

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

POROVNÁNÍ VÝSTUPŮ SPORTTESTERU S LÉKAŘSKÝM EKG PŘÍSTROJEM  
Diplomová práce  
(Magisterská)

Autor: Bc. Štěpán Dancinger  
Vedoucí práce: RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.  
Olomouc 2022

## Bibliografická identifikace

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Štěpán Dancinger

**Název diplomové práce:** Porovnání výstupů sporttesteru s lékařským EKG přístrojem

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Vedoucí diplomové práce:** RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

**Rok obhajoby bakalářské práce:** 2022

### Abstrakt:

Cílem této diplomové práce bylo porovnat hodnoty ukazatelů variability srdeční frekvence změřené pomocí sporttesteru a lékařského elektrokardiografického (EKG) přístroje. Dílčími cíli bylo vyhodnotit systematickou chybu sporttesteru porovnáním s lékařským EKG přístrojem a také vyhodnotit náhodnou chybu sporttesteru porovnáním s lékařským EKG přístrojem. Dále jsem se zabýval výzkumnou otázkou, jakých hodnot a jakých klasifikačních stupňů dosahuje reliabilita srdeční frekvence a vagového ukazatele LnRMSSD (Root Mean Square of Successive Differences) v polohách stoj a leh při porovnání sporttesteru s lékařským EKG přístrojem. Měření se zúčastnilo 22 žen ve věku  $23,5 \pm 3,9$  let a 20 mužů ve věku  $24,0 \pm 4,0$  let. Ti absolvovali měření pomocí hrudních pásů (sporttester a lékařské EKG), které spočívalo v 1 minutě stoj a 2 minuty leh.

Z výsledků lze konstatovat, že mezi přístroji není statisticky významná systematická chyba. Při měření srdeční frekvence ve stoji je náhodná chyba 1,3 tepů/min a v lehu je to 0,7 tepů/min a pro sportovní využití se jedná o přijatelné hodnoty. Reliabilita hrudního pásu Suunto Smart Heart Belt je podle koeficientu vnitrotřídní korelace, v případě měření srdeční frekvence ve stoje i v lehu a LnRMSSD v lehu, „téměř perfektní“. V případě měření LnRMSSD ve stoji se jedná o „značnou reliabilitu“.

**Klíčová slova:** autonomní nervový systém, variabilita srdeční frekvence, srdeční frekvence, časový ukazatel aktivity vagu, sporttester, reliabilita

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

## **Bibliographical identification**

**Author's first name and surname:** Bc. Štěpán Dancinger

**Title of the master's thesis:** Comparison of sportstester outputs with a medical ECG device

**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology

**Supervisor:** RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

**The year of presentation:** 2022

### **Abstract:**

The aim of this thesis was to compare the values of heart rate variability indexes measured by sportstester and medical electrocardiograf (ECG) device. The partial goals were evaluate the systematic error of the sportstester by comparison with a medical ECG device and also to evaluate the random error of the sportstester by comparison with a medical ECG device. I also dealt with the research question of what values and what classification levels the reliability of heart rate and vagal index LnRMSSD reaches in standing and lying positions when comparing a sportstester with a medical ECG device. The measurement involved 22 women aged  $23.5 \pm 3.9$  years and 20 men aged  $24.0 \pm 4.0$  years. They underwent measurements using chest straps (sportstester and medical ECG device), which consisted of 1 minute standing position and 2 minutes supine position.

The results show that there is no statistically significant systematic error between the devices. When measuring the standing heart rate, the random error was 1.3 beats/min and when supine it was 0.7 beat/min. These values can be considered acceptable for sport science. The reliability of the Suunto Smart Heart Belt is classified as „almost perfect“ according to the intraclass correlation coefficient, in the case measuring heart rate in standing and supine positions and measuring LnRMSSD in supine position. In the case of standing LnRMSSD measurements, this is a „substantial“ reliability.

**Key words:** autonomous nervous system, heart rate variability, heart rate, time domain vagal index, sportstester, reliability

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením RNDr. Jakuba Krejčího, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Děkuji mému vedoucímu práce RNDr. Jakubu Krejčímu, Ph.D. za odborné vedení práce, cenné připomínky a trpělivost při vedení mé závěrečné práce.

## OBSAH

1	ÚVOD.....	7
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	8
2.1.	Autonomní nervový systém .....	8
2.1.1.	Centrální část ANS.....	9
2.1.2.	Periferní část ANS.....	10
2.1.3.	Sympatikus .....	10
2.1.4.	Parasympatikus.....	10
2.1.5.	Funkce sympatiku a parasympatiku .....	11
2.2.	Kardiovaskulární systém.....	11
2.3.	Srdeční frekvence.....	12
2.4.	Variabilita srdeční frekvence .....	13
2.4.1.	RR interval .....	13
2.4.2.	Měření variability srdeční frekvence.....	14
2.4.3.	Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence .....	15
2.4.4.	Hrudní pás Suunto Smart Heart Rate .....	15
2.4.5.	Hrudní pás Polar .....	16
2.4.6.	VarCor PF7.....	16
2.4.7.	Aplikace TETA .....	16
2.4.8.	Aplikace ithlete.....	18
2.4.9.	Aplikace EliteHRV.....	18
2.4.10.	Aplikace mySASY .....	18
2.4.11.	Frekvenční ukazatele VSF.....	19
2.4.12.	Časové ukazatele VSF .....	19
2.4.13.	Nelineární ukazatele VSF.....	20
2.4.14.	Validita a reliabilita měření.....	20
2.4.15.	Koeficient vnitrotřídní korelace .....	21

3	CÍLE .....	22
3.1.	Hlavní cíl.....	22
3.2.	Dílčí cíle .....	22
3.3.	Hypotézy .....	22
3.4.	Výzkumná otázka.....	22
4	METODIKA.....	23
4.1.	Charakteristika souboru .....	23
4.2.	Výzkumný protokol .....	23
4.3.	Standardizace podmínek .....	25
4.4.	Měřicí přístroje.....	25
4.5.	Zpracování dat.....	25
4.6.	Limity studie .....	26
5	VÝSLEDKY.....	27
6	DISKUSE .....	31
7	ZÁVĚRY .....	35
8	SOUHRN.....	36
9	SUMMARY .....	37
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	38
11	PŘÍLOHY .....	43

## 1 ÚVOD

Sportovci, kteří absolvují velké tréninkové dávky a náročný harmonogram soutěží, jsou vystaveni riziku přetrénování. To může mít za následek nemoc, zranění nebo přetrénování, čímž dochází ke snížení výkonnosti. Variabilita srdeční frekvence (VSF) je neinvazivní ukazatel stavu autonomního nervového systému získaný například pomocí elektrokardiografického přístroje (EKG). Hodnota VSF sportovci pomůže k objektivnímu měření úrovně stresu. Využit se dá jak pro periodizaci tréninku, předpověď fyzického výkonu, tak pro stav regenerace anebo tréninkového zatížení. Trénink řízený podle VSF ale nemusí sloužit pouze profesionálním sportovcům. Jeho měření mohou využít i ti, kteří pouze chtějí správně a efektivně trénovat. Hodnocení aktivity autonomního nervového systému může být také využito při diagnostice kardiovaskulárních onemocnění.

Tradiční měření VSF probíhá v laboratoři, trvá nejméně 5 minut, je k němu zapotřebí EKG přístroj a následná kvalifikovaná interpretace. Tyto podmínky mohou zapříčinit to, že sportovce od měření VSF odradí. V současné době jsou ovšem k dispozici nástroje, jakou jsou hrudní pásy, které se spojí s mobilní aplikací nebo sporttesterem. Tím jsou dostupné a zároveň snadné na interpretaci, neboť jsou aplikace a prostřední sporttesteru většinou uživatelsky přívětivé.

Dříve bylo zapotřebí data naměřená z hrudních pásů exportovat do počítače a pomocí speciálního softwaru data analyzovat. S rozmachem chytrých telefonů byly vyvinuty aplikace, které dokážou komunikovat s hrudním pásem a poskytnout cenná data přímo v telefonu. Tím se proces měření VSF velice zjednodušil. Mobilní aplikace totiž často bývají jednoduché na ovládání, intuitivní a uživatelsky přívětivé. K samotnému měření je potřeba pouze mobilní telefon nebo sporttester a hrudní pás s technologií Bluetooth.

V této diplomové práci porovnávám výsledky naměřené hrudním pásem Suunto Smart Heart Belt a EKG přístrojem a snažím se zjistit, zda dokáže hrudní pás poskytnout výsledky srovnatelné s lékařským přístrojem.



## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1. Autonomní nervový systém

Autonomní nervový systém je důležitou součástí ovládání různých fyziologických systémů např. srdce, hladkých svalů, endokrinních a exokrinních žláz. Má aferentní a eferentní části. Hlavní funkcí ANS je zajištění homeostázy, která je do značné míry regulována autonomními reflexy. Senzorická informace se často přenáší aferentními vegetativními nervovými vlákny do homeostatických řídicích center, zpracovává se a specifické reakce se zasílají prostřednictvím eferentních vegetativních vláken. K látkám zprostředkovávající přenos patří acetylcholin (ACh) a norepinefrin (NE). Centrální část vegetativního nervového systému byla identifikována v několika částech hypotalamu. Dalšími částmi, které ovlivňují ANS je např. asociální oblast limbické kůry, amygdala a prefrontální kůra (Ernst, 2017). ANS se dělí na sympatikus a parasympatikus, které jsou vzájemně v opozici. Sympatický nervový systém je aktivován při stresových reakcích a parasympatický nervový systém při relaxaci. Stres způsobený fyzickou aktivitou aktivuje sympatický systém a reaguje na zvýšenou energetickou poptávku zvýšením srdeční frekvence a kontraktility vazbou NE na adrenoreceptorech a kardiomyocytech (Armour, 2004). Více tonická aktivita parasympatického systému udržuje homeostatickou srdeční frekvenci a kontraktilitu bez vyčerpání. To je vyvoláno uvolněním vazby ACh přímo na muskarinové receptory na kardiomyocytech a také na nikotinové receptory na postsynaptických neuronech (Johnson, Gray, Lauenstein, Newton, & Massari, 2004). Parasympatický nervový systém reaguje rychleji (do 1 s) na vnější a vnitřní změny, zatímco sympatický nervový systém reaguje po >5 s (Nunan, Sandercock, & Brodie, 2010).

Botek, Neuls, Klimešová & Vyhnálek (2017) ve své knize popisují, že ANS je rovněž označován jako vegetativní nervový systém. ANS je řídicím centrem hladkého svalstva, srdce a žláz. Kromě toho řídí tělesné funkce pro zajištění homeostázy.

Botek et al. (2017) uvádí, že:

Obecné schéma ANS tvoří centrální část v CNS, odkud odstupuje myelinizované pregangliové vlákno, jež končí v autonomním gangliu, ze kterého vychází vlákno postgangliové vedoucí k inervovanému orgánu. Autonomní nervy tedy přenášejí vzruch z CNS do cílového orgánu nejméně dvěma neurony. Vedení vzruchu v ANS je obecně pomalejší, protože nervová vlákna jsou tenčí, postgangliová vlákna jsou

bez myelinové pochvy a autonomní reflexy mají delší reakční dobu, neboť mají ve svém průběhu zařazeno více synapsí.

Centrální část ANS tvoří páteřní mícha (zajišťuje autonomní reflexy), retikulární formace mozkového kmene (řídí životně důležité funkce jako dýchání, činnost srdce a cév, příjem potravy, hypotalamus (reguluje kardiovaskulární funkce, příjem potravy a tekutin, tělesnou teplotu a endokrinní systém), limbický systém (integruje další somatické a vegetativní funkce, včetně sexuálního a emočního chování) a mozková kůra (vrozené a získané asociace hlavně oběhového a dýchacího systému).

Periferní částí ANS jsou dvě funkčně antagonistické větve označované jako sympatikus a parasympatikus. Většina vnitřních orgánů je inervována oběma větvemi ANS. O výsledném účinku rozhoduje funkční stav efektoru (výkonného orgánů). Cévy jsou inervovány pouze sympatickou částí ANS, kdy výsledný efekt (vazokonstrikce či vazodilatace) je zabezpečen změnou aktivity sympatiku. (str. 61)

ANS je převážně eferentní (vedoucí vzruch od centra na periferii) systém, který přenáší impulsy z centrálního nervového systému do periferních orgánů. Kontroluje srdeční frekvenci, sílu srdeční kontrakce, konstrikci a dilataci cév, kontrakci a relaxaci hladké svaloviny. Příklady funkcí parasympatiku a sympatiku jsou uvedeny v Tabulce 1. Autonomní nervy tvoří všechny eferentní vlákna vedoucí z centrální nervové soustavy, kromě těch, které inervují kosterní svalstvo. Nachází se zde některé aferentní autonomní vlákna, které inervují baroreceptory a chemoreceptory v aortálním uzlu aortálním oblouku, které kontrolují srdeční frekvenci, krevní tlak a dechovou aktivitu (Freeman, Dewey, Hadley, Myers, & Froelicher, 2006)

### **2.1.1. Centrální část ANS**

Centrální část ANS se nachází v míše, prodloužené míše, hypotalamu a mozkové kůře. Jedná se o shluky buněk, které řídí smršťování buněk hladké svaloviny. Jejich aktivita je drahami rozváděna k buňkám jader hlavových nervů a k buňkám míchy (Dylevský, 2009).

### **2.1.2. Periferní část ANS**

Periferní část ANS je tvořena nervovými vlákny. Ty jsou součástí hlavových nervů a inervují hladkou svalovinu. Dále k nim patří vlákna, která probíhají s míšními nervy. Ty inervují hladkou svalovinu cév. Autonomní nervy jsou tvořeny více neurony (Dylevský, 2009).

### **2.1.3. Sympatikus**

Sympatický oddíl je z morfologického hlediska torakolumbální, tzn. že jsou jeho míšní jádra uložena v míšních segmentech C8-L3. Axony těchto neuronů opouštějí míchu předními kořeny a vstupují do ganglií truncus sympatikus. Přenos vzruchů na sympatiku zajišťují katecholaminy (Petřek, 2019). Mediátorem sympatických vláken je noradrenalin. Sympatická vlákna jsou výběžky neuronů. Ty leží v centrální části šedé míšní hmoty. Společně s vlákny, které inervují kosterní svaly, probíhají sympatická vlákna v předních míšních kořenech. Odtud vystupují meziobratlovými otvory z páteřního kanálu. Následně pokračují do párových provazců nervové tkáně, které se nachází podél páteře (Dylevský, 2009).

### **2.1.4. Parasympatikus**

Pregangliová vlákna parasympatiku opouštějí centrální nervovou soustavu některými hlavovými nervy (n. III, VII, IX, X) a předními rohy míšními v oblasti sakrálních segmentů S2-S4. Parasympatikus bývá označován jako kranio-sakrální. Desátý hlavový nerv vede vlákna do srdce a plic, čímž je hlavním inervátorem těchto orgánů. Parasympatikus stojí za snížením srdeční frekvence, krevního tlaku a snazšímu trávení a absorpci živin (Freeman et al., 2006).

Chemickým mediátorem synapsí v parasympatiku je acetylcholin, který se váže na cholinergní receptory nikotinového a muskarinového typu (Petřek, 2019).

### 2.1.5. *Funkce sympatiku a parasympatiku*

Tabulka 1

*Funkce sympatiku a parasympatiku*

Děj, cílový orgán	sympatikus	parasympatikus
metabolismus	katabolické procesy	anabolické procesy
tělesná teplota	zvýšení	snížení
srdeční frekvence	zrychlení	zpomalení
koronární tepny	rozšíření	zúžení
krvní tlak	zvýšení	snížení
bronchy	rozšíření	zúžení
svalstvo trávicí trubice	útlum peristaltiky	zvýšení peristaltiky
svěrače	konstrikce	dilatace
produkce moči	snížení	zvýšení
zornice	rozšíření	zúžení
sekrece potu	zvýšení	x
genitál (muž)	ejakulace	vazodilatace (erekce)
genitál (žena)	zvýšení kontrakcí dělohy, vejcovodu	vazodilatace (prokrvení zevního genitálu)

Převzato od Botek et al., 2017.

## 2.2. **Kardiovaskulární systém**

Kardiovaskulární systém je složen ze srdce, cév a krve. Jeho hlavními úkoly je distribuce kyslíku a živin tkáním, odvod oxidu uhličitého a odpadních látek z tkání, distribuce vody, elektrolytů a hormonů ale také třeba termoregulace (Čihák, & Grim, 2016).

Srdce je dutým orgánem tvořeným srdeční svalovinou. Skládá se z pravé a levé předsíně a pravé a levé komory. Krev je u člověka poháněna dvěma sériově uspořádanými pumpami. Systémový oběh je poháněn levou polovinou srdce a plicní oběh pravou polovinou. Pravá komora přivádí krev s nižším parciálním tlakem  $O_2$  z těla. Oproti tomu levá komora s vyvinutou cirkulární svalovinou dodává krev s vyšším parciálním tlakem  $O_2$  do tělního oběhu. Jak plicní, tak systémový oběh jsou složeny z tepen, kapilár a žil. Činnost srdce je rytmické střídání kontrakce (systola) a relaxace (diastola) komor. Při systole dochází k vypuzení krve do plicnice a aorty. Při diastole se komory plní krví (Kittnar, 2011).

Srdeční frekvence je řízena nervově. Sinoatriální uzel, který zodpovídá za srdeční frekvenci, je pod vlivem ANS. Zvýšení tonu sympatiku má za následek zrychlení srdeční frekvence. Naopak vyšší ton parasympatiku srdeční frekvenci zpomalí. Kromě toho může srdeční frekvenci ovlivnit změna tlaku krve. Změna je zprostředkována baroreceptorovými reflexy. Vyšší tlak krve tlumí sympatikus a dochází ke snížení tepové frekvence (Kittnar, 2020).

### **2.3. Srdeční frekvence**

Srdeční frekvence je údaj, který vyjadřuje počet srdečních stahů za jednotku času. Nejčastěji se srdeční frekvence uvádí v tepech za minutu. Srdeční frekvenci ovlivňuje mnoho faktorů. Může to být například stres, únava nebo zatížení. Spolu se srdeční frekvencí se můžeme setkat s pojmy jako je srdeční frekvence v klidu nebo maximální srdeční frekvence (Magder, 2012).

V situacích, kdy je člověk v klidu převažuje aktivita parasympatiku. Proto se zde setkáváme s klidovou srdeční frekvencí. Ta se u běžné populace pohybuje mezi 60 a 70 tepy za minutu. Maximální srdeční frekvence je individuální hodnota. Obecně se pro její výpočet uvádí vzorec 220-věk. Jak maximální, tak klidová srdeční frekvence se mění v závislosti na aktivitě autonomního nervového systému. Při zatížení nebo stresu má na zvýšení srdeční frekvence vliv sympatikus (Botek et al., 2017)

Klidová srdeční frekvence kolísá v rytmu dýchání. Během inspiria tepová frekvence roste (vyšší aktivita sympatiku), při expiriu klesá (vyšší aktivita parasympatiku). Tím dochází k respirační arytmii. Za tu může stimulace inflačních mechanoreceptorů v plicích během inspiria a také pokles nitrohruďního tlaku během inspiria, která zvyšuje žilní návrat a tím i tepovou frekvenci díky Brainbridgeovému reflexu. Přesto je respirační arytmie zprostředkovávána hlavně parasympatikem. To je nejspíše způsobeno tím, že acetylcholin je po uvolnění rychle degradován, kdežto noradrenalin je odstraňován pomaleji. Díky tomu se v rytmu dýchání více mění koncentrace acetylcholinu než noradrenalinu (Kittnar, 2011).

V reakci na pohyb těla má srdeční frekvence tendenci stoupat, což způsobuje zvýšení srdečního výdeje a transport  $O_2$  a odvod  $CO_2$  a odpadních látek metabolismu. Při maximálním úsilí se srdeční frekvence zvyšuje až do maximální hodnoty (Soares de Araujo, & Duarte, 2015).

## 2.4. Variabilita srdeční frekvence

Srdeční frekvence je dominantně řízena ANS a jeho dvěma větvemi (parasymptikus a sympatikus). Díky vlivu ANS na řízení srdečního rytmu k přirozenému kolísání srdeční frekvence. To se označuje jako variabilita srdeční frekvence (Botek et al., 2017).

RR interval je doba mezi dvěma kmity R na EKG, která odpovídá době mezi dvěma srdečními systolami. Měření RR intervalů je možné využít pro výpočet srdeční frekvence. Kolísání RR intervalů nazýváme variabilita srdeční frekvence (Kiran, Manaswini, Maruthy, Kumar, & Mahesh, 2021).

Stejně jako spousty jiných orgánů v těle je srdce dvojitě inervované. Ačkoli o srdečních funkcích, jako je srdeční frekvence, rozhoduje široká škála fyziologických faktorů, nejvýznamnější je autonomní nervový systém. Pokud je hlavní parasymptický nerv (vagus) a sympatikus farmakologicky blokován, je vestavěná srdeční frekvence vyšší než klidová. To podporuje myšlenku, že srdce je pod kontrolou parasymptiku (Thayer, Yamamoto, & Brosschot, 2010)

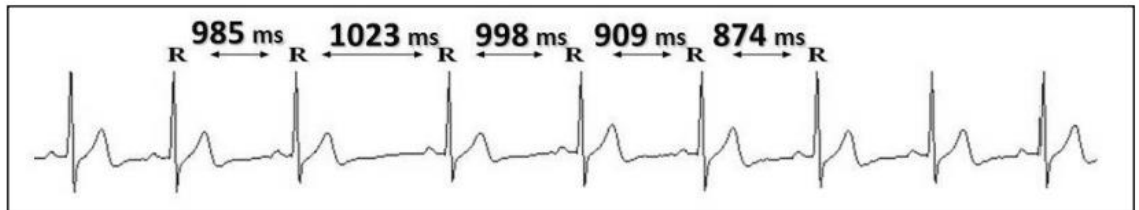
Měření variability srdeční frekvence (VSF) je neinvazivní nástroj, který umožňuje poznání kardiovaskulární autonomní funkce pomocí měření změn v RR intervalu. Využití analýzy VSF se stalo oblíbeným nástrojem, díky své jednoduchosti, neinvazivnosti a citlivosti na fyziologické a psychologické změny (Thayer, Åhs, Fredrikson, Sollers, & Wager, 2012).

Podle Yi et al. (2014) se v klinickém prostředí ukázalo, že se snížená VSF nepříznivě odráží v prognózách kardiovaskulárních onemocnění, diabetické neuropatie, arteriální hypertenze, akutního infarktu myokardu a dalších srdečních chorobách.

### 2.4.1. *RR interval*

Základním údajem pro výpočet VSF je posloupnost časových intervalů mezi srdečními rytmy. Tato časová řada mezi intervaly se používá k výpočtu variability srdeční frekvence. Jak bylo uvedeno dříve, srdce je inervováno parasymptikem a sympatikem. Relativní zvýšení sympatické aktivity je spojeno se zvýšením srdeční frekvence a zvýšení aktivity parasymptiku naopak vede ke snížení srdeční frekvence. Relativní zvýšení sympatické aktivity způsobí, že se čas mezi srdečními rytmy zkrátí, zatímco vyšší parasymptická aktivita způsobí prodloužení intervalů. Parasymptické vlivy jsou všude přítomné ve frekvenčním rozsahu výkonového spektra srdeční frekvence. Sympatické vlivy se objevují s frekvencemi do 0,15 Hz (Thayer et al., 2012).

Botek et al. (2017) uvádí, že pomocí analýzy signálu EKG jsou identifikovány QRS komplexy. RR intervaly je doba mezi vrcholy po sobě jdoucích kmitů R viz Obrázek 1. Základní jednotkou je sekunda, ale můžeme se setkat i s milisekundou. Pro rozpoznání vrcholu kmitu R je využíváno různých algoritmů.



Obrázek 1. EKG křivka a časové rozdíly mezi po sobě jdoucími RR intervaly. převzato z Botek et al. (2017).

#### 2.4.2. Měření variability srdeční frekvence

Makivić, Nikić Djordjević, & Willis (2013) ve své studii zjistili, že VSF je cenným měřítkem v různých sportovních podmínkách s měřením mnoha faktorů včetně přetřénování, zotavení, vytrvalostního tréninku a cvičení.

Pokrok v technologiích poskytuje atletům, trenérům a výzkumným pracovníkům cenově dostupné a spolehlivé nástroje pro záznam RR dat ve formě monitorů srdeční frekvence. Ty mohou být na zápěstí bezdrátově propojeny s hrudním pásem s elektrodami (Gamelin, Baquet, Berthoin, & Bosquet, 2006). Vývoj monitorů srdeční frekvence umožnil záznam RR intervalu v situacích, kde to předtím s laboratorním nebo přenosným elektrokardiogramem nebylo možné. Většina monitorů je certifikována jako spotřební elektronika a nikoli jako zdravotnické prostředky. To znamená, že nejsou speciálně vyrobeny pro klinické účely. Je proto důležité ověřit jejich validitu a reliabilitu záznamu RR intervalů (Morales, Garcia, Garcia-Massó, Salvá, & Escobar, 2013).

VSF může být měřena v několika situacích. VSF lze měřit při odpočinku, v bdělém stavu, při spánku, během anebo po cvičení. Fyziologické determinanty klidové VSF jsou závislé na genetice, objemu plazmy, aktivitě ANS a poloze těla (Bouillod, Cassirame, Bousson, Sagawa, & Tordi, 2015). Při změně polohy z lehu na zádech do stoje znamená přesun 300-800 ml krve do nohou, hýždí, pánve a splachnické oblasti. Tento ortostatický stres evokuje sled kompenzačních kardiovaskulárních odpovědí, které vedou k udržení homeostázy. Hlavní roli zde hraje sympatický nervový systém, parasympatický nervový systém a baroreflex (Freeman, 2006). Schmitt et al. (2013) ve své studii uvádí, že test

VSF je jednoduchý a snadno může být využíván k detekování stavu akutní únavy nebo k indikaci stavu přetřénování.

#### **2.4.3. Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence**

Za zpomalení srdečního rytmu může zvýšená aktivita parasympatiku nebo snížení aktivity sympatiku. Naopak za zrychlení srdečního rytmu může snížení aktivity parasympatiku nebo zvýšení aktivity sympatiku. V klidu, po jídle nebo během spánku, kdy dochází k regeneraci je SF nižší a vyšší VSF. Může za to vyšší aktivita vagu. V případech, kdy dochází k fyzickému nebo mentálnímu stresu se zvyšuje aktivita sympatiku a produkce katecholaminů. Díky tomu dochází ke zvýšení SF a snížení její VSF (Botek et al., 2017). Obecně je VSF ovlivňována chemickými, hormonálními faktory, změnami cirkadiálního rytmu, cvičením nebo třeba emocemi. Adaptace srdeční frekvence na měnící se vlivy je závislá na regulaci subsystémů. Mezi ty patří například aktivita vazomotorického nebo respiračního centra, baroreflex, kardiovaskulární reflexy řízené sympatikem, nebo termoregulace (Voss, Schulz, Schroeder, Baumert, & Caminal, 2009; Kleiger, Stein, & Bigger, 2005).

Několik studií (Goldberg et al., 2002; Stein et al., 2005) prokázaly rozdíly ve VSF související jak s věkem, tak s pohlavím. Obecně byla u mužů zjištěna převaha sympatického tonu nad parasympatickým tonem, a naopak tomu bylo u žen. Kromě toho bylo zjištěno, že autonomní aktivita se s věkem obou pohlaví snižuje a rozdíly související s pohlavím v parasympatické regulaci se snižují po 50. roku života.

#### **2.4.4. Hrudní pás Suunto Smart Heart Rate**

Často se lze setkat s hrudními pásy, které pracují s technologií ANT+. Takovéto pásy ovšem fungují pouze s kompatibilními hodinkami nebo počítačem při využití dodatečného hardwaru. Hrudní pás Suunto Smart Heart Rate lze využít s hodinkami nebo mobilním telefonem, který disponuje Bluetooth technologií. Měření probíhá na principu EKG. Zaznamenává RR interval a pomocí rádiové komunikace Bluetooth přenáší do spárovaného zařízení.

V případě zkoumání hrudního pásu se studie nejčastěji zaměřují na hrudní pásy značky Polar (Gamelin et al., 2006, 2008; Grossi, Luiz, Junqueira, 2009; Nuan et al., 2008, 2009; Quintana et al., 2012; Wallén et al, 2012). Hrudní pásy ostatních značek jsou spíše opomíjeny, a proto jsem se rozhodl zvolit právě Suunto.



#### **2.4.5. Hrudní pás Polar**

Studie (Gamelin et al., 2006, 2008; Grossi, Luiz, Junqueira, 2009; Nunan et al., 2008, 2009; Vanderlei et al., 2008; Weippert et al., 2010) zkoumající hrudní pás S810 a studie zkoumající hrudní pás RS800 (Quintana et al., 2012; Wallén et al., 2012) ověřily jejich validitu. Všechny studie demonstrovaly, že záznam RR intervalů pomocí Polar hrudního monitoru se shoduje s malou, ale přijatelnou úrovní odchylky. Studie hrudní pás porovnávaly s dvou, tří nebo dvanácti svodovým EKG.

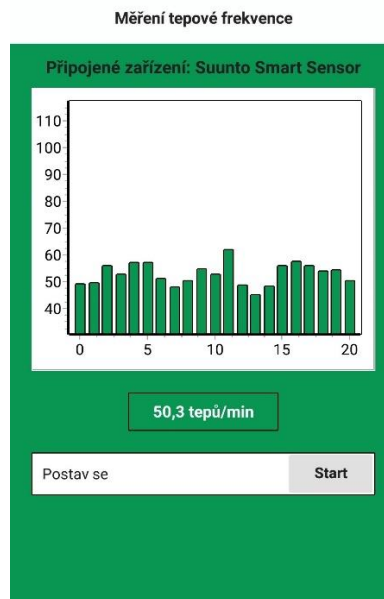
Bylo ovšem prokázáno, že ve výpočtu VSF z RR intervalů hraje roli použitý software (Nunan et al., 2008; Wallén et al., 2012; Weippert et al., 2010). Stejně tak, že výsledný záznam dat může být ovlivněn způsobem přenosu mezi hrudním pásem a počítačem. Přístroje, kde byly data uchovávány, byly podle studií přesnější než ty, u kterých docházelo k přenosu dat přes bezdrátové technologie jako je například Bluetooth.

#### **2.4.6. VarCor PF7**

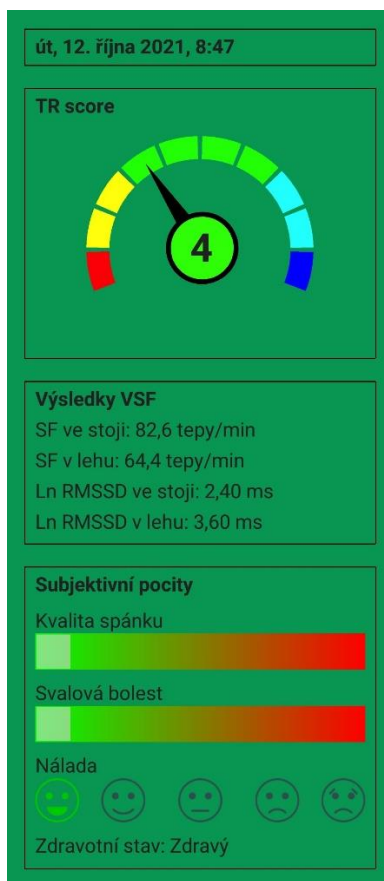
Pro měření výsledků k této diplomové práci byl použit přístroj VarCor PF7, který byl podle výrobce (Dimea Group, Olomouc, Česká republika) certifikován jako zdravotnický prostředek. Skládá se ze dvou částí. Hrudní pás je pomocí kabelu propojen s vysílačem, který je na pásku umístěn v pase měřené osoby. Vysílač je propojen s přijímačem, který se pomocí USB spáruje s počítačem. Na počítači dochází k záznamu dat a obsluze přístroje v programu Sport DiANS PC.

#### **2.4.7. Aplikace TETA**

Aplikace TETA byla vyvinuta na Univerzitě Palackého v Olomouci na Fakultě tělesné kultury. Na jejím vývoji pracovali výzkumníci z Katedry přírodních věd v kinantropologii. Je vytvořena pouze pro mobilní zařízení s operačním systémem Android. Prozatím však není dostupná na Google Play, neboť je stále ve vývoji. Pro její použití je potřeba spárovat aplikaci s hrudním pásem, který disponuje technologií Bluetooth. Poté je uživatel vyzván k měření, před kterým zhodnotí svůj aktuální zdravotní, fyzický stav a subjektivní pocity. Poté probíhá měření, které je 60 s ve stoji a 120 s v leže (Obrázek 2). Na konci měření pak dojde k vyhodnocení naměřených výsledků a zobrazí se hodnoty ukazatelů VSF (Obrázek 3).



Obrázek 2. Měření tepové frekvence v aplikaci TETA.



Obrázek 3. Vyhodnocení měření v aplikaci TETA.

#### **2.4.8. Aplikace *ithlete***

Aplikaci *ithlete* lze zdarma nainstalovat na mobilní telefony se systémem Android i iOS. Ke svým naměřeným hodnotám se lze dostat rovněž skrze webové stránky. Měření probíhá v 60 sekundovém intervalu, který je prováděn v sedě. Po měření uživatel ještě vyplňuje informace o spánku, stravě nebo stresu. Měření lze provádět pomocí *ithlete* snímače srdeční frekvence, který se umísťuje na prst. Využít lze samozřejmě také jiné kompatibilní hrudní pásy s technologií Bluetooth. Při měření aplikace uživatele instruuje, kdy a jak provádět nádech a výdech. Po měření se uživateli zobrazí skóre, které je přeneseno do grafu, který značí buď normální stav, stres, vyčerpání, únavu anebo ideální dobu pro náročný trénink (Myithlete., 2019).

#### **2.4.9. Aplikace *EliteHRV***

Aplikace *EliteHRV* je dostupná pro platformy Android a iOS, stejně tak lze své výsledky analyzovat po přihlášení do webové aplikace. Aplikace jsou k dispozici zdarma a stejně tak měření SA HRV. Pro zpřístupnění pokročilejších funkcí je ale třeba platit měsíční poplatek. Měření SA HRV probíhá buď pomocí doporučovaného monitoru *CorSense HRV* nebo vlastního hrudního pásu s Bluetooth technologií. Po měření uživatel vidí křivku srdeční frekvence a HRV skóre. HRV skóre je měřeno pomocí RR intervalů. Aplikace využívá výpočet RMSSD, která detekuje aktivitu autonomního nervového systému v krátkodobých intervalech. Dále využívá přirozený protokol, který umožňuje převod výsledků do „srozumitelnějších“ čísel. Způsob měření je na uživateli. Může tedy ležet, stát, sedět nebo být v dřepu. Stejně tak je libovolná doba měření (Elitehrv.com, 2020).

#### **2.4.10. Aplikace *mySASY***

Jedná se o českou aplikaci pro mobilní telefony. Slouží jak amatérským, tak profesionálním sportovcům, kteří chtějí řídit svůj trénink pomocí spektrální analýzy VSF. Pracuje na operačních systémech Android (verze 5.0 a vyšší) a iOS (verze 13.2 a vyšší). Na obou platformách je ke stažení zdarma. Stejně tak lze svůj profil spravovat na počítači ve webovém rozhraní. Uživatel má k dispozici 3 programy. Free verze je zdarma a disponuje nejmenším množstvím funkcí. Umožňuje automatické vyhodnocení a analýzu dat, stanovení úrovně kompenzace, automatická interpretace výsledků a základní tréninkový deník. Měření probíhá po dobu 15 minut. Navíc obsahuje reklamy. Basic+

verze nabízí více funkcí. K funkcím Free verze přidává modul myTraining, který propojuje informace o stavu organismu s tréninkovými daty, nabízí individualizovaný předpis a doporučení aktivit nebo propojení s aplikací Strava. Dále umožňuje zkrácený interval měření. Verze SPORT přidává ještě možnost propojení s Coach účtem, export dat a mySASY chat, ve kterém lze využít online poradenství s odborníkem (MySASY, 2019).

Aplikace se tedy nezaměřuje pouze na měření VSF, ale nabízí možnosti plánování tréninku a je tedy velice komplexní.

Při měření je zapotřebí hrudní pás, který měří srdeční frekvenci a RR interval s přesností na tisícinu sekundy a má technologii Bluetooth. Tato technologie hrudnímu pásu umožňuje komunikovat s mobilním telefonem. Kromě kompatibility s hrudními pásy jiných výrobců prodává mySASY i svůj vlastní hardware. Hrudní pás mySASY lze vypůjčit za měsíční poplatek, nebo koupit za stanovenou cenu (MySASY, 2019).

Podle verze předplatného poté měření probíhá buď po dobu přibližně 15 minut (verze Free), nebo přibližně 4 minuty (Basic+ a SPORT verze). Obě doby měření jsou závislé na zaznamenání potřebného množství srdečních stahů. 15minutové měření je prováděno 2 minuty v leže, 5 minut ve stoji a poté 7 minut opět v leže. Zkrácené měření také využívá měření v polohách leh – stoj – leh, ale časové intervaly jsou 20 s – 60 s – 120 s (MySASY, 2019).

#### **2.4.11. Frekvenční ukazatele VSF**

Pro získání frekvenčních ukazatelů se využívá Fourierova transformace. Ta převádí časové rozdíly mezi RR intervaly na frekvenci. Frekvence se pohybují od 0,02 Hz až 0,5 Hz. Fyziologickou činnost lze rozdělit do dvou až tří pásem. První pásmo se pohybuje od 0,02 Hz po 0,05 Hz. Tyto frekvence se označují jako velmi nízké. V druhém pásmu se jedná o nízké frekvence 0,05-0,15 Hz. Většinou se uvádí, že toto pásmo ovlivňuje jak sympatikus, tak parasympatikus a také baroreceptory. Vysoké frekvence třetího pásma se pak pohybují od 0,15 do 0,50 Hz. Zde hraje hlavní roli respirační aktivita vazu (Botek et al., 2017).

#### **2.4.12. Časové ukazatele VSF**

Jedná se o výpočetně nejjednodušší ukazatele. K jejich výpočtu slouží RR intervaly nebo diferenční signál. Z těch se poté vypočítají průměrná hodnota a standardní odchylka.

Diferenční signál je rozdíl po sobě jdoucích RR intervalů. Dále může být využita například průměrná srdeční frekvence anebo průměrný RR interval (Botek et al., 2017).

**pNN50** označuje počet sousedních RR intervalů lišících se o více než 50 ms. Následně je vydělen celkovým počtem RR intervalů a vyjádřen v procentech. pNN50 je ukazatel vysokofrekvenční variability. Vhodnější se jeví užití rMSSD (Botek et al., 2017).

**SDSD** se definuje jako standardní odchylka rozdílů mezi sousedními RR intervaly (Botek et al., 2017)

**rMSSD** je definován jako druhá odmocnina z průměru umocněných rozdílů mezi sousedními RR intervaly. Základem rMSSD je diferenční signál bez nízkofrekvenčních složek. Je ukazatelem vysokofrekvenční variability (Botek et al., 2017).

**SDNN** je definován jako standardní odchylka všech RR intervalů v záznamu. Je považován jako ukazatel celkové variability. Hodnotu SDNN ovlivňuje doba záznamu RR intervalů. S delším záznamem roste i hodnota SDNN. Z tohoto důvodu je obtížné porovnávat hodnoty SDNN z různě dlouho trvajících záznamů (Botek et al., 2017).

#### **2.4.13. Nelineární ukazatele VSF**

Podle Botek et al. (2017) se činnost nelineárního systému projevuje jako neperiodické, náhodné kolísání RR intervalů. Nejvíce využívanou nelineární metodou je Poincarého graf. Tento graf zobrazuje závislost každého aktuálního RR intervalu na RR intervalu předchozím. Kvalitativní hodnocení se provádí posouzením výsledného obrazce, který může mít tvar například komety, torpéda nebo paraboly. Ke kvantitativní hodnocení je pak využita elipsa a určí se standardní odchylka kolmo na osu identity a podél osy identity. Nelineární ukazatele jsou však stále ve vývoji a ve sportovní praxi se používají ojediněle.

#### **2.4.14. Validita a reliabilita měření**

Validita měření označuje platnost a schopnost testu měřit skutečný stav. Jde o platnost závěrů, které se z měření vyvodí. Jinak řečeno, zda výzkum měří to, co měřit má. Jedná se o proměnnou a může být tedy vysoká, střední nebo nízká. Validita je kvantifikována pomocí korelačního koeficientu. Validita odkazuje na přiměřenost, smysluplnost a užitečnost specifických závěrů, které se provádějí na základě výsledků měření (Hendl, 2015).

Reliabilita neboli spolehlivost vyjadřuje míru shody výsledků měření jedné osoby za stejných podmínek. Koeficient reliability je definován jako poměr dvou rozptylů. (Hendl, 2015).

#### **2.4.15. Koeficient vnitrotřídní korelace**

Intraclass correlation coefficient (ICC, koeficient vnitrotřídní korelace) je základní nástroj, kterým se měří míra těsnosti opakovaných měření. S ICC se tedy nejčastěji můžeme setkat při vyjádření shody při opakovaných měřeních. Pomocí ICC lze posoudit míru vzájemné podobnosti měření. ICC nabývá hodnot od 0 do 1, kdy maximální teoreticky dosažitelná hodnota je +1. V takovém případě jsou všechna měření identická. Stejně tak je výsledek možný vynásobit 100 a tím pádem ho procentuálně vyjádřit. Výpočet ICC vychází z analýzy rozptylu (Dušek et al., 2020).

Koeficient vnitrotřídní korelace má následující vzorec:

$$ICC = \frac{\sigma^2(m)}{\sigma^2(m) + \sigma^2(u)}$$

kde  $\sigma^2(m)$  znamená složku variability měření mezi jedinci,  $\sigma^2(u)$  je pak průměrná intrasubjektová variabilita měření. Výraz  $\sigma^2(m) + \sigma^2(u)$  vyjadřuje celkovou variabilitu měření (Hendl, 2015).

### 3 CÍLE

#### 3.1. Hlavní cíl

Hlavním cílem práce je porovnat hodnoty ukazatelů VSF změřené pomocí sporttesteru a lékařského EKG přístroje.

#### 3.2. Dílčí cíle

1. Vyhodnotit systematickou chybu sporttesteru porovnáním s lékařským EKG přístrojem.
2. Vyhodnotit náhodnou chybu sporttesteru porovnáním s lékařským EKG přístrojem.

#### 3.3. Hypotézy

**H<sub>01</sub>:** Průměrná hodnota SF ve stoji získaná ze sporttesteru se neliší od průměrné hodnoty získané pomocí lékařského EKG přístroje.

**H<sub>02</sub>:** Průměrná hodnota ukazatele vagu LnRMSSD ve stoji získaná ze sporttesteru se neliší od průměrné hodnoty získané pomocí lékařského EKG přístroje.

**H<sub>03</sub>:** Průměrná hodnota SF v lehu získaná ze sporttesteru se neliší od průměrné hodnoty získané pomocí lékařského EKG přístroje.

**H<sub>04</sub>:** Průměrná hodnota ukazatele vagu LnRMSSD v lehu získaná ze sporttesteru se neliší od průměrné hodnoty získané pomocí lékařského EKG přístroje.

#### 3.4. Výzkumná otázka

Jakých hodnot a jakých klasifikačních stupňů dosahuje reliabilita SF a vagového ukazatele LnRMSSD v polohách stoj a leh při porovnání sporttesteru s lékařským EKG přístrojem?

## 4 METODIKA

Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého pod jednacím číslem 73/2021 dne 10. 5. 2021 (Příloha 1). Každý z účastníku byl před měřením seznámen s jeho průběhem a před začátkem výzkumu dobrovolně podepsal informovaný souhlas (Příloha 2).

### 4.1. Charakteristika souboru

Testování se zúčastnilo 42 probandů (22 žen a 20 mužů) viz Tabulka 2. Jednalo se o studenty Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Měření byli jak studenti bakalářského, magisterského tak doktorandského studia. Všichni probandi uvedli, že pravidelně sportují. Nábor probandů byl přes mé spolužáky a jejich známé, kteří na Fakultě tělesné kultury studují.

Tabulka 2

*Charakteristika souboru*

Proměnná	Muži (n = 20)	Ženy (n = 22)	<i>p</i>
	Průměr ± SD	Průměr ± SD	
Věk [roky]	24,0 ± 4,0	23,5 ± 3,9	0,61
Tělesná hmotnost [kg]	80,4 ± 9,6	62,2 ± 8,1	<0,001
Tělesná výška [cm]	182,7 ± 8,0	168,1 ± 7,3	<0,001
BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	24,0 ± 2,1	22,0 ± 2,4	0,003
SF ve stoji [tepy/min]	79,1 ± 14,0	78,0 ± 13,1	0,83
LnRMSSD ve stoji [ms]	3,109 ± 0,645	3,266 ± 0,675	0,41
SF v lehu [tepy/min]	62,7 ± 12,9	59,7 ± 10,4	0,50
LnRMSSD v lehu [ms]	4,014 ± 0,653	4,422 ± 0,629	0,029

*Poznámka.* *SD* = směrodatná odchylka; *p* = statistická významnost (Mann-Whitney U test); *BMI* = body mass index; *SF* = srdeční frekvence; *LnRMSSD* = root mean square of successive differences (logaritmovaná hodnota).

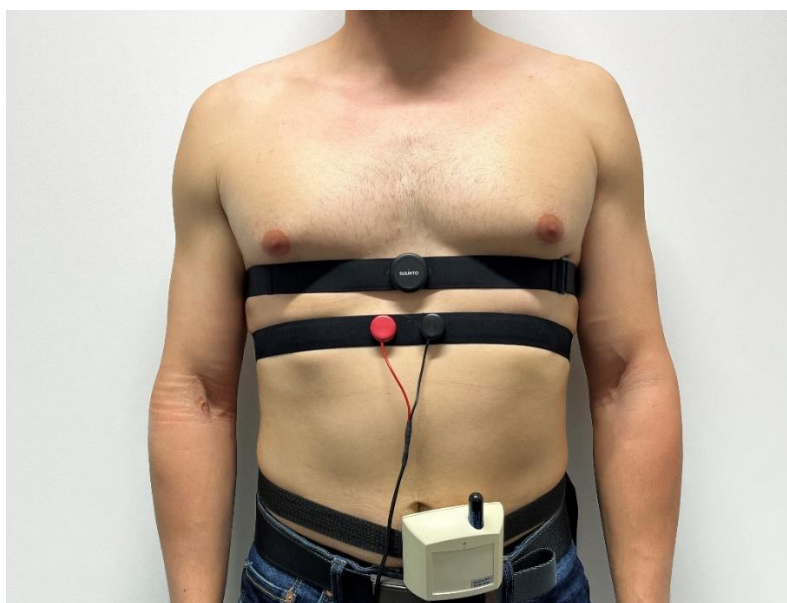
### 4.2. Výzkumný protokol

Proband byl před samotným měřením informován o tom, jak bude měření probíhat. Byl seznámen s podmínkami a podepsal informovaný souhlas (Příloha 2). Dále byl o probandovi zaznamenán věk, výška, váha a zda se 1 den před měřením vyvaroval vyšší



pohybové aktivitě nebo stimulantům (kofein, alkohol, tabákové výrobky), které by mohly ovlivnit výsledky VSF. Probandovi byl vždy jako první umístěn hrudní snímač Suunto Smart Heart Belt. Poté se na hrud' umístil hrudní snímač VarCor, který se poté připojil k vysílači. Umístění hrudních pásů je zobrazeno na Obrázku 4. Vysílač byl umístěn okolo pasu probanda. Oba hrudní pásy byly před nasazením navlhčeny vodou pro lepší vodivost. Stejně tak byly patřičně dotaženy, aby přiléhaly k hrudníku probanda, ale zároveň neškrtily. Poté se propojil hrudní pás VarCor PF7 s vysílačem, který byl umístěn okolo pasu probanda. Následně se vysílač spároval počítačovým softwarem Sport DiANS PC pomocí přijímače, který byl s počítačem propojen pomocí USB portu počítače. Hrudní pás Suunto se přes technologii Bluetooth propojil s mobilním telefonem se systémem Android. Konkrétně došlo k propojení pomocí aplikace TETA. Tato aplikace zároveň sloužila pro záznam měření. Před měřením proband zhodnotil svůj spánek, zdravotní stav a náladu. Tyto hodnoty byly v aplikaci zaznamenány pomocí piktogramů vyjadřujících náladu a posuvným ukazatelem.

Po nasazení hrudních pásů a jejich spárování následovalo zklidnění probanda ve stoji. Poté začalo samotné měření. Začátek měření obou hrudních pásů začalo ve stejný okamžik. Jakmile uplynula 1 minuta měření ve stoji, lehl si proband na karimatku a když došlo opět ke zklidnění, byla spuštěna druhá část měření. Tentokrát se měřily 2 minuty vleže. V aplikaci TETA došlo po každém intervalu k automatickému přerušení měření a následně k jeho ukončení. V programu Sport DiANS bylo měření ukončeno manuálně ve stejný moment, jako skončilo měření v aplikaci TETA.



Obrázek 4. Umístění hrudních pásů a vysílač VarCor PF7

### 4.3. Standardizace podmínek

Měření probandů probíhalo v ranních hodinách. Snahou bylo, aby probíhalo co nejdříve po probuzení. Probandi byli měřeni v klidné místnosti, bez rušivých okolních vlivů. Dále byli probandi požádáni, aby 1 den před měřením nevykonávali náročnější fyzickou aktivitu, nejedli těžké jídlo, nepili kávu či podobné stimulanty, vyvarovali se alkoholu a také aby nekouřili.

### 4.4. Měřicí přístroje

Pro referenční záznam byl využit lékařský EKG přístroj VarCor PF7 (Dimea Group, Olomouc, Česká republika). Ten přenášel naměřená data do počítačového softwaru Sport DiANS. Druhý hrudní pás byl Suunto Smart Heart Rate (Suunto, Vantaa, Finsko). Ten byl spárován s mobilním telefonem pomocí technologie Bluetooth. Pro diplomovou práci byla zvolena aplikace TETA, která umožňuje export dat RR intervalů.

### 4.5. Zpracování dat

Naměřená data byla přenesena do počítače. Ke statistickým výpočtům byl využit statistický software Statistica (verze 13.4, TIBCO Software, Palo Alto, USA). RR záznamy byly prohlédnuty a případné artefakty (ektopické intervaly, chybějící intervaly, rušení EKG signálu) ručně odstraněny.

Pro porovnání tělesných charakteristik mužů a žen byl využit Mann-Whitney U test a jeho výsledky zapsány do Tabulky č. 2.

To, zda jsou rozdíly mezi přístroji závislé na pohlaví bylo opět zjištěno pomocí Mann-Whitney U testu. Výsledky testu jsou uvedeny v Tabulce č. 4 hodnota  $p$ .

Pro ověření dat na normální rozdělení byl využit Kolmogorov-Smirnov test. Výsledky Kolmogorov-Smirnova testu jsou uvedeny v Tabulce č. 5 hodnota  $p1$ . Pro hodnocení systematických rozdílů mezi hrudními pásy byl využit párový t-test, jehož výsledky jsou uvedeny v Tabulce č. 5, hodnota  $p2$ . Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05.

Pro grafické znázornění naměřených dat byly využity Bland-Altmanovy grafy, které na svislé ose vyjadřují rozdíl mezi přístroji a na ose vodorovné průměr ze dvou přístrojů. Pro hodnocení reliability byl využit ICC. Hodnoty ICC byly klasifikovány podle Tabulky 3 převzaté z Akoglu (2018), který uvádí CCC (Concordance Correlation Coefficient– koeficient korelační shody). Concordance Correlation Coefficient je podobný s ICC a pro úplnost uvádím Tabulku 3. CCC je hodnota, která testuje, jak dobře

se bivariační páry pozorování shodují se zlatým standardem nebo jinou sadou. CCC měří přesnost a preciznost. Pohybuje se od 0 do  $\pm 1$ , stejně jako koeficient vnitrotřídní korelace a Altman (1999) proto navrhuje, že by měl být stejně tak interpretován. Kdy  $< 0,2$  jako špatný a  $> 0,8$  jako vynikající. Tabulka 3 je navržena McBride (2005).

Tabulka 3

*Interpretace CCC*

Hodnota CCC	Slovní výklad
$> 0,99$	Téměř perfektní
0,95 až 0,99	Značný
0,90 až 0,95	Průměrný
$< 0,90$	Špatný

*Poznámka.* CCC = Concordance correlation Coefficient (koeficient korelační shody)

#### 4.6. Limity studie

Mezi limity diplomové práce patří například nedodržení požadavků probandy. Jelikož nebylo možné probandy měřit ihned po probuzení, mohli se předtím, přestože byli požádáni, aby tak nečinili, například najíst, což mohlo zvýšit aktivitu parasymptiku. Mohli také užít nějaké stimulanty (káva) nebo večer před měřením pít alkohol a tyto skutečnosti zatajit. Někteří probandi se na měření museli dopravit. Tím došlo k fyzické aktivitě, a i ta mohla mít na výsledky měření vliv. Například rychlejší chůze na tramvaj mohla způsobit vyšší nároky na kardiovaskulární systém. U probandů s menším obvodem hrudníku mohlo dojít k ne úplně těsnému obepnutí hrudním pásem.

## 5 VÝSLEDKY

Díky Mann-Whitney U testu bylo zjištěno, že statistické rozdíly byly stejné jako známé antropologické rozdíly mezi muži a ženami a to v: hmotnosti, výšce a BMI viz Tabulka 2. Také byl nalezen rozdíl LnRMSSD v poloze lehu.

Tabulka 4 vyjadřuje rozdíly mezi oběma přístroji hodnocené samostatně pro muže a ženy. Hodnota  $p$  označuje porovnání, které bylo provedeno pomocí Mann-Whitney U testu. U žádné proměnné nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly, z čehož plyne, že rozdíly hrudního pásu Suunto nejsou závislé na pohlaví. Pro další statistickou analýzu tedy bylo možné sloučit skupinu mužů a skupinu žen do jedné skupiny.

Tabulka 4

*Rozdíly mezi přístroji Suunto a VarCor samostatně pro muže a ženy*

	Muži (n = 20)	Ženy (n = 22)	
	Průměr ± SD	Průměr ± SD	$p$
SF ve stoji [tepy/min]	-0,1 ± 0,6	-0,2 ± 0,8	0,77
LnRMSSD ve stoji [ms]	0,012 ± 0,135	0,019 ± 0,104	0,77
SF v lehu [tepy/min]	0,1 ± 0,3	-0,1 ± 0,4	0,34
LnRMSSD v lehu [ms]	-0,004 ± 0,051	0,010 ± 0,049	0,55

*Poznámka.* SD = směrodatná odchylka;  $p$  = statistická významnost (Mann-Whitney U test); SF = srdeční frekvence; LnRMSSD = root mean square of successive differences (logaritmovaná hodnota).

Tabulka 5 vyjadřuje analýzu reliability. Data byla testována na normální rozdělení pomocí Kolmogorov-Smirnova testu, jehož výsledky vyjadřuje sloupec  $p1$ . Při tomto testu nebyly žádné hodnoty statisticky významné, neboť všechny hodnoty jsou  $p1 \geq 0,073$ . Takže je možné data považovat za normálně rozdělené a pro další analýzu používat parametrické testy.

Sloupec  $p2$  vyjadřuje rozdíly mezi hrudním pásem Suunto a VarCor skrze párový t-test. Nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly (všechna  $p2 \geq 0,12$ ). To značí, že mezi přístroji není statisticky významná systematická chyba. Tím pádem hypotézy  $H_{01}$ ,  $H_{02}$ ,  $H_{03}$  a  $H_{04}$  nezamítáme.

Sloupec LoA neboli Limits of Agreement ukazuje, že u srdeční frekvence ve stoji je náhodná chyba 1,3 tepů/min a v případě polohy vleže je to 0,7 tepů/min. Pro LnRMSSD ve stoji je náhodná chyba 0,232 ms a pro LnRMSSD vleže 0,082 ms.

Pomocí Tabulky 3 tedy můžeme klasifikovat reliabilitu hrudního pásu Suunto jako „téměř perfektní“ při měření srdeční frekvence jak ve stoji, tak i v lehu. Stejně tak lze klasifikovat LnRMSSD v lehu. V případě LnRMSSD ve stoji nám reliabilita vychází jako „značná“.

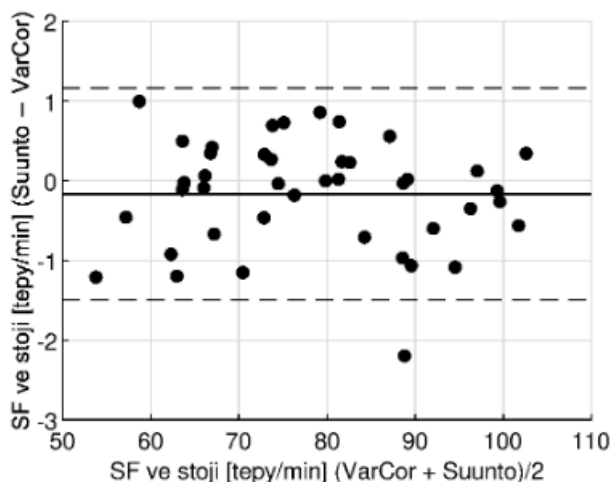
Tabulka 5

*Analýza reliability*

	VarCor	Suunto				
	Průměr ± SD	Průměr ± SD	<i>p1</i>	<i>p2</i>	LoA	ICC
SF ve stoji						
[tepy/min]	78,5 ± 13,4	78,3 ± 13,3	0,13	0,12	-0,2 ± 1,3	0,999
LnRMSSD ve						
stoji [ms]	3,191 ± 0,657	3,207 ± 0,621	0,073	0,39	0,016 ± 0,232	0,983
SF v lehu						
[tepy/min]	61,2 ± 11,6	61,1 ± 11,5	0,11	0,73	0,0 ± 0,7	0,999
LnRMSSD v						
lehu [ms]	4,228 ± 0,665	4,229 ± 0,674	0,56	0,91	0,001 ± 0,082	0,998

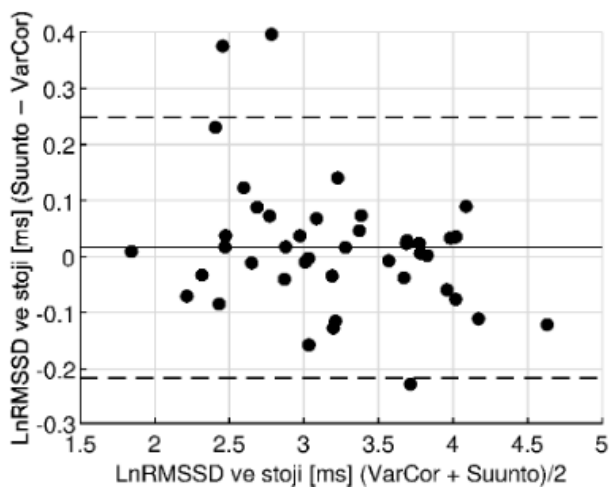
*Poznámka.* *SD* = směrodatná odchylka; *p1* = statistická významnost pro normalitu dat (Kolmogorov-Smirnov test); *p2* = statistická významnost pro systematickou chybu (párový t-test); LoA = limity shody (Limits of Agreement); ICC = koeficient vnitrotřídní korelace; *SF* = srdeční frekvence; *LnRMSSD* = root mean square of successive differences (logaritmovaná hodnota).

Bland-Altmanovy grafy (Obrázek 1, 2, 3, 4) byly použity pro grafické hodnocení reliability měření, které vychází z Limits of Agreement viz Tabulka 5. Vodorovná osa vyjadřuje průměr ze dvou přístrojů. Svislá osa je pak rozdíl mezi přístroji. Plná čára v grafech vyznačuje systematickou odchylku. Čárkované čáry vystihují náhodou chybu. Bland-Altmanovy grafy jsou vytvořeny pro SF ve stoji, vleže a pro LnRMSSD ve stoji a vleže.



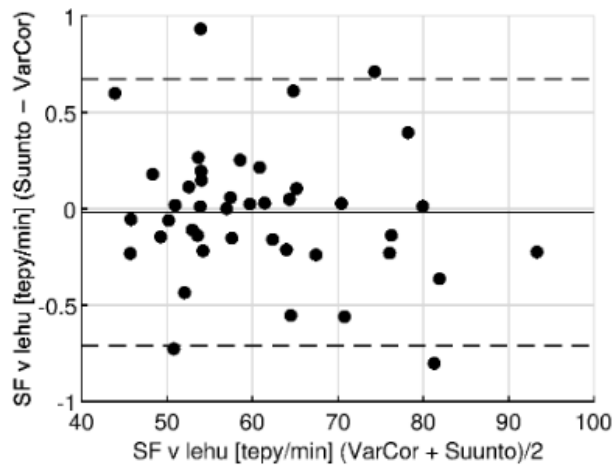
Obrázek 5. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „SF ve stoji“

*Legenda:* vodorovná osa = průměr ze dvou přístrojů, svislá osa = rozdíl mezi přístroji *plná čára* = systematická odchylka (-0,2), *přerušované čáry* = náhodná chyba ( $\pm 1,3$ )



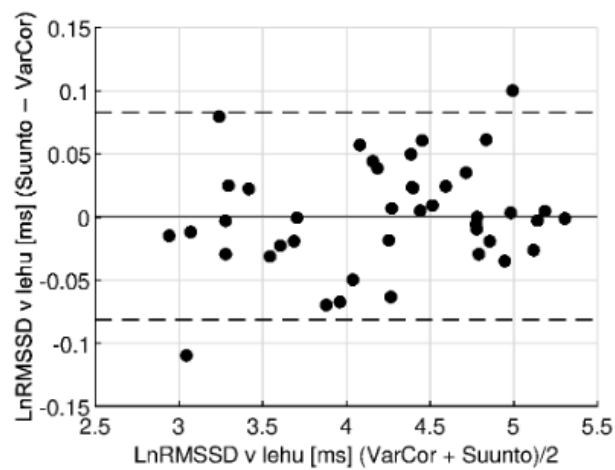
Obrázek 6. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „LnRMSSD ve stoji“

*Legenda:* vodorovná osa = průměr ze dvou přístrojů, svislá osa = rozdíl mezi přístroji *plná čára* = systematická odchylka (0,016), *přerušované čáry* = náhodná chyba ( $\pm 0,232$ )



Obrázek 7. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „SF v lehu“

*Legenda: vodorovná osa = průměr ze dvou přístrojů, svislá osa = rozdíl mezi přístroji plná čára = systematická odchylka (0,0), přerušované čáry = náhodná chyba ( $\pm 0,7$ )*



Obrázek 8. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „LnRMSSD v lehu“

*Legenda: vodorovná osa = průměr ze dvou přístrojů, svislá osa = rozdíl mezi přístroji plná čára = systematická odchylka (0,001), přerušované čáry = náhodná chyba ( $\pm 0,082$ )*

## 6 DISKUSE

Hlavním cílem této diplomové práce bylo porovnat hodnoty ukazatelů VSF změřené pomocí hrudního pásu Suunto Smart Heart Belt a lékařského EKG přístroje VarCor PF7. Dílčími cíli bylo vyhodnotit systematickou chybu sporttesteru porovnáním s lékařským EKG přístrojem a vyhodnotit náhodnou chybu sporttesteru porovnání s lékařským EKG přístrojem.

Statistické rozdíly mezi oběma pohlavími byly stejné jako známé antropologické rozdíly mezi muži a ženami a to v: hmotnosti, výšce a BMI viz Tabulka 2. Také byl nalezen rozdíl LnRMSSD v poloze lehu. To může zapříčinit vliv hormonální difference mezi pohlavími.

Mezi nejvíce prozkoumané hrudní pásy měřící RR intervaly patří především hrudní pásy Polar. Objevují se ve studiích, kde jsou nejčastěji porovnávány s EKG přístroji jako například studie Gamelin et al. 2006, 2009; Nunan et al. 2008, 2009; Quintana et al. 2012; Vanderlei et al. 2008.

Gamelin et al. (2006) porovnávali validitu měření RR intervalů hrudním pásem Polar S810 s dvou-svodovým EKG přístrojem. Data k jejich studii byla získána na 18 zdravých mužích (věk:  $27,1 \pm 1,9$  let; výška:  $1,82 \pm 0,06$  m; hmotnost  $77,1 \pm 7,7$  kg). Měření představoval ortostatický test, při kterém měli účastníci současně jak hrudní pás, tak lékařský EKG přístroj. Po naměření byly výstupy obou přístrojů synchronizovány a upraveny. Podle jejich výsledků se RR intervaly lišily v závislosti na poloze těla (ve stoji, vleže). Korelační koeficient pro proměnnou RMSSD mezi oběma přístroji dosahoval hodnoty 0,99.

Validitu měření RR intervalů v klidu hrudním pásem Polar H7 s hodinkami Polar V800, v porovnání s tří-svodovým EKG přístrojem, zkoumali při ortostatickém testu Giles, Draper, Neil, (2016). Jejich studie se zúčastnilo 17 mužů a 3 ženy (věk:  $28,7 \pm 9,9$  let; výška:  $1,76 \pm 0,09$  m; hmotnost:  $75,9 \pm 9,5$  kg). Měření se skládalo z 10 minut vleže a 7 minut ve stoje. Pro standardizaci vlivu respirace byl použit metronom nastavený na 0,20 Hz, což představuje 12 nádechů/minutu. Jejich výsledky naznačují, že Polar dokáže zaznamenávat RR intervaly stejně jako EKG. Stejně tak jsou porovnatelné výsledky měření proměnných variability srdeční frekvence u zdravých jedinců během ortostatického testu. Hodnoty ICC pro měření RMSSD ve stoji byly 1.00 a stejně tak pro RMSSD v poloze vleže.

Weippert et al. (2010) ve své studii porovnávali měření RR intervalů a variabilitu srdeční frekvence mezi hrudním pásem Polar S810i, Suunto t6 a ambulantním EKG



systemem. Jejich EKG systém se od mého lišil tím, že byl pětisvodový a nikoli jako hrudní pás. Stejně tak byly odlišné způsoby měření RR intervalů, kdy místo měření ve stoje a vleže probandy testovali vleže, vsedě, při chůzi a intenzivním statickým cvičením horních a dolních končetin. Rozdílná byla i doba měření, které představovalo 17 RR intervalových sérií po 3 minutách. Weippert et al. (2010) dále uvádí, že pro měření RR intervalů lze tyto přístroje používat a jsou spolehlivé i pro dlouhodobou analýzu VSF. V porovnání EKG přístroje s Polarem byla hodnota koeficientu vnitrotřídní korelace 0,996. Koeficient vnitrotřídní korelace mezi EKG přístrojem a hrudním pásem Suunto dosáhl hodnoty 0,998. A v případě porovnání hrudního pásu Polar s hrudním pásem Suunto byla hodnota koeficientu vnitrotřídní korelace 0,999.

Bouillod et al. (2015) ve své studii uvádí, že pro měření je vhodnější hrudní pás, který data ukládá do své paměti, neboť při bezdrátovém přenosu může docházet ke ztrátám dat. Dále píše, že i když je hrudní pás Suunto Memory Belt velice přesný, je zapotřebí dalších studií zkoumající jej v dalších podmínkách. Jeho studie byla totiž zaměřena především na sportovní užití hrudního pásu. Hodnota ICC zkoumaného pásu byla pro RMSSD ve stoje, respektive RMSSD vleže 1,00. Suunto Memory Belt naměřená data ukládá do vnitřní paměti. V této studii zkoumaný hrudní pás Suunto Smart Heart Belt naměřená data posílá skrze Bluetooth do připojeného zařízení, kde probíhá další zpracování dat.

V laboratorních podmínkách vykazují nositelné technologie vysokou míru validity při měření srdeční frekvence, proto se studie Navalta et al. (2020) zabývala její validitou při běhu v terénu. Studie se zúčastnilo 21 zdravých jedinců (věk:  $31 \pm 11$  let; výška:  $1,73 \pm 0,07$  m; hmotnost:  $75,6 \pm 13,0$  kg). Účastníci absolvovali 3,22 km dlouhý běh terénem (1,61 km směrem nahoru, 1,61 km směrem dolů). S hrudním pásem Polar H7 byly porovnávány přístroje Garmin Fenix 5, sluchátka Jabra Elite Sport, prsten Motiv, pás na předloktí Scosche Rhythm+ a hodinky Suunto Spartan s jejich hrudním pásem. Největší shody dosáhly hodinky a hrudní pás Suunto. Průměrná absolutní chyba při měření srdeční frekvence u Suunta byla 2,9 tepů/minutu. Koeficient korelační shody dosahoval 0,955 a koeficient vnitrotřídní korelace rovněž 0,955. Ostatní přístroje nedosahovaly takové shody. Autoři studie to odůvodňují odlišným způsobem měření srdeční frekvence, který je založen na bázi fotopletysmografie a nikoli na snímání EKG signálu.

Výsledky této diplomové práce prokázaly statisticky nevýznamné rozdíly mezi přístrojem Suunto a VarCor v závislosti na pohlaví. To bylo potvrzeno Mann-Whitney U testem a u žádné proměnné nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly. To může být

způsobeno tím, že v této diplomové práci byla změřena věkově homogenní a pohybově aktivní skupina studentů Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Při zkoumání Polaru RS800 Wallén et al. (2012) naproti tomu zjistili, že jsou jejich výsledky měření variability srdeční frekvence závislé na pohlaví a věku. Jejich studie se zúčastnilo 341 osob. 139 z nich byli muži v průměrném věku 52 let. Žen bylo 202 a jejich průměrný věk 53 let. Měření probíhalo 5 minut vleže pomocí tří-svodového EKG a hrudního pásu Polar hodinek Polar RS800. Nejlepších výsledků mezi Polarem a EKG přístrojem bylo dosaženo u mužů. Koeficient vnitrotřídní korelace mezi přístroji byl v rozpětí od 0,923 až 0,997 v případě RMSSD. Koeficient vnitrotřídní korelace u žen byl obecně nižší, konkrétně 0,989 oproti 0,968 u mužů. Nejmenší koeficient vnitrotřídní korelace byl shledán u žen starších 60 let. Zde koeficient v případě RMSSD dosáhl hodnoty 0,785.

Validitu měření variability srdeční frekvence hrudním pásem Polar H7 během cvičení u osob odlišného věku, tělesné stavby a úrovně fyzické kondice zkoumali Hernández-Vicente et al. (2021). Výsledky hrudního pásu porovnávali s dvanácti-svodovým EKG. Studie se zúčastnilo 67 osob. Na základě zátěžového testu byli rozděleni do čtyř skupin podle úrovně kondice. První skupina se skládala z 19 osob (věk:  $38,99 \pm 13,31$  let, výška:  $1,77 \pm 0,05$  m, hmotnost:  $72,65 \pm 9,13$  kg). Druhá skupina představovala 13 osob (věk:  $24,35 \pm 2,20$  let, výška:  $1,72 \pm 0,06$  m, hmotnost:  $69,18 \pm 10,30$  kg), třetí skupina 18 osob (věk:  $52,61 \pm 10,20$  let, výška:  $1,74 \pm 0,06$  m, hmotnost:  $76,32 \pm 7,13$  kg) a čtvrtá skupina 17 osob (věk:  $57,47 \pm 12,23$  let, výška:  $1,72 \pm 0,07$  m, hmotnost:  $72,01 \pm 11,92$  kg). Měření probíhalo 5 minut v klidu v sedě, jízdě na kole skládající se ze tří sérií po 5 minutách a zátěži 60, 70 a 80% maximální srdeční frekvence a poté znovu pětiminutovému sedu v klidu. Přesnost měření hrudního pásu byla závislá na intenzitě zatížení, neboť s růstem zatížení se přesnost snižovala. Stejně tak z jejich studie vyplývá, že věk, stavba těla nebo úroveň tělesné kondice ovlivňují měření variability srdeční frekvence, neboť v poslední skupině bylo nejvíce osob s nejnižším počtem subjektů, které dosáhly vynikající shody mezi zařízeními a nejvyšší procentuální chybou pro proměnné variability srdeční frekvence.

Studie Chhetri, Shrestha, & Mahorta (2021) porovnávali aplikaci pro chytré telefony Elite HRV s hodinkami Polar V800 pomocí hrudního pásu Polar H7. Studie se zúčastnilo 20 mužů (věk:  $20,19 \pm 0,59$  let, BMI:  $21,33 \pm 1,87$  kg/m<sup>3</sup>). Hrudní pás Polar H7 byl spárován jak s hodinkami Polar V800, tak s aplikací Elite HRV na zařízení iPad. Měření trvalo 15 minut v poloze vleže. Hodnota koeficientu vnitrotřídní korelace pro proměnnou RMSSD dosáhla 1,00.

Porovnáním dvou metod měření variability srdeční frekvence ve vyšší nadmořské výšce se zabýval Boos et al. (2016). Na 12 vojenských příslušnících (věk:  $26,0 \pm 2,3$ , váha:  $71,60 \pm 6,8$  kg, výška:  $172,8 \pm 5,6$  cm, BMI:  $24,0 \pm 1,6$  kg), kam patřilo 9 mužů a 3 i ženy, provedli 7 měření. Tyto měření probíhaly během 10 dnů v nadmořské výšce 1 400 m. n. m. (den 0), 1 045 m. n. m. (den 2), 1 600 m. n. m. (den 3), 2 050 m. n. m. (den 5), 2 500 m. n. m. (den 6), 3 100 m. n. m. (den 7), 3 600 m. n. m. (den 9). K porovnání došlo mezi přenosným systémem ithlete HRV (HRV Fit Ltd.) spárovaným s hrudním pásem Cardiosport Bluetooth, který provádí měření VSF po dobu 55 s a EKG přístrojem ChechMyHeart (CMH, Daily Care Biomedical, Taiwan) měřícím po dobu 5 min. Vzhledem k tomu, že ithlete měří pouze 55 s, dochází v aplikaci k vynásobení LnRMSSD dvaceti ( $\text{LnRMSSD} \times 20$ ) pro lepší interpretaci na stupnici do 100. Koeficient vnitrotřídní korelace mezi oběma přístroji pro proměnnou RMSSD 0,86.

Rogers, Schaffarczyk, Clauß, Mourot, & Gronwald (2022) prováděli studii na 12 mužích (věk:  $43 \pm 13$  let, výška:  $178,2 \pm 8,2$  cm, váha:  $83,4 \pm 13,9$  kg) a 9 ženách (věk:  $35 \text{ let} \pm 11$  let, výška:  $169 \pm 4,4$  cm, váha:  $66,4 \pm 10,1$  kg). Studie porovnávala validitu hrudního pásu Movesense Medical (Movesense, Vantaa, Finland), který je stejně jako Suunto Smart Heart Belt jedno-svodovým zařízením, s dvanácti-svodovým EKG přístrojem (AMEDTEC Medizintechnik Aue GmbH, Aue, Germany). Měření se skládalo z měření proměnných VSF po dobu 3 minut před a po zátěžovém testu do selhání na bicyklovém ergometru (Ergoselect 4 SN, Ergoline GmbH, Bitz, Germany). V případě měření před zátěžovým testem byla hodnota ICC pro RMSSD 0,99 respektive 0,99 po zátěžovém testu.

Validitu hodinek Polar V800 (Polar Electro OY, Kempele, Finland) spárovaných s hrudním pásem Polar H7 u starších dospělých zkoumali Huang, Chan, Chang, Chen, & Hsu, (2021). Studie se zúčastnilo 17 mužů a 23 žen. Věkové rozpětí bylo od 65 let do 79 let. Měření probíhalo vsedě, během aritmetického testu, testu na orientaci v textu a při chůzi libovolnou rychlostí, čímž mělo dojít k psychologickému stresu u probandů. Každý test trval 5 minut a výsledky přístroje Polar byly porovnávány s EKG přístrojem (Biopac MP100A-CE, BIOPAC Systems, Inc., Santa Barbara, CA, USA). ICC pro RMSSD v sedě, aritmetický test, orientaci v textu i chůzi byl 1,00.

## 7 ZÁVĚRY

Hlavním cílem práce bylo porovnat hodnoty srdeční frekvence a vagového ukazatele změřené pomocí sporttesteru a lékařského EKG přístroje. V práci jsme zjistili, že pohlaví nemá vliv na reliabilitu hrudního pásu Suunto. Dále jsme zjistili, že mezi přístroji není statisticky významná systematická chyba. Při měření srdeční frekvence ve stoji je náhodná chyba 1,3 tepů/min a v lehu je to 0,7 tepů/min. Tyto hodnoty jsou ve sportovní praxi akceptovatelné. Náhodná chyba pro LnRMSSD ve stoji je 0,232 a pro LnRMSSD v leže je to 0,082. Hodnota koeficientu vnitrotřídní korelace je 0,999 pro srdeční frekvenci ve stoji i v leže. U LnRMSSD ve stoji je hodnota ICC 0,983 respektive 0,998 v leže.

## 8 SOUHRN

Sledováním ukazatelů VSF lze jednoduše monitorovat aktuální stav organismu a řídit podle nich tréninkový proces. Hrudní pásy představují uživatelsky komfortní způsob měření těchto ukazatelů. Další jejich výhodou je jejich snadná dostupnost a také jejich ovladatelnost.

Hlavním cílem této diplomové práce bylo porovnat hodnoty ukazatelů VSF změřené pomocí sporttesteru a lékařského EKG přístroje.

Data k této diplomové práci byla získána naměřením 42 probandů (22 žen a 20 mužů), kteří podstoupili měření pomocí lékařského EKG přístroje (VarCor PF7) a hrudního pásu (Suunto Smart Heart Belt). Data z EKG byla přenesena do počítačového softwaru Sport DiANS a ze sporttesteru do mobilní aplikace TETA. Měření se skládalo z 1 minuty stoj a 2 minut leh. Zabýval jsem se především SF a časovým ukazatelem LnRMSSD. Při statistickém zpracování byl využit Mann-Whitney U test, Kolmogorov-Smirnov test, párový t-test a koeficient vnitrotřídní korelace.

Pomocí Mann-Whitney U testu bylo zjištěno, že mezi přístroji (Suunto vs VarCor) nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi proměnnými u mužů a žen a tím pádem reliabilita hrudního pásu Suunto není závislá na pohlaví. Proto došlo ke sloučení obou pohlaví do jednoho souboru. Párový t-test ukázal, že mezi přístroji není statisticky významná systematická chyba. Při měření SF ve stoji je náhodná chyba 1,3 tepů/min a v lehu je to 0,7 tepů/min. Koeficient vnitrotřídní korelace označuje přesnost hrudního pásu Suunto jako „téměř perfektní“ při měření SF v polohách stoj (0,999) a leh (0,999) a při měření LnRMSSD v lehu (0,998). LnRMSSD v poloze stoj (0,983) vychází reliabilita jako „značná“.

## 9 SUMMARY

By monitoring HRV indexes, it is easy to monitor the current state of the organism and manage the training process according to them. Chest straps are a user friendly tool of measuring these indexes. Another advantage is their availability and their ease handling.

Data for this diploma thesis were obtained by measuring 42 probands (22 women and 20 men) who underwent measurements using a medical ECG device (VarCor PF7) and a chest strap (Suunto Smart Heart Belt). Data from the ECG were transferred to the computer software Sport DiANS and from the sports tester to the mobile application TETA. Measurement consisted of 1 minute of standing position and 2 minutes of supine position. I dealt mainly with heart rate and the time domain index LnRMSSD. The Mann-Whitney U test, the Kolmogorov-Smirnov test, paired t-test and Intraclass Correlation Coefficient were used for statistical processing.

Using the Mann-Whitney U test, it was found that differences between the devices (Suunto vs VarCor) were statistically insignificant between men and women. The accuracy of Suunto's chest strap is not dependent on sex. Therefore, both sexes were merged into one set. Paired t-test showed that there was no statistically significant systematic error between the devices. When measuring HR while standing, the random error was 1.3 beats/min and when supine it was 0.7 beats/min. The intra-class correlation coefficient marks the reliability of Suunto chest strap as „Almost perfect“ in standing (0.999) and supine (0.999) positions when measuring HR and LnRMSSD in supine position (0.998). LnRMSSD in the standing position (0.983) results in reliability as „Substantial“.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Akoglu, H. (2018). User's guide to correlation coefficients. *Turkish Journal of Emergency Medicine*, 18(3), 91–93.
- Altman, D. G. (1990). *Practical statistics for medical research*. CRC press.
- Armour, J. A. (2004). Cardiac neuronal hierarchy in health and disease. *American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology*, 287(2 56-2), 262–271. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00183.2004>
- Boos, J., Bakker, J., Watchorn, J., Woods, R., O'Hara, P., Macconnachie, L., & Mellor, A. (2017). A comparison of two methods of heart rate variability assessment at high altitude. *Clinical Physiology & Functional Imaging*, 37(6), 582–587.
- Botek, M., Krejčí, J., & McKune, A. J. (2017). *Variabilita srdeční frekvence v tréninkovém procesu: historie, současnost a perspektiva*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Botek, M., Neuls, F., Klimešová, I., & Vyhnánek, J. (2017). *Fyziologie pro tělovýchovné obory: (vybrané kapitoly) (Část I.)*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Bouillod, A., Cassirame, J., Bousson, J. M., Sagawa Jr, Y., & Tordi, N. (2015). Accuracy of the Suunto system for heart rate variability analysis during a tilt-test. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, 17(4), 409–417. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2015v17n4p409>
- Čihák, R., & Grim, M. (2016). *Anatomie 3* (Třetí, upravené a doplněné vydání, Svazek I, Nauka o cévách). Grada Publishing.
- Dušek, L., Pavlík, T., Jarkovský, J., Pokorová, K., & Koptíková, J. (2020). Analýza dat v neurologii. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, 83(1), 108–113.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Elitehrv.com. (2020). Elitehrv.com. Retrieved December 18, 2021, from <https://elitehrv.com/>
- Ernst, G. (2017). Heart-rate variability—More than heart beats? *Frontiers in Public Health*, 5(September), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00240>
- Freeman, R. (2006). *Assessment of cardiovascular autonomic function*. 117, 716–730. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2005.09.027>
- Freeman, J. V., Dewey, F. E., Hadley, D. M., Myers, J., & Froelicher, V. F. (2006). Autonomic nervous system interaction with the cardiovascular system during exercise. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 48(5), 342–362. <https://doi.org/10.1016/j.pcad.2005.11.003>

- Gamelin, F. X., Baquet, G., Berthoin, S., & Bosquet, L. (2008). Validity of the polar S810 to measure R-R intervals in children. *International Journal of Sports Medicine*, 29(2), 134–138. <https://doi.org/10.1055/s-2007-964995>
- Gamelin, F. X., Berthoin, S., & Bosquet, L. (2006). Validity of the polar S810 Heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(5), 887–893. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000218135.79476.9c>
- Giles, D., Draper, N., & Neil, W. (2016). Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. *European Journal of Applied Physiology*, 116(3), 563–571. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3303-9>
- Goldberger, A., Amaral, L., Hausdorff, J., Pch, I., Peng, C., & Stanley, H. (2002). Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 99 Suppl 1, 2466-72. <https://doi.org/10.1073/pnas.012579499>
- Grossi, Luiz; Junqueira, L. (2009). Comparison of time-domain short-term heart interval variability analysis using a wrist-worn heart rate. *Pace*, 32(January), 43–51.
- Hendl, J. (2015). *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat* (Páté, rozšířené vydání). Portál.
- Hernández-Vicente, A., Hernando, D., Marín-Puyalto, J., Vicente-Rodríguez, G., Garatachea, N., Pueyo, E., & Bailón, R. (2021). Validity of the Polar H7 heart rate sensor for heart rate variability analysis during exercise in different age, body composition and fitness level groups. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 21(3). <https://doi.org/10.3390/s21030902>
- Huang, C.-J., Chan, H.-L., Chang, Y.-J., Chen, S.-M., & Hsu, M.-J. (2021). Validity of the Polar V800 Monitor for Assessing Heart Rate Variability in Elderly Adults under Mental Stress and Dual Task Conditions. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(3). <https://doi.org/10.3390/ijerph18030869>
- Chhetri, P., Shrestha, L., & Mahotra, N. B. (2021). Validity of Elite-HRV Smartphone Application for Measuring Heart Rate Variability Compared to Polar V800 Heart Rate Monitor. *Journal of Nepal Health Research Council*, 19(4), 809–813.
- Johnson, A., Gray, L., Lauenstein, M., Newton, S., & Massari, J. (2004). Parasympathetic control of the heart. I. An interventriculo-septal ganglion is the major source of the vagal intracardiac innervation of the ventricles. *Journal of Applied Physiology*, 96(6), 2265–2272. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00620.2003>
- Kiran, C., Manaswini, M., Maruthy, N., Kumar, S., & Mahesh, K. (2021). Association of heart rate variability measured by RR interval from ECG and pulse to pulse interval from



- Photoplethysmography. *Clinical Epidemiology and Global Health*, 10(January), 100698. <https://doi.org/10.1016/j.cegh.2021.100698>
- Kittnar, O. (2011). *Lékařská fyziologie*. Grada.
- Kittnar, O. (2020). *Lékařská fyziologie* (2., přepracované a doplněné vydání). Grada Publishing.
- Kleiger, E., Stein, K., & Bigger, T. (2005). Heart Rate Variability: Measurement and clinical utility. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 10(1), 88–101.
- Magder, S. (2012). The ups and downs of heart rate. *Critical Care Medicine*, 40(1), 239 - 245. <https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e318232e50c>
- McBride, G. B. (2005). A proposal for strength-of-agreement criteria for Lin's concordance correlation coefficient. *NIWA client report: HAM2005-062*, 45, 307-310.
- Morales, J., Garcia, V., García-Massó, X., Salvá, P., Escobar, R., & Buscà, B. (2013). The use of heart rate variability in assessing precompetitive stress in high-standard judo athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 34(2), 144–151. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1323719>
- MySASY. (2019). Využití monitorování variability srdeční frekvence pomocí systému mySASY k optimalizaci sportovní přípravy. Retrieved December 19, 2021, from [https://www.mysasy.com/data/upload/mysasy\\_metodicky\\_meterial\\_201905\\_k.10.pdf](https://www.mysasy.com/data/upload/mysasy_metodicky_meterial_201905_k.10.pdf)
- Myithlete.com. (2019). Myithlete.com. Retrieved December 18, 2021, from <https://www.myithlete.com/ithlete/>
- Navalta, W., Montes, J., Bodell, G., Salatto, W., Manning, W., & DeBeliso, M. (2020). Concurrent heart rate validity of wearable technology devices during trail running. *PloS One*, 15(8), e0238569. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0238569>
- Nunan, D., Gay, D., Jakovljevic, G., Hodges, D., Sandercock, H., & Brodie, A. (2009). Validity and reliability of short-term heart-rate variability from the Polar S810. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 243–250. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318184a4b1>
- Nunan, D., Jakovljevic, G., Donovan, G., Hodges, D., Sandercock, H., & Brodie, A. (2008). Levels of agreement for RR intervals and short-term heart rate variability obtained from the Polar S810 and an alternative system. *European Journal of Applied Physiology*, 103(5), 529–537. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0742-6>
- Nunan, D., Sandercock, H., & Brodie, 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>

- Quintana, S., Heathers, J., & Kemp, H. (2012). On the validity of using the Polar RS800 heart rate monitor for heart rate variability research. *European Journal of Applied Physiology*, *112*(12), 4179–4180. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2453-2>
- Rogers, B., Schaffarczyk, M., Clauß, M., Mourot, L., & Gronwald, T. (2022). The Movesense Medical Sensor Chest Belt Device as Single Channel ECG for RR Interval Detection and HRV Analysis during Resting State and Incremental Exercise: A Cross-Sectional Validation Study. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *22*(5). <https://doi.org/10.3390/s22052032>
- Soares de Araújo, G., & Duarte, V. (2015). Maximal heart rate in young adults: A fixed 188 bpm outperforms values predicted by a classical age-based equation. *International Journal of Cardiology*, *184*, 609–610. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2015.02.043>
- Stein, P., Domitrovich, P., Huikuri, H., & Kleiger, R. (2005). Traditional and nonlinear heart rate variability are each independently associated with mortality after myocardial infarction. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, *16*(1), 13-20. <https://doi.org/10.1046/j.1540-8167.2005.04358.x>
- Thayer, F., Åhs, F., Fredrikson, M., Sollers, J., & Wager, D. (2012). A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *36*(2), 747–756. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.11.009>
- Thayer, F., Yamamoto, S., & Brosschot, 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>
- Vanderlei, M., Silva, A., Pastre, M., Azevedo, M., & Godoy, F. (2008). Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the analysis of heart rate variability in the time and frequency domains. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, *41*(10), 854–859.
- Voss, A., Schluz, S., Schroeder, R., Baumert, M., & Caminal, P. (2009). Methods derived from nonlinear dynamics for analysing heart rate variability. *Philos Transact A Math Phys Eng Sci*.*367*. 277-296. Methods derived from nonlinear dynamics for analysing heart rate variability. *Philosophical Transactions: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, *367*(1887), 277–296. <https://doi.org/10.1098/rsta.2008.0232>
- Wallén, B., Hasson, D., Theorell, T., Canlon, B., & Osika, W. (2012). Possibilities and limitations of the polar RS800 in measuring heart rate variability at rest. *European Journal of Applied Physiology*, *112*(3), 1153–1165. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2079-9>

- Weippert, M., Kumar, M., Kreuzfeld, S., Arndt, D., Rieger, A., & Stoll, R. (2010). Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. *European Journal of Applied Physiology*, *109*(4), 779–786. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1415-9>
- Yi, T., Hsieh, C., Wu, J., Huang, L., Lin, W., Liang, W., Su, S., Tsai, J., & Wang, Y. (2014). Heart rate variability parameters and ventricular arrhythmia correlate with pulmonary arterial pressure in adult patients with idiopathic pulmonary arterial hypertension. *Heart and Lung: Journal of Acute and Critical Care*, *43*(6), 534–540. <https://doi.org/10.1016/j.hrtlng.2014.05.010>

## 11 PŘÍLOHY

### Příloha 1 Vyjádření etické komise



Fakulta  
tělesné kultury

Genius loci ...

#### Vyjádření Etické komise FTK UP

**Složení komise:** doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.  
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.  
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.  
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.  
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 21.4.2021 byl projekt diplomové práce

autor /hlavní řešitel/: **Bc. Štěpán Dancinger**

s názvem: **Validita hrudního pásu s technologií Bluetooth pro hodnocení ultrakrátkých ukazatelů variability srdeční frekvence**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **73/2021**

dne: **10. 5. 2021**

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

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

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

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

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

## Informovaný souhlas

**Název studie (projektu): Porovnání výstupů sporttesteru s lékařským EKG přístrojem**

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka:

Podpis např. fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum: