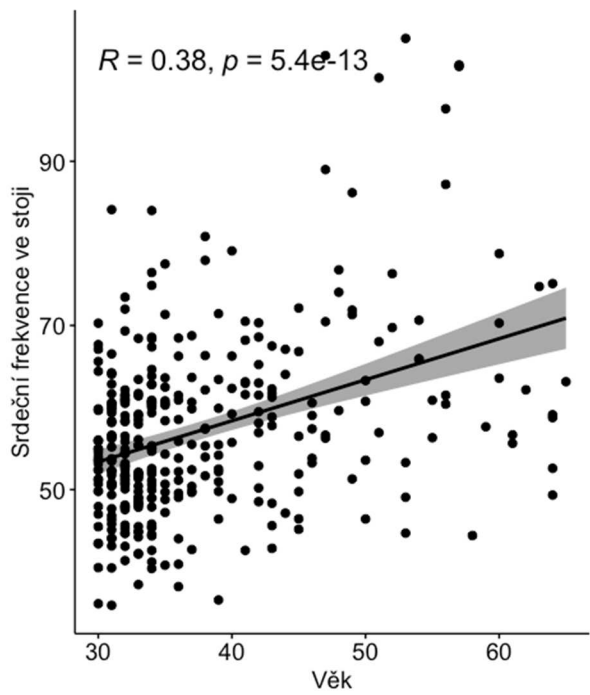
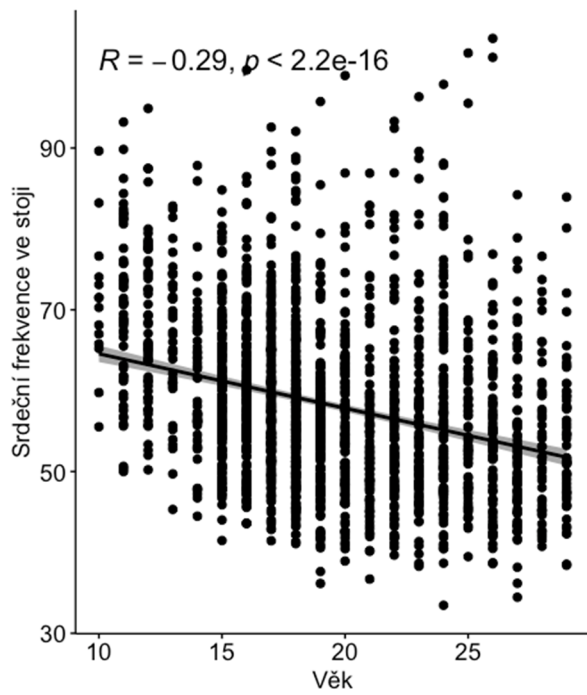
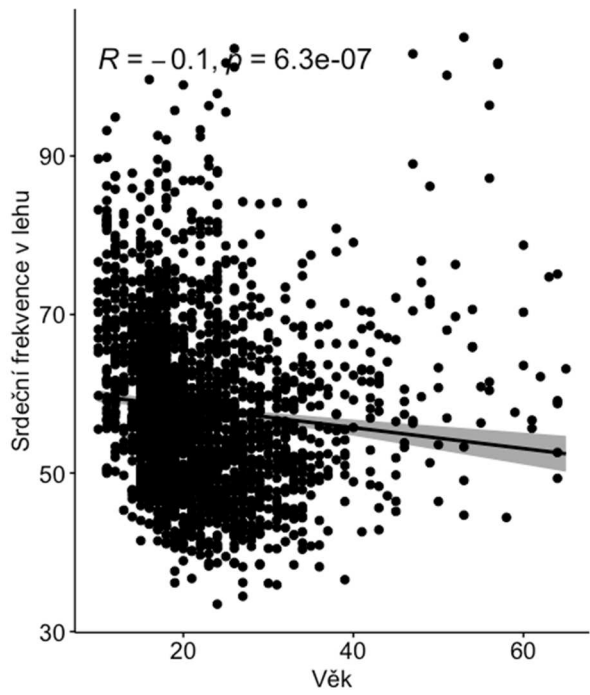
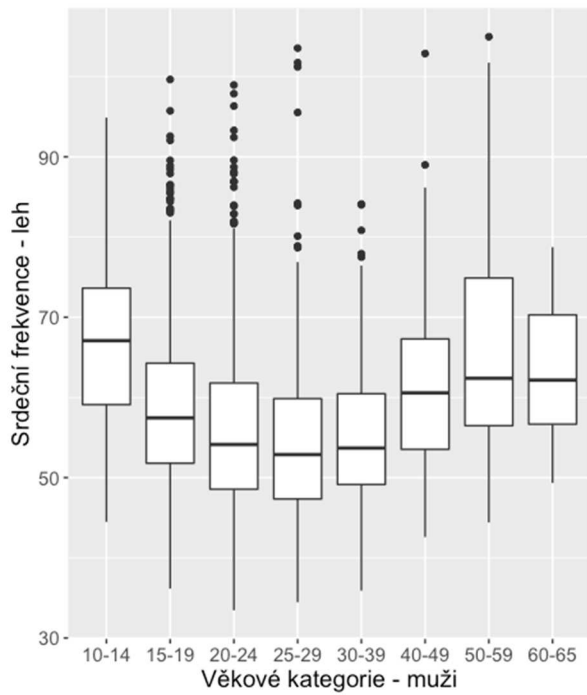
Obrázek 11. Vlevo nahoře: krabicový graf SF ve stoji pro věkové kategorie, vpravo nahoře: Pearsonův korelační diagram pro vztah SF ve stoji a věku, vlevo dole: Pearsonův korelační diagram pro vztah SF ve stoji a věk v populaci od 10–29 let, vpravo dole: Pearsonův korelační diagram pro vztah SF ve stoji a věk v populaci od 30–65 let.

5.4 SF v lehu

Tabulka 16. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky SF v lehu a hladiny významnosti z Tukeyova post hoc testu vztahující se vždy k předchozí věkové skupině.

Věková skupina	Průměr ± SD	p-hodnota
10–14 let	66,86 ± 10,11	---
15–19 let	58,53 ± 9,41	p < 0,001
20–24 let	56,38 ± 11,17	p = 0,003
25–29 let	54,58 ± 10,44	p = 0,194
30–39 let	54,74 ± 8,67	p = 0,999
40–49 let	61,34 ± 11,44	p < 0,001
50–59 let	68,38 ± 18,83	p = 0,064
60–65 let	63,07 ± 9,17	p = 0,786

Pearsonův korelační koeficient ukázal velmi slabou signifikantní závislost SF v lehu na věku ($r = -0,1$). Při rozdělení populace na dvě skupiny (10–29 a 30–65) se ukázala ve skupině 10–29 let slabá negativní korelace hodnoty SF s věkem a ve skupině 30–65 let velmi slabá pozitivní korelace. Tukeyův post hoc test prokázal, že skupina 10–14 let má signifikantně vyšší (průměrnou) hodnotu SF než skupina ve věku 15–19 let, a skupina 15–19 let má signifikantně vyšší SF než skupina 20–24 let, a že skupina 30–39 let má nižší hodnotu SF než skupina 40–49 let.



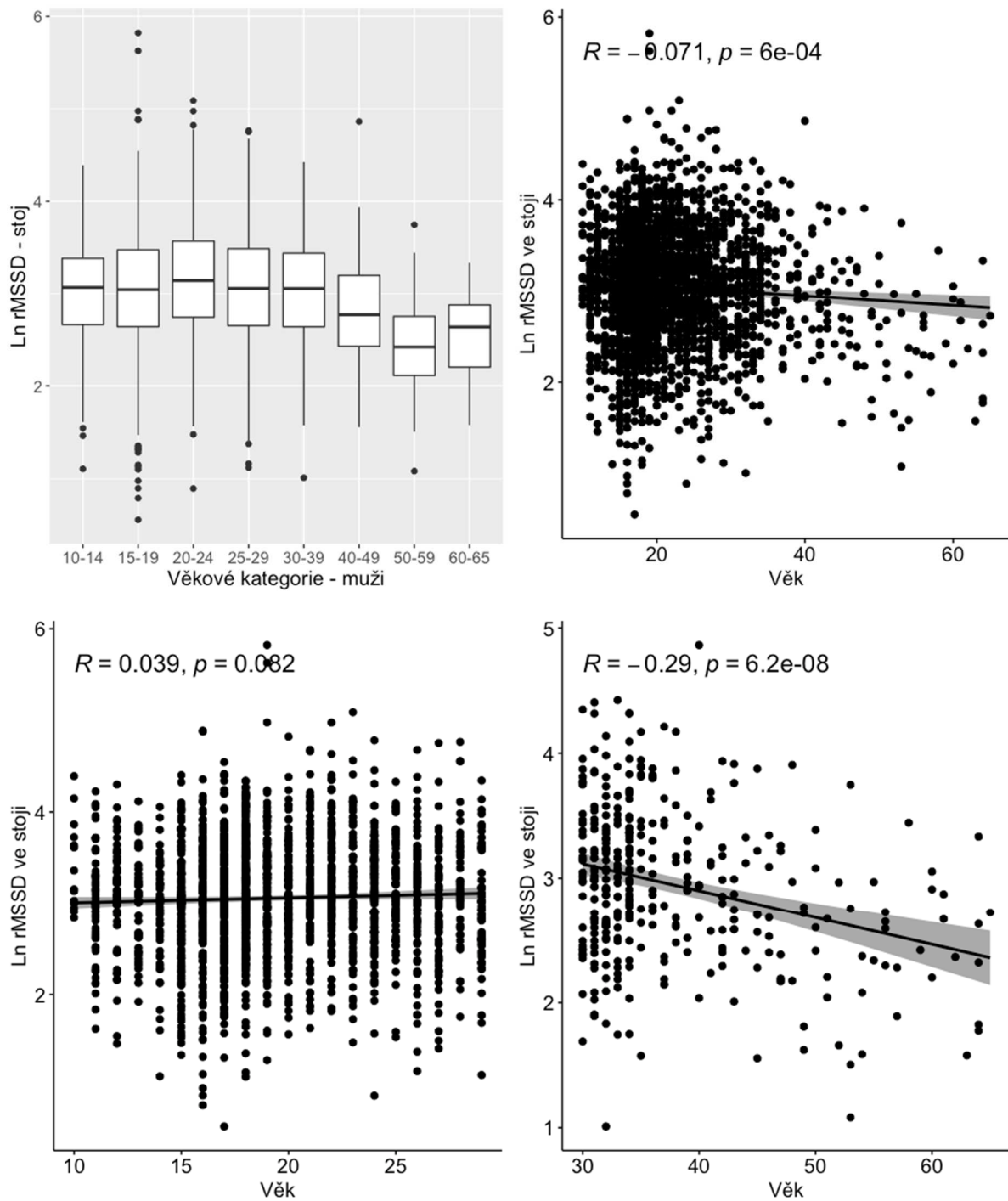
Obrázek 12. Vlevo nahoře: krabicový graf SF v lehu pro věkové kategorie, vpravo nahoře: Pearsonův korelační diagram pro vztah SF v lehu a věk, vlevo dole: Pearsonův korelační diagram pro vztah SF v lehu a věk v populaci od 10–29 let, vpravo dole: Pearsonův korelační diagram pro vztah SF v lehu a věk v populaci od 30–65 let.

5.5 *Ln rMSSD ve stoji*

Tabulka 17. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky Ln rMSSD ve stoji a hladiny významnosti z Tukeyova post hoc testu vztahující se vždy k předchozí věkové skupině.

Věková skupina	Průměr ± SD	p-hodnota
10–14 let	3,03 ± 0,59	---
15–19 let	3,03 ± 0,65	p = 1,000
20–24 let	3,14 ± 0,63	p = 0,027
25–29 let	3,04 ± 0,63	p = 0,312
30–39 let	3,05 ± 0,60	p = 0,999
40–49 let	2,85 ± 0,62	p = 0,338
50–59 let	2,45 ± 0,62	p = 0,140
60–65 let	2,48 ± 0,53	p = 1,000

Pearsonův korelační koeficient neukázal signifikantní závislost Ln rMSSD ve stoji na věku při zkoumání celého věkového spektra. Při rozdělení populace na dvě skupiny (10–29 a 30–65 let) se ukázala ve skupině 30–65 let velmi slabá negativní korelace ($r = -0,29$; $p = 0,002$). Tukeyův post hoc test prokázal, že skupina 15–19 let dosahuje signifikantně nižších hodnot Ln rMSSD ve stoji než skupina 20–24 let.



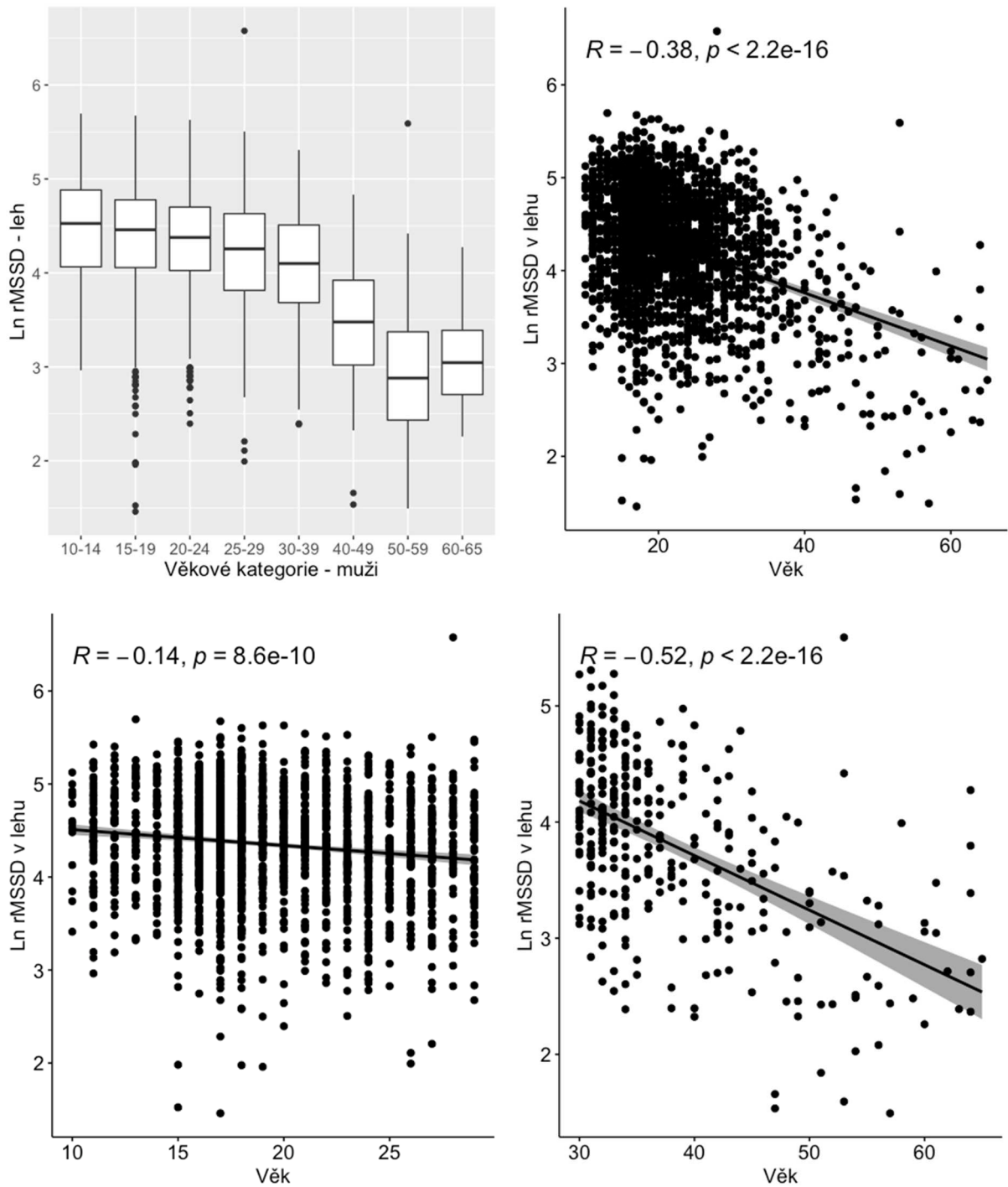
Obrázek 13. Vlevo nahoře: krabicový graf Ln rMSSD ve stoji pro věkové kategorie, vpravo nahoře: Pearsonův korelační diagram pro Ln rMSSD ve stoji a věk, vlevo dole: Pearsonův korelační diagram pro Ln rMSSD ve stoji a věk v populaci od 10–29 let, vpravo dole: Pearsonův korelační diagram pro Ln rMSSD ve stoji a věk v populaci od 30–65 let.

5.6 Ln rMSSD v lehu

Tabulka 18. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky Ln rMSSD v lehu a hladiny významnosti z Tukeyova post hoc testu vztahující se vždy k předchozí věkové skupině.

Věková skupina	Průměr ± SD	p-hodnota
10–14 let	4,47 ± 0,54	---
15–19 let	4,39 ± 0,57	p = 0,686
20–24 let	4,31 ± 0,57	p = 0,193
25–29 let	4,21 ± 0,60	p = 0,191
30–39 let	4,10 ± 0,60	p = 0,036
40–49 let	3,41 ± 0,72	p < 0,001
50–59 let	2,93 ± 0,90	p = 0,011
60–65 let	3,03 ± 0,59	p = 0,999

Pearsonův korelační koeficient ukázal slabou signifikantní závislost Ln rMSSD v lehu na věku při zkoumání celého věkového spektra ($r = -0,38$, $p < 0,001$). Při rozdělení populace na dvě skupiny (10–29 a 30–65 let) byla zjištěna ve skupině 10–29 let velmi slabá závislost $r = -0,14$; $p < 0,001$ a ve skupině střední závislost 30–65 let $r = -0,52$; $p < 0,001$. Tukeyův post hoc test prokázal, že skupina 25–29 let dosahuje signifikantně vyšších hodnot Ln rMSSD než skupina ve věku 30–39 let, skupina 30–39 let dosahuje signifikantně vyšších hodnot Ln rMSSD než skupina 40–49 let a skupina 40–49 let dosahuje signifikantně vyšších hodnot Ln rMSSD než skupina 50–59 let. Dále byly sledovány další čteně se vyskytující difference v ne po sobě jdoucích věkových kategoriích (příloha 2).



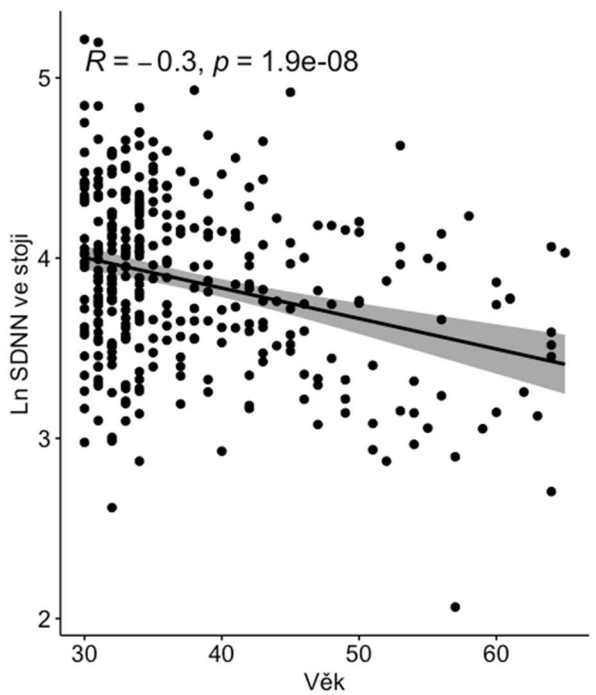
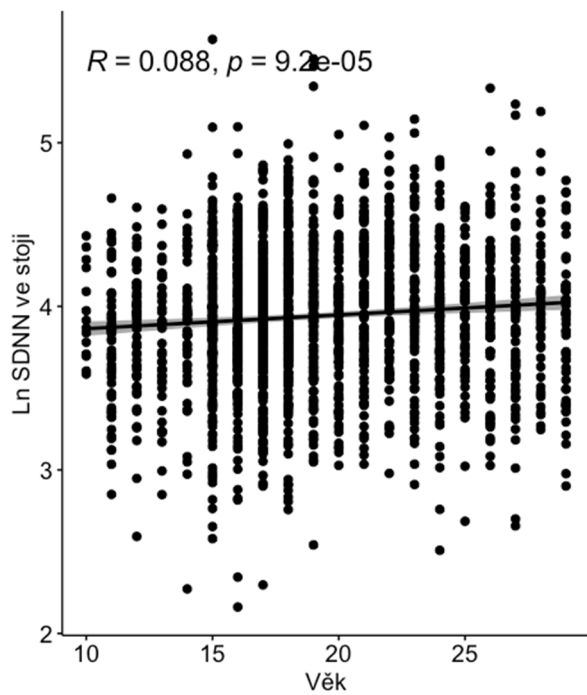
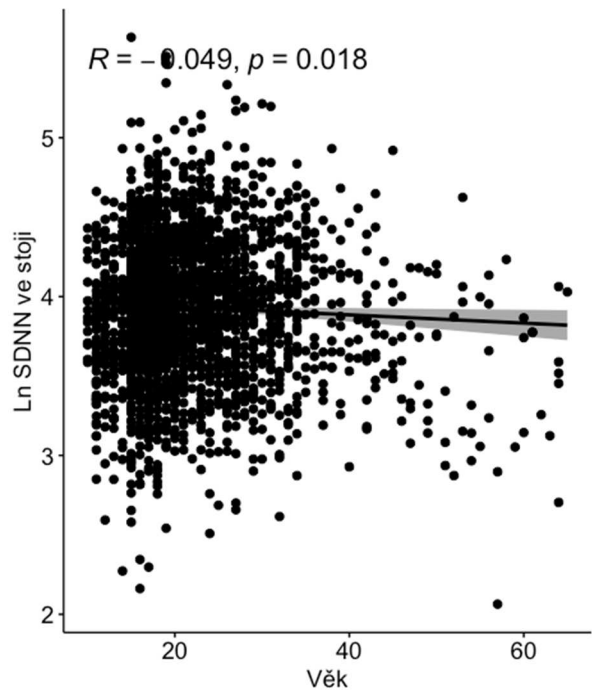
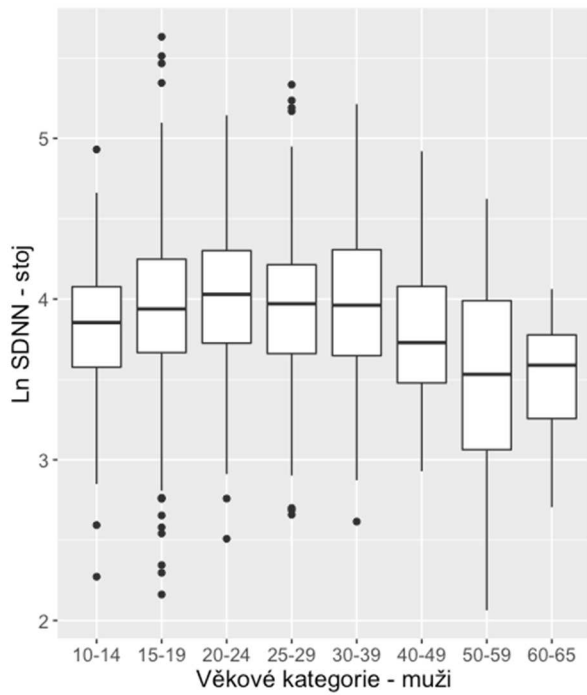
Obrázek 14. Vlevo nahoře: krabicový graf Ln rMSSD v lehu pro věkové kategorie, vpravo nahoře: Pearsonův korelační diagram pro Ln rMSSD v lehu a věk, vlevo dole: Pearsonův korelační diagram pro Ln rMSSD v lehu a věk v populaci od 10–29 let, vpravo dole: Pearsonův korelační diagram pro Ln rMSSD v lehu a věk v populaci od 30–65 let.

5.7 Ln SDNN ve stoji

Tabulka 19. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky Ln SDNN ve stoji a hladiny významnosti z Tukeyova post hoc testu vztahující se vždy k předchozí věkové skupině.

Věková skupina	Průměr ± SD	p-hodnota
10–14 let	3,82 ± 0,41	---
15–19 let	3,94 ± 0,45	p = 0,010
20–24 let	4,00 ± 0,43	p = 0,099
25–29 let	3,95 ± 0,44	p = 0,697
30–39 let	3,95 ± 0,45	p = 1,000
40–49 let	3,77 ± 0,42	p = 0,067
50–59 let	3,52 ± 0,59	p = 0,265
60–65 let	3,54 ± 0,40	p = 1,000

Pearsonův korelační koeficient ukázal signifikantní velmi slabou závislost Ln SDNN ve stoji na věku ($r = -0,049$, $p = 0,018$) při zkoumání celého věkového spektra. Při rozdělení populace na dvě skupiny (10–29 a 30–65) se ukázala ve skupině 30–65 let slabou závislost $r = -0,3$; $p < 0,001$). Tukeyův post hoc test prokázal, že skupina 10–14 let dosahuje signifikantně nižších hodnot než skupina ve věku 15–19 let.



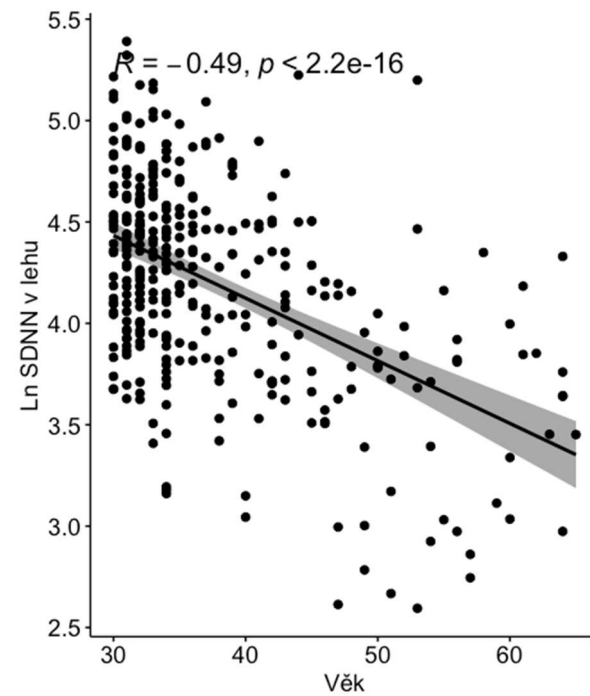
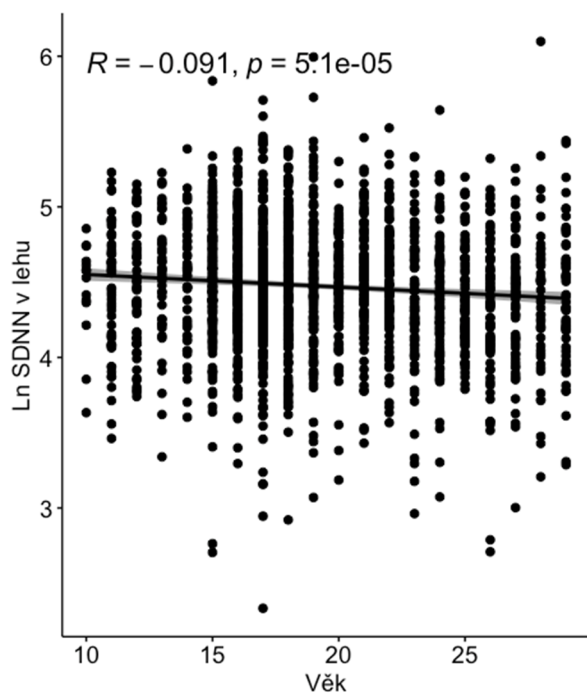
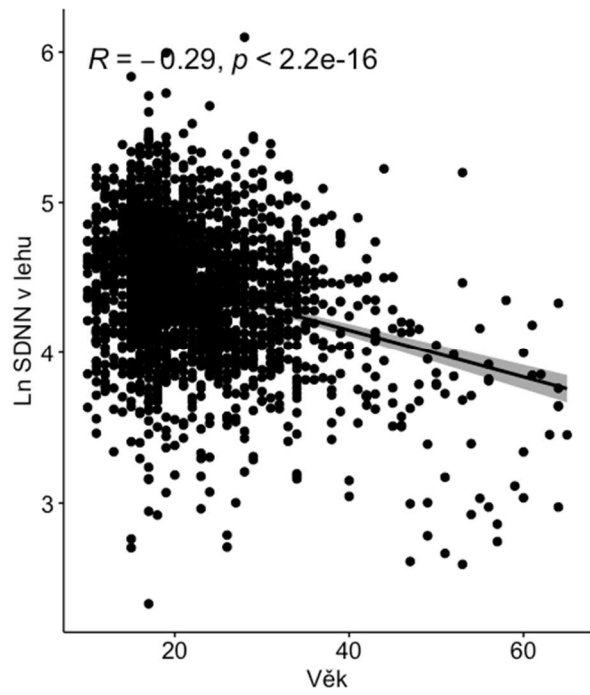
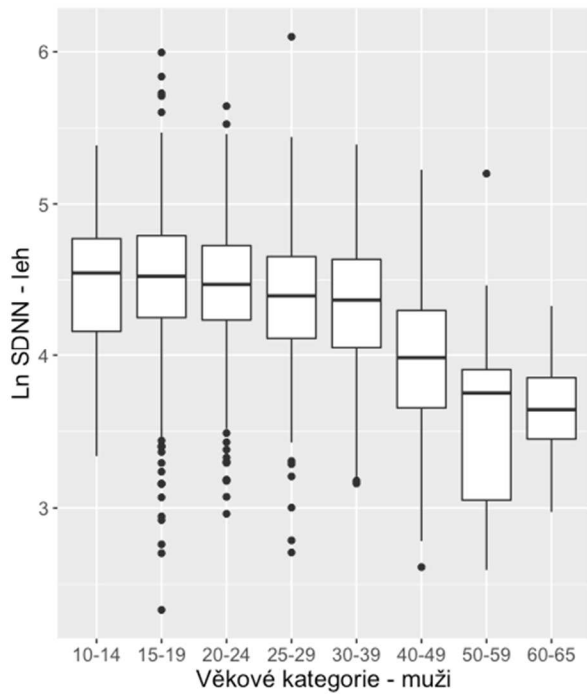
Graf 6. Vlevo nahoře: krabicový graf Ln SDNN ve stoj pro věkové kategorie, vpravo nahoře: Pearsonův korelační diagram pro Ln SDNN ve stoj a věk, vlevo dole: Pearsonův korelační diagram pro Ln SDNN ve stoj a věk v populaci od 10–29 let, vpravo dole: Pearsonův korelační diagram pro Ln SDNN ve stoj a věk v populaci od 30–65 let.

5.8 Ln SDNN v lehu

Tabulka 20. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky Ln SDNN v lehu a hladiny významnosti z Tukeyova post hoc testu vztahující se vždy k předchozí věkové skupině.

Věková skupina	Průměr ± SD	p-hodnota
10–14 let	4,49 ± 0,41	---
15–19 let	4,51 ± 0,43	p = 0,996
20–24 let	4,46 ± 0,40	p = 0,465
25–29 let	4,38 ± 0,43	p = 0,118
30–39 let	4,35 ± 0,43	p = 0,983
40–49 let	3,95 ± 0,52	p < 0,001
50–59 let	3,60 ± 0,62	p = 0,012
60–65 let	3,65 ± 0,41	p = 0,999

Pearsonův korelační koeficient ukázal slabou signifikantní závislost Ln SDNN v lehu na věku ($r = -0,29$, $p < 0,001$) při zkoumání celého věkového spektra. Při rozdělení populace na dvě skupiny (10–29 a 30–65) se ukázala ve skupině 10–29 let velmi slabá závislost $r = -0,091$; $p = 0,03$ a ve skupině 30–65 let střední negativní závislost $r = -0,49$; $p < 0,001$. Tukeyův post hoc test prokázal, že skupina 30–39 let dosahuje signifikantně vyšších hodnot než skupina ve věku 40–49 let a že skupina 40–49 let dosahuje signifikantně vyšších hodnot než skupina ve věku 50–59 let.



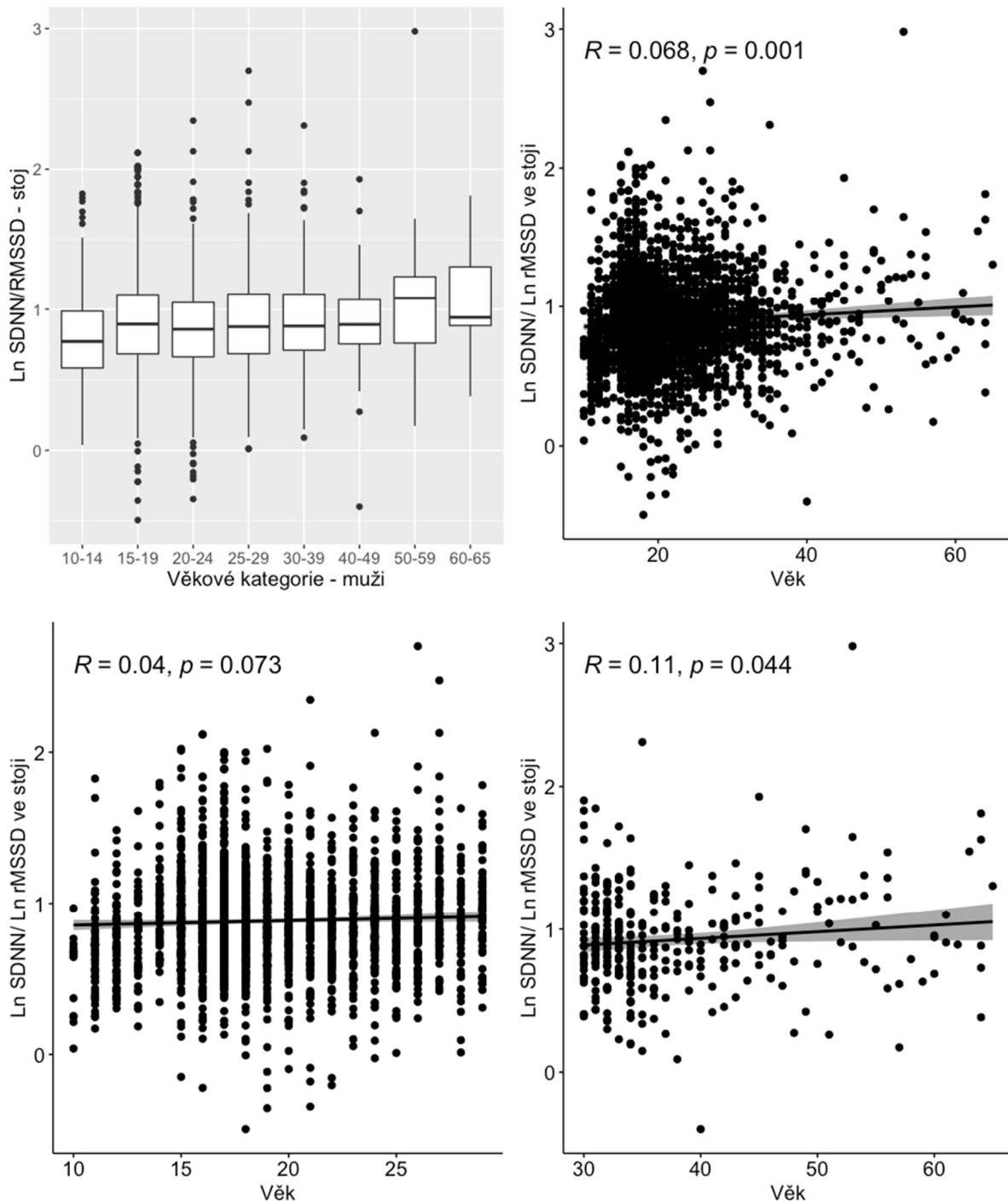
Obrázek 16. Vlevo nahoře: krabicový graf Ln SDNN v lehu pro věkové kategorie, vpravo nahoře: Pearsonův korelační diagram pro Ln SDNN v lehu a věk, vlevo dole: Pearsonův korelační diagram pro Ln SDNN v lehu a věk v populaci od 10–29 let, vpravo dole: Pearsonův korelační diagram pro Ln SDNN v lehu a věk v populaci od 30–65 let.

5.9 Ln SDNN/Ln rMSSD ve stoji

Tabulka 21. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky Ln SDNN/Ln rMSSD ve stoji a hladiny významnosti z Tukeyova post hoc testu vztahující se vždy k předchozí věkové skupině.

Věková skupina	Průměr ± SD	p-hodnota
10–14 let	0,79 ± 0,32	---
15–19 let	0,91 ± 0,34	p < 0,001
20–24 let	0,86 ± 0,34	p = 0,258
25–29 let	0,91 ± 0,36	p = 0,477
30–39 let	0,90 ± 0,33	p = 0,999
40–49 let	0,92 ± 0,36	p = 0,999
50–59 let	1,01 ± 0,53	p = 0,587
60–65 let	1,06 ± 0,41	p = 1,000

Pearsonův korelační koeficient ukázal signifikantní velmi slabou závislost Ln SDNN/Ln rMSSD ve stoji na věku ($r = 0,068$, $p = 0,001$) při zkoumání celého věkového spektra. Při rozdělení populace na dvě skupiny (10–29 a 30–65) se ukázala ve skupině 30–65 let velmi slabá závislost $r = 0,11$; $p = 0,044$. Tukeyův post hoc test prokázal, že skupina 10–14 let dosahuje signifikantně nižších hodnot než skupina ve věku 15–19 let.



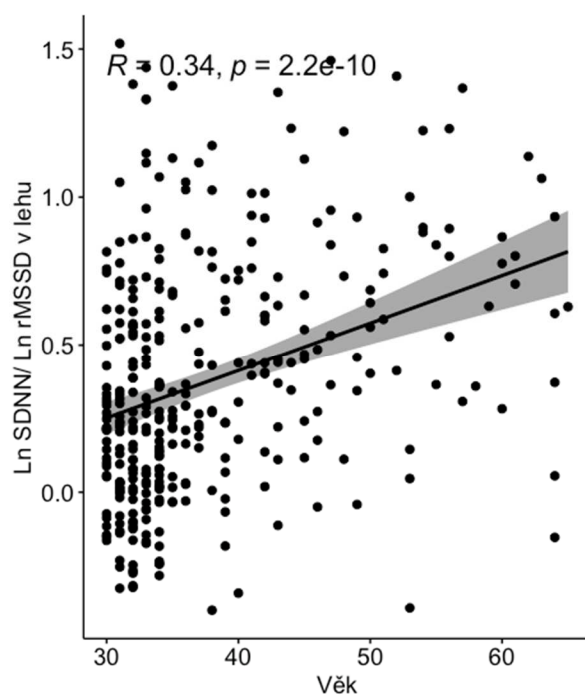
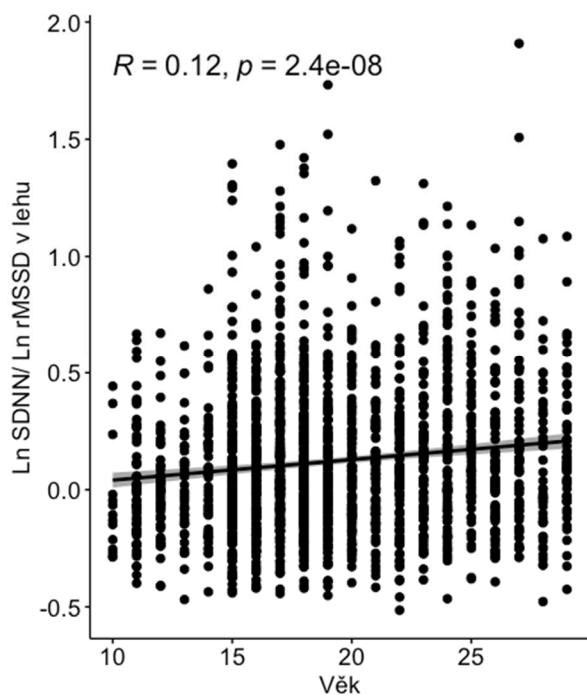
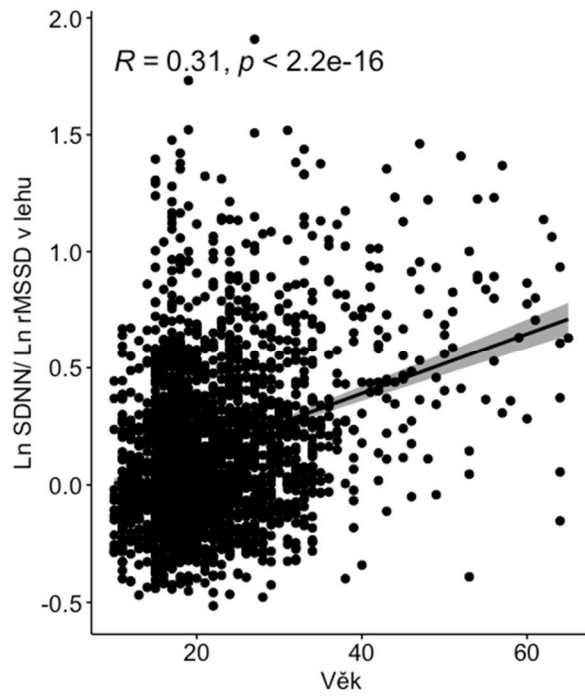
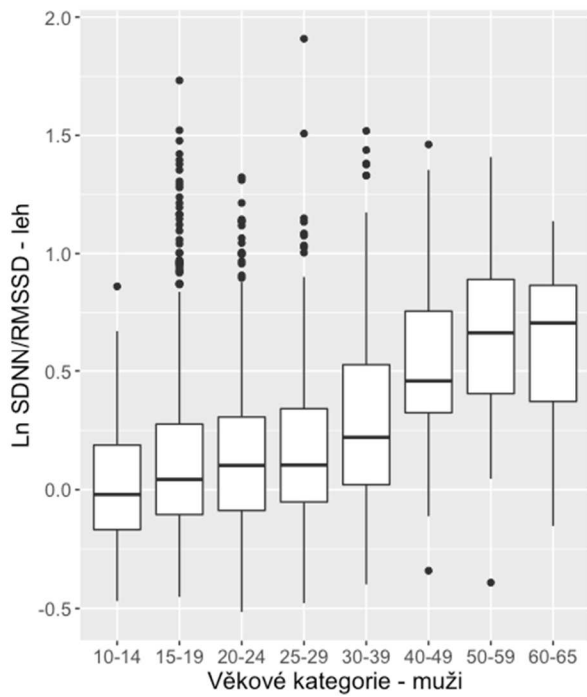
Obrázek 17. Vlevo nahoře: krabicový graf $\ln(\text{SDNN})/\ln(\text{rMSSD})$ ve stoj pro věkové kategorie, vpravo nahoře: Pearsonův korelační diagram pro $\ln(\text{SDNN})/\ln(\text{rMSSD})$ ve stoj a věk, vlevo dole: Pearsonův korelační diagram pro $\ln(\text{SDNN})/\ln(\text{rMSSD})$ ve stoj a věk v populaci od 10–29 let, vpravo dole: Pearsonův korelační diagram pro $\ln(\text{SDNN})/\ln(\text{rMSSD})$ ve stoj a věk v populaci od 30–65 let.

5.10 Ln SDNN/Ln rMSSD v lehu

Tabulka 22. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky Ln SDNN/Ln rMSSD v lehu a hladiny významnosti z Tukeyova post hoc testu vztahující se vždy k předchozí věkové skupině.

Věková skupina	Průměr ± SD	p-hodnota
10–14 let	0,02 ± 0,25	---
15–19 let	0,12 ± 0,33	p = 0,002
20–24 let	0,15 ± 0,32	p = 0,619
25–29 let	0,17 ± 0,34	p = 0,985
30–39 let	0,29 ± 0,38	p < 0,001
40–49 let	0,54 ± 0,38	p < 0,001
50–59 let	0,67 ± 0,41	p = 0,700
60–65 let	0,62 ± 0,39	p = 0,999

Pearsonův korelační koeficient ukázal signifikantní závislost Ln SDNN/Ln rMSSD ve stoji na věku ($r = 0,31$, $p < 0,001$) při zkoumání celého věkového spektra. Při rozdělení populace na dvě skupiny (10–29 a 30–65) se ukázala velmi slabá závislost ve skupině 10–29 let $r = 0,12$; $p < 0,01$ a ve skupině 30–65 let střední závislost $r = 0,34$; $p < 0,001$. Tukeyův post hoc test prokázal, že skupina 10–14 let dosahuje signifikantně nižších hodnot než skupina ve věku 15–19 let, skupina 25–29 let dosahuje signifikantně nižších hodnot než skupina ve věku 30–39 let, skupina 30–39 let dosahuje signifikantně nižších hodnot než skupina ve věku 40–49 let.



Graf 18. Vlevo nahoře: krabicový graf Ln SDNN/Ln rMSSD v lehu pro věkové kategorie, vpravo nahoře: Pearsonův korelační diagram pro Ln SDNN/Ln rMSSD v lehu a věk, vlevo dole: Pearsonův korelační diagram pro Ln SDNN/Ln rMSSD v lehu a věk v populaci od 10–29 let, vpravo dole: Pearsonův korelační diagram pro Ln SDNN/Ln rMSSD v lehu a věk v populaci od 30–65 let.

6 Diskuze

Hlavním cílem této práce bylo posoudit vliv věku na aktivitu ANS u sportující populace mužů ve věkovém rozmezí 10–65 let. Z předchozích výzkumů vyplývá, že s přibývajícím věkem aktivita vagu klesá (Antelmi et al., 2004; Estévez-Báez et al., 2019). Ani jeden z autorů však nepostupoval podle shodné metodiky (leh-stoj-leh v příslušných délkách). V opozici k těmto závěrům se v literatuře objevují zmínky o tom, že by se aktivita vagu mohla od určitého věku opět zvyšovat (Almeida-Santos et al., 2016). Aktivita vagu při pohledu na hodnoty napříč věkem kopírují písmeno U s inflexním bodem v rozmezí 60 a 69 roku věku, což autoři vysvětlují aktivním životním stylem jedinců (Almeida-Santos et al., 2016). Popsání takového trendu bylo do té doby neočekávané, z dřívějších studií vyplýval pokles lineárního charakteru, případně se objevovaly trendy kvadratické (Zulfiqar et al., 2010). Poslední zmiňovaní autoři staví své závěry na 24 h EKG měření. V rámci tohoto výzkumu byly sledovány podobné trendy ve vývoji aktivity ANS ve vztahu k věku.

Jednofaktorová ANOVA prokázala výskyt signifikantních diferencí v lehu a stojí pro parametry SF, Ln rMSSD, Ln SDNN, LnSDNN/rMSSD. Po rozdělení populace do dvou skupin (10–29 let a 30–65 let) a vytvoření korelačních diagramů pro ukazatele časové domény VSF a SF, v jednotlivých skupinách, byl trend zřejmý. Tukeyův post hoc test konkretizoval výsledky z ANOVY o difference jednotlivých kategorií mezi sebou (viz přílohu 1 a 2).

V krabicových grafech zobrazujících logaritmickou transformaci ukazatele Ln rMSSD, který vyjadřuje aktivitu vagu, lze nalézt signifikantní snížení aktivity vagu po 29. roku a naopak signifikantní nárůst po 59. roku. Tyto změny mohou být spojeny s měnícím se stavem dýchací a oběhové soustavy, fyzickou kondicí (Botek, Krejčí, & Weisser, 2014), zejména s adaptacemi na trénink vytrvalostního charakteru (Semjon, Botek, Svozil, & McKune, 2016). Pearsonova korelace pro celé věkové spektrum ve stojí neprokázala signifikantní vztah. Pro leh u parametru rMSSD byla zaznamenána negativní korelace ($r = -0,38$, $p < 0,001$) ukazující na negativní roli věku na aktivitu vagu. Po rozdělení na 10–29 let a 30–65 let byla signifikantní závislost Ln rMSSD na věku u skupiny 10–29 let sledována jen v lehu ($r = -0,14$, $p < 0,001$). U skupiny 30–60 let byla závislost silnější než u skupiny 10–29 let. Ln rMSSD se v závislosti na věku mění. Do 30 let klesá pozvolna, potom dojde k strmějšímu poklesu, ten může být způsoben změnou životního stylu, životními událostmi a povinnostmi s nimi spojenými (narození dětí, méně času na sport, kariérní posuny) nebo změnou tělesného složení resp. vzestupem % tuku (Botek, Krejčí, et al., 2017). U sportující populace od 59. roku aktivita vagu opět roste. V lehu byly

sledovány signifikantnější rozdíly, zejména při srovnání ne po sobě jdoucích věkových skupin. Došli jsme ke stejným závěrům jako Almeida-Santos et al. (2016), kteří uvádějí, že průběh aktivity vagu v závislosti na věku má trend v podobě písmene U (klesá, ale v určitém věku se pokles zlomí v růst), ale minimum bylo dříve definováno kolem 80. roku. Almeida-Santos et al. (2016) uvádějí, že v jejich vzorku se inflexní bod nacházel kolem 70. roku věku. V této studii jsme minimum sledovali ještě o deset let dříve. Naše výsledky jsou odlišné s těmi Antelmiho et al. (2004), který uvádí konstantní pokles Ln rMSSD v populaci. Almeida-Santos et al. (2016) využili 24h záznamu EKG a jejich populaci tvořili jedinci bez prodělaných srdečních onemocnění. Naopak se naše výsledky shodují se závěry publikovanými v časopise Global Heart, kde autoři zaznamenali signifikantní nárůst u rMSSD, tedy aktivity vagu, ve věku více než 59 let (Geovanini et al., 2020).

Celkový spektrální výkon, který v této práci zastupuje veličina Ln SDNN (Javorka & Javorka, 2008), nefiguruje v cílech práce, ale je zmiňován kvůli kontextu s dopočítávanou veličinou Ln SDNN/rMSSD. Pro okomentování výsledků bych uvedl srovnání s aktuální studií (Geovanini et al., 2020), kde autoři pracují s nezlogaritmovanou veličinou SDNN a měření bylo provedeno formou 24 h EKG. Krabicové grafy se liší na konci věkového spektra. Geovanini et al. (2020) uvádějí konstantní pokles hodnot. V naší práci bylo zaznamenáno minimum u Ln SDNN ve stoji minima ve věkové skupině 50–59. V lehu byl průběh podobný, jako u zmiňované výzkumné skupiny. Vysvětlení lze hledat v rozdílné metodice. Geovanini et al. (2020) měřil pomocí 24 h EKG a jejich poslední věková skupina, která figuruje ve výsledcích je kategorie 60+ let. Což může znamenat, že skupina obsahovala větší množství starší populace než 65 let. Také v naší populaci byla nejstarší skupina nejméně zastoupená, což může být motivací pro další výzkum.

Sympatovagová balance vyjádřena pomocí ukazatele Ln SDNN/rMSSD (Wang & Huang, 2012) v závislosti na věku ve stoji signifikantně vzrostla do 19 let, pokud nebereme v potaz paralelní srovnání (ne po sobě jdoucích) skupin. Pro leh je závislost sympatovagové balance na věku větší, pro skupinu 10–29 let $r = 0,12$; $p < 0,001$ a pro skupinu 30–60 let $r = 0,34$; $p < 0,001$. Lze tedy říct, že pro polohu leh hodnoty sympatovagové balance s přibývajícím věkem rostou, a tedy že s věkem roste relativní aktivita sympatiku. Studie Antelmiho et al. (2004) obsahuje vývoj spektrálního parametru LF/HF, který koresponduje s Ln SDNN/rMSSD. Z grafu je patrné, že do 40 let hodnoty rostou, potom se na jednu dekádu růst zastavil a po 60. roku věku došlo k signifikantnímu poklesu hodnot. Autoři argumentují, že tento jev lze zřejmě vysvětlit mnoha vlivy, které působí na složku LF. Antelmi také využil 24h měření EKG. V našem případě ve stoji index Ln SDNN/rMSSD stagnuje, což si můžeme vysvětlit velmi

podobným průběhem SDNN i rMSSD napříč věkem. V lehu hodnoty s věkem mírně rostly. Zde lze konstatovat, že nárůst je způsoben strmějším poklesem hodnot Ln rMSSD mezi 30–59 rokem ve srovnání s Ln SDNN, které klesaly pomaleji. Aktivita vagu tedy ve zmiňovaném rozmezí klesá rychleji než celková aktivita ANS, což ukazuje na relativní zvyšování aktivity sympatiku.

Vyšší klidová SF v kontextu nižší VSF souvisí s rizikem kardiovaskulárních onemocnění (Ogliari et al., 2015). SF ve stoji byla signifikantně vyšší u nejmladších věkových skupin, pro skupinu 10–29 let je tomu také důkazem negativní vztah ($r = -0,36$; $p < 0,001$) mezi věkem a hodnotou SF. Jiný průběh byl zaznamenán u SF v lehu. Při rozdělení na mladší a starší jedince je i podle výpočtů zjevné, že do 30 let SF klesá a od tohoto věku hodnota SF naopak roste.

Autoři se shodují, že VSF odráží vitalitu nebo potenciální dlouhověkost (Almeida-Santos et al., 2016; Hillebrand et al., 2013; Li et al., 2011; Perseguini et al., 2011; Zulficar et al., 2010). Z tohoto důvodu má snaha lépe porozumět parametrům VSF u dospělých a starších osob zásadní význam.

6.1 Limity práce

Limitou práce byl menší počet osob ve starších věkových kategoriích.

6.2 Budoucí možnosti

Tato práce otevírá spoustu dalších možností v normotvorbě či jinou práci s VSF. Kromě časových parametrů bychom mohli zahrnout frekvenční doménu či nelineární metody popisu dat. Kromě mužů vyhodnotit i ženskou část populace. Sledovat vztahy mezi výsledky u mužů a žen. Vhodné by bylo také doplnit věkové skupiny, aby měly starší větší zastoupení.

7 Závěry

Hlavním cílem práce bylo zjistit vliv věku na aktivitu ANS u sportující populace mužů ve věkovém rozmezí 10–65 let. V práci jsme zjistili, že v poloze leh aktivita vagu klesá s věkem. Dále ve stoji u populace ve věku 30–65 let aktivita vagu klesala. Ve stoji sympatovagová balance rostla v závislosti na věku, po rozdělení populace na 10–29 let a 30–65 let byl signifikantní růst sledován pouze u skupiny 30–65 let. V poloze leh sympatovagová balance s věkem roste. Ve stoji SF roste s věkem, u skupiny 10–29 let klesá, u skupiny 30–65 let roste. V lehu SF s věkem klesala. Po rozdělení věkového spektra SF klesala s věkem pouze u skupiny 10–29 let, zatímco u 30–65 let hodnota SF v lehu rostla.

8 Souhrn

Sledování aktivity ANS prostřednictvím neinvazivních možností, které poskytuje VSF je skvělým nástrojem pro zjišťování vnitřního stavu organismu. Je to užitečný prostředek pro monitorování stresu v každodenním životě či adaptaci ve sportu.

Hlavním cílem této diplomové práce bylo zjistit vliv věku na aktivitu autonomního nervového systému (ANS) sportující populace mužů ve věkovém rozmezí 10–65 let.

Pro analýzu byla využita databáze z fyziologické laboratoře FTK UP, která poskytla měření VSF zaznamenané pomocí programu Sport DiANS podle metodiky leh-stoj-leh (5 min-5 min-5 min, resp. 60 s-5 min-5 min). Vyhodnocována byla SF a časoví ukazatelé Ln SDNN, Ln rMSSD a Ln SDNN/rMSSD v polohách stoj a leh v populaci čítající 2325 sportujících mužů. Pro statistické zpracování byl použit Shapiro-Wilkův test, Pearsonův korelační koeficient, ANOVA a Tukeyův post hoc test.

Pro lepší vystižení změn aktivity ANS byla populace rozdělena na skupiny 10–29 a 30–65 let. Pro leh i stoj byly parametry vyhodnocované zvlášť. Aktivita vagu klesala v závislosti na věku v poloze leh, stejně tak tomu bylo ve stoji u populace 30–65 let. Ve stoji u skupiny 10–29 let skupiny či celkově nebyla sledována signifikantní závislost. U skupiny 30–65 let byla zjištěna ve stoji signifikantní závislost sympatovagové balance na věku, která rostla. U skupiny 10–29 let nikoli, ale celkově v populaci závislost byla, nešla však vyjádřit lineárně. V poloze leh se v závislosti na věku sympatovagová balance zvyšovala. SF ve stoji s věkem klesá, stejně tak u skupiny 10–29 let skupiny, u skupiny 30–60 let nebyla zjištěna závislost. V lehu při sledování v nerozdělené populaci SF s věkem klesala, při rozdělení populace ve 30 roku se stejný trend prokázal u skupiny 10–29 let, naopak však u skupiny 30–60 let SF rostla.

U sportující populace ve věkovém rozmezí 10–65 let byl ve shodě s dalšími studii sledován trend kardiální vagové regulace ve vztahu k věku ve tvaru písmene U, což může být prediktorem pro dlouhověkost a popírat tvrzení, že s věkem aktivita vagu pouze lineárně klesá.

9 Summary

Monitoring the function of the autonomic nervous system through the non-invasive possibilities provided by HRV is a great tool for determining the internal state of the organism. It is a useful tool for monitoring stress in everyday life or adaptation in sport.

The main goal of this diploma thesis was to determine the effect of age on the activity of the autonomic nervous system of the sporting population of men in the age range of 10-65 years.

A database from the FTK UP physiological laboratory was used for the analysis, which provided HRV measurements recorded using the Sport DiANS program according to the lying-standing-lying methodology (5 min-5 min-5 min, i.e. 60 s-5 min-5 min). HR and time indicators Ln SDNN, Ln rMSSD and Ln SDNN / rMSSD were evaluated in standing and lying positions in a population of 2325 sports men. The Shapiro-Wilk test, Pearson correlation coefficient, ANOVA and Tukey's post hoc test were used for statistical processing.

To better capture changes in ANS activity, the population was divided into groups of 10-29 and 30-65 years. The parameters were evaluated separately for the lying and the standing position. The activity of the vag was decreased depending on the age in the lying position, as was in the standing position with the population aged 30-65 years. No significant addiction was observed in the 10–29 years age group or in the group as a whole. In the group 30–65 years, a significant dependence of the sympathovagal balance on age was found in standing position, which increased slightly. Not in the group of 10–29 years, but there was an overall dependence in the population. However, it was not possible to express it linearly. In the lying position, the sympathovagal balance increased with age. Standing HR decreases with age, as well as in the group of 10–29 years, no dependence was found in the group of 30–60 years. In lying position, when observed in the undivided population, HR decreased with age; when dividing the population at 30 years, the same trend was demonstrated in the group of 10–29 years, but on the contrary, in the group of 30–60 years, HR increased.

In accordance with other studies, the trend of U-shaped vagal function in relation to age was observed in the sport population aged 10–65 years, which may be a predictor of longevity, and deny the claim that vagal function decreases with age.

10 Referenční seznam

- Almeida-Santos, M. A., Barreto-Filho, J. A., Oliveira, J. L. M., Reis, F. P., da Cunha Oliveira, C. C., & Sousa, A. C. S. (2016). Aging, heart rate variability and patterns of autonomic regulation of the heart. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *63*, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2015.11.011>
- 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. *American Journal of Cardiology*, *93*(3), 381–385. <https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2003.09.065>
- Baek, H. J., Cho, C. H., Cho, J., & Woo, J. M. (2015). Reliability of ultra-short-term analysis as a surrogate of standard 5-min analysis of heart rate variability. *Telemedicine and E-Health*, *21*(5), 404–414. <https://doi.org/10.1089/tmj.2014.0104>
- Bellavere, F., & Ewing, D. J. (1982). Autonomic control of the immediate heart rate response to lying down. *Clinical Science*, *62*(1), 57–64. <https://doi.org/10.1042/cs0620057>
- Benson, R., & Connolly, D. (2012). *Trénink podle srdeční frekvence*. Praha: Grada Publishing.
- Botek, M., Krejčí, J., & McKune, A. J. (2017). *Variabilita srdeční frekvence v tréninkovém procesu: historie, současnost a perspektiva*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- 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 Universitatis Palackianae Olomucensis, Gymnica*, *43*(2), 39–46. <https://doi.org/10.5507/ag.2013.011>
- Botek, M., Krejčí, J., & Weissner, R. (2014). Autonomic cardiac regulation and Morpho-physiological responses to eight week training preparation in junior soccer players. *Acta Gymnica*, *44*(3), 155–163. <https://doi.org/10.5507/ag.2014.016>
- Botek, M., Neuls, F., Klimešová, I., & Vyhnánek, J. (2017). *Fyziologie pro tělovýchovné obory (vybrané kapitoly, část 1.)*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Carter, J. B., Banister, E. W., & Blaber, A. P. (2003). The effect of age and gender on heart rate variability after endurance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *35*(8), 1333–1340. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000079046.01763.8F>
- Čihák, R. (2016). *Anatomie 3: Svazek | Nauka o cévách*. Praha: Grada Publishing.
- Cipryan, L. (2016). Within-session stability of short-term heart rate variability measurement. *Journal of Human Kinetics*, *50*(1), 85–92. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0146>
- Cipryan, L., & Litschmannova, M. (2013). Intra-day and inter-day reliability of heart rate

- variability measurement. *Journal of Sports Sciences*, 31(2), 150–158. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.721931>
- Cipryan, L., & Litschmannova, M. (2014). Intra-session stability of short-term heart rate variability measurement: Gender and total spectral power Influence. *Journal of Human Sport and Exercise*, 9(1), 68–80. <https://doi.org/10.4100/jhse.2014.91.08>
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Estévez-Báez, M., Carricarte-Naranjo, C., Jas-García, J. D., Rodríguez-Ríos, E., Machado, C., Montes-Brown, J., ... Pié, E. A. (2019). Influence of Heart Rate, Age, and Gender on Heart Rate Variability in Adolescents and Young Adults. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 1133, 19–33. https://doi.org/10.1007/5584_2018_292
- Eurostat. (2020). Causes of death Health 2020. Retrieved from https://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php?title=File:Causes_of_death_Health2020-CS.png
- Evans, B. E., Stam, J., Huizink, A. C., Willems, A. M., Westenberg, P. M., Branje, S., ... van Lier, P. A. C. (2016). Neuroticism and extraversion in relation to physiological stress reactivity during adolescence. *Biological Psychology*, 117, 67–79. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2016.03.002>
- Evans, J. D. (1996). *Straightforward statistics for the behavioral sciences*. (P. G. California, Ed.). California, Pacific Grove: Brooks/Cole Pub. Co.
- Fiala, P., Valenta, J., & Eberlová, L. (2015). *Stručná anatomie člověka*. Praha: Karolinum.
- Geovanini, G. R., Vasques, E. R., de Oliveira Alvim, R., Mill, J. G., Andreão, R. V., Vasques, B. K., ... Krieger, J. E. (2020). Age and Sex Differences in Heart Rate Variability and Vagal Specific Patterns – Baependi Heart Study. *Global Heart*, 15(1), 1–12. <https://doi.org/10.5334/GH.873>
- Goldberger, J. J., Ahmed, M. W., Parker, M. A., & Kadish, A. H. (1994). Dissociation of heart rate variability from parasympathetic tone. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 266(5 35-5). <https://doi.org/10.1152/ajpheart.1994.266.5.h2152>
- Guijt, A. M., Sluiter, J. K., & Frings-Dresen, M. H. W. (2007). Test-Retest Reliability of Heart Rate Variability and Respiration Rate at Rest and during Light Physical Activity in Normal Subjects. *Archives of Medical Research*, 38(1), 113–120. <https://doi.org/10.1016/j.arcmed.2006.07.009>
- Hillebrand, S., Gast, K. B., De Mutsert, R., Swenne, C. A., Jukema, J. W., Middeldorp, S., ... Dekkers, O. M. (2013). Heart rate variability and first cardiovascular event in populations without known cardiovascular disease: Meta-analysis and dose-response meta-regression.

- Europace*, 15(5), 742–749. <https://doi.org/10.1093/europace/eus341>
- IKEM. (2020). Ischemická choroba srdeční - ICHS.
- IPAQ group. (2020). INTERNATIONAL PHYSICAL ACTIVITY QUESTIONNAIRE. Retrieved from www.ipaq.ki.se
- Javorka, K., & Javorka, M. (2008). *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie*. Martin: Oveta.
- Kachlík, D. (2018). *Anatomie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha : Univerzita Karlova: nakladatelství Karolinum.
- Kiviniemi, A. M., Hautala, A. J., Kinnunen, H., & Tulppo, M. P. (2007). Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 101(6), 743–751. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0552-2>
- Li, X., Shaffer, M. L., Rodriguez-Colon, S., He, F., Wolbrette, D. L., Alagona, P., ... Liao, D. (2011). The circadian pattern of cardiac autonomic modulation in a middle-aged population. *Clinical Autonomic Research*, 21(3), 143–150. <https://doi.org/10.1007/s10286-010-0112-4>
- Lombardi, F., & Malliani, A. (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*, 93(5), 1043–1065.
- Malik, M., & Camm, A. J. (1995). *Heart rate variability*. New York: Futura Publishing Company, Inc.
- Merkunová, A., & Orel, M. (2008). *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada Publishing.
- Munoz, M. L., Van Roon, A., Riese, H., Thio, C., Oostenbroek, E., Westrik, I., ... Snieder, H. (2015). Validity of (Ultra-)Short recordings for heart rate variability measurements. *PLoS ONE*, 10(9), 1–15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0138921>
- MySASY. (2019). Využití monitorování variability srdeční frekvence pomocí systému mySASY k optimalizaci sportovní přípravy. Retrieved from https://www.mysasy.com/data/upload/mysasy_metodicky_material_201905_k.10.pdf
- Nakamura, F. Y., Pereira, L. A., Esco, M. R., Flatt, A. A., Moraes, J. E., Cal Abad, C. C., & Loturco, I. (2017). Intraday and interday reliability of ultra-short-term heart rate variability in rugby union players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(2), 548–551. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001514>
- Novotný, J., & Novotná, M. (2008). *Variabilita srdeční frekvence u dětí vleže a vstoje*. Brno:

Masarykova univerzita.

- Nunan, D., Sandercock, G. R. H., & Brodie, D. A. (2010). A quantitative systematic review of normal values for short-term heart rate variability in healthy adults. *PACE - Pacing and Clinical Electrophysiology*, 33(11), 1407–1417. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.2010.02841.x>
- Nussinovitch, U., Elishkevitz, K. P., Katz, K., Nussinovitch, M., Segev, S., Volovitz, B., & Nussinovitch, N. (2011). Reliability of ultra-short ECG indices for heart rate variability. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 16(2), 117–122. <https://doi.org/10.1111/j.1542-474X.2011.00417.x>
- Ogliari, G., Mahinrad, S., Stott, D. J., Jukema, J. W., Mooijaart, S. P., Macfarlane, P. W., ... Sabayan, B. (2015). Resting heart rate, heart rate variability and functional decline in old age. *Cmaj*, 187(15), E442–E449. <https://doi.org/10.1503/cmaj.150462>
- Perseguini, N. M., Takahashi, A. C. M., Rebelatto, J. R., Silva, E., Borghi-Silva, A., Porta, A., ... Catai, A. M. (2011). Spectral and symbolic analysis of the effect of gender and postural change on cardiac autonomic modulation in healthy elderly subjects. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 44(1), 29–37. <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2010007500137>
- Pinna, G. D., Maestri, R., Torunski, A., Danilowicz-Szymanowicz, L., Szwoch, M., La Rovere, M. T., & Raczak, G. (2007). Heart rate variability measures: A fresh look at reliability. *Clinical Science*, 113(3–4), 131–140. <https://doi.org/10.1042/CS20070055>
- Salahuddin, L., Cho, J., Jeong, M. G., & Kim, D. (2007). Ultra short term analysis of heart rate variability for monitoring mental stress in mobile settings. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, 4656–4659. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4353378>
- Salinger, J. (2004). *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech - od teorie ke klinické praxi*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Sammito, S., & Böckelmann, I. (2016). Reference values for time- and frequency-domain heart rate variability measures. *Heart Rhythm*, 13(6), 1309–1316. <https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2016.02.006>
- Schroeder, E. B., Whitsel, E. A., Evans, G. W., Prineas, R. J., Chambless, L. E., & Heiss, G. (2004). Repeatability of heart rate variability measures. *Journal of Electrocardiology*, 37(3), 163–172. <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2004.04.004>
- Semjon, M., Botek, M., Svozil, Z., & McKune, A. J. (2016). Positional differences in the cardiorespiratory, Autonomic, and somatic profiles of professional soccer players. *Acta*

- Gymnica*, 46(2), 90–96. <https://doi.org/10.5507/ag.2016.008>
- Shaffer, F., & Ginsberg, J. (2017). An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*, 5(September), 1–17. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>
- Shaffer, Fredric, Shearman, S., & Meehan, Z. M. (2016). The Promise of Ultra-Short-Term (UST) Heart Rate Variability Measurements. *Biofeedback*, 44(4), 229–233. <https://doi.org/10.5298/1081-5937-44.3.09>
- Silbernagl, S., & Despopoulos, A. (2004). *Atlas fyziologie člověka: 6. vydání, zcela přepracované a rozšířené*. Praha.
- Sookan, T., & Mckune, A. J. (2012). Heart rate variability in physically active individuals: Reliability and gender characteristics. *Cardiovascular Journal of Africa*, 23(2), 67–72. <https://doi.org/10.5830/CVJA-2011.108>
- Štejskal, P., & Salinger, J. (1996). *Kardiologie:3., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing.
- Štejskal, P., & Salinger, J. (1996). Spektrální analýza variability srdeční frekvence - základy metodiky a literární přehled o jejím klinickém využití. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 5(2), 33–42.
- Thayer, J. F., Yamamoto, S. S., & Brosschot, J. F. (2010). The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors. *International Journal of Cardiology*, 141(2), 122–131. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2009.09.543>
- Toska, K., & Walløe, L. (2002). Dynamic time course of hemodynamic responses after passive head-up tilt and tilt back to supine position. *Journal of Applied Physiology*, 92(4), 1671–1676. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00465.2000>
- Wang, H. M., & Huang, S. C. (2012). SDNN/RMSSD as a surrogate for LF/HF: A revised investigation. *Modelling and Simulation in Engineering*, 2012. <https://doi.org/10.1155/2012/931943>
- Wilmore, J. H., Costill, D. L., & Gleim, G. W. (1995). *Physiology of Sport and Exercise. Medicine & Science in Sports & Exercise* (Vol. 27). Champaign, IL: Human Kinetics. <https://doi.org/10.1249/00005768-199505000-00024>
- Zulfiqar, U., Jurivich, D. A., Gao, W., & Singer, D. H. (2010). Relation of High Heart Rate Variability to Healthy Longevity. *American Journal of Cardiology*, 105(8), 1181–1185. <https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2009.12.022>

11 Přílohy

Příloha 1. Tukeyův post hoc test pro časové parametry VSF ve stoji ve vztahu k věkovým kategoriím. Červeně zvýrazněny hodnoty $p < 0,05$.

Věková skupina	SF	Ln rMSSD	Ln SDNN	Ln SDNN/rMSSD
10–14 vs. 15–19	$p < 0,001$	$p = 1,000$	$p = 0,010$	$p < 0,001$
10–14 vs. 20–24	$p < 0,001$	$p = 0,324$	$p < 0,001$	$p = 0,185$
10–14 vs. 25–29	$p < 0,001$	$p = 0,999$	$p = 0,013$	$p = 0,001$
10–14 vs. 30–39	$p < 0,001$	$p = 0,999$	$p = 0,024$	$p = 0,012$
10–14 vs. 40–49	$p < 0,001$	$p = 0,512$	$p = 0,991$	$p = 0,182$
10–14 vs. 50–59	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,025$	$p = 0,002$
10–14 vs. 60–65	$p < 0,001$	$p = 0,051$	$p = 0,349$	$p = 0,112$
15–19 vs. 20–24	$p < 0,001$	$p = 0,027$	$p = 0,099$	$p = 0,258$
15–19 vs. 25–29	$p < 0,001$	$p = 0,999$	$p = 0,999$	$p = 0,999$
15–19 vs. 30–39	$p < 0,001$	$p = 0,999$	$p = 0,999$	$p = 0,999$
15–19 vs. 40–49	$p < 0,001$	$p = 0,381$	$p = 0,079$	$p = 0,999$
15–19 vs. 50–59	$p = 0,053$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,256$
15–19 vs. 60–65	$p = 0,103$	$p = 0,041$	$p = 0,030$	$p = 0,751$
20–24 vs. 25–29	$p = 0,705$	$p = 0,312$	$p = 0,697$	$p = 0,477$
20–24 vs. 30–39	$p = 0,001$	$p = 0,582$	$p = 0,828$	$p = 0,787$
20–24 vs. 40–49	$p = 0,335$	$p = 0,015$	$p = 0,002$	$p = 0,926$
20–24 vs. 50–59	$p = 0,966$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,055$
20–24 vs. 60–65	$p = 0,987$	$p = 0,005$	$p = 0,004$	$p = 0,444$
25–29 vs. 30–39	$p = 0,236$	$p = 0,999$	$p = 1,000$	$p = 0,999$
25–29 vs. 40–49	$p = 0,885$	$p = 0,364$	$p = 0,058$	$p = 0,999$
25–29 vs. 50–59	$p = 0,999$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,314$
25–29 vs. 60–65	$p = 0,999$	$p = 0,037$	$p = 0,023$	$p = 0,784$
30–39 vs. 40–49	$p = 1,000$	$p = 0,338$	$p = 0,067$	$p = 0,999$
30–39 vs. 50–59	$p = 0,999$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,274$
30–39 vs. 60–65	$p = 0,999$	$p = 0,034$	$p = 0,023$	$p = 0,746$
40–49 vs. 50–59	$p = 0,999$	$p = 0,140$	$p = 0,265$	$p = 0,587$
40–49 vs. 60–65	$p = 0,999$	$p = 0,562$	$p = 0,716$	$p = 0,884$
50–59 vs. 60–65	$p = 1,000$	$p = 1,000$	$p = 1,000$	$p = 1,000$

Příloha 2. Tukeyův post hoc test pro časové parametry VSF v lehu ve vztahu k věkovým kategoriím. Červeně zvýrazněny hodnoty $p < 0,05$.

Věková skupina	SF	Ln rMSSD	Ln SDNN	Ln SDNN/rMSSD
10–14 vs. 15–19	$p < 0,001$	$p = 0,686$	$p = 0,996$	$p = 0,002$
10–14 vs. 20–24	$p < 0,001$	$p = 0,022$	$p = 0,996$	$p < 0,001$
10–14 vs. 25–29	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,078$	$p < 0,001$
10–14 vs. 30–39	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,010$	$p < 0,001$
10–14 vs. 40–49	$p = 0,005$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
10–14 vs. 50–59	$p = 0,996$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
10–14 vs. 60–65	$p = 0,895$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
15–19 vs. 20–24	$p = 0,003$	$p = 0,193$	$p = 0,465$	$p = 0,619$
15–19 vs. 25–29	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,169$
15–19 vs. 30–39	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
15–19 vs. 40–49	$p = 0,443$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
15–19 vs. 50–59	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
15–19 vs. 60–65	$p = 0,751$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
20–24 vs. 25–29	$p = 0,194$	$p = 0,191$	$p = 0,118$	$p = 0,985$
20–24 vs. 30–39	$p = 0,443$	$p < 0,001$	$p = 0,013$	$p < 0,001$
20–24 vs. 40–49	$p = 0,009$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
20–24 vs. 50–59	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
20–24 vs. 60–65	$p = 0,269$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
25–29 vs. 30–39	$p = 0,999$	$p = 0,036$	$p = 0,983$	$p < 0,001$
25–29 vs. 40–49	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
25–29 vs. 50–59	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
25–29 vs. 60–65	$p = 0,062$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
30–39 vs. 40–49	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
30–39 vs. 50–59	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
30–39 vs. 60–65	$p = 0,077$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p = 0,010$
40–49 vs. 50–59	$p = 0,064$	$p = 0,011$	$p = 0,012$	$p = 0,700$
40–49 vs. 60–65	$p = 0,999$	$p = 0,402$	$p = 0,318$	$p = 0,992$
50–59 vs. 60–65	$p = 0,786$	$p = 0,999$	$p = 0,999$	$p = 0,999$