



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU V KONTEXTU DENNÍCH AKTIVIT

HRV ANALYSIS IN THE CONTEXT OF DAILY ACTIVITIES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Václav Indrák

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petra Novotná

BRNO 2022

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Václav Indrák

ID: 221511

Ročník: 3

Akademický rok: 2021/22

NÁZEV TÉMATU:

Analýza variability srdečního rytmu v kontextu denních aktivit

POKyny PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši na téma analýzy variability srdečního rytmu (HRV). Zaměřte se na změny v souvislosti denních aktivit. 2) Po domluvě s vedoucí vyberte vhodné akviziční zařízení pro dlouhodobou monitoraci srdečního rytmu (24 hodin), navrhnete protokol měření a proveďte náběr dat z několika dobrovolníků ve vhodné cílové skupině. 3) Naměřená data vhodně předzpracujte. Navrhnete a implementujete algoritmy pro automatickou segmentaci a analýzu HRV naměřených dat. Realizaci proveďte ve vhodném programovacím prostředí (Python, Matlab). 4) Navržené algoritmy optimalizujte. 5) Proveďte detailní statistické vyhodnocení naměřených a vypočtených parametrů v souvislosti fyziologické adaptace na denní aktivitu. 6) Dosažené výsledky podrobně interpretujte a diskutujte. Proveďte porovnání s výsledky studií dostupných v literatuře.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Shaffer F, Ginsberg JP. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Front Public Health*. 2017;5:258. Published 2017 Sep 28. doi:10.3389/fpubh.2017.00258

[2] Aubert AE, Seps B, Beckers F. Heart rate variability in athletes. *Sports Med*. 2003;33(12):889-919. doi:10.2165/00007256-200333120-00003. PMID: 12974657.

Termín zadání: 7.2.2022

Termín odevzdání: 27.5.2022

Vedoucí práce: Ing. Petra Novotná

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je naměření záznamů EKG na dobrovolnících a následná analýza HRV z těchto záznamů. Zabývá se objasněním základních metrik pro hodnocení HRV, které jsou využívány v klinické a výzkumné praxi a jejich následnou programovou implementací v prostředí Matlab pro získání co nejpřesnějších výsledků, které jsou pak hodnoceny.

Klíčová slova

Signál EKG, filtrace signálu, HRV, frekvenční analýza, Poincarého mapa, tepová frekvence, RR interval, komplex QRS, N. Vagus, sympatikus, parasympatikus.

Abstract

The aim of this bachelors thesis is to measure ECG recordings on volunteers, and following analysis of HRV from these recordings. It pursues the explanation of basic metrics used to evaluate HRV, used both in clinical and scientific practice and their following programming implementation in Matlab environment to achieve the most accurate results possible, which are then assessed.

Keywords

ECG signal, signal filtration, HRV, frequency analysis, Poincaré plot, heart rate, RR interval, QRS complex, N. Vagus, sympathetic nervous system, parasympathetic nervous system.

Bibliografická citace

INDRÁK, Václav. *Analýza variability srdečního rytmu v kontextu denních aktivit* [online]. Brno, 2022 [cit. 2022-05-24]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/142063>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Petra Novotná.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení studenta: *Václav Indrák*

VUT ID studenta: *221511*

Typ práce: *Bakalářská práce*

Akademický rok: *2021/22*

Téma závěrečné práce: *Analýza variability srdečního rytmu
v kontextu denních aktivit*

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: 27. května 2022

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucí bakalářské práce Ing. Petře Novotné za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé závěrečné práce. Zároveň děkuji všem pro tuto práci měřeným osobám za jejich čas a ochotu.

V Brně dne:27. května 2022

podpis autora

Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ	9
SEZNAM TABULEK	10
ÚVOD	11
1. EKG	12
2. VARIABILITA SRDEČNÍHO RYTMU	13
2.1 Vlivy na HRV.....	13
2.1.1 Dynamická nervová stimulace.....	13
2.1.2 Regulační mechanismy.....	14
2.1.3 Dlouhodobé vlivy.....	14
2.2 Druhy měření pro HRV.....	14
3. JEDNOTKY MĚŘENÍ V HRV	16
3.1 ČASOVÁ ANALÝZA.....	16
3.1.1 Standard Deviation of Normal to Normal beats.....	16
3.1.2 Standard Deviation of RR intervals.....	17
3.1.3 Standard Deviation of the Average Normal-to-Normal intervals.....	17
3.1.4 SDNN Index.....	17
3.1.5 pNN50.....	17
3.1.6 Root Mean Square of Successive Differences.....	18
3.1.7 HR max – HR min.....	18
3.2 FREKVENČNÍ ANALÝZA.....	18
3.2.1 Pásmu ULF.....	19
3.2.2 Pásmo VLF.....	19
3.2.3 Pásmo LF.....	20
3.2.4 Pásmo HF.....	20
3.2.5 Poměr LF/HF.....	20
3.2.6 Relativní výkony.....	21
3.3 NELINEÁRNÍ ANALÝZA.....	21
3.3.1 Poincarého mapa.....	21
3.3.2 Měřitelné jednotky.....	22
4. VLIVY TĚLA	24
5. OVLIVŇOVÁNÍ VÝSLEDKŮ	26
6. METODY DETEKCE QRS	28
7. MĚŘENÍ VLASTNÍCH DAT	30
7.1 POUŽITÉ ZAŘÍZENÍ.....	30
7.2 POSTUP MĚŘENÍ.....	32
8. VLASTNÍ PROGRAMOVÉ ZPRACOVÁNÍ	35
8.1 PŘEDZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU.....	35
8.1.1 Výběr dat.....	35
8.1.2 Filtrace signálu.....	35

8.2	DETEKTOR R VLN	36
8.3	OBECNÉ PROMĚNNÉ	37
8.3.1	<i>RR intervaly</i>	37
8.3.2	<i>Tepová frekvence</i>	38
8.3.3	<i>Odhad dechové frekvence</i>	39
8.4	ČASOVĚ ZÁVISLÁ ANALÝZA	40
8.5	FREKVENČNÍ ANALÝZA	41
8.6	NELINEÁRNÍ ANALÝZA	42
8.7	ŘÍDÍCÍ SKRIPT	42
9.	INTERPRETACE NAMĚŘENÝCH VÝSLEDKŮ	44
9.1	NAMĚŘENÉ VÝSLEDKY A JEJICH ZHODNOCENÍ	45
9.1.1	<i>Subjekt RaOm</i>	45
9.1.2	<i>Subjekt PeIn</i>	54
9.1.3	<i>Subjekt StKu</i>	59
9.1.4	<i>Subjekt VaIn</i>	63
9.2	SROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ	71
10.	ZÁVĚR	74
	LITERATURA	75
	SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	77
	SEZNAM PŘÍLOH	78

SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Příklad grafu EKG [14].....	12
3.1	Poincarého mapa s viditelnými útvary a chybovými hodnotami	22
7.1	Souprava dokovací stanice s přístroji připojená k počítači	31
7.2	Rozhraní aplikace Consensys.....	32
7.3	Příklad měření během aktivity zájmu	33
7.4	Umístění elektrod, přístrojů a senzoru pro PPG.....	34
8.1	Grafy jednotlivých kroků detekce R vln.....	37
8.2	Grafy kolísání vypočítané tepové frekvence	38
8.3	Vypočítaný odhad dechové frekvence	40
9.1	Ukázka podobnosti časově závislých a nelineárních jednotek.....	45
9.2	Grafy průběhu hodnot normalizovaného výkonu první klidové reference RaOm	46
9.3	Grafy analýzy první klidové reference RaOm	47
9.4	Grafy průběhu hodnot normalizovaného výkonu druhé klidové reference RaOm	48
9.5	Grafy analýzy druhé klidové reference RaOm.....	48
9.6	Grafy analýzy první zátěže (cyklovýlet) RaOm.....	51
9.7	Grafy analýzy druhé zátěže (posilovna) RaOm	54
9.8	Grafy průběhu normalizovaného výkonu ranní reference PeIn	55
9.9	Grafy analýzy klidové reference PeIn	56
9.10	Grafy analýzy zátěže na rotopedu PeIn	58
9.11	Grafy průběhu normalizovaného výkonu ranní reference StKu	60
9.12	Grafy analýzy klidové reference StKu.....	60
9.13	Grafy analýzy zátěže v posilovně StKu.....	63
9.14	Grafy průběhu normalizovaného výkonu první ranní reference VaIn.....	64
9.15	Grafy analýzy první klidové reference VaIn.....	65
9.16	Grafy průběhu normalizovaného výkonu druhé ranní reference VaIn.....	66
9.17	Grafy analýzy druhé klidové reference VaIn	66
9.18	Grafy analýzy první aktivity zájmu (kardio) VaIn.....	69
9.19	Grafy analýzy druhé aktivity zájmu (cvičení) VaIn	71

SEZNAM TABULEK

4.1	Tabulka hodnot jednotek časově závislé analýzy podle věku [13]	24
9.1	Hodnoty jednotek HRV v klidu [10]	44
9.2	Tabulka průměrných hodnot každého subjektu.....	73

ÚVOD

Lidské srdce funguje jako pumpa krve do celého těla, čímž zásobuje veškeré orgány živinami a kyslíkem a odvádí metabolity. V zájmu plnění této funkce se srdce musí pravidelně stlačovat, aby byl udržen dostatečný oběh krve za všech okolností. Frekvence stahů však není stoprocentně pravidelná, musí se měnit v závislosti na potřebách tkání, zcela stabilní však není ani za naprostého klidu. Cílem analýzy je porozumět těmto změnám, případně z nich vyčíst patologické stavy.

Tepová frekvence srdce je částečně autonomní, takzvaným pacemakerem srdce je sinoatriální uzel. Tato frekvence pulzů je však ovlivňována několika různými mechanismy z těla. Jedná se o nervovou stimulaci z mozku sympatikem a parasympatikem, jejichž vlivy se konstantně mísí, hormonální stimulaci, například adrenalin, nebo baro- a chemoreceptory v prodloužené míše reagující na změny krevního tlaku a saturaci kyslíkem.

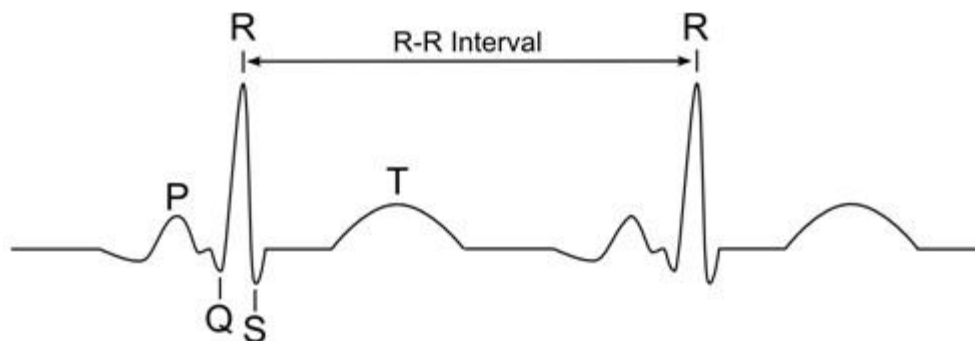
Analýza variability srdečního rytmu je základ pro sledování časové funkčnosti srdce a jeho dovednosti reagovat na různé podněty. V praxi je analýza HRV často využívána pro různé výzkumné účely.

Tato práce má za cíl provést analýzu HRV na vlastních naměřených datech s použitím vlastních vytvořených algoritmů při dosažení co nejlepších výsledků.

1. EKG

Činnost srdce je řízená elektrickými impulzy. Tyto impulzy začínají v SA uzlu, odkud jsou vodivým systémem srdce rozvedeny nejdříve do síní, poté s jistým zpožděním do komor, kde způsobují hromadnou depolarizaci pracovního myokardu a následný stah svaloviny. EKG měří posun akčního potenciálu jako změnu napětí mezi elektrodami. Samotný vodivý systém na EKG viditelný není, znatelné jsou až sumační změny u samotného pracovního myokardu. Výsledkem je pak 1D signál závislosti změny napětí na čase. Oblast zájmu na takovém signálu má pak tři hlavní části viditelné i na obrázku 1.1:

1. P vlna, odpovídající depolarizaci síně, krátká méně výrazná pozvolná vlna, ne vždy je viditelná
2. QRS komplex, odpovídá překryvu repolarizace síní a depolarizace komor, velmi rychlý a výrazný soubor tří vrcholů o frekvenci 10-20 Hz
3. T vlna, odpovídá repolarizaci komor, podobná P vlně, delší výraznější s nižší frekvencí



Obrázek 1.1 Příklad grafu EKG [14]

Tvar, rychlost a velikost těchto vln se liší u každého člověka, mění se však i podle umístění elektrod a způsobu záznamu (unipolární, bipolární). Samotný signál EKG nese velké množství diagnosticky relevantních informací, z jeho morfologie se dá poznat značná část patologií. U morfologické analýzy se řeší například přítomnost a četnost P vln (zda se nevyskytují samostatně bez následujícího QRS komplexu), šířka QRS komplexu, tvar ST úseku, z vícesvodových záznamů se určuje směr srdeční osy podle orientace a výšky všech vln.

2. VARIABILITA SRDEČNÍHO RYTMU

Srdeční rytmus je počet úderů srdce za jednu minutu. Variabilita srdečního rytmu, neboli HRV (Heart Rate Variability), jsou pak odchylky od pravidelnosti tepu, neboli změna intervalů mezi normálovými úderů srdce. HRV se měří z časových úseků mezi úderů srdce, počítají se však pouze normálové stahy komor, to znamená zcela fyziologické stahy vycházející z SA uzlu (nepočítají se komorové extrasystoly), za sebou následující P vlna a QRS komplex. HRV je pak popis časové funkčnosti srdce, která se odvíjí od funkce regulačního systému. Samotné změny HRV jsou pak způsobeny hlavně autonomní stimulační funkcí srdce a aktivitou CNS (sympatikus a parasympatikus). Změna samotné stimulace z těchto dvou zdrojů je pak součtem mnoha různých dalších faktorů, které působí v různých časových intervalech, což se odráží na samotném HRV. Jedná se například o svalovou aktivitu, hormony, aktivitu trávicího traktu a výměnu plynů.

Lidské srdce nemůže fungovat s naprosto přesnou pravidelností, jeho činnost se musí měnit pro přizpůsobení různým podmínkám. HRV by proto nemělo být příliš nízké, aby docházelo k dostatečné adaptaci. Velmi vysoké HRV však není také vždy dobře, protože některé patologie mohou HRV zvýšit. Například některé abnormality vedení srdečního vzruchu mohou zvýšit HRV, zároveň však představují zdravotní riziko. Některé tyto problémy lze odhalit morfologickou analýzou EKG. Zvýšené HRV může být způsobeno i přílišnou nervovou stimulací, která může být spojena se stresem nebo emočními prožitky. Dlouhodobě takto zvýšené HRV může vést k závažným zdravotním následkům.[15]

2.1 Vlivy na HRV

Jak již bylo zmíněno, na HRV se podílí spousta různých faktorů, které se dají rozdělit do tří základních kategorií.

2.1.1 Dynamická nervová stimulace

Dynamická nervová stimulace je způsobená vztahem dvou různých nervových větví – sympatiku a parasympatiku. Tyto větve mají odlišné stimulační výsledky, ale působí obě zároveň. Jejich výsledné působení na srdce a jeho rytmus je pak dáno výslednou rovnováhou těchto dvou sekcí.

Parasympatická stimulace je vyšší během klidu, jejím výsledkem je stabilnější rytmus okolo 75 úderů za minutu (u trénovaných sportovců i méně). Při vyšší stimulaci může parasympatikus zpomalit tep až na 20-30 úderů za minutu, nebo srdce přechodně i zastavit. Všeobecně má parasympatikus zpomalující vliv na srdce, během některých činností (cvičení, náročné aktivity) se však může téměř zcela inaktivovat. Mimo srdeční akce může aktivita parasympatiku ovlivnit i činnost sympatiku a to jak zvýšit, tak snížit. Může ale zůstat i zcela neovlivněna.

Stimulace sympatiku naproti parasymptatiku vede ke zvyšování tepové frekvence. V klidu, bez předchozí aktivity, je akce sympatiku velmi nízká. Při fyzické námaze nebo stresu však dochází ke zvyšování sympatické stimulace, což má za následek i zvýšení tepu.

Celkový vztah mezi sympatikem a parasymptatikem je velmi složitý a v žádném případě nemůže být označen za lineární – s aktivací jedné větve nedochází k inaktivaci druhé. Například kdyby měřený subjekt šel běhat, na začátku běhu by došlo k významnému snížení aktivity parasymptatiku (až inaktivaci) a zvýšení stimulace sympatiku. Po konci běhu, když bude subjekt odpočívat, dojde k opětovně vyšší aktivaci parasymptatiku, ale aktivita sympatiku zůstane stejná a klesat bude až po delší době.

2.1.2 Regulační mechanismy

Mechanismy působení baroreceptorů, chemoreceptorů, CNS, hormonů, dýchání a autonomní regulace srdce ovlivňují HRV velmi krátkodobě, jejich vliv nastupuje rychle a často i rychle odezní. Mnoho z nich způsobuje zvýšenou variabilitu a jejich účinky jsou zcela fyziologické.

Respirační sinusová arytmie je zcela fyziologický jev ovlivňující velmi krátkodobě tepovou frekvenci. Způsobuje, že při nádechu se tepová frekvence zvyšuje, při výdechu se pak snižuje. Tento jev vzniká kvůli stimulaci SA uzlu z dechového centra v mozku. Na tomto jevu je založena jedna ze základních metod odhadu dechové frekvence.

2.1.3 Dlouhodobé vlivy

Tepovou frekvenci ovlivňují pochody v těle, které nejsou přímo spojeny s regulací tepu, jejich pravidelné působení však jistý vliv má. Příkladem může být aktivita trávicího traktu, spánkový cyklus nebo únava. Tyto vlivy nepůsobí přímo na srdce, ovlivňují však dříve zmíněné hlavní mechanismy a svým působením vytváří velmi pomalé a stabilní změny. Například když jde člověk spát, epifyza produkuje melatonin, který uvádí postupně mozek do stavu spánku. S tímto přechodem je tak ovlivněno centrum mozku, které ovládá dech a tep. Dojde ke zvýšení aktivity parasymptatiku a tep se zpomalí i pod úroveň klidové tepové frekvence. Tento proces nastane velmi pozvolně a melatonin při něm přímo neovlivňuje srdce, pouze mimo jiné ovlivní hlavní řídicí mechanismy.

2.2 Druhy měření pro HRV

Analýza HRV se může provádět z různě dlouhých úseků EKG. Za standard se považují Krátkodobé záznamy (Short-Term HRV) a Dlouhodobé záznamy (Twenty-Four-Hour HRV). Málo používanou a málo probádanou metodou jsou záznamy velmi krátkých úseků (Ultrashort-Term HRV), které jsou považovány za lehce kontroverzní a informačně

velmi podobné klasickým krátkodobým záznamům. Každá z metod poskytuje trochu odlišné výsledky, má své výhody i nevýhody a jejich výstupy se nedají zcela srovnávat.

Dlouhodobé záznamy, nejčastěji měření dlouhá alespoň 24 hodin, jsou v praxi nejvíce používané, například při měření 24hodinových Holterovských záznamů. Tyto záznamy obsahují největší množství informací, mají na ně vliv všechny pochody v těle od celodenní náplně, spánku, jídla a metabolismu po dlouhodobý stres. Pro výpočet všech metrik se i přes odlišnosti ve výstupech používají stejné matematické postupy jako u krátkodobých měření.

Krátkodobé záznamy, kterými se zabývá i tato práce, bývají nejčastěji dlouhé okolo pěti minut, mohou však trvat až hodiny. Výsledkem těchto záznamů je především souhra dvou základních systémů – dynamická nervová stimulace a regulační mechanismy. Do těchto výsledků však velmi málo a neurčitě zasahují i pomalejší formy stimulace, z krátkých záznamů se jejich analýza však neprovádí.

3. JEDNOTKY MĚŘENÍ V HRV

Základní metody zpracování HRV se podle zdroje informací dělí na časově závislé, frekvenčně závislé a nelineární metody. Každá z těchto kategorií má odlišnou informační hodnotu a nemohou jedna druhou nahradit. Společnou vlastnost většiny metrik je pak jejich zdroj – vzdálenost mezi normálovými údery srdce.

3.1 Časová analýza

Informativní hodnota časově závislé analýzy vychází pouze z časových vzdáleností mezi jednotlivými údery srdce a jejich matematických zpracování. Výsledkem těchto metod jsou pak hodnoty, které, na rozdíl od větší části jednotek frekvenční analýzy, jsou téměř univerzální a mohou být použity pro srovnání mezi různými subjekty.

3.1.1 Standard Deviation of Normal to Normal beats

Standard Deviation of Normal to Normal beats – SDNN, neboli směrodatná odchylka normálových úderů srdce udávaná v milisekundách. Jak již bylo zmíněno, do analýzy HRV se používají pouze normálové neektopické údery srdce. Pro výpočet této jednotky musí být tedy všechny ektopické údery odstraněny. SDNN je jedna ze základních metrik pro hodnocení HRV, měří se jak pro dlouhodobé, tak pro krátkodobé záznamy, experimentálně se provádí zpracování i na velmi krátkých záznamech (1–4 minuty). V každém měření jsou však hodnoty této jednotky podmíněny jinými vlivy. Ve všech případech se na hodnotách podílejí sympatikus a parasympatikus, výsledky pak velmi korelují s ULF, VLF a LF úseky (viz dále). V případě, že tyto pásma mají vyšší výkon než HF pásmo, značně přispívají k SDNN. Tyto podobnosti však velmi záleží na podmínkách měření. [10]

Při krátkodobých měřeních je hlavním zdrojem SDNN respirační sinusová arytmie řízená parasympatikem, ještě větší rozdíly pak vytvoří měření s kontrolovaným pomalým dýcháním. Vhodnější a přesnější je měření z celodenní záznamů, na kterém se podílí různorodé stimuly. Mimo dechové regulace tepu mohou celodenní záznamy popsat i celkovou odezvu srdce na změny v pracovní zátěži, všeobecnou odezvu nervového systému a dlouhodobé pochody (spánkový cyklus). Na rozdíl od krátkodobých měření, u dlouhodobých měření lze pozorovat i vlivy sympatické nervové stimulace.

SDNN je jedna z velmi objektivních jednotek, která je široce využívaná pro popis HRV a předpověď kardiologických rizik. Její veličiny mohou předpovídat jak morbiditu, tak mortalitu pacientů. Podle výzkumů na celodenních záznamech pacientů byly stanoveny i obecné hranice. Pacienti s hodnotami SDNN pod 50 ms jsou uváděni jako

nezdraví, pacienti s hodnotami mezi 50 a 100 ms jsou zvažováni jako s ohroženým zdravím a pacienti s hodnotami nad 100 ms jsou považováni za zdravé.

3.1.2 Standard Deviation of RR intervals

Směrodatná odchylka mezi údery srdce (SDRR – Standard Deviation of RR intervals) je výpovědně velmi podobná jako SDNN, na rozdíl od ní však nevyžaduje tak náročné předzpracování dat. Nemusí se odstraňovat ektopické cykly, které by se do SDNN nemohly počítat, zároveň se pak předpokládá i přítomnost šumu – myopotenciály nebo jiné artefakty v EKG, které mohou být při zpracování počítačem klasifikované jako údery srdce. Tato jednotka se používá především pro celodenní nebo delší měření, u kterých by bylo manuální odstraňování artefaktů příliš náročné. Na změnách této jednotky se podílejí stejné mechanismy jako u SDNN, přidává se však i vliv ektopických úderů srdce, které mohou výsledky značně ovlivnit. Další ovlivnění mohou způsobovat i již zmíněné šумы.

3.1.3 Standard Deviation of the Average Normal-to-Normal intervals

Standard Deviation of the Average Normal-to-Normal intervals (SDANN), směrodatná odchylka z průměru normálových úderů je jednotka odvozená od SDNN. Naměřená data jsou rozdělena do pětiminutových úseků, z každého tohoto úseku je pak vypočítán průměr NN intervalů. Z těchto průměrů je pak vypočítána směrodatná odchylka, opět udávaná v milisekundách. I přes její možné použití však tato jednotka nemůže nahradit informativní hodnotu SDNN a neposkytuje ani žádná diagnostická data navíc.

3.1.4 SDNN Index

Index SDNN je další jednotkou pracující se segmentovanými delšími daty. Stejně jako u SDANN je naměřený signál rozdělený do pětiminutových intervalů, následně je však z každého z těchto intervalů vypočtena směrodatná odchylka NN intervalů. Tyto hodnoty jsou pak následně zprůměrovány do výsledné hodnoty SDNNI. Kvůli tomuto dělení tak tato jednotka popisuje pouze krátkodobé vlivy HRV. U dlouhodobých záznamů, na kterých je primárně využívána, tato jednotka popisuje především autonomní vlivy na HRV. Významně však může u těchto záznamů korelovat s úsekem VLF.

3.1.5 pNN50

Procentuální jednotka vypočítaná z NN50. NN50 je celkový počet všech NN intervalů, které se od předchozího liší o více než 50 milisekund. pNN50 je pak procentuální vyjádření tohoto počtu vůči celkovému množství všech intervalů v měřeném úseku. Tato jednotka koreluje s RMSSD a s výkonem úsekem HF, částečně pak koreluje i s aktivitou parasymptiku. Tato jednotka je vhodnější pro krátkodobé záznamy, u delších záznamů

je však upřednostňována RMSSD, která lépe popisuje respirační sinusovou arytmií.

3.1.6 Root Mean Square of Successive Differences

Root Mean Square of Successive Differences (RMSSD) neboli odmocnina průměrů druhé mocniny rozdílu úspěšných úderů srdce. Vychází opět z rozdílů vzdáleností mezi normálovými úderů srdce, tentokrát jsou však odstraněny i vzdálenosti mezi normálovými úderů, mezi kterými došlo k ektopickému stahu srdce. RMSSD se počítá nejdříve umocněním započítaných rozdílů NN intervalů, jejich následným zprůměrováním a poté odmocněním. Občas se používá i upravená jednotka lnRMSSD, což je přirozený logaritmus RMSSD.[10]

RMSSD je základní jednotkou časové analýzy HRV, která přibližuje vagální stimulaci srdce. Je téměř totožná s nelineární metrikou SD1, která odráží krátkodobou variabilitu srdce. Při celodenních záznamech je tato jednotka velmi korelovaná s pNN50 a výkonem úseku HF.

Na rozdíl od ostatních jednotek, u RMSSD je vliv dechu velmi nejistý a celkový výsledek je mnohem méně ovlivněn respirační sinusovou arytmií než u jiných měření. RMSSD je ale více ovlivněno aktivitou parasymptatiku než SDNN. Nižší hodnoty RMSSD jsou pak spojovány s vyšším rizikem náhlé nevysvětlitelné smrti u epileptiků.

Jak již bylo zmíněno, RMSSD a pNN50 poskytují velmi podobné výsledky. Díky výpočtu z jednotlivých úseků mezi úderů srdce odráží především rychlé změny v tepové frekvenci a korelují tak s výkonem úseku HF. Zároveň jsou však málo ovlivněny pomalými změnami v dlouhodobých záznamech.

3.1.7 HR max – HR min

Průměrný rozdíl mezi maximální a minimální tepovou frekvencí během dechového cyklu. Tato jednotka odráží především respirační sinusovou arytmií s velmi malým efektem ovlivnění vagální stimulace. Tato jednotka je velmi citlivá na změny a celkovou délku dechu.

3.2 Frekvenční analýza

Frekvenčně závislá analýza pracuje se sledem NN intervalů jako s celkovým signálem a zpracovává vlnové složky ve změnách těchto intervalů. Základem frekvenční analýzy je Rychlá Fourierova Transformace (FFT – Fast Fourier Transformation), díky které vypočítáme jednotlivé frekvenční složky signálu. Dále se pak odhaduje výkon signálu na jednotlivých frekvencích. Celé výkonové frekvenční spektrum je pak děleno do jednotlivých úseků, s jejichž výkony se pracuje. Každé frekvenční pásmo nese informace o odlišných pochodech ovlivňujících srdeční rytmus. Výkony jednotlivých frekvenčních

pásem jsou zcela objektivní a samy o sobě příliš nevypovídající. Proto se z těchto výkonů počítají například relativní výkony (poměr výkonu daného úseku vůči výkonu celého signálu) nebo poměry výkonů dvou pásem.

Samotný výpočet výkonového spektra signálu, nebo výkonu frekvenčního pásma, má několik různých postupů. Samotné metodiky a konkrétní implementace budou vysvětleny v kapitole vlastního programového zpracování.

3.2.1 Pásmu ULF

ULF – Ultra-Low-Frequency neboli pásmo ultra nízkých frekvencí obsahuje kmitočty do 0,003 Hz. Na výkonu tohoto úseku se podílí velmi pomalé mechanismy změny tepu. Příkladem těchto mechanismů by mohla být dlouhodobá funkce systému Renin-Angiotenzin-Aldosteron, hormonální systém ovlivňující mimo jiné průtok krve periferií. Dalšími započtenými systémy je spánkový cyklus řízený melatoninem, celková tělesná teplota, metabolismus atd. Z důvodu velmi nízkých frekvencí tohoto pásma, a tedy i dlouhé době změn jsou pro hodnocení krátkodobé záznamy HRV zcela nevhodné. Informativní hodnota těchto frekvencí je tak relevantní a používaná pro celodenní záznamy.

3.2.2 Pásmo VLF

Pásmo velmi nízkých frekvencí (VLF – Very-Low-Frequency) obsahuje kmitočty od 0,0033 Hz do 0,04 Hz. Tento úsek je velmi málo probádaný a nejsou přesně jisté spojení mezi výkonem a fyziologickými ději. Výzkumy naznačují, že VLF by mohly být generovány aferentními senzory v srdci, které následně ovlivňují další nervové ovládání srdce. Tyto frekvence by pak mohly být ovlivňovány sympatickou odezvou spojenou s námahou a stresem. Sympatická dráha by měnila amplitudu a frekvenci takto generovaných vln.

Výkon v tomto pásmu by mohl být také generovaný sympatikem v případě blokády sympatické dráhy, nebo naopak parasympatikem v případě parasympatické blokády. Dále k tomuto výkonu mohou přispívat aktivity termoregulace, některých hormonů nebo celková fyzická aktivita.

Zvýšená aktivita v tomto pásmu může být spojována se syndromem náhlé arytmiické smrti a PTSD, v některých studiích bývá spojována se záněty. Zvýšený výkon často koreluje s nízkými hodnotami testosteronu.[10]

Všeobecně se o vypovídajících hodnotách tohoto pásma ví velmi málo, jeho zvýšená aktivita je však podnětem k opatrnosti. Spekuluje se také nad tím, že by informace v tomto pásmu mohly být velmi významné pro všeobecné zdraví srdce.

3.2.3 Pásmo LF

LF neboli nízké frekvence (Low-Frequency) v rozmezí od 0,04 do 0,15 Hz jsou jednou z nejvýznamnějších metrik frekvenčních analýz. V tomto pásmu se nejvíce projevují vlivy baroreceptorové regulace tepu, díky čemuž se pásmu dříve říkalo ‚baroreceptorové pásmo‘, projevuje se zde však i sympatikus a parasympatikus. Vliv sympatiku je menší než parasympatiku, oboje mají však v klidu velmi malý vliv. Sympatikus ovlivňuje v tomto pásmu spíše nižší frekvence a většinou nepřekračuje 0,1 Hz. Naproti tomu parasympatikus působí ve vyšších frekvencích, začíná sice od 0,05 Hz, jeho vliv však přerůstá hlavně do pásma HF.

3.2.4 Pásmo HF

Pásmo vysokých frekvencí (HF – High-frequency) obsahující nejčastěji frekvence od 0,15 do 0,4 Hz, tyto hranice se však mohou posouvat v závislosti na měřeném subjektu – malé děti, které rychleji dýchají. Dříve označované jako ‚dechové pásmo‘, HF nejvíce obsahuje vlivy dechu a tím pádem vliv parasympatické nervové větve, která je úzce spojená se změnami tepu během dechového cyklu (dříve zmíněná respirační sinusová arytmie). Tyto oscilace tepu však nejsou zcela reprezentativní pro vagální kontrolu srdce (Nervus Vagus inervuje srdce a přivádí vlivy sympatiku a parasympatiku). V případě úplné blokády N. Vagus dochází k téměř kompletnímu vymizení všech oscilací v HF a k poklesu výkonu v LF.

Výkon HF je spojován se stresem, panikou, úzkostmi nebo strachem. Fyziologicky dochází ke zvýšení výkonu HF během spánku, což je spojeno s vyšší aktivitou parasympatiku.

3.2.5 Poměr LF/HF

Původní myšlenkou za touto metrikou bylo stanovení odhadu poměru mezi působením parasympatiku a sympatiku. Základem byla úvaha, podle které do pásma LF přispívají oba vágové vlivy (sympatikus a parasympatikus), zatím co do pásma HF se odráží především aktivita parasympatiku. Celý tento postup byl založen na myšlence, že vagální příspěvky nemění pásma, do kterých přispívají, a že je jejich působení více lineární. Podle původních předpokladů by tak nízký poměr LF/HF znamenal převahu stimulace parasympatiku, tedy klidové rozpoložení člověka, zatím co vysoký poměr by znamenal převahu sympatiku, takže vybuzený stav člověka založený na hlavním efektu sympatiku („Fight or Flight“).

V dnešní době se začíná ukazovat, že samotný poměr LF/HF nemá zcela jednoznačnou vypovídající hodnotu. V prvé řadě bylo dokázáno, že příspěvky do obou pásem jsou u krátkodobých a dlouhodobých měření z odlišných zdrojů, jejich výsledky

tedy nejsou srovnatelné. Dále pak i samotná podstata měření (poloha při začátku, náplň měření) mohou značně ovlivnit výsledky. Pro každé měření je proto důležitý kontext.

Dále bylo dokázáno, že samotná základní myšlenka této hodnoty není zcela správná. Samotné pásmo LF není zcela ovlivněno jen sympatikem, na výkonu se hojně podílí i parasympatikus a různé další vlivy. Navíc vliv parasympatiku není tak jednoduchý. Jeho vliv v HF se může zvýšit, i když jeho vliv v LF zůstává nízký nebo naopak.

Poměr LF/HF začíná být čím dál více kritizován pro jeho nepřesnosti a nesrovnalosti, jedná se však o celkem zaběhlou a univerzální veličinu, která může sloužit i pro srovnání odlišných subjektů.

3.2.6 Relativní výkony

Relativní výkon, jak již bylo zmíněno, udává poměr výkonu sledovaného frekvenčního pásma vůči celkovému výkonu signálu. Používanou jednotkou jsou procenta, nebo normální jednotky (nu – ‚normal units‘). Na rozdíl od absolutního výkonu, který je velmi subjektivní, je relativní výkon poměrně objektivní jednotka, díky které se dají srovnávat výkony pásem i mezi odlišnými subjekty.

3.3 Nelineární analýza

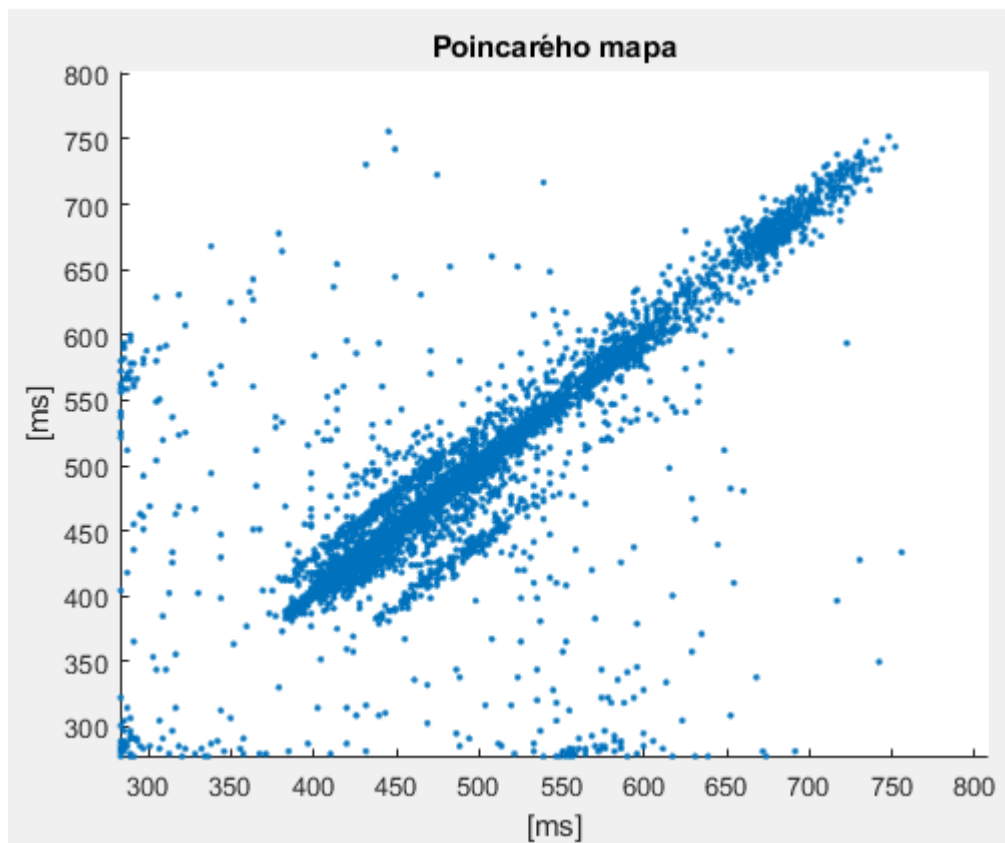
Metody nelineární analýzy jsou založeny na tom, že proměnné v jednotkách nejsou lineárně závislé. Tyto jednotky velmi odráží nepravidelnost a špatnou předvídatelnost pochodů odpovědných za změny v srdečním rytmu. Ty vznikají v důsledku složitosti všech odpovědných mechanismů. Nelineární jednotky korelují se specifickými jednotkami časové a frekvenční analýzy, pokud jsou generovány stejnými procesy. Některé poruchy a stresory mohou snížit nelineární hodnoty HRV, díky čemuž se mohou i rozpoznat, zvýšené hodnoty však nejsou vždy znamením plného zdraví. Příkladem by mohlo být zvýšení rizika mortality u post-infarktových pacientů, u kterých byly zaznamenány zvýšené hodnoty některých nelineárních jednotek.

3.3.1 Poincarého mapa

Poincarého mapa je grafickým znázorněním závislosti RR intervalu na předchozím. Tato metoda slouží ke grafické analýze a hledání vzorů, které jsou jinak nerozeznatelné v časovém sledu intervalů. Velkou výhodou této metody je její necitlivost vůči chybovým hodnotám a jiným změnám. Malý vliv chybových hodnot je viditelný na Obrázku 3.1.

Osy Poincarého mapy jsou nejčastěji udávány v milisekundách, všechny viditelné útvary jsou pak souměrné podle středové přímky $x=y$. Na grafu pak mohou být viditelné útvary odpovídající různým úrovním zátěže. Pokud soubor RR intervalů obsahuje všechny tyto intervaly včetně ektopických a neobsahuje jiné chybové hodnoty, dají se

z útvarů velmi dobře pozorovat i některé arytmie. Z rozložení bodů lze pak i odhadovat krátkodobou a dlouhodobou variabilitu srdečního rytmu, kdy dlouhodobá odpovídá velikosti útvarů podél přímky $x=y$ a krátkodobá podél přímky $x=-y$.



Obrázek 3.1 Poincarého mapa s viditelnými útvary a chybovými hodnotami

3.3.2 Měřitelné jednotky

Poincarého mapu můžeme i kvantifikovat měřitelnými jednotkami. Základem je umístění elipsy na vykreslené body. Z této elipsy můžeme odvodit tři jednotky – S, SD1 a SD2.

Celková oblast elipsy, jednotka S, reprezentuje celkové HRV a koreluje se senzitivitou baroreflexu, výkony úseků LF a HF a RMSSD.

Další jednotkou je SD1 neboli standard deviation. Jedná se o střední odchylku ze vzdálenosti každého bodu od přímky $x=y$ a udávají šířku elipsy. SD1 měří krátkodobou variabilitu srdečního rytmu a koreluje se senzitivitou baroreflexu a výkonem HF. Jak již bylo zmíněno, tato jednotka je téměř totožná s RMSSD. SD1 může v pětiminutových záznamech také předpovídat diastolický krevní tlak, HR max – HR min, pNN50, SDNN a výkon v úsecích LF a HF.

SD2 je opět střední odchylka, tentokrát však od přímky $y=x + \text{průměr RR}'$. SD2 popisuje jak dlouhodobou, tak krátkodobou variabilitu. Její hodnoty korelují s výkonem úseku LF a se senzitivitou baroreflexu. [10]

Ze dvou předchozích veličin se dále určuje poměr SD1/SD2, který při dostatečně dlouhém měření a aktivaci sympatiku charakterizuje autonomní balanc. Hodnoty SD1/SD2 korelují s poměrem LF/HF.

4. VLIVY TĚLA

Spousta různých proměnných může ovlivnit výsledky a případné očekávané hodnoty. Mezi ovlivňující faktory se řadí věk, pohlaví, celkové zdraví ale i klidová tepová frekvence.

S věkem je lidské srdce méně a méně odolné, což má za následek i celkové ovlivnění různých klasifikačních faktorů. Pro časově závislé jednotky bylo prokázáno, že se s věkem téměř fyziologicky mění, většina z nich klesá, konkrétněji okolo dvacátého a třicátého roku života. Tento pokles hodnot je viditelný na hodnotách v tabulce 4.1.

Některé studie[1] pak prokázaly, že pro SDNN, SDANN a SDNNI hodnoty s věkem lineárně klesají, zatímco hodnoty RMSSD a pNN50 vytváří s věkem křivku ve tvaru U. Od mladého věku tyto hodnoty klesají zhruba do čtyřiceti až šedesáti let, v sedmdesáti letech pak hodnoty začínají opět stoupat.

Tabulka 4.1 Tabulka hodnot jednotek časově závislé analýzy podle věku [13]

Věk	SDNN [ms]	SDANN [ms]	SDNNI [ms]	RMSSD [ms]	pNN50 [%]	tepová frekvence
10	101-279	85-261	48-113	25-103	4-137	57-105
20	93-257	79-241	42-107	21-87	3-97	56-104
30	86-237	73-223	36-100	18-74	2-68	55-103
40	79-219	67-206	30-94	15-63	1-48	54-102
50	73-202	63-190	24-88	13-53	1-34	53-100
60	68-186	58-176	18-82	11-45	1-24	52-99
70	62-172	53-163	11-77	9-38	1-17	51-98
80	57-159	49-151	5-70	8-32	0-12	49-97
90	53-147	45-140	0-50	7-28	0-9	48-96

Bylo dokázáno, že pohlaví má také vliv na hodnoty časově závislých jednotek. Všeobecně mají ženy o něco vyšší tepovou frekvenci, což zkracuje čas mezi jednotlivými údery. Dále pak mají ženy nižší hodnoty SDNN, SDNNI, RMSSD a pNN50. Z frekvenčně závislých jednotek vykazují ženy nižší celkový výkon a výkon úseků VLF a LF, mají však větší výkon úseku HF. Muži vykazují celkovou vyšší dominanci sympatické stimulace i přes nižší tepovou frekvenci, ženy pak celkovou vagální stimulační dominanci. [13]

Celková tepová frekvence výrazně ovlivňuje naměřené hodnoty. Když je tep vyšší, zkracují se NN intervaly a snižují se tak šance na významnější odlišnosti v těchto hodnotách. Následkem je pak nižší variabilita. Kromě toho, že je tepová frekvence závislá

na kontextu aktuální činnosti, důležitá je i klidová tepová frekvence. Klidový tep přesahující 90 úderů za minutu je často spojován s rizikem vyšší mortality.

Všeobecné zdraví je faktor, který značně ovlivňuje HRV. Zároveň se však jedná o stav často z EKG a HRV zjišťovaný. V první řadě je důležité znát sportovní a profesní pozadí měřeného subjektu. Lidé s častou fyzickou aktivitou, především dlouhodobou (,kardio‘), budou mít velmi odlišné hodnoty nejen klidového tepu, ale i odezvy na různé vnější stimuly. Všeobecně všechny časově závislé jednotky budou klesat s upadajícím zdravím. Díky tomu se HRV může používat pro predikci a diagnostiku různých onemocnění, ať už mentálních, kam patří třeba stres, deprese a PTSD, tak i fyzických, jako je zánět, diabetes a astma. Díky tomu je HRV používáno ke stanovení autonomní nervové stimulace, která bývá jakožto znak špatného zdraví používána jako jeden z rozhodujících faktorů v medicíně. [10]

5. OVLIVŇOVÁNÍ VÝSLEDKŮ

Výsledky měření mohou být ovlivněny mnoha faktory, které by v případě vynechání mohly zavinit nepravdivost a nerelevantnost výsledků. Prvním faktorem ovlivňujícím výsledky je samotná délka měření. Jak již bylo zmíněno, výsledky dlouhodobých a krátkodobých záznamů mají odlišnou vypovídající hodnotu a nelze je zaměnit. Je proto zcela nevhodné srovnávat například SDNN z pětiminutového klidového záznamu s výsledky z celodenního měření. V celodenním měření je mnohem větší množství vnějších faktorů, které ovlivňují výsledky.

Detekční metoda je důležitý faktor, který může výsledky ovlivnit. Nejčastěji se používají přímo dedikované přístroje pro měření EKG nebo PPG, které dosahují velmi podobných výsledků. U PPG však mohou vznikat chyby v nepřesném označení úderu srdce, protože jsou vlny pozvolnější s méně ostrým vrcholem. V dnešní době se však začínají používat i méně citlivé metody pro domácí použití, jako jsou měření PPG přes chytrý telefon nebo hodinky. Možné je také měření EKG pomocí chytrých hodinek. Tyto styly akvizice mohou svou nižší přesností zhoršit výsledky, zároveň je u nich větší šance vzniku artefaktů.

Artefakty v naměřeném signálu mohou být velmi problematické. Některé z nich mohou být neškodné a na samotnou detekci R kmitů, tedy hodnocení HRV, nemají příliš vliv. Jejich problém spočívá v nemožnosti morfologické analýzy grafoelementů. Větší problém pak představují artefakty, které zcela znehodnotí naměřený signál a znemožní i detekci R kmitů. Příkladem takovýchto artefaktů mohou být myopotenciály při měření zátěžového EKG, odlepení elektrod nebo špatné snímání v přístroji. U PPG mohou tyto artefakty vznikat průnikem světla do senzoru při špatném přilehnutí nebo silné otřesy které znatelně pohnou senzorem a zamezí tak přesnému nasnímání.

Velké artefakty v signálu mohou znehodnotit celý velký úsek. U krátkodobých měření se proto může měřený signál živě kontrolovat a krátké měření se může snadno zopakovat. U delších signálů (například hodina), se mohou větší úseky znehodnoceného signálu manuálně odebrat se zachováním použitelného zbytku. Při takovéto editaci signálu se však stále musí dodržovat jistá pravidla. U celodenních záznamů by bylo odstraňování všech menších artefaktů velmi zdouhavé a náročné. U většiny měření se tak provádí jen odstranění větších znehodnocených úseku, zbytek se nechává a počítá se s nižší přesností. U výzkumných prací, kde je požadována nejvyšší přesnost, jsou pak celé záznamy manuálně procházeny a upravovány.

Odchylka ve výsledcích může vzniknout především u krátkodobých záznamů i z malých chyb, jako je nedetekovaný jeden stah srdce nebo chybně zaznamenaný jeden stah navíc. U pětiminutových záznamů by jedna nebo dvě takové chyby způsobily velké rozdíly, proto se často záznamy manuálně kontrolují a chybné detekce se opravují. Při chybějící detekci se manuálně kmit označí, nebo se mohou uměle doplnit interpolací

z předchozích a následujících intervalů. V případě nadbytečné detekce se přebytečně zaznamenaný úder odstraní. [10]

Změny ve výsledcích mohou způsobit však i arytmie. Jeden ektopický cyklus může ovlivnit až deset normálních úderů, čímž zanáší jistou chybu. Odstranění takových artefaktů je však velmi náročné.

Mimo přístrojové problémy může výsledky HRV ovlivnit i dýchání. Pokud měřený subjekt úmyslně dýchá jinak, než by pro jeho tělo bylo ideální, může tím ovlivnit výsledky například zvýšením nebo snížením výkonu HF úseku. Efekty poměru délky nádechu a výdechu nejsou stále zcela jasné a dále se zkoumají.

6. METODY DETEKCE QRS

Naprostým základem celé HRV analýzy je přesné určení stahu srdce v čase. Je potřeba, aby zaznamenané místo bylo pokaždé ve stejné fázi stahu srdce, takže aby jednou nebyl označen začátek QRS komplexu a podruhé jeho konec. To se řeší díky detekci R vln v komplexu QRS. R vlna je nejvyšší a nejvýraznější komponenta záznamu EKG. Samotnou automatickou detekci se odborníci zabývají už spoustu let. Prvotní alternativa přístrojové detekce byla manuální označování všech kmitů, které je náročné, zdouhavé a při dřívějších technických možnostech i relativně nepřesné.

V dnešní době se, až na manuální kontroly, používají algoritmy pro automatickou přístrojovou detekci pracující s číslicovým signálem. Většina těchto metod pracuje se strmým nárůstem začátku R vlny.

První a nejjednodušší možnost je založená na odfiltrování většiny signálu se zanecháním hlavních frekvenčních složek QRS, následné vytvoření obálky a detekce extrému. Tato metoda je využita i v této práci, její princip bude proto detailněji vysvětlen i s konkrétními příklady v kapitole ‚Vlastní programové zpracování‘. Tato metoda má výhodu ve své jednoduché implementaci a možnosti detekce i v úsecích zarušených šumem. Pro tuto detekci není potřeba precizní filtrace, která odfiltruje všechna rušení a nechá nezměněný QRS komplex, rušivé složky pouze nesmí být o frekvencích podobných jako hlavní složky QRS.

Další možností je detekce pomocí korelační analýzy. Předem je vytvořen krátký vzorový úsek signálu obsahující komplex QRS, který je následně korelován s úsekem odpovídajícího signálu a v další iteraci je jeho začátek o jeden vzorek posunut. Tímto postupem je provedena korelace s celým měřeným signálem. Výsledkem pak bude sled numerických hodnot, se kterými se dá opět pracovat jako s číslicovým signálem. Hodnoty korelace v úsecích, kde se nenachází útvary podobné vzoru, budou velmi nízké. V případě, že se v analyzovaném signálu nachází tvar odpovídající vzoru, výsledkem korelace budou velmi vysoké hodnoty převyšující okolní, ve výsledném ‚signálu‘ pak vznikne zřetelný vrchol, který lze detekovat. Tato metoda je málo používaná pro její nižší přesnost. Výhodou však může být detekce v silně rušených signálech. Přesnost detekce je však velmi ovlivněna tvarem vzorového komplexu, který nemusí vždy odpovídat tvaru reálného hledaného QRS. [9]

Velmi moderní, avšak méně používanou metodou, jsou algoritmy založené na umělé neuronové síti. Tyto sítě fungují jako nelineární prediktory. Neuronová síť prochází postupně signál a na každém vzorku předpovídá hodnotu následujícího. Většina vstupního signálu EKG je relativně rovná a neměnná, k největším změnám dochází právě u QRS komplexů, Neuronová síť předpovídá vzorky s pouze malými výkyvy, u většiny signálu tedy i s velkou přesností. V oblasti komplexu QRS však dochází k náhlé a strmé změně hodnot, kterou síť není schopna předpovědět a dochází tak k velmi velkým chybám. Následná detekce komplexu QRS pak probíhá z výsledných chyb odhadu sítě,

kde náhlé zvýšení chybovosti je zařazeno jako hledaný QRS komplex. Tato metoda je na rozdíl od ostatních přizpůsobivá a po dostatečném naučení dosahuje solidních výsledků na různých signálech. Pro svou funkčnost však vyžaduje velmi kvalitní filtraci signálu.

Velmi běžné je v dnešní době používání více rozhodovacích kritérií, které mají za cíl zamezit falešně pozitivním nebo falešně negativním detekcím. Pro zamezení falešné positivity se zavádí například pravidlo časového rozestupu, které udává, že po detekci QRS se nemůže dalších 150–200 milisekund vyskytovat další komplex (200 milisekund mezi dvěma regulárními úderů srdce by odpovídalo tepové frekvenci 300 úderů za minutu). Mohou se používat však i tvarová kritéria, která mohou zamezit například nežádoucí detekci extrasystol. Pro zamezení falešné negativity se mohou využívat například metody časové proměny detekčního prahu nebo vícenásobné prahu. Časová proměna prahu má dvě varianty. První možnost po určitém čase po detekci QRS komplexu začne velmi pomalu snižovat detekční práh pro případ, že je následující komplex nižší. Druhá a efektivnější možnost nejdříve provede detekci s původním prahem. Pokud při použití standardního prahu nedojde k detekci dalšího kmitu do určitého času (uvádí se 1,6násobku předchozího RR intervalu), algoritmus provádí druhou detekci, tentokrát s prahem nižším. Podle potřeby je možné nastavit prodlevu, počet opakování a velikosti detekčních prahů.

7. MĚŘENÍ VLASTNÍCH DAT

Tato práce se zabývá analýzou a vyhodnocením HRV z vlastních naměřených dat. Tato kapitola se proto bude zabývat postupem výběru měřených subjektů, protokolem měření a jednoduchým popisem dat.

Naměření a zpracovávání v této práci nejsou určena pro toto jedno použití, jsou dále poskytnuta pro výzkumné práce dalších lidí. Z tohoto důvodu je větší část protokolu měření upravena tak, aby výsledná data odpovídala požadavkům práce těchto výzkumů. Místo běžných krátkodobých (cca 5 minut) nebo dlouhodobých měření se zaznamenávají pouze úseky zájmu. To znamená, že každý měřený subjekt má několik naměřených záznamů často i odlišné délky. Tyto úseky měří různé kardiologicky zajímavé činnosti nebo stimuly, například fyzickou zátěž, kterou může být posilovna, jízda na kole, jízda na rotopedu, běh, náročná práce či psychická zátěž jako stres nebo hněv. Na každém subjektu je pak měřen klidový referenční záznam, který byl měřen ve stejný den, kdy je prováděno měření zájmu.

Z důvodu potřeb dalších výzkumů jsou všechna data měřena jako čtyřsvodové EKG se synchronizovaným měřením PPG. Samotný záznam PPG v této práci není použit. Měření PPG však představuje značné omezení pro použité akviziční zařízení, což bude vysvětleno v další podkapitole.

Kvůli anonymitě je součástí práce pouze jeden ukázkový soubor dat, kompletní databáze surových a zpracovaných dat je dostupná na UBMI nebo u vedoucí práce.

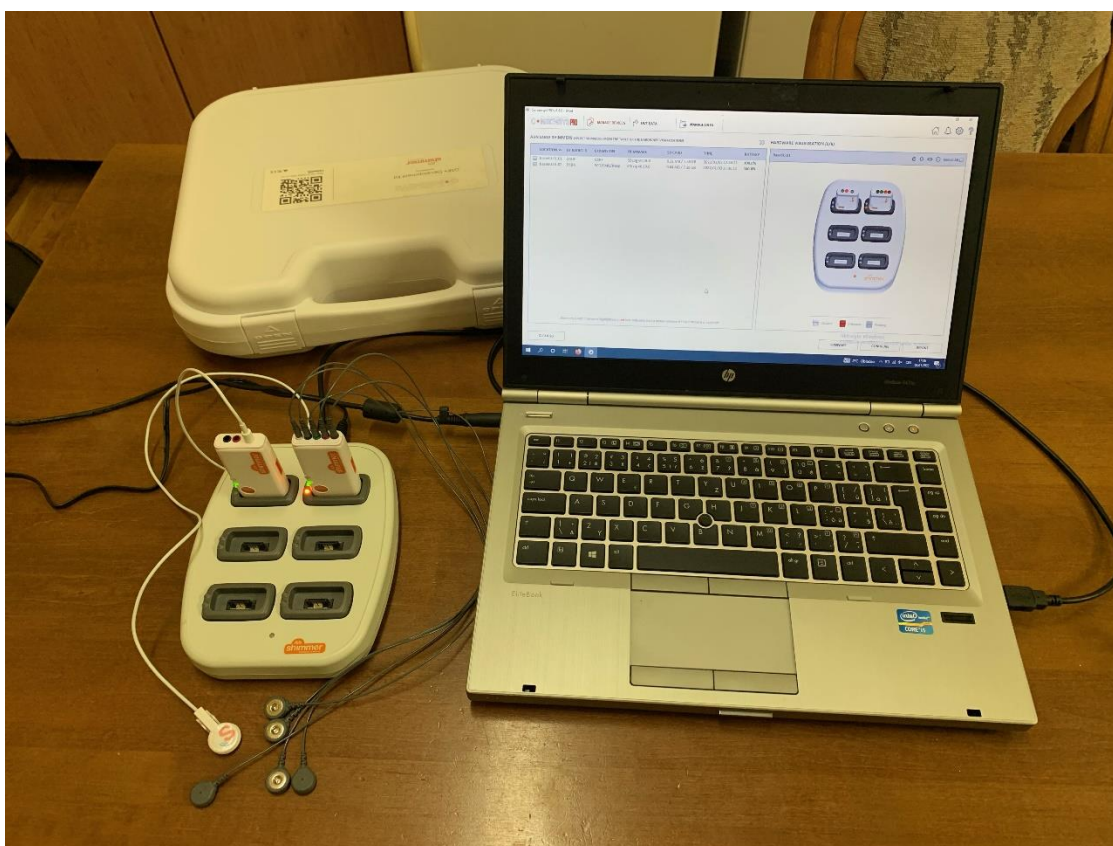
7.1 Použité zařízení

Pro měření bylo využito zařízení Shimmer. Jedná se o systém schopný měřit i jiné fyziologické jevy mimo EKG a PPG. V tomto konkrétním případě byla pro akvizici použita dvě oddělená zařízení, jedno z nich měřící EKG, druhé PPG.

Tyto dvě zařízení jsou během měření bezdrátově propojena pomocí Bluetooth, což zajišťuje stabilní synchronizaci snímání obou přístrojů. V ovládacím programu tohoto zařízení je možné nastavit periodu synchronizace, defaultně však byla ponechána na jedné hodině. Synchronizace tak probíhá na začátku každého měření a pak každou hodinu.

Toto akviziční zařízení bylo důvodem úsekového měření. Při plném nabití baterie nevydrží snímat déle než 17 hodin. Tento čas by se dal prodloužit jiným nastavením snímání, nastavení akvizice však bylo předem dohodnuto pro více lidí a nemohlo se tak měnit.

Nastavování měřících parametrů probíhá připojením zařízení do dokovací stanice, která je propojená s počítačem. Ukázka je na obrázku 7.1. Pomocí dedikovaná aplikace Consensus, zobrazené na Obrázku 7.2, je pak možné nastavit všechny parametry. Přes tuto dokovací stanici probíhá i nabíjení zařízení.

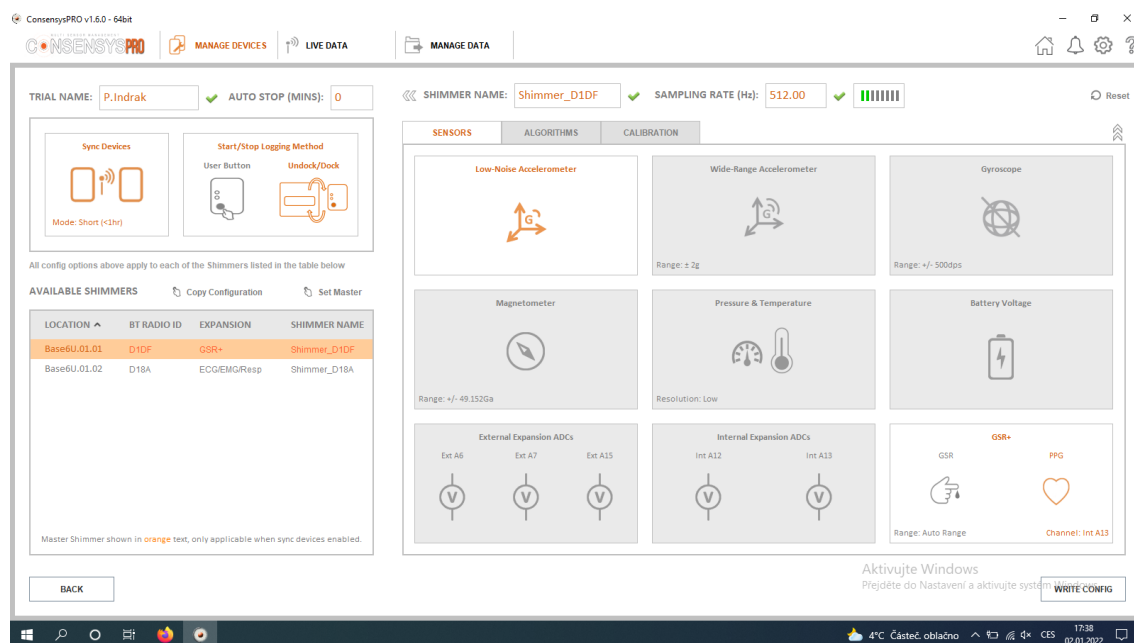


Obrázek 7.1 Souprava dokovací stanice s přístroji připojená k počítači

Každý z přístrojů mimo svého hlavního signálu snímá také nízkošumové tříosé akcelerometrické záznamy, které slouží i jako ukazatel synchronizace. Obě zařízení byla nastavena na snímání se vzorkovací frekvencí 512 Hz.

Zařízení se po nastavení v počítači nesmí vypínat, mohlo by dojít ke ztrátě nastavených parametrů. Zařízení proto zůstávají zapnuta v pohotovostním režimu, kdy jejich základní ovládací systémy fungují, nenabírají však žádná data. Spouštění akvizice pak probíhá dvěma způsoby nastavitelnými přes počítač. První možnost je začátek akvizice přes tlačítko. Po zmáčknutí tlačítka se rozsvítí signalizační LED světla a zařízení začíná synchronizaci a náběr dat. Tato metoda se příliš neosvědčila kvůli nulové zpětné vazbě tlačítka (je pevné, při zmáčknutí se ani nepohne) a chaotickému signálu LED světel. Navíc při opakovaném měření přes tlačítko je výsledný soubor naměřených dat příliš složitý. Druhá možnost je takzvané ‚Undock-to-Dock‘. V tomto případě začíná zařízení nabírat data okamžitě po vytažení z dokovací stanice a měří, dokud není opět do stanice připojeno. Pro začátek tohoto měření nemusí být dokovací stanice propojena s počítačem, takže je možné nastavit měření večer, odpojit počítač, přístroje nechat zapnuté v dokovací stanici kde se přes noc nabíjí a ráno je pak pouze vyjmout pro začátek akvizice klidového záznamu. Další výhodou je možnost opakovaného měření během dne, kdy je možnost

zařízení připojit zpět k dokovací stanici čímž se přeruší akvizice. Po vyjmutí se akvizice opět obnoví. Navíc při tomto přerušovaném měření vzniká pouze jediný jednoduchý záznam, ve kterém jsou i viditelné úseky připojení a odpojení. Nevýhodou je, že dokovací stanice musí být neustále připojená ke zdroji elektřiny, nelze ji tedy s sebou nosit přes den. To se však dá obejít kontinuální akvizicí, kdy si subjekt přístroj mimo měřené úseky sundá, i přes stálý náběr dat. Tyto úseky snímání bez připojení k pacientovi jsou ze záznamu také rozeznatelné.



Obrázek 7.2 Rozhraní aplikace Consensys

7.2 Postup měření

Pro potřeby práce byly vybrány a osloveny 4 subjekty. Subjekty byly vybírány podle předpokladu zajímavých měřitelných aktivit – sportovci, stresové zaměstnání. Každému bylo předem vysvětleno, jak by měření zhruba probíhalo a co by mělo obsahovat. Podle časových možností pak bylo domluveno konkrétní datum měření. Každému ze subjektů byly předem podány všechny potřebné informace. V závislosti na čase a dostupnosti subjektů bylo dohodnuto první setkání a nastavení akvizičního zařízení. Ve většině případů byla subjektu vysvětlena práce s akvizičním zařízením, umístění nalepovaných elektrod a k nim korespondující kabely z EKG zařízení. Samotné nalepení a připojení elektrod pak subjekt prováděl sám podle přesných pokynů. Zařízení měly subjekty u sebe během celého dne měření, večer nebo následující den pak byla akviziční zařízení převzata zpět. V případě, že subjekt během jednoho dne nedělal všechny činnosti zájmu, které byly předem dohodnuty, proces se opakoval v jiný dohodnutý den.

Každému ze subjektů byl změřen ranní klidový záznam, který slouží jako referenční. Ideálně by měla ranní reference být ke každému z měřených dní, ne vždy to však bylo z časových a dopravních důvodů možné. Pokud byl subjekt měřen v rámci více dní, ale byl naměřen pouze jeden referenční klidový záznam, pracuje se s tímto záznamem jako s referencí pro všechna měření.

Akvizici dat aktivity zájmu pak prováděl subjekt sám. Příklad měření aktivity zájmu je ukázán na obrázku 7.3. Před zahájením aktivity si přístroje podle instrukcí nasadili, provedli celou činnost, po pěti až deseti minutách odpočinku pak opět přístroje sundali. Kvůli tomu jsou záznamy těchto aktivit pokaždé jinak dlouhé. V několika případech se však stalo, že měřící elektrody nevydržely námahu a pot a upadli ještě před koncem požadovaného měření, čímž efektivně znehodnotili zbytek záznamu. Do doby upadnutí elektrod je však záznam v pořádku, je proto v této práci využit.



Obrázek 7.3 Příklad měření během aktivity zájmu

Samotný záznam EKG vyžadoval pět elektrod, které subjekt dostal předem a sám si je lepil. Vždy dostal elektrod více, kdyby se některé odlepili nebo je musel odlepit sám (například kvůli sprše). Přístroj pro měření PPG měl dva různé měřící kabely. Jeden byl samotný senzor obalený páskou se suchým zipem, který sloužil pro měření z konečku prstu. Druhý byl senzor s protilehlou, pružinou tlačnou plochou sloužící pro měření z ušního lalůčku. Všechny subjekty dostaly na výběr z obou senzorů a všichni zvolili pouze senzor na ucho. Celý set pro měření je viditelný na Obrázku 7.4.



Obrázek 7.4 Umístění elektrod, přístrojů a senzoru pro PPG

8. VLASTNÍ PROGRAMOVÉ ZPRACOVÁNÍ

V této práci je využito programové prostředí Matlab pro vizualizaci a programové zpracování naměřených dat. Veškeré algoritmy a funkce pro analýzu HRV jsou výsledkem samostatného programování. Pro žádné zpracování nejsou nepoužity komerční nebo veřejně dostupné programy, což kvůli nižší přesnosti může mít za následek zkreslené hodnoty.

8.1 Předzpracování signálu

8.1.1 Výběr dat

První a nejdůležitější částí předzpracování dat je výběr relevantních úseků. Z některých měření vznikly více než desetihodinové záznamy, ze kterých je reálná měřená část třeba deset procent. Prvním krokem proto byl manuální výběr oblastí signálu s naměřenými daty, ideálně i rovnou přiřazení úseku k dané činnosti. Výběr byl prováděn načtením a vykreslením celého záznamu, následně podle ostrých vysokých výkyvů nalezením začátku a konce požadovaného úseku. Byla zapsána pozice počátečního a koncového bodu. Následně byl požadovaný úsek uložen do nové proměnné jako část původního signálu mezi těmito dvěma body. Podobným způsobem byly odstraňovány i počáteční artefakty ze začátku a konce kratších měření, které odpovídaly úseku nasazování a sundávání elektrod. V případě potřeby byly u některých signálů podobným způsobem odstraňovány i větší artefakty.

8.1.2 Filtrace signálu

Samotná filtrace signálu není pro další zpracování příliš důležitá, je však implementována pro případ morfologické analýzy některých úseků. Například pokud detektor R vln vrací v nějakém úseku zvláštní hodnoty, můžeme zkontrolovat tuto oblast, zda se nejedná o rušení, které by detektor mohlo ovlivnit.

Funkce `,filttrace2'` je založena na několika za sebou následujících lineárních filtrech. Pro návrhy těchto filtrů je používána v Matlabu integrovaná funkce `,fir1'`, pro samotnou filtraci pak funkce `,filtfilt'`. Do funkce vstupuje manuálně upravený signál, který je nejdříve filtrován pásmovou zádrží s hraničními frekvencemi 46,5 a 53,5 Hz. Tato filtrace má za cíl odstranit síťový brum. Takto přefiltrovaný signál je následně znovu filtrován, tentokrát typem horní propust s mezní frekvencí 2,5 Hz. Tím je odstraněn drift izolinié a vlivy dýchání. Nakonec je signál filtrován dolní propustí s mezní frekvencí 95 Hz. Tak jsou odstraněny případné šумы vyšších frekvencí a některé myopotenciály. Tento výsledný signál je pak poslán na výstup.

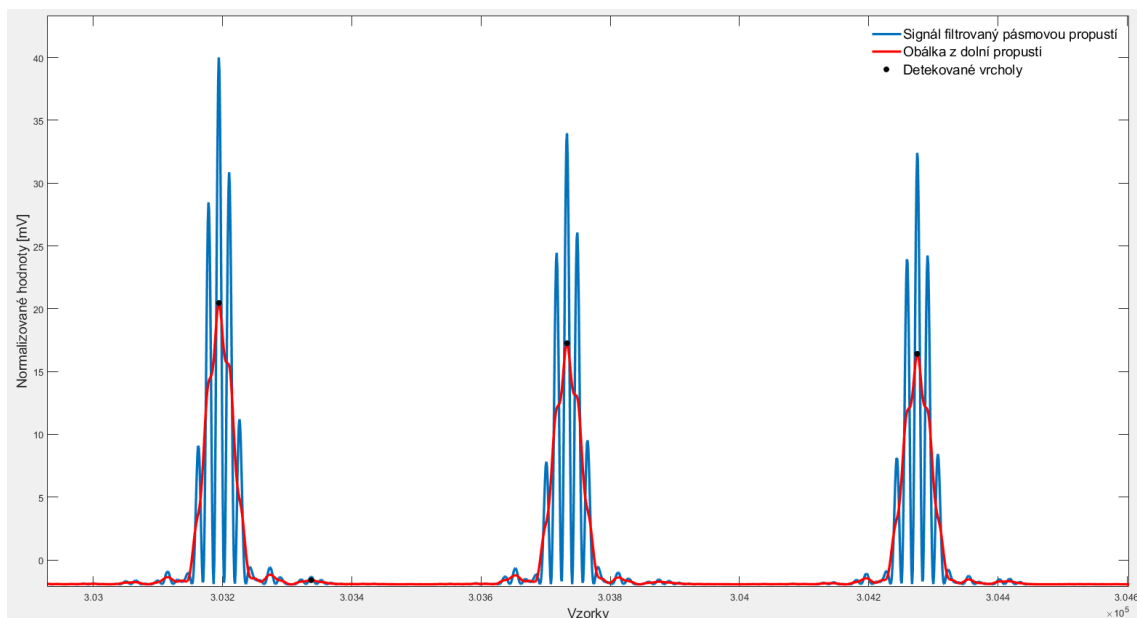
Všechny filtry v této funkci používají stejné funkce a jedná se o filtry šestistého řádu.

8.2 Detektor R vln

Detekce R vln je nejdůležitější částí analýzy HRV. Má za úkol přesně označit stejné úseky pro každý stah srdce. Z detekovaných R vln se následně vytváří RR intervaly, které jsou základní jednotkou pro jakoukoliv analýzu. Pro vlastní implementaci byla zvolena jednodušší metoda na základě předchozích zkušeností. Výhodou tohoto detektoru, kromě jeho jednoduchosti, je možnost detekce i z nefiltrovaných signálů. Pro funkci `,r_detect‘` je proto možné použít jak původní, tak i filtrovaný signál. Vstupní signál by však měl být při každém použití stejného typu (filtrovaný – nefiltrovaný), protože některé parametry je třeba podle toho upravit.

Na vstupu funkce `,r_detect‘` jsou čtyři proměnné. První proměnná je samotný analyzovaný signál. Další dvě jsou nastavitelné prahy detektoru sloužící ke snadnější optimalizaci a případné subjektivní změně pro zlepšení výsledků. Poslední proměnná je logická hodnota 0 nebo 1, rozhodující, zda funkce ve svém průběhu vykreslí grafy jednotlivých kroků. Graf pak může sloužit jako zpětná vazba k vizuální kontrole citlivosti detektoru.

Samotný algoritmus detektoru je pak celkem jednoduchý. Pracuje s tím, že největší energie QRS komplexu se většinou nachází v rozmezí 10-20 Hz. Vstupní signál je proto nejprve filtrován pásmovou propustí s mezními frekvencemi 11 a 21 Hz. Tím vznikne téměř neměnný signál s výraznými kmity v oblasti úseků QRS. Tento signál je následně umocněn pro odstranění záporných extrémů a pro lepší tvorbu detekční obálky. Umocněný signál je pak normalizován pro odstranění některých vlivů měření a větší univerzálnost detekčních prahů. Z normalizovaného signálu je pak vytvořena obálka filtrací dolní propustí s mezní frekvencí 3 Hz. Tato obálka nahradí několik za sebou následujících prudkých zákmitů v oblasti QRS jednou pozvolnější a výraznější vlnou. Z této obálky pak probíhá samotná detekce nalezením extrémů. K tomu je použita integrovaná funkce Matlabu `,findpeaks‘`. Na vstup této funkce je přivedena obálka signálu, dále jsou použity dvě vstupní proměnné hlavní funkce. První omezuje minimální výšku hledaných extrémů, druhá jejich minimální vzdálenost. Výstupem této funkce jsou pak dva vektory hodnot o stejné délce. První je soubor všech umístění detekovaných vrcholů v obálce, druhý obsahuje jejich velikosti. Výsledky jednotlivých kroků a samotné detekce jsou ukázány na Obrázku 8.1.



Obrázek 8.1 Grafy jednotlivých kroků detekce R vln

Následuje podmínka využívající poslední vstupní proměnné hlavní funkce, která při zadané konkrétní hodnotě vykreslí grafy jednotlivých kroků.

Na výstup jdou pak oba vektory obsahující informace o detekovaných vrcholech. Výstupem funkce je i obálka signálu pro případné další zpracování mimo funkci.

Samotná přesnost detektoru je proměnlivá, nebyl ještě zcela optimalizován. Výsledky pak záleží na kvalitě samotného signálu a nastavených parametrech ve druhé a třetí vstupní proměnné. Přesnost mohou výrazně ovlivnit prudké vysoké výkyvy způsobené šumem při měření a myopotenciály a jiné šумы ovlivňující detektorem používané frekvence. Všeobecně se však přesnost pohybuje okolo 95 %.

8.3 Obecné proměnné

Další částí je získání jednotek, které se přímo neřadí do žádné ze tří hlavních kategorií HRV, mohou však být i tak užitečné. Tyto jednotky mají jako výsledek sled měnicích se hodnot v průběhu měření. Jedna samotná hodnota vytvořená například průměrem je velmi málo vypovídající.

8.3.1 RR intervaly

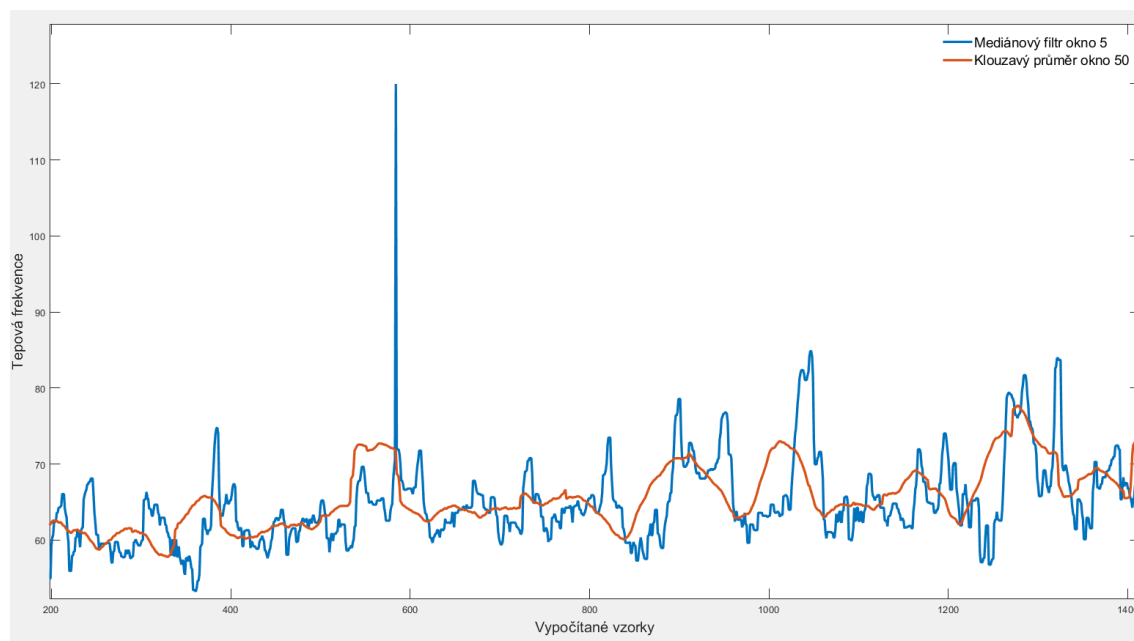
Naprostým základem analýzy HRV jsou právě RR intervaly. Funkce „`RR_int`“ právě tyto intervaly počítá z detekovaných R kmitů a vrací jejich hodnoty v milisekundách. Vstupem funkce je výstupní vektor z funkce „`r_detect`“ obsahující pozice všech R vln. Přes cyklus pak tyto hodnoty prochází a odečítá hodnotu aktuálního vzorku od hodnoty

následujícího. Výsledkem je vektor vzdáleností, zatím je však tato vzdálenost ve vzcích. O její převod se stará druhý cyklus, který každý vzorek vynásobí hodnotou 0,512, tedy vydělí vzkovací frekvencí pro získání vzdálenosti v sekundách a vynásobí tisícem pro převod na milisekundy. Tyto výsledné hodnoty jsou pak přivedeny na výstup.

8.3.2 Tepová frekvence

Samotná tepová frekvence je velmi důležitým faktorem jak v diagnostice, tak pro kontext některých jednotek HRV. Jedna hodnota průměrné tepové frekvence z delšího záznamu je však velmi málo vypovídající. Proto se pracuje i s vektorem hodnot této frekvence, ze kterého se dá sledovat její kolísání v čase.

Funkce `,tepova_fr'` má na vstupu pouze vektor RR intervalů v milisekundách. Tyto hodnoty pak cyklem prochází a z každé z nich počítá okamžitou tepovou frekvenci. Výsledkem je pak velmi kolísající soubor okamžitých hodnot tepové frekvence o stejné délce jako vektor RR intervalů. V důsledku lehkých nepravidelností v srdečním rytmu je okamžitá tepová frekvence pro každý bod velmi nestálá, rušivá a méně vypovídající. Z toho důvodu je tento soubor hodnot upravován dvěma způsoby. První je mediánový filtr s klouzavým oknem o velikosti 5 vzorků, který má za cíl částečně kolísání, a především odstranit ojedinělé extrémní hodnoty způsobené chybnou detekcí. Druhý způsob je klouzavý průměr s oknem 50 vzorků, který má za úkol odstranit rychlejší kolísání způsobené dechem a případné extrémní hodnoty. Grafy těchto dvou vektorů jsou ukázány na obrázku 8.2.



Obrázek 8.2 Grafy kolísání vypočítané tepové frekvence

Výstupem této funkce jsou pak tři hodnoty. První je tepová frekvence filtrovaná krátkým mediánovým filtrem, druhá je výsledek klouzavého průměru. Třetí hodnota je celková průměrná tepová frekvence celého záznamu pro případ její následné potřeby, například u klidových referenčních záznamů.

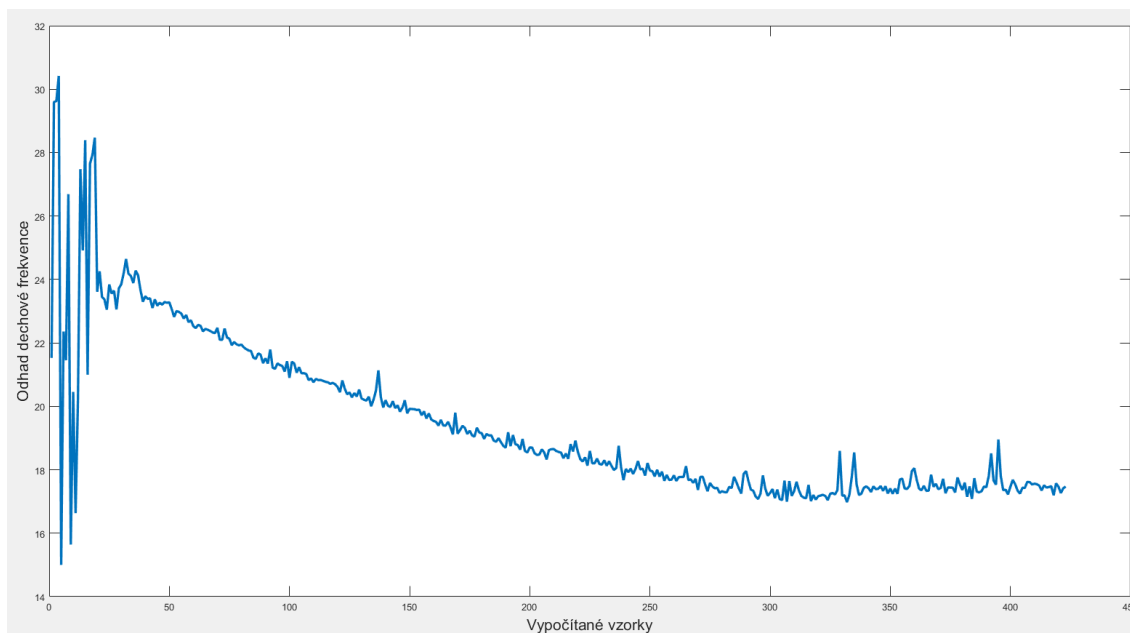
8.3.3 Odhad dechové frekvence

Přesný výpočet dechové frekvence je velmi složitý a implementačně velmi náročný. V této práci je proto použita metoda odhadu založená na amplitudové modulaci EKG. Během dechového cyklu se periodicky mění amplituda R vln tak, že při nádechu se zvyšuje a při výdechu snižuje. Tato metoda využívá těchto oscilací ve výškách R kmitů a detekuje lokální maxima, která klasifikuje jako nádech.

Funkce `,dech'` má na vstupu všechny tři výstupní proměnné z funkce `,r_detect'`. Z vektoru vrcholů R kmitů dochází k samotné detekci nádechů, samotný vstupní signál je použit pro výpočet dechové frekvence, případně pro vizualizaci dat.

Samotná detekce nádechů využívá stejné integrované funkce jako detekce R vln, tedy `,findpeaks'`. Extrémy jsou vyhledávány v proměnné obsahující výšky jednotlivých intervalů. Výstupem jsou opět vektory umístění vrcholů v původním signálu a jejich výšky.

Pro samotný výpočet odhadu však nestačí pracovat pouze s nově vzniklými vektory, je třeba vyindexovat pozici nádechů v celém signálu pomocí vektoru pozic R kmitů. Výpočet frekvence je pak analogický s výpočtem tepové frekvence. Grafické zobrazení kolísání této frekvence je viditelné na obrázku 8.3. Počítána je i průměrná dechová frekvence, tentokrát však pomocí celkového množství nádechů a délky celého signálu.



Obrázek 8.3 Vypočítaný odhad dechové frekvence

Kvůli nižší přesnosti, a tedy častějším a větším výkyvům je celý signál opět vyhlazován klouzavým průměrem o velikosti okna 20 vzorků.

Výstupem funkce je pak odhad průměrné dechové frekvence a vektor dechové frekvence měnící se v čase.

8.4 Časově závislá analýza

Výpočet jednotek časové analýzy zajišťuje funkce `casova_analyza`. Vstupem funkce je vektor RR intervalů, výstupem jsou pak jednotlivé jednotky časové analýzy. Samotná funkce neobsahuje žádné výpočty nebo jiné zpracování, vše je řešeno voláním dalších funkcí.

První volaná funkce je `s_dnn`, která zajišťuje výpočet stejnojmenné jednotky. Samotný výpočet této jednotky je jednoduché získání směrodatné odchylky RR intervalů pomocí integrované funkce.

Další volaná funkce je `p_nn`, která obstarává výpočet jednotek NN50 a pNN50. Tato funkce prochází daný vektor RR intervalů pomocí cyklu. V každé iteraci je vypočítána absolutní hodnota rozdílu dvou sousedních RR intervalů. Pokud je tento rozdíl vyšší než 50 milisekund, přičte k proměnné „NN50“ jedna. Tato proměnná na konci cyklu udává samotnou hodnotu NN50. Následně je pak hodnota této proměnné vydělena celkovým počtem RR intervalů ve vstupním vektoru, čímž dostáváme hodnotu pNN50. Tyto dvě jednotky jsou pak posílány na výstup.

Poslední využívanou funkcí je `,rmsd'`, která počítá stejnojmennou jednotku. Vstupem funkce je opět vektor RR intervalů. Nejdříve je ve funkci prelokována proměnná pro ukládání vypočtených rozdílů. Následně jsou RR intervaly procházeny pomocí cyklu, kdy v každé iteraci jsou počítány jejich vzdálenosti, tedy rozdíly dvou sousedních intervalů. Tyto vzdálenosti jsou ukládány do prelokovévané proměnné. Po ukončení cyklu jsou všechny hodnoty vzdáleností umocněny na druhou. Z těchto umocněných hodnot je následně vypočítán průměr, výsledek je pak odmocněn, čímž vzniká hodnota RMSSD. Ta je pak posílána na výstup funkce.

Na závěr je ještě jedna funkce, která však vzhledem ke způsobu zpracování není použita. Jde o funkci `,SD5min'`, která počítá jednotky SDNNI a SDANN. Vstupem této funkce je opět vektor RR intervalů. Obě počítané jednotky pracují s delšími záznamy, které jsou rozděleny na pětiminutové úseky. To zajišťuje první cyklus, který prochází RR intervaly, jejich velikost sčítá a jakmile je přesažena hodnota odpovídající pěti minutám, je uloženo pořadí posledního RR intervalu. Následně jsou vytvořeny prázdné proměnné pro výpočty jednotek v pětiminutových intervalech. Poté následuje další cyklus, ve kterém jsou vybrány RR intervaly z původního vektoru, které odpovídají požadovanému pětiminutovému intervalu. Z vybraných RR intervalů je pak následně vypočítána směrodatná odchylka a průměr, ty jsou následně uloženy do prelokových proměnných. Po ukončení cyklu je z vektoru vypočtených průměrů vypočítána směrodatná odchylka, čímž získáváme SDANN a její hodnota je posílána na výstup. Z vektoru směrodatných odchylek je vypočítán průměr a tím získaná jednotka SDNNI, která je opět posílána na výstup. Volání této funkce je však v řídicím skriptu časové analýzy vypnuto, protože její výsledky nejsou pro celkovou analýzu použitelné.

Vypočítané a žádané jednotky časové analýzy jsou na závěr poslány na výstup.

8.5 Frekvenční analýza

Funkce `,frekvencni_analyza'` zajišťuje výpočet jednotek frekvenční analýzy. Vstupem funkce je vektor RR intervalů. K tomuto vektoru je nejdříve vytvořen komplementární vektor dopovídající souřadnicím osy x. Následně je pomocí cyklu vytvořen vektor čísel odpovídající požadovanému umístění nových hodnot při interpolaci.

Vstupní vektor RR intervalů je spolu se svým komplementem a vektorem požadovaných hodnot poslán do integrované funkce `,interp1'`, která zajistí interpolaci vstupních hodnot na nový signál se vzorkovací frekvencí 4 Hz. Pomocí Fourierovy transformace je pak získáno amplitudové spektrum interpolovaného signálu, ze kterého je pak umocněním získán odhad výkonového spektra.

Z výkonového spektra je pak spočítán celkový výkon signálu jakožto suma všech hodnot. Následně jsou pomocí vzorkovací frekvence a počtu vzorků spektra vybrány jednotlivé úseky (LF, HF). Ze vzorků těchto úseků jsou pak získány celkové výkony daných úseků, které jsou pro lepší relevanci převedeny na relativní výkony, tedy poděleny

celkovým výkonem signálu. Relativní výkony LF a HF jsou pak posílány na výstup funkce.

Protože samotné výkony nejsou jedinou hodnocenou jednotkou u frekvenční analýzy, je rovnou vypočítán i poměr výkonu LF/HF a poslán jako třetí výstup funkce.

8.6 Nelineární analýza

Hodnocení výsledků pomocí nelineární analýzy má dvě odlišné možnosti. První je grafické hodnocení pomocí Poincarého mapy s dodatečným vykreslením hodnot SD1, SD2 a S jakožto elipsy obsahující většinu bodů. Druhý postup je pak samotné hodnocení číselných hodnot SD1 a SD2 a jejich poměru, podobně jako u jiných jednotek. Pro toto byla vytvořena funkce `,nelinearni_analyza‘`.

Funkce má na vstupu vektor RR intervalů, ze kterého jsou následně vytvořeny pracovní proměnné. První je vektor `,RRy‘` obsahující RR intervaly od druhého do posledního, druhá je pak proměnná `,RRx‘` s RR intervaly od prvního do předposledního. Tím vzniknou dva totožné vektory se vzájemným posunem hodnot o jeden vzorek.

Z těchto dvou vektorů jsou pak následně počítány hodnoty SD1 a SD2. SD1 je počítáno jako podíl směrodatné odchylky rozdílu RRx a RRY a odmocniny ze dvou. SD2 je pak počítáno podobně, pouze se hodnoty RRx a RRY sčítají.

Výsledky těchto dvou vzorců jsou pak posílány spolu s jejich poměrem na výstup funkce.

Druhý vstup funkce je použit jako podmínka pro vykreslení Poincarého mapy s vektory hodnot SD1 a SD2. Pokud je hodnota vstupní proměnné `,graf‘` rovna jedné, jako první se vypočítají středy, ze kterých budou vycházet vektory pomocí mediánu. Následně jsou vytvořeny souřadnice obou vektorů pomocí vypočtených center a samotných hodnot SD1 a SD2 podělených odmocninou ze dvou. V posledním kroku je pak vykreslen bodový graf Poincarého mapy spolu s grafem obou získaných vektorů.

8.7 Řídící skript

Samotná analýza každého z měřených subjektů probíhá zcela automaticky pomocí řídicí funkce `,celkova_analyza‘`. Vstupem funkce je název uloženého souboru se všemi záznamy daného subjektu. Tento záznam je následně načten se vznikem proměnné formátu `,struct‘`. Tato struktura je pak rozbalena a pomocí cyklu procházena. Většina souborů obsahuje jiné množství záznamů, proto je automaticky nastaveno množství cyklů odpovídající počtu záznamů. V každé iteraci dojde k výběru jednoho záznamu s ostatními hodnotami ve formátu `,cell array‘`. Každá ze tří jednotek buňky je uložena do samostatné proměnné pro další využití. První je samotný vektor hodnot záznamu uložený do proměnné `,signal‘`, druhý je práh detekce použitý pro detekci R vln, poslední je

označení samotného záznamu s odhadem přesnosti R detekce. Pro celý záznam je pak provedena detekce R vln, vytvoření RR intervalů a výpočet tepové a dechové frekvence za použití dříve zmíněných funkcí. Zároveň je volána i funkce `,nonlinearni_analyza‘`, která vykreslí Poincarého mapu pro celý záznam. Nakonec jsou prelokovány proměnné pro všechny jednotky zkoumané během analýzy.

Následuje cyklus `while`, ve kterém dochází ke členění celého signálu na menší jednotky, které jsou následně zpracovávány. V každé iteraci cyklu je o hodnotu jedna zvětšována pomocná indexovací proměnná `,i‘`, na počátku má hodnotu nula. Pomocí této proměnné jsou také vybírány momentálně analyzované úseky signálu.

Analyzované úseky jsou dlouhé 153 600 vzorků, tedy přesně pět minut. Při iteracích se okno analyzovaných vzorků posouvá klouzavým způsobem o 51 200 vzorků, tedy s překryvem dvou třetin okna. Na začátku každého cyklu je ošetřena i varianta posledního úseku, který nemá celých pět minut.

V každé iteraci zpracování vybraného okna jsou volány již dříve zmíněné funkce pro detekci R kmitů, tvorbu RR intervalů a všechny potřebné funkce pro výpočet žádaných jednotek pro hodnocení, například RMSSD, SD1, SD2. Všechny požadované jednotky jsou pak uloženy do prelokových vektorů hodnot.

Na konci každého cyklu pro analýzu jednoho záznamu jsou pak následně ze získaných hodnot vykresleny grafy. Celkem se jedná o šest grafů vykreslených v jednom okně. Celé okno má název dříve načtený ze třetí buňky načteného souboru obsahující popis aktivity a odhad přesnosti detekce R vln. V prvním grafu jsou vykresleny relativní výkony úseků LF a HF ze spektrální analýzy. V horním pravém grafu je vykreslený průběh tepové frekvence ve dvou variantách, jednou čištěný klouzavým mediánovým filtrem s oknem pěti vzorků, druhý čištěný stejným filtrem jen s oknem padesáti vzorků. Střední levý graf vykresluje průběhy hodnot SD1 a SD2. Pravý střední graf vykresluje průběh odhadu dechové frekvence z celého záznamu. Levý dolní graf zobrazuje vývoj poměru LF/HF a SD1/SD2. Pravý dolní graf pak zobrazuje hodnoty RMSSD a SDNN.

9. INTERPRETACE NAMĚŘENÝCH VÝSLEDKŮ

Vyhodnocení bude probíhat pro každý zpracovaný záznam, jak již ale bylo zmíněno, data nejsou součástí odevzdané práce. Kompletní databáze je dostupná na UBMI nebo u vedoucí práce.

Pro samotné vyhodnocení naměřených výsledků je potřeba u každého ze záznamů brát v potaz jak kontext samotného měření, tak i samotný fyzický stav. Z toho důvodu budou nejdříve vyhodnoceny výsledky jednotlivých subjektů zvlášť spolu s jejich kontextem a popisem samotného subjektu. V další části pak budou relevantní záznamy a hodnoty srovnány mezi subjekty.

Je nutné také na začátek zmínit, že nejsou oficiálně schválené a uznávané žádné standardní hodnoty pro jednotky HRV, které by byly používány v klinické praxi. Pro samotné hodnocení výsledků tak budou použity hodnoty v tabulce 9.1, získané průměrováním a srovnáváním jiných studií. [10]

Tabulka 9.1 Hodnoty jednotek HRV v klidu [10]

Jednotky	Průměrné hodnoty	Směrodatná odchylka	Jednotka
SDNN	50	16	ms
RMSSD	42	15	ms
LF	52	10	nu
HF	40	10	nu
LF/HF	2,8	2,6	

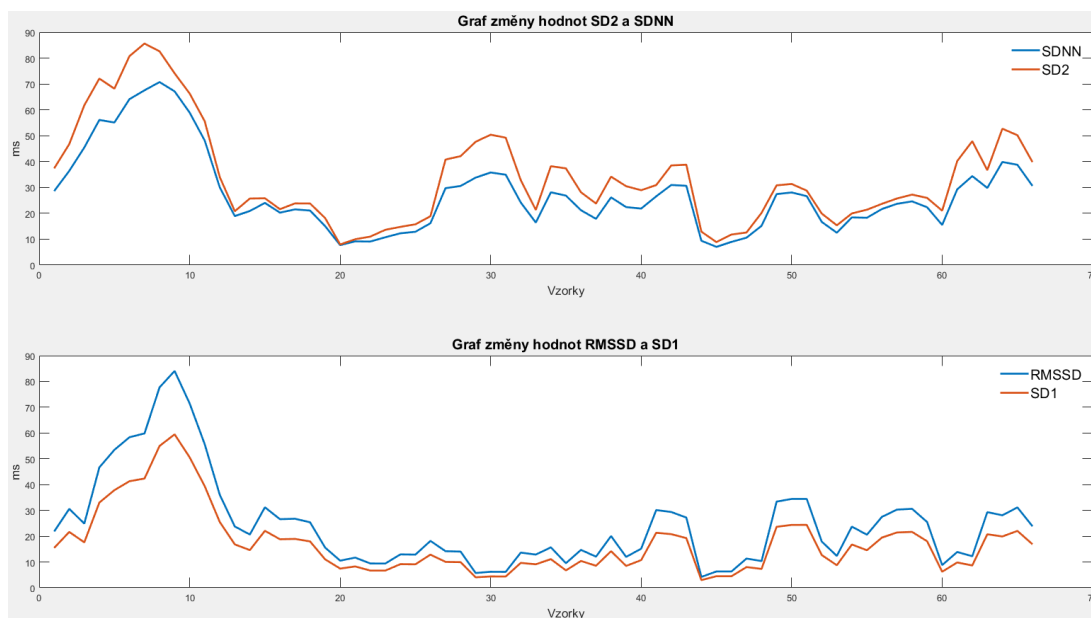
Normalizované výkony spektrálních jednotek byly v tabulce vypočteny jako podíl výkonu daného pásma a součtu výkonů dvou pásem zájmu, tedy LF a HF. Podle [odkaz], je však tento výpočet normalizovaných jednotek zavádějící, nevhodný a ubírá výpovědní hodnotu jednotek. Při tomto výpočtu dochází k vytvoření závislosti mezi oběma jednotkami, které se navíc dají jedna z druhé vypočítat. Uvádění obou jednotek pak nepřidává žádnou novou informaci oproti uvedení pouze jedné z nich. Dále pak často vzniká problém odlišného výpočtu těchto jednotek a následného srovnávání, které pak zcela ztrácí smysl. Například pokud se pracuje i s normalizovaným výkonem pásma VLF, výpočet poměru všech tří pásem je pak prováděn dělením součtem jak HF a LF, tak i VLF. Výsledné jednotky pak nejsou nijak odlišitelné, i přes jinou výslednou hodnotu.

Podle [5] je nejobektivnější výpočet normalizovaných jednotek prováděn dělením kompletním výkonem celého spektra až po hranici 0,5 Hz. Tímto způsobem jsou počítány relativní výkony i v této práci. Z důvodu odlišných výpočtů a jednotek spektrální analýzy

budou pro klidové reference vytvořeny navíc grafy a výpočty za použití stejného výpočtu jako u referenční tabulky. Zároveň však budou počítány i relativní výkony za použití výkonu celého signálu.

U záznamů pak nebudou hodnoceny nelineární jednotky SD1 a SD2, protože trend jejich hodnot zcela přesně odpovídá hodnotám časové analýzy. Konkrétněji hodnoty SD1 odpovídají RMSSD, kdy RMSSD má vyšší hodnoty, SD2 pak odpovídá SDNN a hodnoty jsou také větší (viz obrázek 9.1).

Dále pak klidové referenční záznamy budou hodnoceny pouze podle průměrných hodnot jednotek, jejich fluktuace budou jen okrajově zmíněny.



Obrázek 9.1 Ukázka podobnosti časově závislých a nelineárních jednotek

9.1 Naměřené výsledky a jejich zhodnocení

9.1.1 Subjekt RaOm

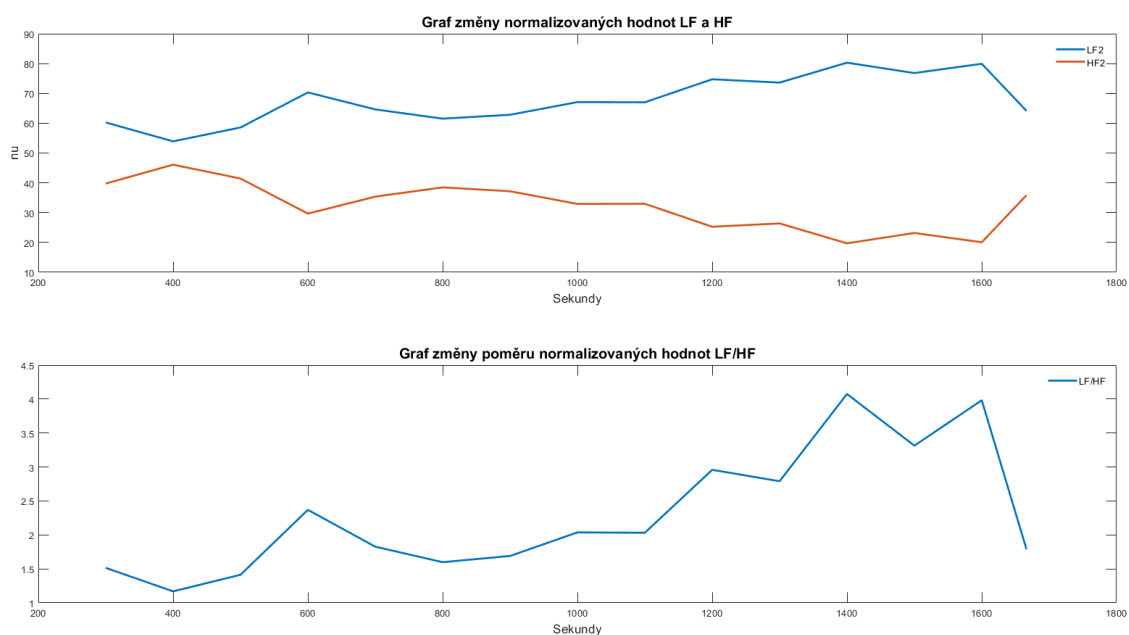
Subjekt RaOm je 47letý muž. Měří 168 cm a váží 104 kg. Tento subjekt se již od mladého věku věnuje kulturistice, má za sebou několik medailových umístění na mistrovství ČR v silovém trojboji. V posledních letech však kvůli zdravotním problémům soutěží pouze v disciplíně benchpress, kde opět obsazuje medailová místa v rámci ČR. Mimo to subjekt často jezdí i na kole. Co se týče práce, vykonává subjekt spíše sedavou kancelářskou práci. Subjekt nekouří, alkohol pije jen zřídka a v malých dávkách (sklenice vína dvakrát až třikrát týdně).

Subjekt je ve velmi dobré fyzické kondici. Mimo několika zranění je u subjektu podezření na koncentrickou hypertrofii srdce související s kulturistikou (nebylo zatím

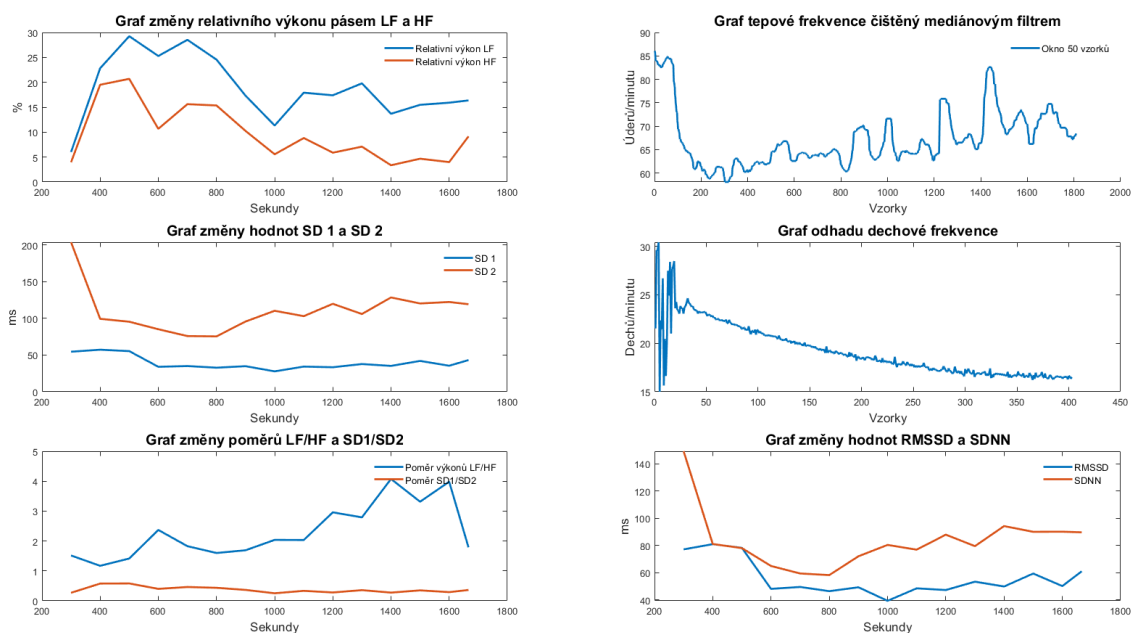
nijak potvrzeno). Zároveň má subjekt velmi vysoký krevní tlak (140/84 při užívání léků na snížení tlaku), který opět souvisí se sportem a stavbou těla. U subjektu je předpokládána nižší klidová tepová frekvence, zároveň však její rychlé zvýšení i při malé zátěži.

U tohoto subjektu byly naměřeny dvě klidové reference, každá z nich k jedné z aktivit zájmu. Oba záznamy mají předpokládané značné podobnosti, v některých hodnotách se však liší. U obou záznamů je pak viditelný i podobný průběh měření, kdy si subjekt hned po probuzení nasadil měřicí přístroje, s čímž souviselo i vstání z postele a chůze, následně si pak opět lehl a zbytek měření byl v naprostém klidu. Odpovídají tomu i průběhy všech jednotek, kdy na začátku je viditelná fáze vyšší aktivity, která se následně rychle ustálí.

U prvního záznamu je průměrná klidová tepová frekvence 67 bpm i přes počáteční vyšší hodnoty sahající až na 85 bpm, což odpovídá předpokládanému nižšímu klidovému tepu. Průměrná hodnota RMSSD je pak 55,8 ms, což je lehce převyšuje hodnoty z tabulky 9.1, stále je však v toleranci směrodatné odchylky. SDNN pak v průměru vyšla 83,34 ms, což hodnoty v tabulce výrazně převyšuje. Průměrný relativní výkon pásma LF počítaný z výkonu celého spektra vyšel 18,78 %, u pásma HF pak 9,64 %. Průměrný relativní výkon v normalizovaných jednotkách, jejichž průběh je vidět na obrázku 9.2, vyšel pro HF 32,29 nu, což je velmi nízko, stále však v toleranci směrodatné odchylky, pro LF pak výkon vyšel 67,71 nu, což hodnoty v referenční tabulce výrazně převyšuje. Tento záznam má přesnost detekce R vln 100 %, takže výsledky nejsou nijak ovlivněny chybovými hodnotami. Celý průběh všech hodnot je vidět na obrázku 9.3.

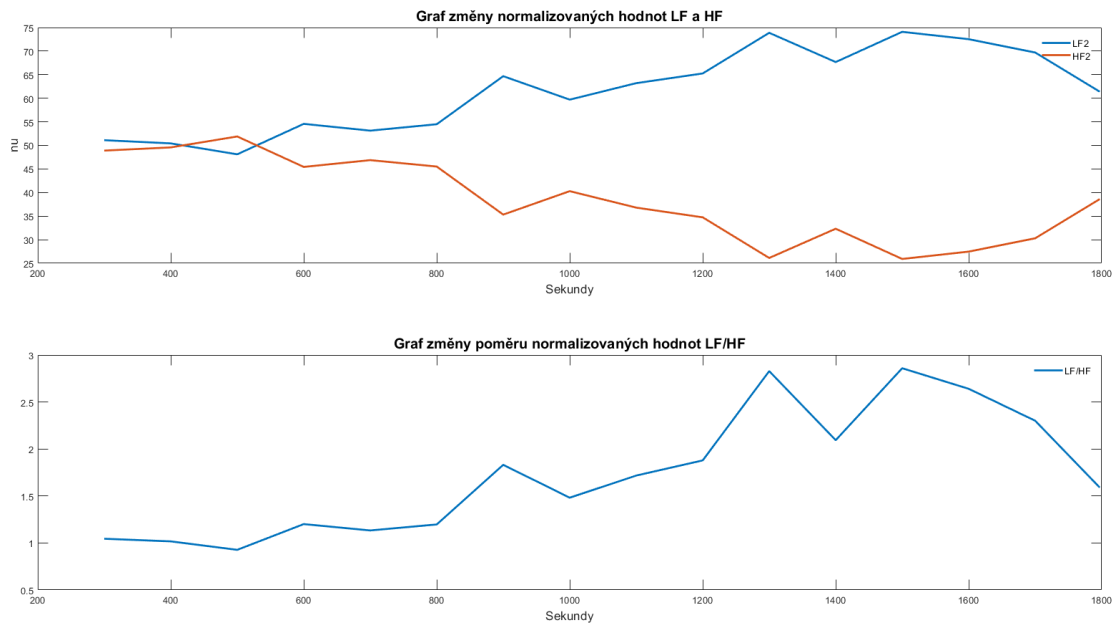


Obrázek 9.2 Grafy průběhu hodnot normalizovaného výkonu první klidové reference RaOm

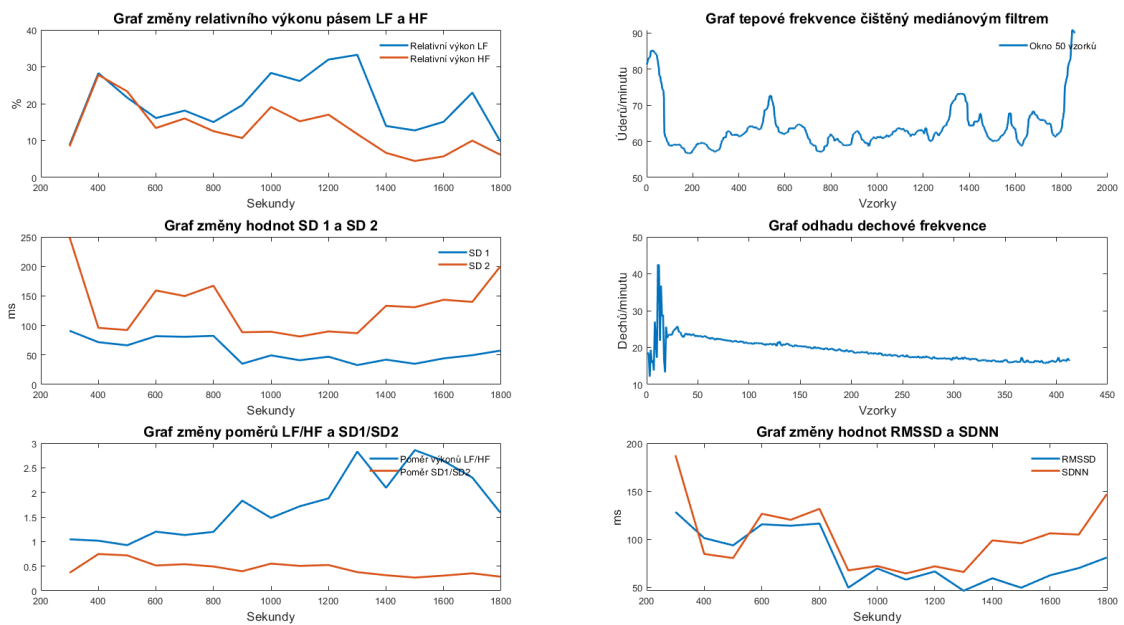


Obrázek 9.3 Grafy analýzy první klidové reference RaOm

Druhý klidový záznam má průměrnou tepovou frekvenci lehce nižší, konkrétně necelých 64 bpm, což opět odpovídá předpokladu nižšího tepu. RMSSD je však mnohem vyšší a vychází na 80,05 ms. Tato hodnota už podstatně převyšuje hodnotu v tabulce 9.1, nemělo by se však jednat o patologický stav. SDNN je také o něco vyšší - 101,54 ms, což opět silně převyšuje hodnoty referenční tabulky. Průměrné relativní výkonové spektrální analýzy pak vyšly pro LF 20,12 % a pro HF 13,02 %. Průměrné hodnoty normalizovaného výkonu, jejichž průběh je vidět na obrázku 9.4, vyšly pro HF 38,50 nu, což jsou hodnoty odpovídající referenční tabulce, pro LF pak výkon vyšel 61,50 nu, což vychází na horní hranici tolerance podle referenční tabulky. Tento záznam má přesnost detekce R vln asi 99 %, takže dochází k ovlivnění výsledků chybovými hodnotami. Průběh všech hodnot je pak viditelný na obrázku 9.5.



Obrázek 9.4 Grafy průběhu hodnot normalizovaného výkonu druhé klidové reference RaOm



Obrázek 9.5 Grafy analýzy druhé klidové reference RaOm

První měřenou aktivitou zájmu byla jízda na kole. Celková doba byla jedna hodina a padesát minut s ujetou trasou asi 30 km. Trasa byla spíše rovinatá s jedním krátkým kopcem uprostřed. Samotný záznam pak začínal krátkým úsekem přípravy, než se subjekt rozjel na kole. Kvůli délce je samostatná hodnota průměru všech hodnot málo

vypovídající, jistou vypovídající hodnotu však má. Celý průběh všech hodnot je viditelný na obrázku 9.6.

Záznam začíná na tepové frekvenci asi 84 bpm, postupně se pak vyšplhá na 135 až 140 bpm, což je poměrně stabilně udržovaná hodnota. Během zátěže je patrných několik výraznějších oscilací, které odpovídají kopcům při jízdě. Poměrně stabilní hodnoty tepu se drží až do konce zátěže, kdy je patrná i část postupného snižování po ukončení jízdy. Průměrná tepová frekvence za celý záznam je pak 131 ± 15 bpm a maximálním tepem 155 bpm.

Časově závislé jednotky mají podobný průběh. Na začátku záznamu je výrazný nárůst u obou hodnot, který trvá asi 25 minut, následně se pak obě hodnoty ustalují na nižších hodnotách, okolo kterých oscilují. RMSSD začíná na hodnotě 21,85 ms, následně pak vystoupá na hodnotu 84,06 ms v době asi 18 minut od začátku měření. Následně pak rychle klesá na 20 ms, pomalu pak i na nižší. Po prvním velkém výkyvu jsou pak hodnoty poměrně stabilní, jejich průměr je $18,24 \pm 8,95$ ms a medián 15,15 ms. Z celého záznamu je pak průměr $24,41 \pm 17,41$ ms a medián 20,61 ms. Prvotní výkyv hodnot RMSSD je vysvětlitelný zvýšením aktivity parasymptiku na začátku zátěže, kdy dojde k jeho přechodné vyšší činnosti, následně pak jeho stimulace velmi slábne, čemuž odpovídá i poměrně stabilní průběh nízkých hodnot v průběhu zátěže. Do hodnot RMSSD by téměř neměl přispívat sympatikus, který je během zátěže více aktivní, čemuž opět odpovídá průběh. Počáteční výkyv je také možné vysvětlit i přechodným vlivem sympatiku na hodnoty RMSSD, který na začátku zátěže začíná mnohem výrazněji působit, a jehož vliv pak i přes vyšší aktivitu může vymizet.

Jak již bylo zmíněno, hodnoty SDNN mají podobný průběh jako RMSSD, objevuje se však více výraznějších výkyvů. Na začátku záznamu je opět velmi výrazný výkyv začínající na hodnotě 28,61 ms, který dosahuje maximální hodnoty 70,73 ms v době asi 16 minut od začátku záznamu a následně pak prudce klesá na hodnotu 18,93 ms. Zbytek průběhu je pak relativně stabilní, objevuje se však více výkyvů. Jeden z nich mimo jiné odpovídá i výraznému kolísání tepové frekvence. Průměrná hodnota bez prvotního výkyvu je pak $21,99 \pm 8,50$ ms a medián 21,75 ms. Celý záznam má pak průměrnou hodnotu $27,51 \pm 15,32$ ms a medián 24,40 ms. Prvotní výkyv je podobně jako u RMSSD vysvětlitelný přechodným zvýšením aktivity parasymptiku a jejím následným útlumem na začátku zátěže. Druhý výraznější výkyv odpovídá úseku, ve kterém výrazně oscilují hodnoty tepu, což do hodnot této jednotky výrazně přispívá.

Hodnoty jednotek spektrální analýzy mají velmi nestálý průběh s prudkými výkyvy i v rozmezí sousedních vzorků. Výjimkou je pak úsek mezi 48. a 63. minutou, kde dojde k velmi výraznému poklesu výkonu v obou pásmech. Tento úsek odpovídá oblasti s velkými oscilacemi v tepové frekvenci.

Relativní výkon úseku HF je v první části záznamu od začátku do 48. minuty velmi nestabilní a výrazně osciluje mezi vysokými a nízkými hodnotami. Průměrný relativní výkon HF je v této části $19,62 \pm 11,44$ %, medián je 20,26 %. Následuje úsek s minimální

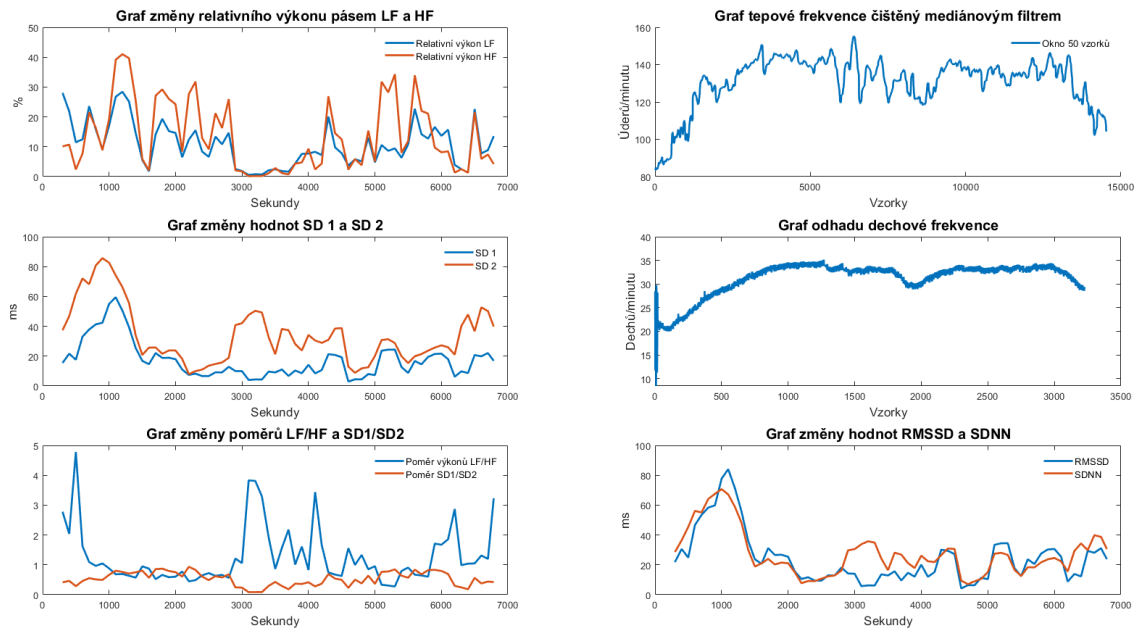
aktivitou, ve které je průměr $2,39 \pm 2,55$ % a medián 1,74 %. Poté následuje pozvolný nárůst hodnot a opětovné výrazné oscilace. V této části je průměrný výkon $13,06 \pm 10,58$ % a medián 8,47 %. První úsek s prudkými výkyvy je vysvětlitelný vyšší aktivitou vagální stimulace a krátkodobými výchylkami v zátěži v podobě mírných kopečků. Do pásma HF přispívá především parasymptikus, hodnoty by tak měly být nižší. Druhý úsek s velmi nízkými hodnotami nemá zcela jasné vysvětlení. Jedna z možností vzniku takto nízkých hodnot je blokáda N. Vagus, to by se však nejednalo o přechodný jev. Poslední část má opět výrazné výkyvy, průměrné hodnoty jsou však nižší než u první. Mohlo se jednat o více náročný úsek cesty, během kterého byl parasymptikus méně aktivní a příspěvek sympatiku do tohoto pásma nižší. Průměrný výkon celého záznamu v pásmu HF je pak $13,54 \pm 11,66$ % a medián 9,24 %.

Relativní výkon úseku LF je svým trendem velmi podobný úseku HF, jeho hodnoty jsou však všeobecně nižší. Uprostřed záznamu je opět úsek s extrémně nízkými hodnotami jako u HF, všeobecně je však průběh hodnot o něco plynulejší. V první části záznamu hodnoty opět výrazně oscilují, výchylky jsou však nižší než u HF, minima jsou podobná a zvýšené hodnoty nenarůstají o tolik. Průměrný výkon LF je v této části $15,13 \pm 7,12$ % a medián 14,64 %. Následuje úsek s minimální aktivitou, ve kterém jsou hodnoty vesměs vyšší než u HF. Průměrný výkon tohoto úseku je $3,27 \pm 2,81$ % a medián 2,12 %. Po 61. minutě pak následuje pomalejší zvýšení hodnot a opět výraznější oscilace. Hodnoty jsou znovu většinou nižší než u HF, výkyvy jsou méně výrazné a některé oproti HF chybí. Průměrný výkon tohoto úseku je $10,35 \pm 5,78$ %, medián je 9,45 %. První část záznamu s vyššími hodnotami je vysvětlitelná zvýšenou vagální stimulací během začátku a průběhu zátěže. Do LF přispívá jak sympatikus tak parasymptikus, dává tedy smysl že hodnoty budou vyšší a málo stabilní, přesto by však tyto hodnoty měly převyšovat hodnoty HF. Druhý úsek s minimálním výkonem opět nemá žádné vysvětlení, hodnoty jsou alespoň vyšší než HF, což by mělo být u celého záznamu. Poslední úsek hodnot je podobný tomu prvnímu, odpovídá zvýšené aktivitě N. Vagus, v průměru jsou však hodnoty nižší než u prvního úseku. Zároveň jsou hodnoty LF opět nižší než HF, což by podle teorie mělo být naopak.

Poslední sledovanou jednotkou je poměr LF/HF, který byl dříve považován za ukazatel součinnosti vagální stimulace. Od této jednotky se sice již upouští, přesto se vyplatí ji okrajově zmínit. Jak už bylo naznačeno u popisu hodnot LF a HF, její hodnoty nevycházejí příliš dobře. V průběhu celého záznamu by měly být hodnoty vyšší než 1, což ukazuje na převahu stimulace sympatiku, tedy nabuzený stav. V tomto záznamu jsou však její hodnoty ve velké části menší než jedna, což by mělo znamenat převahu parasymptiku. Jediným úsekem záznamu, kde jsou hodnoty LF/HF vyšší než jedna, je úsek s celkovým minimálním výkonem obou pásem. Celkově jsou hodnoty spektrální analýzy u tohoto záznamu velmi zvláštní a nedávají příliš smysl.

Důležité je u tohoto záznamu také zmínit, že přesnost detekce R vln je u tohoto záznamu asi 98-99 %, což znamená možnost tří až čtyř chybně detekovaných R vln na

jeden analyzovaný úsek. Tyto chyby vnášejí do všech hodnot poměrně výrazné zkreslení, které je třeba brát v potaz.



Obrázek 9.6 Grafy analýzy první zátěže (cyklovýlet) RaOm

Druhá měřená aktivita zájmu je cvičení v posilovně. Tento záznam je nekompletní, z důvodu pocení a výrazných pohybů kůže elektrody upadly v průběhu cvičení, na záznamu tedy není klidová fáze po zátěži. Samotný průběh měření je typické silové cvičení, tedy na začátku lehké rozcvičení, pak vždy série cviků v plné zátěži s následnou krátkou pauzou. Samotný průběh zátěže na záznamu většinou není z důvodu příliš silného rušení myopotenciály. Na čistém editovaném záznamu jsou tak často prudké skoky se zvýšením tepu. Záznam trvá jednu hodinu a čtyřicet tři minut a průběh jeho hodnot je vidět na obrázku 9.7.

Záznam začíná na tepové frekvenci asi 104 bpm, postupně pak stoupá. Během větší části cvičení se tepová frekvence drží okolo asi 135 bpm, je však velmi nestabilní. Na průběhu tepové frekvence jsou velmi dobře viditelné jednotlivé série cvičení, kdy tepová frekvence vzroste o 15 až 20 bpm. Od asi dvacáté páté minuty se pak oscilace tepu drží okolo podobných hodnot. Průměrný tep stabilnější části je 129 ± 9 bpm a medián 132 bpm. Z celého záznamu je pak průměrný tep $129 \pm 10,7$ bpm a medián 130 bpm. Maximální tep celého záznamu je pak 155 bpm.

Časově závislé jednotky mají podobný průběh. Na začátku je strmý sestup hodnot, který odpovídá začátku cvičení následovaný výraznějším zvýšením. Hodnoty se pak relativně ustálí po 28. minutě, což odpovídá i ustálení tepové frekvence.

RMSSD začíná na hodnotě 92,96 ms, následuje prudké snížení až na hodnotu 47,49 ms. Následuje přechodné zvýšení s maximem na 59,07 ms, které po dvaceti minutách

klesá na 19,65 ms. Zbytek záznamu je pak relativně stabilní, na hodnotách jsou viditelné malé rozdíly, které jsou způsobeny rychlým zvýšením tepové frekvence během cvičení. V průběhu záznamu je pak pouze jeden úsek výrazného zvýšení hodnot, který odpovídá nejspíše delším přestávkám mezi jednotlivými cviky (na tepové frekvenci jsou viditelné delší mezery mezi nárůsty). Průměrná hodnota RMSSD během stabilnější části, tedy od 30. minuty do konce, je $27,80 \pm 9,06$ ms a medián 25,29 ms. Z celého záznamu je pak průměr $33,71 \pm 15,50$ ms a medián 29,75 ms. Prvotní pokles a následné přechodné zvýšení hodnot RMSSD je možné vysvětlit poklesem stimulace parasympatiku a jeho následnou dočasnou vyšší stimulací. Za první dočasné zvýšení je možná též zodpovědná vyšší aktivita sympatiku, která krátkodobě ovlivnila tyto hodnoty. Zbytek průběhu pak odpovídá velmi nízké aktivitě parasympatiku s jeho částečnou reaktivací v době s delšími přestávkami mezi cviky.

Hodnoty SDNN mají podobný průběh jako RMSSD, jsou však ještě stabilnější a výkyvy v 60. minutě jsou méně výrazné. Hodnoty začínají na 90,98 ms, následně klesají na 32,73 ms. První výkyv má maximum 54,91 ms a končí na hodnotě 29,65 ms, odkud je už průběh poměrně stabilní. Stejně jako u RMSSD jsou mezi jednotlivými hodnotami malé změny, s největší pravděpodobností způsobené náhlými zvýšeními tepové frekvence. Průměrná hodnota stabilnější části je $34,80 \pm 5,46$ ms a medián 33,94. Pro celý záznam je pak průměr $38,88 \pm 11,42$ ms a medián 36,60 ms. Podobně jako u RMSSD je počáteční pokles a přechodné zvýšení hodnot vysvětlitelné útlumem a přechodnou reaktivací stimulace parasympatiku. Stále nižší hodnoty jsou pak mimo vyšší tepové frekvence také způsobeny všeobecně malou aktivitou parasympatiku a nízkým příspěvkem sympatiku.

Hodnoty frekvenčně závislých jednotek mají podobný trend průběhu jako časově závislé jednotky, jsou však mnohem více nestabilní. Je však přítomný podobný jev jako u záznamu z kola, sice že hodnoty HF jsou všeobecně vyšší než hodnoty LF, přesto že by to mělo být při zátěži naopak.

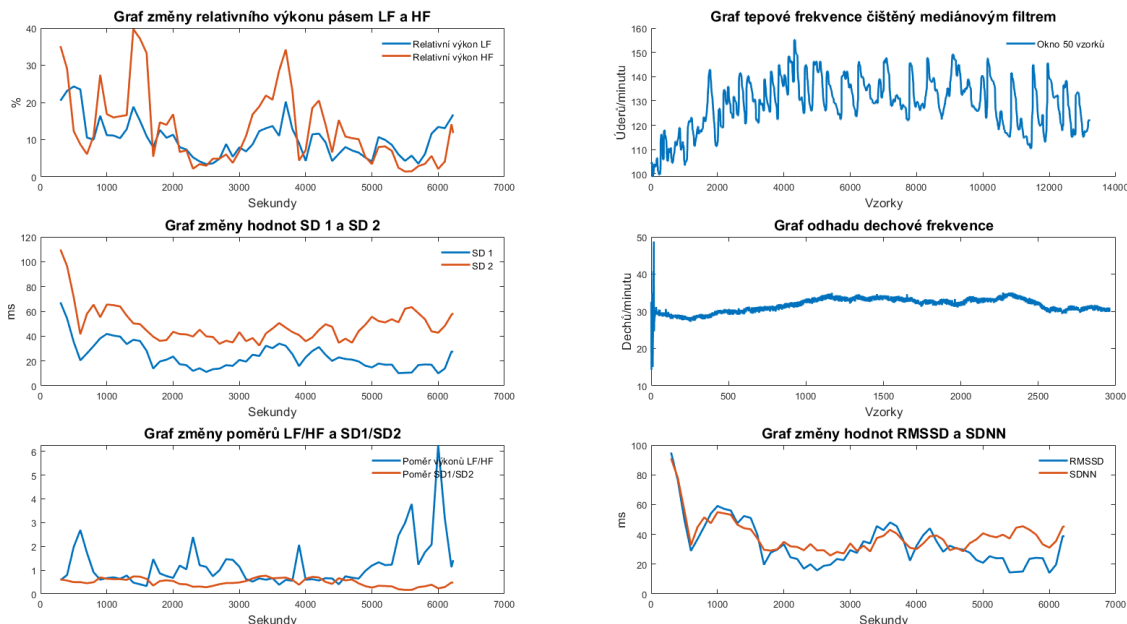
Relativní výkon úseku HF má v průběhu několik výrazných úseků. První je počáteční nestabilita, kdy na začátku záznamu hodnoty prudce klesají z 35,14 % na 6,11 %. Následuje asi 23 minut dlouhý výkyv podobně jako u jednotek časové analýzy. V tomto úseku jsou dva propady hodnot, výkon však zde dosahuje své nejvyšší hodnoty z celého záznamu – 39,71 %. Průměrný výkon této části je $20,52 \pm 12,06$ % a medián 16,57 %. Tento úsek odpovídá začátku měření, kde stále roste tepová frekvence. Následuje úsek nižších hodnot, během kterého došlo k ustálení tepové frekvence. V této části je průměrný výkon $7,13 \pm 4,62$ % a medián 5,73 %. Dále je pak úsek dvou velkých výkyvů odpovídající části s delšími rozestupy mezi zátěží. V této části je průměrný výkon $15,27 \pm 8,08$ % a medián 14,66 %. Závěr záznamu je pak poměrně nestabilní s všeobecně nižšími hodnotami. Průměrný výkon celého záznamu je pak $12,79 \pm 9,87$ % a medián 10,41 %. Prvotní pokles hodnot je vysvětlitelný snížením aktivity parasympatiku na začátku aktivity, následné zvýšení pak může být jeho opětovná aktivace během počáteční

fáze cvičení, kdy tělo není ještě plně přizpůsobené zátěži (tepová frekvence stále stoupá). Následuje část s velmi nízkými hodnotami, která je vysvětlitelná velmi nízkou aktivitou parasymptiku kvůli cvičení. Zvýšení hodnot v další části je vysvětlitelné opětovnou aktivací sympatiku z důvodu delších přestávek mezi jednotlivými cviky, kdy má tělo delší dobu na uklidnění a parasymptikus se tak opět aktivuje. V poslední části se pak hodnoty drží stabilněji v nižších hodnotách, což je opět popsatelné nízkou aktivitou parasymptiku kvůli cvičení.

Relativní výkon pásma LF má velmi podobný trend jako HF, stejně jako u cyklistiky je však většinou nižší. Hodnoty začínají krátkým mírným nárůstem z 20,48 % na 24,30 % následovaným prudkým poklesem na 10,00 %, podobně jako u HF, jen s menším zpožděním. V tomto případě však nedojde k opětovnému zvýšení, hodnoty se drží níže, vyskytují se jen malé výkyvy, které však odpovídají vrcholům v HF. Průměrný výkon tohoto úseku bez počátečního nárůstu a poklesu je $11,95 \pm 3,05$ % a medián 11,16 %. Následuje úsek pozvolného poklesu a opětovného nárůstu na původní hodnotu, který u HF odpovídá úseku s minimálními hodnotami. Výkon LF se však zvyšuje dříve než u HF, následuje však několik výkyvů, které jsou jak polohou, tak i tvarem velmi podobné výkyvům v HF, jsou však mnohem menší. V oblasti těchto výkyvů je průměrný výkon $10,52 \pm 3,90$ % a medián 11,03 %. Poslední je pak část dvou výkyvů a postupného nárůstu hodnot. Tyto výkyvy jsou opět podobné jako u HF, dochází však k postupnému zvyšování hodnot, díky kterému je výkon LF dokonce vyšší než výkon HF. Průměrný výkon v této části je $8,36 \pm 4,01$ % a medián 6,81 %. Průměrný výkon LF celého záznamu je pak $10,36 \pm 5,14$ % a medián 10,00 %. Podobně jako u cyklistického záznamu jsou hodnoty LF nižší než hodnoty HF, což by během zátěže mělo být naopak. Objevuje se sice pár úseků, kde má LF vyšší relativní výkon než HF, jsou to však jen malé kousky a převýšení je velmi malé. V první části by dva výkyvy odpovídaly přechodnému zvýšení aktivity sympatiku, celkové hodnoty jsou však příliš malé a odpovídají i zvýšením v úseku HF. To platí pro celý záznam.

Jak již bylo zmíněno u popisu výkonu LF a HF, poměr těchto jednotek neodpovídá předpokladům. Kromě několika výkyvů, které navíc byly ve formě jednoho nebo dvou vzorků, byla hodnota LF/HF téměř celou dobu menší než jedna, což by u zátěže být nemělo. Jediná výjimka je na konci záznamu, kde jsou dva výrazné vrcholy, které i s poklesem mezi nimi převyšují hodnotu jedna.

U tohoto záznamu je podstatné brát v potaz také chybu detekce a chybu vznikající editací záznamu. Jak již bylo zmíněno, pro samotnou analýzu byly odstraněny samotné úseky během cvičení, protože by kvůli špatné kvalitě zanesli ještě větší chybu. Výsledkem toho jsou však okamžité skoky z nižší tepové frekvence na vyšší, které negativně ovlivňují výsledky. Dále pak chyba vzniká samotnou nepřesností detekce R vln, kdy v tomto záznamu je přesnost detekce asi 99 %, což odpovídá dvěma chybným detekcím v každé iteraci analýzy.



Obrázek 9.7 Grafy analýzy druhé zátěže (posilovna) RaOm

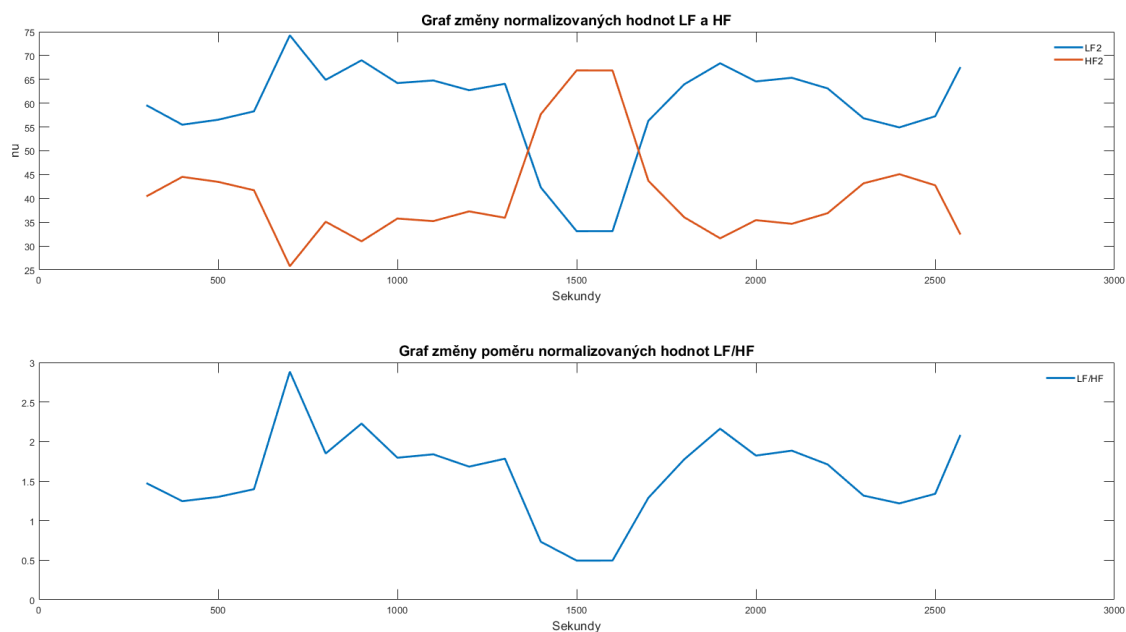
Všeobecně je tento subjekt zdravý, klidová tepová frekvence je podle předpokladu nižší, při zátěži sice razantně stoupá, ne však nebezpečně. Jediný problém týkající se naměřených hodnot, jsou jednotky spektrální analýzy. Jak již bylo popsáno dříve, jejich výsledky nesplňují očekávání. Celkově má poměr LF/HF u tohoto subjektu opačné výsledky – u klidových záznamů je vysoký a u zátěže nízký. Vysvětlením tohoto jevu by mohl být frekvenční posun vagální stimulace, konkrétně stimulace sympatiku. Trend obou úseků je podobný, což by odpovídalo stimulaci obou pásem parasympatikem. Zároveň pak u klidových záznamů má větší výkon LF, které má i nižší výkon u zátěže, by odpovídala výraznější příspěvek parasympatiku do LF. Vyšší hodnoty HF u zátěže by pak mohly odpovídat částečnému příspěvku sympatiku do HF. Toto celé je však pouze domněnka, která není ničím podložená.

9.1.2 Subjekt PeIn

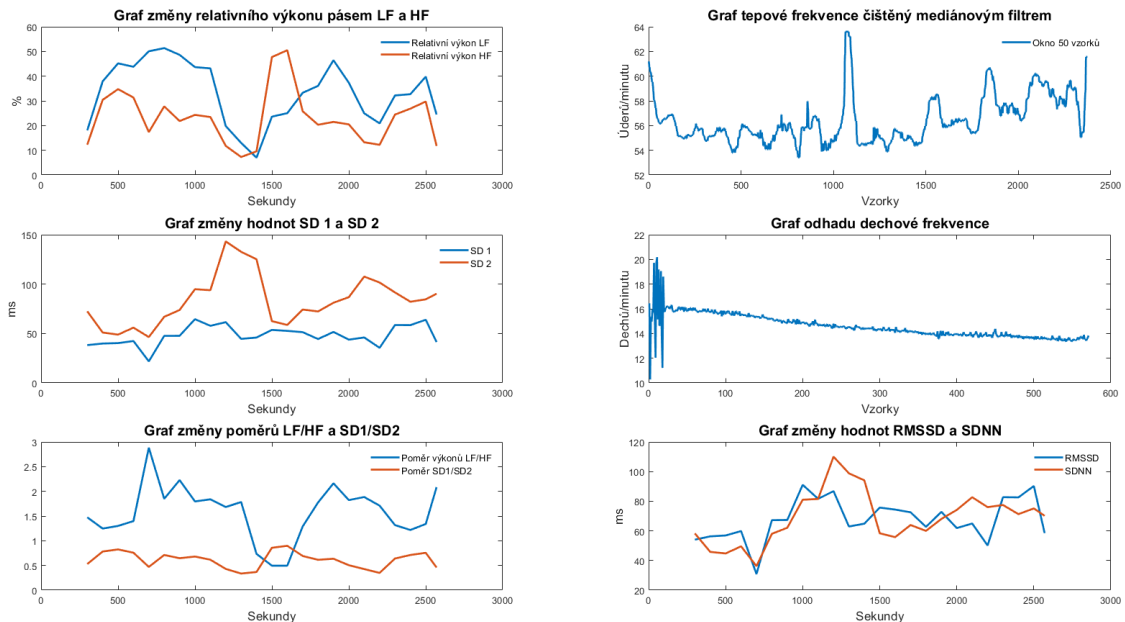
PeIn je 52letý muž. Měří 184 cm a váží 92 kg. Subjekt aktivně nedělá žádný sport, pouze příležitostně jezdí na koni. Příležitostně pak lehce cvičí pro udržení kondice. Tento subjekt vykonává řídicí manažerskou pozici ve vlastní firmě, v průběhu pracovního dne střídá jak kancelářskou práci, tak i aktivní práci v terénu. V některých měsících pak pracuje i 14 hodin denně. Velmi často se tak dostává i do stresových situací. Subjekt nekouří, alkohol pije zřídka a v malých dávkách.

Subjekt je ve velmi dobré fyzické kondici, nejsou známy žádné zdravotní problémy. Má celkově lehce nižší krevní tlak (zhruba 110/70). U subjektu je předpokládána průměrná klidová tepová frekvence.

U tohoto subjektu byla naměřena jedna klidová reference, která neměla kvůli chybě v komunikaci přesný konec. Na tuto referenci si subjekt nasadil měřící zařízení, a zpět si lehl do postele. Kvůli nepřesnému konci záznamu nejspíše obsahuje i část, kdy subjekt vstal a začal něco dělat. Průběh hodnot z celého záznamu je pak vidět na obrázku 9.9. Průměrná klidová tepová frekvence u tohoto záznamu vychází $56,41 \pm 1,86$ bpm a medián 55,85 bpm. Tepová frekvence je tedy velmi nízká, ukazuje však i na zdravé srdce. RMSSD vychází v průměru 67,87 ms. Podle tabulky 9.1 je tato hodnota vysoká a mimo normál. SDNN v průměru vychází 68,88 ms. Hodnoty obou časově závislých jednotek jsou tak velmi podobné a u obou jsou průměrné hodnoty vyšší než v referenční tabulce. Relativní výkony pak vyšli u LF 33,28 % a HF 23,20 %. Normalizované relativní výkony, ke kterým jsou reference v tabulce a jejichž průběhy jsou vidět na obrázku 9.8, vyšly pro HF 40,81 nu, což velmi přesně odpovídá referenčním údajům, pro LF pak 59,19 nu, což opět vyhovuje údajům z tabulky 9.1. Tento záznam má přesnost detekce 99 %, takže výsledky jsou ovlivněny chybnými detekcemi.



Obrázek 9.8 Grafy průběhu normalizovaného výkonu ranní reference PeIn



Obrázek 9.9 Grafy analýzy klidové reference PeIn

Měřenou aktivitou zájmu je jízda na rotopedu s automatickou změnou zátěže. Pro subjekt to není běžná aktivita. Celá tato aktivita i s klidovou fází na konci trvala 24 minut. Průběh všech hodnot ze záznamu je vidět na obrázku 9.10.

Tepová frekvence začíná na 100 bpm, pomalu pak stabilně roste v průběhu zátěže, za polovinou je pak výrazný nárůst, po kterém zátěž končí a tepová frekvence začíná nejdříve strmě, potom pozvolněji klesat. Nejvyšší hodnota tepu během tohoto záznamu je 150 bpm. Průměrná hodnota tepové frekvence je $127 \pm 12,11$ bpm a medián 126 bpm. Vzhledem k trendu tepu není průměrná hodnota příliš vypovídající.

Hodnoty časově závislých jednotek mají podobný trend, jsou v nich však jisté rozdíly. U obou je na začátku strmý pokles hodnot následovaný poměrně stabilním průběhem během velké části zátěže. Na konci záznamu hodnoty opět stoupají.

RMSSD začíná na hodnotě 47,40 ms, po které rychle klesá 11,94 ms. Následuje stabilní část záznamu, během které je jeden dlouhý a nízký výkyv hodnot. V této klidnější části je průměr RMSSD $13,87 \pm 3,80$ ms a medián 13,83 ms. Poslední hodnota záznamu pak stoupá na 39,32 ms. První vysoký vzorek následovaný poklesem odpovídá začátku zátěže, kdy výrazně klesá aktivita parasympatiku. Stabilnější část hodnot odpovídá zátěži s minimální stimulací parasympatiku, mírné zvýšení hodnot v průběhu pak může být důsledkem přechodné mírné stimulace sympatikem při vysoké zátěži. Propad hodnot před koncem záznamu odpovídající úseku s nejvyšší tepovou frekvencí je pak způsoben téměř kompletní inaktivací parasympatiku, zároveň do hodnot nepřispívá ani sympatikus. Poslední vysoká hodnota je pak způsobena prudkým poklesem tepové frekvence a zároveň reaktivací parasympatiku po ukončení zátěže.

SDNN začínají stejným poklesem hodnot jako RMSSD následovaným stabilním průběhem. Na rozdíl od RMSSD však u SDNN není uprostřed záznamu zvýšení hodnot. Záznam začíná na hodnotě 52,80 ms, poté klesá na 17,20 ms. Ve střední stabilní části záznamu hodnoty nejdříve mírně klesnou, postupně pak začnou stoupat na hodnotu 26,10 ms. Na konci záznamu je pak stejný propad hodnot jako u RMSSD následovaný opětovným nárůstem téměř na hodnoty počáteční (42,13 ms). Průměr střední stabilní části je $19,11 \pm 3,58$ ms a medián 17,20 ms. Vysoké hodnoty na začátku záznamu jsou způsobeny vyšší aktivitou parasympatiku na začátku měření, která následně klesá spolu s hodnotami. Malý výkyv na konci záznamu, který odpovídá fázi s nejvyšší tepovou frekvencí a zátěží je možné vysvětlit přechodným zásahem sympatiku do jednotek, v této fázi byl totiž nejvíce aktivní. Opětovné zvýšení hodnot na konci záznamu je opět možné popsat ukončením zátěže, tedy i reaktivací parasympatiku, který hodnoty zvedá.

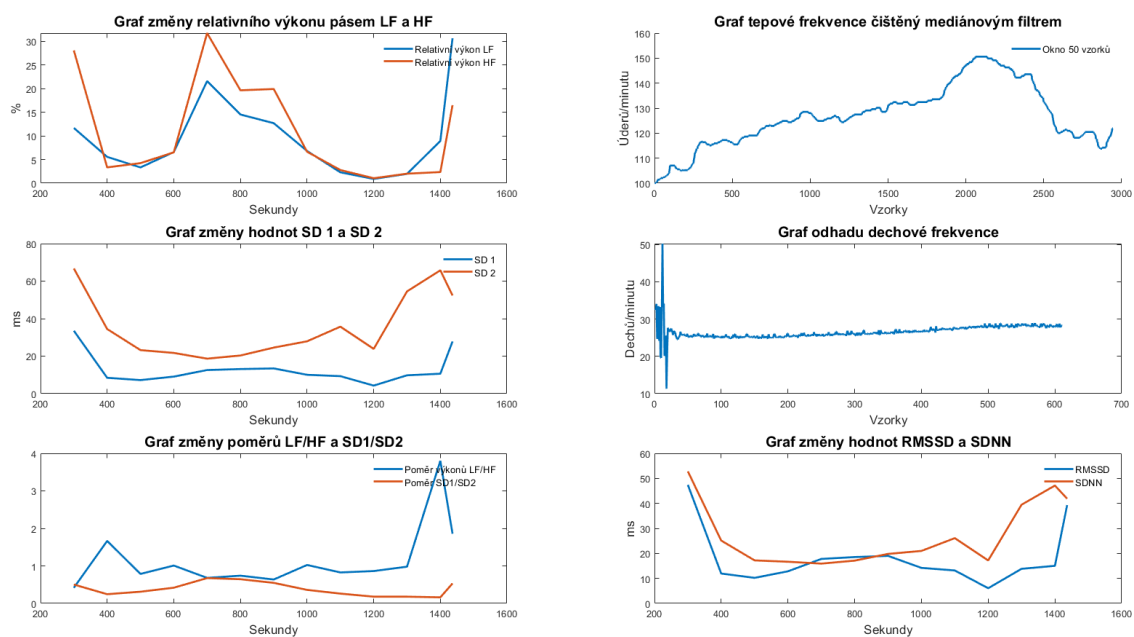
Jednotky frekvenční analýzy mají opět velmi podobný průběh, který začíná ve vyšších hodnotách výkonu a rychle klesá. Uprostřed záznamu je pak výrazný výkyv hodnot.

Relativní výkon HF začíná na 28,11 %, okamžitě pak klesá na 3,34 %. Následuje již zmíněné zvýšení hodnot, které začíná asi v desáté minutě a trvá až do dvacáté. V tomto výkyvu dosahuje HF i maximálních hodnot 31,76 %. Po opětovném snížení výkonu pak následuje relativně stabilní úsek s velmi nízkými hodnotami. Po tomto krátkém úseku následuje opětovné zvýšení hodnot na konci záznamu, tedy i po konci zátěže. Průměrný relativní výkon celého záznamu je $11,14 \pm 10,70$ % a medián 6,52 %. Prvotní vysoká hodnota a její následný pokles odpovídá snížení stimulace parasympatiku na začátku zátěže. Výkyv ve středu záznamu by se dal vysvětlit částečnou reaktivací parasympatiku v průběhu zátěže pro udržení balancu ve vagální stimulaci. Druhá varianta je teoretická změna pásma příspěvku stimulace sympatiku, která však neodpovídá dalšímu průběhu. Následující část s velmi nízkým výkonem opět odpovídá inaktivaci parasympatiku v části záznamu s největší zátěží. Finální zvýšení hodnot pak odpovídá reaktivaci parasympatiku po ukončení zátěže, tedy uklidňovací fázi.

Jak již bylo zmíněno, trend relativního výkonu LF je velmi podobný jako u HF, většinou jsou však hodnoty nižší. Pokles hodnot na začátku záznamu je pozvolnější a z nižších hodnot, konkrétněji z 11,69 % na 3,33 % během asi tří minut. Následuje opět kladný výkyv, ve kterém, podobně jako u HF, dosahuje výkon téměř maximálních hodnot 21,61 %. Na tomto výkyvu je dokonce stejná i jednorázová odchylka v hodnotách jako u HF. Po tomto delším zvýšení opět přichází úsek s velmi nízkými hodnotami, které jsou dokonce téměř shodné s HF. Těsně před koncem pak dochází v posledních dvou vzorcích k prudkému nárůstu výkonu a dosažení maximálního výkonu z celého záznamu v posledním vzorku, konkrétně 30,68 %. Průměrný relativní výkon LF celého záznamu je pak $9,81 \pm 8,60$ % a medián 6,81 %. Prvotní snížení hodnot je možné vysvětlit poklesem stimulace parasympatiku, všeobecně nižší hodnoty, než u HF jsou možné kvůli nižšímu podílu stimulace parasympatiku v pásmu LF. Následné zvýšení hodnot pak lze vysvětlit jak vyšší stimulací parasympatiku, tak i přechodně vyšší aktivitou sympatiku

v tomto pásmu, tomu však opět neodpovídá další průběh. Velmi nízké hodnoty před koncem odpovídají minimální stimulaci parasympatiku během největší zátěže, zároveň však v tomto pásmu chybí příspěvek sympatiku. Prudké zvýšení hodnot na konci záznamu pak odpovídá reaktivaci parasympatiku, hodnoty vyšší než u HF by pak mohly být způsobeny přechodnou zbytkovou stimulací sympatiku.

Poměr pásem LF/HF vychází, podobně jako u subjektu RaOm, zcela mimo předpoklady. Místo očekávaných hodnot poměru výrazně přesahujících jedna jsou kromě dvou výjimek hodnoty celou dobu menší než jedna. Jedním z možných vysvětlení je podobná varianta jako u subjektu RaOm, tedy odlišné frekvence příspěvku parasympatiku a sympatiku. Další možností je dynamická změna příspěvku vagální stimulace do těchto dvou pásem, kdy v průběhu zátěže se sice zvýší aktivita sympatiku, jeho pásmo příspěvku se však přesune mimo LF, čímž vznikají jeho nízké hodnoty.



Obrázek 9.10 Grafy analýzy zátěže na rotopedu PeIn

Všeobecně je subjekt ve velmi dobré kondici. Klidová tepová frekvence je velmi nízká, což ukazuje na zdravé a trénované srdce. Tepová odezva na zátěž je pak velmi dobrá a podle očekávání. Jak již bylo zmíněno dříve, jednotky spektrální analýzy nesplňují očekávání, kdy poměr LF/HF je v klidu vysoký a naopak. Možné vysvětlení, jak už bylo zmíněno, je podobné jako u subjektu RaOm, nebo možnost dynamického měnění pásma, do kterého v zátěži přispívá sympatikus. Opět se však jedná o nepodložené domněnky.

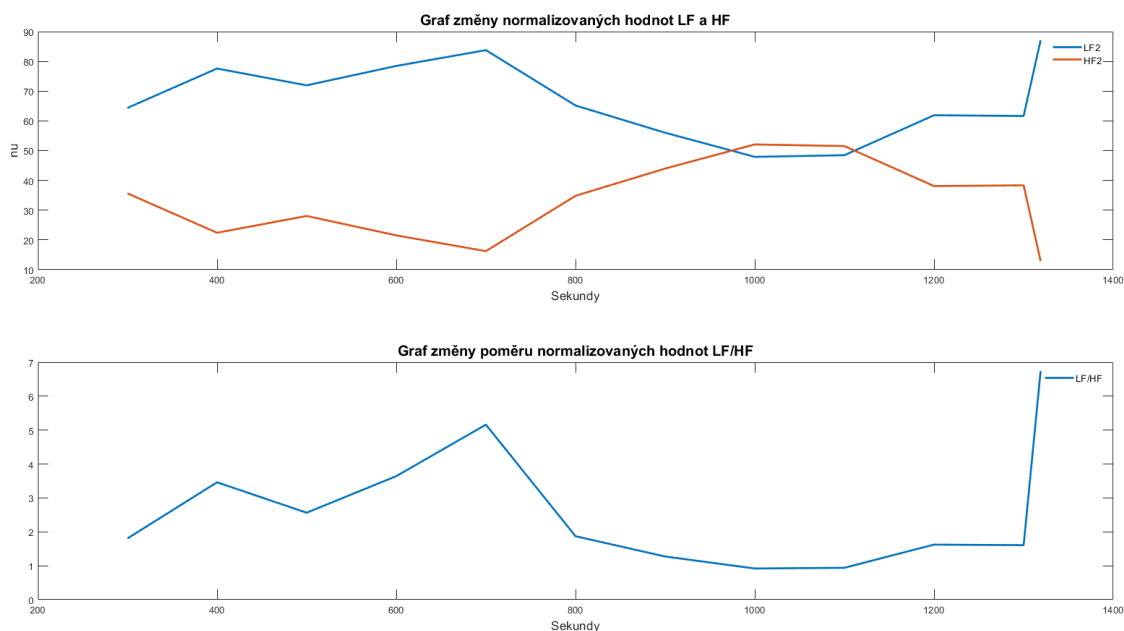
9.1.3 Subjekt StKu

StKu je 22letý muž. Váží 80 kg a měří 185 cm. Subjekt závodně plave na vyšší úrovni, pravidelně tak i trénuje. Kromě plaveckých tréninků také pravidelně posiluje, občas i běhá. Subjekt je student vysoké školy, je tedy často vystaven stresu. Subjekt nekouří, alkohol pije příležitostně i ve větších dávkách.

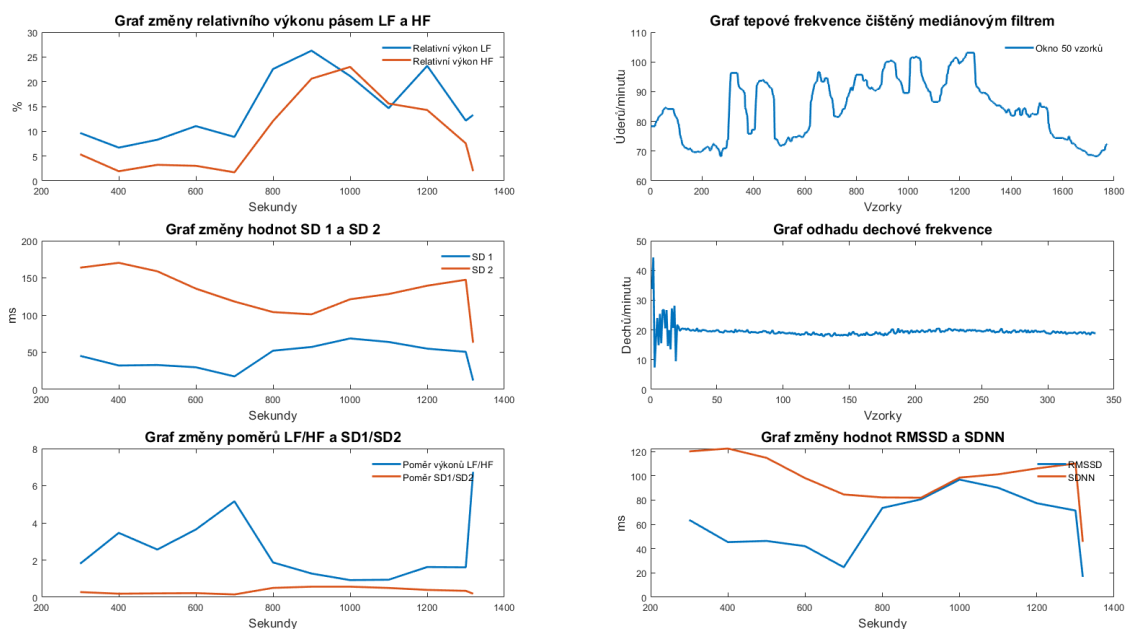
Subjekt je ve velmi dobré fyzické kondici, nejsou známy žádné zdravotní problémy. U subjektu je pak předpokládána nižší klidová tepová frekvence, zároveň i pomalejší a nižší zvyšování tepové frekvence při zátěži.

Ačkoliv tento subjekt dělá vytrvalostní sport, byla u něj naměřena pouze jedna aktivita zájmu, a sice silové cvičení v posilovně. V době měření subjekt odmítl dělat jinou vytrvalostní aktivitu než plavání, které bohužel s používaným akvizičním zařízením nešlo naměřit. Ke cvičení v posilovně byla opět naměřena i klidová ranní reference. Tento subjekt navíc krátkou dobu před tímto měřením absolvoval i lékařské EKG vyšetření s holterovským záznamem na 24 hodin. Podle tohoto záznamu má například subjekt extrémně nízkou tepovou frekvenci během spánku – nejnižší naměřená asi 40 bpm.

Ranní klidová reference kvůli časovému tlaku neproběhla stejně jako u předchozích subjektů, po nasazení zařízení si subjekt sedl k počítači, kde v klidu snídal. Už samotná poloha v sedě však ovlivňuje výsledky. Průběh hodnot z celého záznamu je ukázaný na obrázku 9.12. Navzdory předpokladům není klidová tepová frekvence velmi nízká, ale zcela průměrná. Z celého záznamu pak průměrná tepová frekvence vychází 84 ± 10 bpm a medián vychází shodně. V tomto záznamu dosahuje tepová frekvence maxima 103 bpm, což je klasifikovatelné jako tachykardie. Toto maximum je však přechodné a mohlo se jednat o reakci těla například na kávu nebo prudký pohyb. Hodnoty RMSSD jsou poměrně vysoké, mohou však být výrazně ovlivněny ranní aktivitou parasympatiku. Průměr z celého záznamu vychází $60,71 \pm 25,50$ ms a medián 67,51 ms. Hodnoty jsou velmi nestabilní a vycházejí vyšší než v referenční tabulce 9.1, u mladších jedinců jsou však lehce vyšší hodnoty fyziologické. Hodnoty SDNN vycházejí velmi vysoké. Průměr ze záznamu je $97,12 \pm 21,35$ ms a medián 99,86 ms. Klidové hodnoty jsou tak téměř dvojnásobné oproti tabulce, nemusí to však nutně být patologické. U mladších jedinců je mnohem výraznější RSA, které právě do těchto jednotek přispívá a může být ještě vyšší u trénovaného plavce. Zároveň jsou pak vyšší hodnoty u mladých zcela běžné. Dalším důvodem vysokých hodnot může být vyšší stimulace obou větví N. Vagus během vstávání. Hodnoty relativních výkonů jsou celkem nízké, průměrný výkon LF je 14,82 %, HF pak 9,20 %. Průměrné hodnoty normalizovaného výkonu, jejichž průběh je vidět na obrázku 9.11, pak vychází pro LF 67,03 nu, což přesahuje hodnoty z tabulky 9.1, pro HF pak průměr vychází 32,97 nu, což je stále v toleranci reference.



Obrázek 9.11 Grafy průběhu normalizovaného výkonu ranní reference StKu



Obrázek 9.12 Grafy analýzy klidové reference StKu

Aktivitou zájmu bylo cvičení v posilovně. Celý záznam trval asi hodinu a patnáct minut, během kterých subjekt vystřídal několik různých cviků, vždy s krátkou zátěží a následnou krátkou oddechovou pauzou. Na začátku záznamu se subjekt ještě rozvíchoval. Samotnému cvičení v posilovně navíc předcházel dvouhodinový trénink ve vodě. Samotné úseky zátěže během cvičení byly, podobně jako u RaOm, ve většině případů

vystřiženy kvůli přílišnému zarušení. Kompletní průběh všech hodnot je pak vidět na obrázku 9.13.

Tepová frekvence v průběhu záznamu je velice nestálá, v důsledku krátkodobé zátěže neustále osciluje. Samotné výkyvy během cvičení a následné přestávky jsou extrémní, v jednom případě například tep vzroste z 80 na 140 bpm. Z průběhu tepu je viditelné, že tepová frekvence se stíhá v přestávkách mezi cviky téměř úplně vracet na původní hodnotu. Vznikají tak velké výkyvy, kde je mezi minimem a maximem rozdíl i více než 40 bpm. Průměrná tepová frekvence z celého záznamu je pak $104 \pm 15,06$ bpm a medián 102 bpm. Maximální hodnota tepu v celém záznamu je pak 150 bpm.

Jednotky časově závislé analýzy mají poměrně podobný průběh, jsou celkem stále se dvěma výkyvy, které si odpovídají. U posledních několika vzorků pak hodnoty velmi vyrostou. Celkově jsou hodnoty SDNN vyšší než RMSSD, obě jednotky jsou však velmi vysoké, což je důsledkem velkých změn tepové frekvence.

RMSSD od začátku záznamu pozvolna klesají, v části s největšími oscilacemi tepu se pak objevuje první mírné zvýšení. Po něm se hodnoty vrací do původní úrovně. Chvilí před koncem záznamu se pak objevuje druhý a tentokrát velmi výrazný výkyv. V této části dosahují hodnoty maxima z celého záznamu 162,40 ms a převyšují dokonce i hodnoty SDNN. Po tomto výkyvu se hodnot vrací na poměrně nízkou úroveň, konkrétně 30,04 ms, po které za krátkou chvíli následuje opětovné zvýšení hodnot na konci záznamu. Průměr z první části záznamu bez druhého výkyvu je $62,59 \pm 15,92$ ms a medián 61,46 ms. Z celého záznamu je pak průměr $68,89 \pm 27,47$ ms a medián 66,84 ms. Celkově stabilní hodnoty s malým poklesem odpovídají nízké aktivitě parasymptiku, který ještě nezačal příliš působit po předchozím tréninku ve vodě. První výkyv je v oblasti, kde jsou mezi jednotlivými cviky delší pauzy, což by mělo za následek lehké zvýšení aktivity parasymptiku. Druhý výrazný výkyv je v oblasti, kde jsou mnohem menší a delší oscilace tepu, což by mohlo mít opět za následek zvýšení aktivity parasymptiku. Nárůst hodnot je však příliš vysoký, takže je nejspíš přítomný další vliv. Finální nárůst hodnot je pak způsobený koncem zátěže, takže i reaktivací parasymptiku.

SDNN začíná podobně jako RMSSD na celkem vysokých hodnotách, pokles je však mnohem výraznější. První nárůst hodnot je velmi výrazný a dosahuje, mimo koncových hodnot, maxima pro celý záznam 156,71 ms. Nárůst i pokles je relativně pozvolný a ustaluje se na podobných hodnotách jako před tímto výkyvem. Následuje méně stabilní část, během které hodnoty trochu narůstají. Dále je pak výrazný výkyv, který je velmi podobný tomu v RMSSD, včetně malého propadu uprostřed. Nárůst hodnot je však menší než u RMSSD, dokonce jsou v této části hodnoty nižší. Po opětovném poklesu pak následuje prudký nárůst na konci záznamu až na 167,47 ms. Průměr celého záznamu je pak $99,03 \pm 28,92$ ms a medián 91,66 ms. Stabilní vyšší hodnoty jsou způsobeny souběžnou stimulací aktivního sympatiku a méně aktivního parasymptiku. Zároveň má důležitý příspěvek i RSA, která je u tohoto subjektu výraznější. První výrazné zvýšení hodnot je způsobeno vyšší celkovou vagální stimulací během začátku výrazné fyzické

aktivity. Druhý výkyv je opět v oblasti delších a menších oscilací tepu, což by mohlo mít za následek zvýšení aktivity parasympatiku. Finální nárůst hodnot na konci záznamu je pak způsoben reaktivací parasympatiku po konci zátěže.

Jednotky frekvenční analýzy mají celkem podobný průběh. Na začátku záznamu jsou u obou vyšší hodnoty, které postupně klesají. Potom jsou hodnoty poměrně stabilní, až ke konci záznamu je pak výraznější nárůst hodnot.

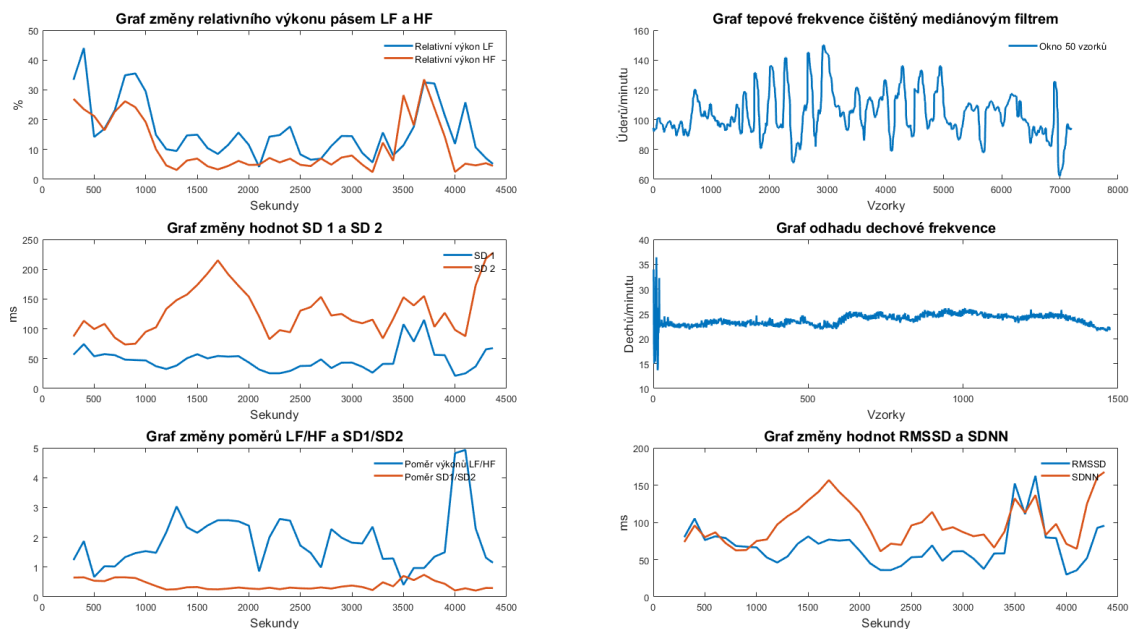
Relativní výkon HF začíná na 26,97 %, postupně pak během dvaceti minut klesá na 4,65 %. Okolo této hodnoty pak mírně kolísají hodnoty v průběhu většiny záznamu. Průměrný výkon této části záznamu je $5,68 \pm 2,08$ % a medián 4,93 %. Ke konci je pak velký výkyv, který odpovídá výkyvu v časově závislých jednotkách. V této části také výkon dosahuje své maximální hodnoty 33,49 %. Hodnoty pak opět klesají a ustalují se na výkonu 5,23 % až do konce záznamu. Průměrný relativní výkon z celého záznamu je pak $11,00 \pm 8,75$ % a medián 6,61 %. Prvotní vyšší hodnoty výkonu na začátku signálu jsou způsobeny počáteční aktivitou parasympatiku, která následně opadá v průběhu cvičení, čemuž odpovídají stabilní nízké hodnoty. Vysoký výkyv na konci záznamu může být způsobený, podobně jako u časově závislých jednotek, dočasnou reaktivací parasympatiku, nebo vyšší aktivitou sympatiku se změnou frekvenčního pásma příspěvku.

Relativní výkon LF má podobný trend jako HF, hodnoty jsou však většinou vyšší a méně stabilní. Záznam začíná na výkonu 33,38 %, s rychlým skokem na 44,01 %, odkud pak hodnoty postupně a s výraznou oscilací klesají. Po dvacáté minutě se hodnoty, podobně jako u HF, ustalují až do padesáté minuty s průměrným výkonem $11,39 \pm 3,66$ % a mediánem 11,42 %. V této části hodnoty poměrně pravidelně a výrazně oscilují, drží se však okolo podobné hodnoty. Ke konci záznamu se opět objevuje výrazný výkyv, podobně jako u HF nebo časově závislých jednotek, oproti nim je však o několik minut opožděný. K vyrovnání hodnot pak pomalu dochází až na konci záznamu. Průměrný výkon z celého záznamu je pak $16,20 \pm 9,65$ % a medián 14,39 %. Prvotní vysoký výkon s nestabilním poklesem je, podobně jako u HF, vysvětlitelný přechodnou aktivitou parasympatiku, ke které se však přidává zvýšení stimulace sympatiku, což způsobuje výrazný výkyv v průběhu poklesu. Stabilnější úsek s nižším průměrným výkonem je pravděpodobně způsoben nízkou aktivitou parasympatiku, ke které se přidává vyšší příspěvek od aktivního sympatiku. Pravidelné oscilace jsou pak nejspíš výsledkem častých a výrazných změn tepové frekvence v průběhu cvičení. Finální výkyv hodnot je pak možný zvýšením aktivity parasympatiku, zpoždění je však možné vysvětlit vyšší aktivitou sympatiku, která v prvotní fázi změní pásmo příspěvku a ovlivní HF a časově závislé jednotky, následně se pak, s možným poklesem aktivity, pásmo příspěvku přesune zpět do LF, což způsobí výkyv a zpoždění oproti zbytku.

Jak již bylo zmíněno, výkon LF je většinou vyšší než HF, s čímž souvisí i stabilně vyšší hodnoty poměru LF/HF. V průběhu celého záznamu jsou, až na výjimky, hodnoty poměru vyšší než jedna, což ukazuje na většinou vyšší aktivitu sympatiku oproti

parasympatiku. Vzhledem k fyzické aktivitě v průběhu měření jsou tyto výsledky očekávané.

Důležité je také zmínit, že u tohoto záznamu je přesnost detekce R vln trochu horší, konkrétně 98-99 %, což průměrně vychází na tři až čtyři chybné detekce během každého analyzovaného úseku. Taková chyba výrazně ovlivňuje i výsledky.



Obrázek 9.13 Grafy analýzy zátěže v posilovně StKu

Subjekt se jeví jako ve velmi dobré kondici, má rychlou odezvu tepu na zátěž, zároveň má i velmi rychlou obnovu tepové frekvence po skončení zátěže. Tep v průběhu klidové reference je trochu vyšší než podle předpokladu, to však mohlo být způsobeno i jistou aktivitou související s přípravou na den během záznamu. Subjekt vykazuje vysoký vliv RSA na tepovou frekvenci, zároveň i velkou všeobecnou variabilitu tepu. V průběhu zátěže je, podle předpokladů, viditelná vyšší aktivita sympatiku.

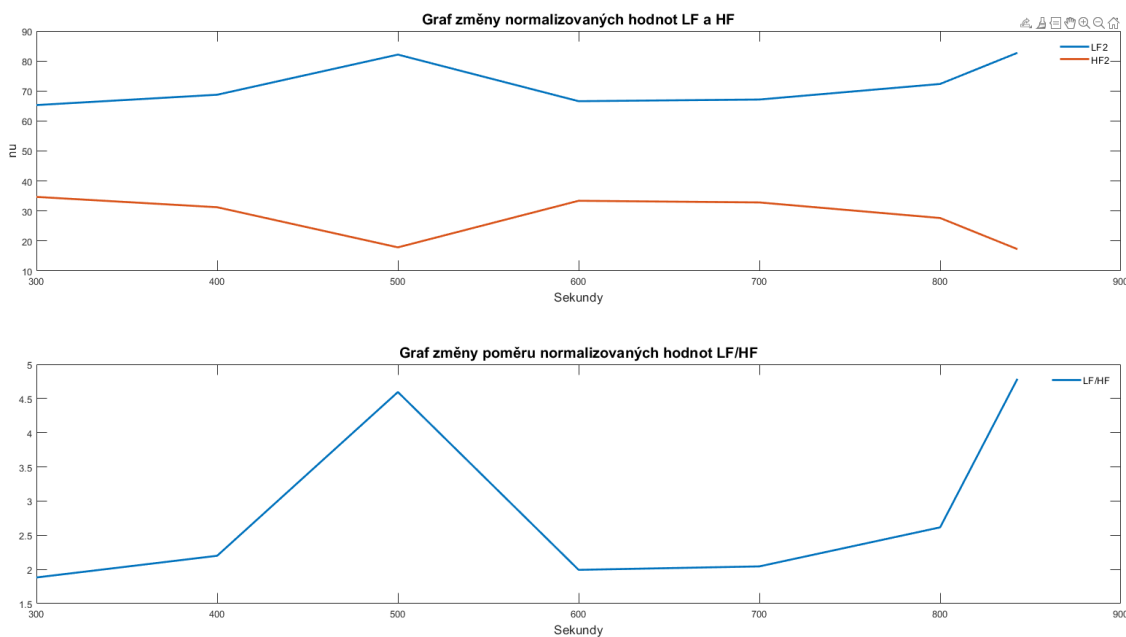
9.1.4 Subjekt VaIn

VaIn je 22letý muž. Váží 72 kg a měří 183 cm. Subjekt aktivně nedělá žádný sport. Je student vysoké školy, je tedy často ve stresu. Z důvodů nejen studia tráví větší část dne sezením. Subjekt kouří, alkohol pije příležitostně i ve větších dávkách.

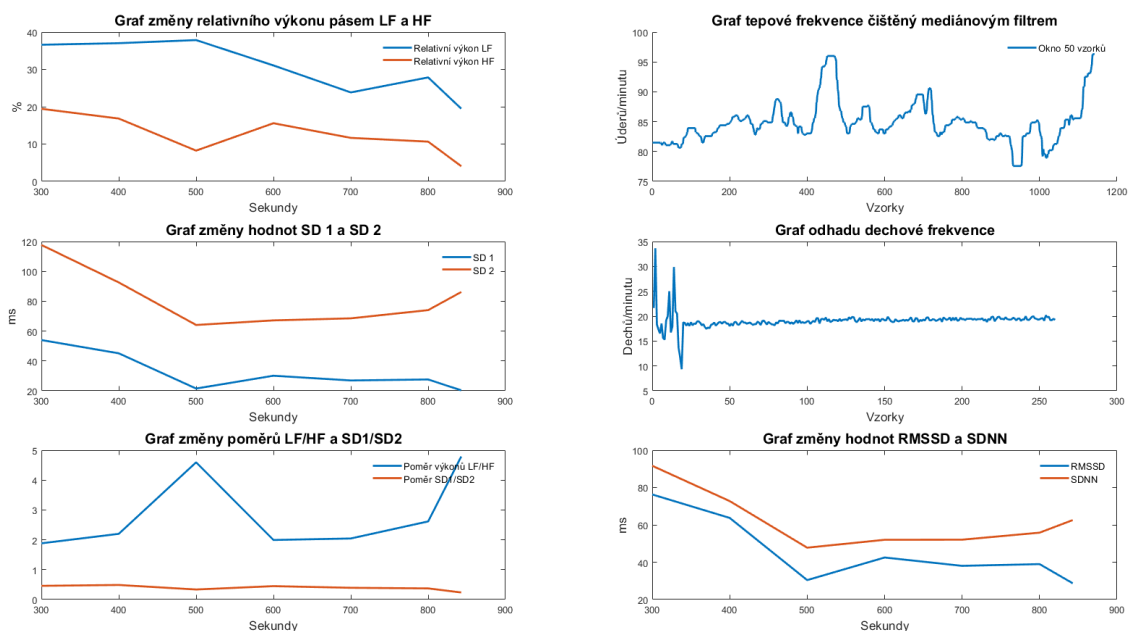
Subjekt je v průměrné fyzické kondici, nejsou známy žádné zdravotní problémy. Má nižší krevní tlak (105/70). U subjektu je předpokládaná průměrná klidová tepová frekvence a trochu výraznější zvýšení tepu při lehké zátěži.

U tohoto subjektu byly naměřeny dvě klidové reference, obě proběhly podobným způsobem jako u StKu, tedy po nasazení si subjekt sedl k počítači, kde v klidu posnídal. V obou případech během měření pil kávu, která může ovlivnit výsledky závěru měření.

První klidová reference, jejíž průběh hodnot je vidět na obrázku 9.15, má poměrně stabilní tepovou frekvenci objevuje se několik menších výkyvů, jeden z nich je větší a dosahuje maxima 96 bpm. Na konci záznamu je pak strmý vzestup, který je způsobený vstáním ze židle a aktivním pohybem, zároveň mohla začít působit i káva. Průměrná tepová frekvence z celého záznamu je $84,8 \pm 3,44$ bpm a medián 84,4 bpm, což jsou hodnoty vyšší, stále jsou však fyziologické. Hodnota RMSSD začíná na 76,30 ms, postupně pak klesá. Průměr z celého záznamu je pak $45,52 \pm 17,78$ ms a medián 39,98 ms. Tyto hodnoty vycházejí téměř podle referenční tabulky 9.1. Hodnoty SDNN pak začínají na 91,66 ms, následně pak opět klesají. Průměrná hodnota z celého záznamu je $62,09 \pm 16,46$ ms a medián 55,83 ms, což vychází lehce převyšuje toleranci referenční tabulky. Relativní výkony obou frekvenčních jednotek jsou poměrně stabilní a s podobným průběhem, průměr z celého záznamu pak u HF vychází 12,35 %, u LF 30,53 %. Celkový poměr LF/HF pak vychází vyšší než jedna, což může být způsobeno částečnou aktivitou sympatiku při vstávání. Normalizované hodnoty výkonu vychází v průměru pro HF 28,86 nu, což je nižší než tolerance v referenční tabulce, pro LF pak 72,14 nu, což referenční hodnoty z tabulky silně převyšuje. Průběh hodnot normalizovaných výkonů je ukázán na obrázku 9.14. Tento záznam má přesnost detekce R vln vyšší než 99 %, Takže by se měla objevovat maximálně jedna chybná detekce na každý úsek, díky čemuž by získané výsledky měly být v celku přesné.

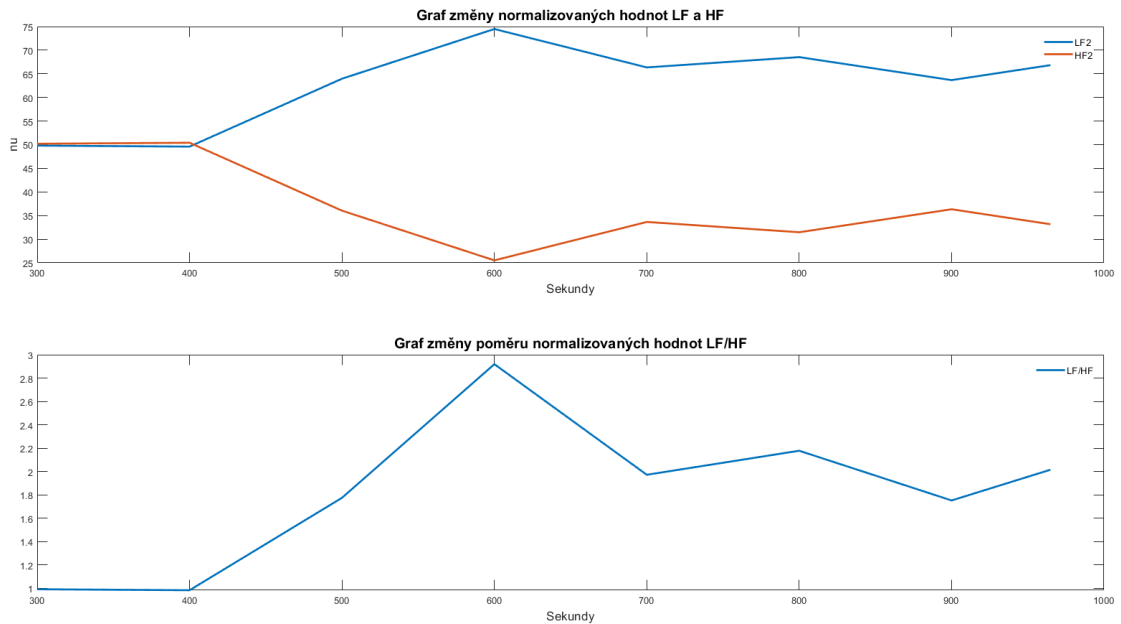


Obrázek 9.14 Grafy průběhu normalizovaného výkonu první ranní reference VaIn

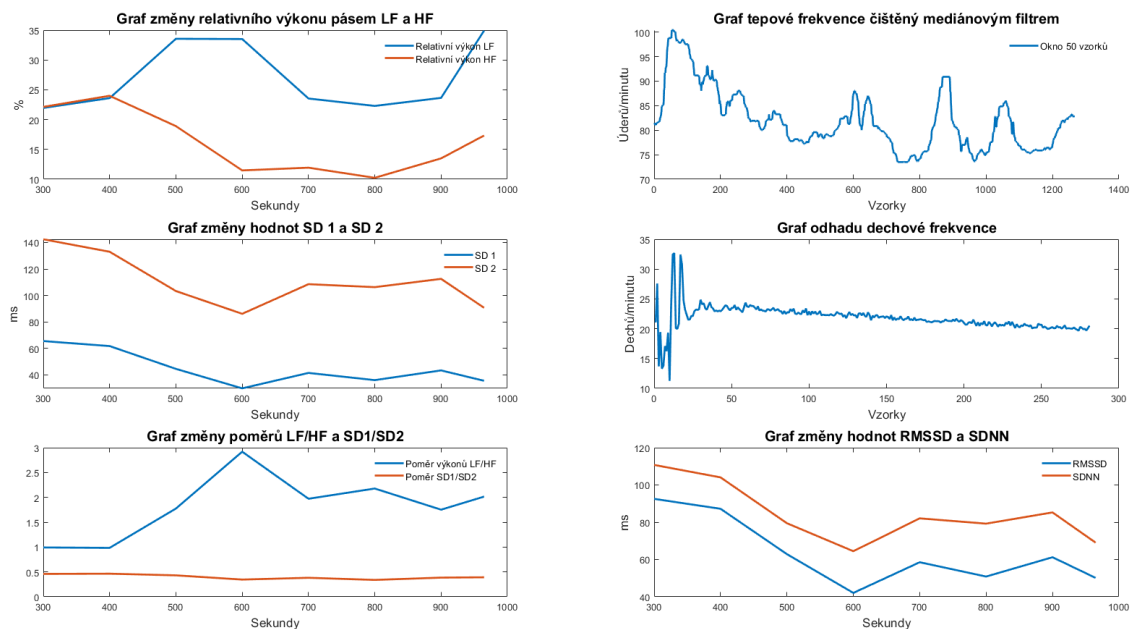


Obrázek 9.15 Grafy analýzy první klidové reference VaIn

Druhá klidová reference, jejíž výsledné hodnoty jsou ukázány na obrázku 9.17, má podobný průběh měření jako první, na rozdíl od ní je však tepová frekvence méně stabilní. Hned po začátku tepová frekvence prudce vystoupá na maximum celého záznamu 100,4 bpm, postupně pak klesá k nižším hodnotám. V průběhu záznamu se objevuje několik výrazných výkyvů. Průměrná tepová frekvence z celého záznamu je 82 bpm, medián 80,8 bpm. Jedná se o vyšší, stále však fyziologické hodnoty. RMSSD má podobný průběh jako při první klidové referenci, začíná na svém maximu 92,53 ms, postupně pak klesá. Průměr z celého záznamu je 63,17 ms, což jsou vyšší hodnoty než tolerance v referenční tabulce 9.1. SDNN má stejný průběh jako RMSSD, hodnoty jsou však všeobecně vyšší. Začíná na maximu 110,75 ms, postupně pak klesá. Průměr z celého záznamu je 84,29 ms, což opět výrazně převyšuje referenci, může se na nich však podepisovat i výraznější RSA. Jednotky relativního výkonu mají odlišný průběh, průměr ze záznamu je u HF 16,19 %, u LF pak 27,13 %. Ve většině záznamu má vyšší hodnoty LF, což by odpovídalo vyšší aktivitě sympatiku v průběhu vstávání. Normalizované hodnoty výkonu, jejichž průběh je vidět na obrázku 9.16, mají průměrné hodnoty LF 62,90 nu, což lehce přesahuje horní hranici tolerance v referenci, HF pak vychází 37,10 nu, což vychází v toleranci reference. Přesnost detekce tohoto záznamu je asi 99 %, což vychází na jednu až dvě chybné detekce na každý analyzovaný úsek. To do hodnot zanáší jistou chybu.



Obrázek 9.16 Grafy průběhu normalizovaného výkonu druhé ranní reference VaIn



Obrázek 9.17 Grafy analýzy druhé klidové reference VaIn

První měřenou aktivitou zájmu je lehké kardio cvičení, které celkem trvá asi 50 minut, na konci záznamu je i krátká uklidňovací fáze. Záznam nebyl nijak upravován, neměly ba se tak objevovat umělé prudké skoky v tepové frekvenci. Průběh všech hodnot je vidět na obrázku 9.18.

Tepová frekvence většinu záznamu výrazně kolísá a drží se nad 100 bpm. Výkyvy jsou pravidelné o velikosti 10-15 bpm. Ve třech čtvrtinách záznamu se pak objevuje

krátkodobé výrazné zvýšení tepu, které dosahuje i maximální hodnoty z celého záznamu 129,6 bpm. Tep pak velmi rychle klesá pod 100 bpm, následuje však ještě jeden výrazný a delší výkyv. Po poklesu hodnot se pak tep drží poměrně stabilně v nižších hodnotách. Průměrný tep od začátku záznamu po výkyv s maximem je $106,9 \pm 7,1$ bpm, medián je 107,0 bpm. Průměrná hodnota po poklesu druhého velkého výkyvu je pak 93,2 bpm. Z celého záznamu pak vychází průměrná tepová frekvence $104,6 \pm 8,6$ bpm a medián 105,2 bpm.

Jednotky časově závislé analýzy mají celkem podobný průběh, u obou krátce po začátku začínají dva velké oblouky hodnot s výrazným propadem uprostřed. Ke konci záznamu se pak objevuje výrazný výkyv, který je u obou téměř stejný, je pak následovaný prudkým propadem na úplném konci záznamu.

RMSSD začíná na hodnotě 123,12 ms, poté následuje prudký propad na 75,97 ms. Po této nízké hodnotě následují dva oblouky s propadem hodnot mezi nimi. Průběh není příliš hladký a celkový trend je sestupný. Maximum prvního oblouku je 101,65 ms, následuje propad na hodnotu 68,01 ms. Druhý oblouk má pak maximum 87,91 ms hned na jeho začátku, následně pak klesá na hodnotu 64,02 ms. Poslední velký výkyv má schodovitý a pomalý náběh, maximum dosahuje hodnoty 116,47 ms. Na konci záznamu je pak prudký sestup hodnot, které končí až na 43,93 ms. Průměr z celého záznamu pak je $85,89 \pm 18,89$ ms, medián je 82,61 ms. Prvotní vysoké hodnoty s následným poklesem jsou vysvětlitelné aktivitou parasymptiku, která po začátku zátěže klesá spolu s hodnotami. Dva velké oblouky hodnot souvisí s přechodným mírným zvýšením aktivity parasymptiku, celkový sestupný trend však ukazuje na celkové pozvolné snižování jeho aktivity. Poslední velký výkyv pak souvisí s ukončením aktivity, tím pádem postupnou reaktivací parasymptiku.

SDNN je velmi podobné RMSSD svým průběhem, po prvotním maximu 121,55 ms je však následující pokles menší a velmi pozvolný až na 94,05 ms. Následující dva oblouky jsou velmi hladké, nárůst hodnot je však o něco vyšší než u RMSSD. Opět je zde však vidět sestupný trend. První oblouk dosahuje maxima 113,46 ms, následný pokles je pak na hodnotu 70,78 ms. Druhý oblouk má maximum 106,08 ms, klesá pak na hodnotu 67,61 ms. Poslední výkyv na konci záznamu je téměř stejný jako u RMSSD, má pomalý schodovitý nástup, výsledné hodnoty jsou však nižší. Hodnoty pak na úplném konci záznamu klesají až na 51,85 ms. Průměr z celého záznamu je pak $93,18 \pm 17,53$ ms, medián je 92,97 ms. Podobný průběh jako u RMSSD je způsobený stimulací parasymptiku, vyšší a odlišné hodnoty, jako například první dva oblouky, jsou pak způsobeny přídatnou stimulací sympatiku, který je při námaze více aktivní, dále pak aktivitou RSA. Poslední velký výkyv je způsoben zvýšením aktivity parasymptiku se současnou minimální aktivitou sympatiku.

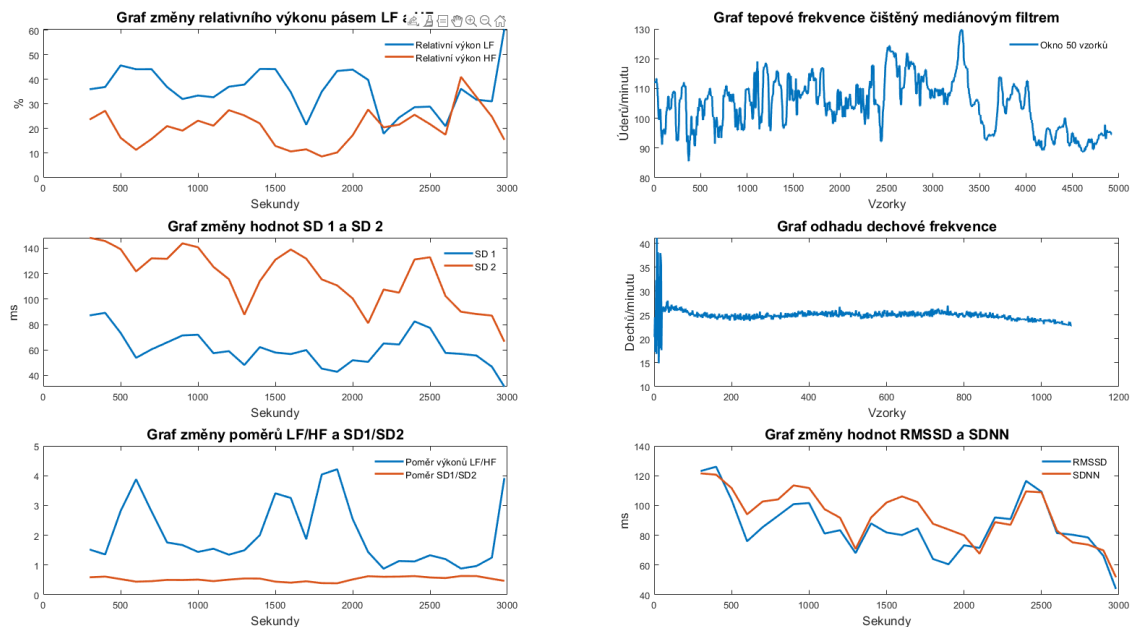
Frekvenčně závislé jednotky mají vzájemně odlišný průběh, zároveň však u nich nejsou žádné drastické změny hodnot (až na poslední vzorek LF).

Relativní výkon pásma HF je poměrně stabilní, je však vidět velmi pomalá změna v průběhu. Na začátku dochází k poklesu hodnot, po kterém následuje velmi pomalé a mírné opětovné navýšení lehce přesahující počáteční výkon. Následuje pomalý pokles na hodnoty podobné prvnímu poklesu, na kterých chvíli setrvávají. Poté přichází další, rychlejší navýšení hodnot, na kterém hodnoty, až na krátký výkyv, setrvávají až do konce záznamu. Průměrný relativní výkon z celého záznamu pak je $20,51 \pm 7,35$ % a medián 21,09 %. Celkový průběh odpovídá nižší aktivitě parasympatiku s občasným mírným zvýšením. Poslední nárůst hodnot pak odpovídá části po konci zátěže, kdy dojde k opětovné aktivaci parasympatiku.

Relativní výkon LF je trendem velmi podobný SDNN, je však viditelné zpoždění. Na začátku je malý oblouk s nárůstem hodnot, který by od poloviny odpovídal začátku SDNN. Po krátkém úseku se stabilními nižšími hodnotami následují dva výrazné oblouky s prudkým poklesem uprostřed, které, včetně celkového sestupného trendu, odpovídají dvěma obloukům v SDNN. Celou tuto část je výkon LF vyšší než HF. Po jejich konci následuje oblast s nižšími, méně stabilními hodnotami, které lehce stoupají až do konce záznamu a během kterých je výkon velmi podobný HF. Poslední vzorek záznamu má pak extrémně vysokou hodnotu 60,53 %. Průměrný výkon z celého záznamu je $35,88 \pm 8,97$ %, medián je 36,09 %. Celkový průběh záznamu odpovídá průběžné stimulaci parasympatikem s přidanou stimulací sympatiku, která výkon ještě zvyšuje. Koncová část záznamu pak odpovídá vyšší aktivitě parasympatiku s poklesem aktivity sympatiku.

Celkový poměr LF/HF vyšel téměř podle očekávání, tedy ve většině záznamu vyšší než jedna. To ukazuje na celkovou dominanci sympatiku během zátěže, následně je pak viditelný i pokles na konci záznamu po ukončení zátěže, kdy poměr v několika případech i padá pod jedna. To ukazuje na ústup aktivity sympatiku a zvýšení aktivity parasympatiku.

Celý záznam má přesnost detekce R vln vyšší než 99 %, to znamená jednu chybnou detekci na každý analyzovaný úsek. Díky tomu by získané hodnoty měly být zatíženy velmi malou chybou.



Obrázek 9.18 Grafy analýzy první aktivity záznamu (kardio) VaIn

Druhá měřená aktivita záznamu je krátké intenzivní cvičení. Samotný záznam má jen 13 minut, navíc byly ještě vystřiženy části během cvičení příliš zarušené myopotenciály. Analyzovaný záznam má proto pouze 11,3 minuty. Na konci záznamu je pak i úsek s minimální aktivitou. Průběh všech hodnot je viditelný na obrázku 9.19.

Tepová frekvence na začátku, kvůli chybějící části se samotnou zátěží, prudce vyskočí z hodnoty asi 120 bpm na její úplné maximum 154 bpm. Po dosažení maxima a ukončení zátěže pak tep rychle klesá na asi 136 bpm. Poté opět celkem rychle stoupá na 153 bpm. Po dosažení druhého maxima pak pomalu a schodovitě klesá, dokud nedojde k dalšímu výraznému nárůstu, tentokrát na 151 bpm, následně se chvíli drží na frekvenci 145 bpm. Po ukončení aktivity tepová frekvence pomalu klesá s několika výkyvy až na hodnotu 112 bpm. Průměrná tepová frekvence první části se zátěží bez počátečních nízkých hodnot je 142 bpm, z celého záznamu je pak průměrná tepová frekvence $133 \pm 12,5$ bpm a medián 136,5 bpm. Subjekt má během této zátěže velmi vysokou tepovou frekvenci, její navrácení do normálu je pak pomalejší, ale stále přijatelné.

Časově závislé jednotky mají vzájemně podobný průběh, který úplně neodpovídá očekáváním. Na začátku jsou obě hodnoty nejvyšší, za půlkou, kdy je ukončena zátěž, pak ještě klesají.

RMSSD začíná na hodnotě 73,83 ms, končí pak na 32,32 ms. Průměr z celého záznamu je 55,45 ms. Hodnoty jsou nižší než u ranní klidové reference, což naznačuje nižší aktivitu parasymptiku. Pokles hodnot na konci záznamu po ukončení není zcela jednoznačný. Jedna možnost je přechodný příspěvek sympatiku do této jednotky, další možnost je aktivita parasymptiku v odezvě na velmi vysokou tepovou frekvenci. K vysokým hodnotám také mohou přispívat prudké nárůsty a poklesy tepové frekvence.

SDNN je v první části nižší než RMSSM, v druhé má však nižší pokles a RMSSD tak převyšuje. Hodnoty začínají na 66,12 ms a končí na 39,95 ms. Průměr z celého záznamu je pak 56,25 ms. Průměrná hodnota je nižší než u klidového záznamu, je i lehce nižší než u RMSSD. Nižší hodnota než u ranní reference vypovídá o slabší aktivitě parasympatiku. Pokles hodnot na konci záznamu opět nemá jasné vysvětlení, jedna z možností by mohla být stále nízká aktivita parasympatiku se současným poklesem aktivity sympatiku. K vysokým hodnotám mohou opět přispívat velké skoky v tepové frekvenci.

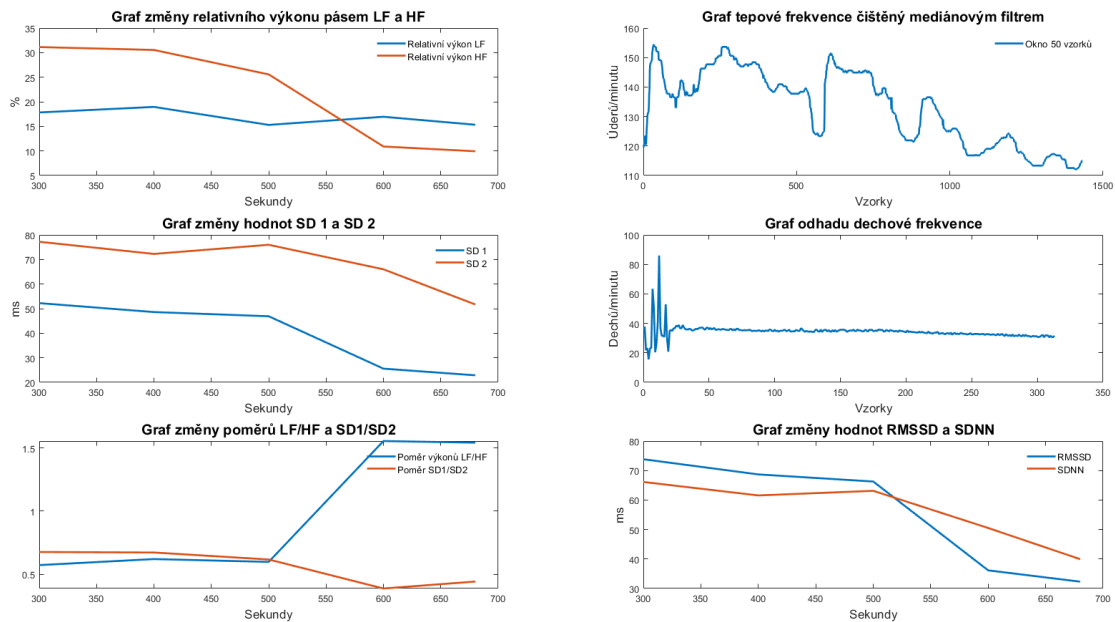
Jednotky relativních výkonů frekvenční analýzy mají zcela opačný průběh, zároveň se nechovají podle předpokladů.

Relativní výkon HF začíná na vysokých hodnotách 31,13 %, v druhé části záznamu pak klesá až na 9,94 %. Průměr z celého záznamu je pak 21,62 %. Do HF přispívá hlavně parasympatikus, který by během cvičení neměl být aktivní a měl by začít působit až po ukončení zátěže. Průběh HF je však zcela opačný.

Relativní výkon LF je poměrně stabilní. Začíná na hodnotě 17,82 % a končí na 15,33 %. Průměr z celého záznamu je pak 16,87 %. Do tohoto pásma přispívá jak parasympatikus, tak i sympatikus, takže by hodnoty měly být vyšší během cvičení a v klidu pak klesat.

Poměr LF/HF, jak už vyplývá ze samotných výkonů, je zcela protichůdný proti předpokladům. V první části s fyzickou zátěží je poměr velmi nízký, menší než 1, v druhé části pak roste nad hodnotu 1. Jedno z vysvětlení je, podobně jako u RaOm a PeIn, změna frekvenčního pásma příspěvku sympatiku, kvůli které by v zátěži neovlivňoval hodnoty LF a začal by na ně pak působit až při slábnutí aktivity po skončení zátěže. To je však pouze jen domněnka.

Samotný záznam má trochu horší přesnost detekce R vln, asi 98 %. To znamená že na každý analyzovaný úsek v průměru vychází až čtyři chybné detekce, což vytváří dost výraznou chybu. Další chyby v hodnotách jsou pak způsobeny prudkými skoky v tepové frekvenci kvůli editaci záznamu.



Obrázek 9.19 Grafy analýzy druhé aktivity zájmu (cvičení) VaIn

Tento subjekt není v tak dobré kondici jako ostatní subjekty, stále se však jeví jako zdravý. Má rychlou odezvu tepu na zátěž, snižování po zátěži je však pomalejší. V klidu má lehce vyšší tep, stále však v normálu. V průběhu lehčí zátěže je pak, podle předpokladů, výraznější aktivita sympatiku.

9.2 Srovnání výsledků

Srovnání mezi jednotlivými subjekty je z kvůli nesourodosti protokolu měření, odlišným délkám záznamů, odlišným aktivitám zájmu i malému množství subjektů poměrně obtížné. Největší relevance srovnání je možná u klidových referencí.

Pokud porovnáme klidový záznam obou starších subjektů, tedy RaOm a PeIn, vidíme, že mají oba velmi nízkou tepovou frekvenci, která poměrně pravidelně kolísá. Z hodnot SDNN je viditelný nižší vliv RSA, zároveň jsou však u obou subjektů vyšší hodnoty časově závislých jednotek, než je uváděno v referenci. U obou vychází poměr LF/HF vyšší než 1, což by znamenalo vyšší aktivitu sympatiku i v klidu. U subjektu PeIn je viditelná i nižší a stabilnější dechová frekvence, ikdyž se jedná o nespportovce. Jak bylo zmíněno v předchozí kapitole, průběh měření byl u obou subjektů velmi podobný.

Pro srovnání zátěžových aktivit starších subjektů je u RaOm vhodnější použít záznam z cyklistiky, kvůli větší podobnosti s rotopedem. U obou subjektů je zvyšování frekvence pozvolné, oba dosahují podobné maximální hodnoty. Subjekt PeIn má opět nižší a stabilnější dechovou frekvenci, ačkoliv se nejedná o aktivního sportovce. U obou subjektů také vzniká podobný úkaz, kdy během zátěže jsou hodnoty poměru LF/HF nižší než 1, což by ukazovalo na neaktivitu sympatiku. Po ukončení zátěže pak u obou subjektů

dochází ke zvýšení tohoto poměru. Tento jev není zcela podle předpokladů, možná vysvětlení jsou v kapitole 9.1 na konci hodnocení samotných záznamů. Hodnoty časově závislých jednotek jsou u RaOm v průměru nižší, jejich hodnoty jsou však v průběhu zátěže velmi podobné.

Srovnáme-li klidové záznamy mladších subjektů, tedy VaIn a StKu, je vidět, že oba subjekty mají lehce vyšší tepovou frekvenci s podobnými výkyvy. U subjektu VaIn vychází průměrná tepová frekvence z jednoho záznamu stejná, z druhého o dva nižší než u StKu. U obou subjektů probíhalo měření podobně, v sedě u počítače během kávy a snídaně. U obou subjektů pak poměr LF/HF vychází vyšší než jedna, což není zcela očekávané. Časově závislé jednotky mají u subjektů odlišný průběh, u StKu vychází v průměru vyšší, za což nejspíš může větší vliv RSA.

Při srovnání zátěže u mladších subjektů, u VaIn konkrétně kratší záznam s intenzivním cvičením, je viditelná celková horší fyzická kondice u VaIn. Tepová frekvence je vyšší a pomaleji klesá po zátěži. U VaIn je vyšší i dechová frekvence. Poměr LF/HF je špatně srovnatelný, protože u VaIn vychází zvláště, celkově je však relativní výkon HF vyšší u VaIn, zatímco LF u StKu. Hodnoty časově závislých jednotek vycházejí také odlišně, obě jsou vyšší u StKu, Rozdíl v SDNN je obzvlášť velmi veliký. To vše ukazuje, že subjekt StKu je v lepší fyzické kondici.

Nabízí se také celkové srovnání klidových záznamů mezi oběma staršími a oběma mladšími subjekty. Kvůli odlišným okolnostem při měření těchto referencí je však toto srovnání velmi obtížné.

Pro srovnání je pak velmi vhodný záznam RaOm z posilovny se záznamem StKu, který je také z posilovny. Oba subjekty sice dělaly jiné cviky, samotný koncept je však velmi podobný. U obou záznamů je viditelná stejná oscilace tepové frekvence během samotných cviků, u RaOm je však vidět z počátku stoupající celkový trend a vyšší střední i „mezicviková“ tepová frekvence. U StKu jsou pak vidět i mnohem větší změny v tepové frekvence během cvičení. U RaOm jsou výkyvy tepové frekvence při cvičení okolo 15-20 bpm, u StKu jsou tyto výkyvy často i o 40 bpm. RaOm má také vyšší dechovou frekvenci v průběhu celého cvičení. Hodnoty časově závislých jednotek mají u obou celkem podobný průběh, u StKu jsou však celkově mnohem vyšší. Poměr LF/HF je špatně hodnotitelný kvůli nestandardním výsledkům u RaOm. Průměrný relativní výkon úseku HF je vyšší u RaOm, průměr LF je naopak vyšší u StKu. Předchozí hodnoty by sice napovídaly lepší kondici subjektu StKu, to však nejde přímo říct. Subjekt StKu pravidelně trénuje vytrvalost pro plavání, díky čemuž jeho tělo lépe snáší dlouhodobou zátěž, zatímco RaOm má především silové tréninky s cílem co nejvyšší krátkodobé síly a výkonu.

Pro jednoduché a rychlé srovnání některých hodnot pak byla vytvořena tabulka 9.2. Ta obsahuje základní informace o subjektech a průměrné hodnoty některých jednotek z analýzy. Pro subjekty s více záznamy pak byl vytvořen jeden záznam pro každou klidovou referenci se záznamem zátěže. Například u subjektu RaOm je jeden řádek pro

první klidovou referenci a následující cyklistiku, další řádek pak pro druhý klidový záznam a následující měření z posilovny. U subjektů není specificky zmiňována pohlaví, protože jsou všichni muži.

Tabulka 9.2 Tabulka průměrných hodnot každého subjektu

Subjekt	Věk	Tep v klidu [bpm]	Tep v zátěži [bpm]	Maximální tep [bpm]	SDNN v klidu [ms]	RMSSD v klidu [ms]	Výkon HF v klidu [%]
RaOm 1	47	67	131 ± 15	155	83,34	55,80	9,64
RaOm 2	47	64	129 ± 11	155	101,54	80,05	13,02
PeIn	52	56	127 ± 12	150	68,88	67,87	23,20
StKu	22	84	104 ± 15	150	97,12	60,71	9,20
VaIn 1	22	85	105 ± 9	130	62,09	45,52	12,35
VaIn 2	22	82	133 ± 12	154	84,29	63,17	16,19

10. ZÁVĚR

Tato práce se zabývala naměřením a následným zpracováním krátkodobých signálů EKG a z nich následné analýzy HRV. Protokol pro akvizici záznamů byl netypický a podřizoval se některým požadavkům jiných výzkumů. Přesto jsou však naměřená data dostatečně kvalitní pro následnou analýzu.

Programové zpracování samotných dat probíhalo v několika krocích. Po prvotním manuálním výběru úseku zájmu a úpravě signálu byl záznam filtrován, všechny záznamy jednoho subjektu pak byly spolu několika hodnotami uloženy do samostatného souboru. Tento soubor byl pak nahrán a zpracován hlavní funkcí, která provedla samotnou kompletní analýzu HRV. Výstupní data funkce pak byly využity pro jednoduché statistické hodnocení.

Pro každý záznam a subjekt zvlášť pak byly popsány a interpretovány výsledky měření, včetně stručného popisu odpovědných fyziologických pochodů a porovnání s referencí u klidových záznamů. Dále pak byla data z měření srovnána mezi některými subjekty.

Dosažené výsledky jsou kvalitní, u většiny záznamu však byly ovlivněny kvalitou detekce R vln. Výsledky samotných metrik pak ne vždy odpovídaly očekávaným výsledkům. U tří ze čtyř subjektů byly hodnoty poměru LF/HF zcela mimo očekávání. Hodnoty časově závislých jednotek pak většinou odpovídaly předpokladům z odborné literatury.

LITERATURA

- [1] ALMEIDA-SANTOS, Marcos Antonio, Jose Augusto BARRETO-FILHO, Joselina Luzia Menezes OLIVEIRA, Francisco Prado REIS, Cristiane Costa DA CUNHA OLIVEIRA a Antonio Carlos Sobral SOUSA, 2016. Aging, heart rate variability and patterns of autonomic regulation of the heart. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [online]. **63**, 1-8 [cit. 2022-01-05]. ISSN 01674943. Dostupné z: doi:10.1016/j.archger.2015.11.011
- [2] BAEK, Hyun Jae, Chul-Ho CHO, Jaegeol CHO a Jong-Min WOO, 2015. Reliability of Ultra-Short-Term Analysis as a Surrogate of Standard 5-Min Analysis of Heart Rate Variability. *Telemedicine and e-Health* [online]. **21**(5), 404-414 [cit. 2022-05-24]. ISSN 1530-5627. Dostupné z: doi:10.1089/tmj.2014.0104
- [3] BAEK, Hyun Jae, Chul-Ho CHO, Jaegeol CHO a Jong-Min WOO, 2015. Reliability of Ultra-Short-Term Analysis as a Surrogate of Standard 5-Min Analysis of Heart Rate Variability. *Telemedicine and e-Health* [online]. **21**(5), 404-414 [cit. 2022-05-24]. ISSN 1530-5627. Dostupné z: doi:10.1089/tmj.2014.0104
- [4] CICCONE, Anthony B., Jacob A. SIEDLIK, Jill M. WECHT, Jake A. DECKERT, Nhuquynh D. NGUYEN a Joseph P. WEIR, 2017. Reminder: RMSSD and SD1 are identical heart rate variability metrics. *Muscle & Nerve* [online]. **56**(4), 674-678 [cit. 2022-05-24]. ISSN 0148-639X. Dostupné z: doi:10.1002/mus.25573
- [5] HEATHERS, James A. J., 2014. Everything Hertz: methodological issues in short-term frequency-domain HRV. *Frontiers in Physiology* [online]. **5** [cit. 2022-05-24]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2014.00177
- [6] KAREMAKER, John M., 2009. Counterpoint: Respiratory sinus arrhythmia is due to the baroreflex mechanism. *Journal of Applied Physiology* [online]. **106**(5), 1742-1743 [cit. 2022-05-24]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappphysiol.91107.2008a
- [7] NUNAN, DAVID, GAVIN R. H. SANDERCOCK a DAVID A. BRODIE, 2010. A Quantitative Systematic Review of Normal Values for Short-Term Heart Rate Variability in Healthy Adults. *Pacing and Clinical Electrophysiology* [online]. **33**(11), 1407-1417 [cit. 2022-05-24]. ISSN 01478389. Dostupné z: doi:10.1111/j.1540-8159.2010.02841.x
- [8] RENNIE, K. L., 2003. Effects of Moderate and Vigorous Physical Activity on Heart Rate Variability in a British Study of Civil Servants. *American Journal*

- of Epidemiology* [online]. **158**(2), 135-143 [cit. 2022-05-24]. ISSN 0002-9262. Dostupné z: doi:10.1093/aje/kwg120
- [9] RICHTER, Zdeněk a Martin VÍTEK, 2010. *Moderní metody detekce QRS komplexů: Modern methods of QRS detection*. Brno: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [10] SHAFFER, Fred a J. P. GINSBERG, 2017. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health* [online]. **5** [cit. 2021-11-07]. ISSN 2296-2565. Dostupné z: doi:10.3389/fpubh.2017.00258
- [11] SHAFFER, Fred, Rollin MCCRATY a Christopher L. ZERR, 2014. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Frontiers in Psychology* [online]. **5** [cit. 2022-05-24]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi:10.3389/fpsyg.2014.01040
- [12] TORTORA, Gerard J. a Bryan DERRICKSON, [2014]. *Principles of anatomy & physiology*. 14th edition. Hoboken: Wiley. ISBN 978-1-118-80843-6.
- [13] UMETANI, Ken, Donald H SINGER, Rollin MCCRATY a Mike ATKINSON. Twenty-Four Hour Time Domain Heart Rate Variability and Heart Rate: Relations to Age and Gender Over Nine Decades. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 1998, **31**(3), 593-601 [cit. 2021-12-29]. ISSN 07351097. Dostupné z: doi:10.1016/S0735-1097(97)00554-8
- [14] Základní čtení a hodnocení EKG křivky, 2012. In: *Rehabilitace.info* [online]. [cit. 2022-01-03]. Dostupné z: <https://www.rehabilitace.info/zdravotni-zarizeni/zakladni-cteni-a-hodnoceni-ekg-krivky/>
- [15] Zdravotní důsledky dlouhodobé nadměrné stimulace sympatiku, 2017. *ProLékaře* [online]. [cit. 2022-01-03]. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/tema/kardiovaskularni-kontinuum/detail/zdravotni-dusledky-dlouhodobe-nadmerne-stimulace-sympatiku-7455>

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Zkratky:

FEKT	Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
VUT	Vysoké učení technické v Brně
HRV	Heart rate variability
RSA	Respirační sinusová arytmie
CNS	Centrální nervový systém
EKG	Elektrokardiogram
PPG	Photoplethysmograf
SDNN	Standard deviation of normal to normal beats
SDANN	Standard deviation of average normal to normal beats
RMSSD	Root mean square of successive differences
HR	Heart rate
FFT	Fast Fourier transformation
ULF	Ultra low frequency
VLF	Very low frequency
LF	Low frequency
HF	High frequency
LED	Light emitting diode
Hz	Hertz
nu	normalized units
ms	milisekunda
km	kilometr
kg	kilogram
bpm	beats per minute
cm	centimetr

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA A - PROGRAMOVÉ ZPRACOVÁNÍ A UKÁZKA DAT V SOUBORU ,INDRAK _PRILOHY.ZIP'	79
---	----

Příloha A - Programové zpracování a ukázka dat v souboru ,Indrak_prilohy.zip‘

Soubory jsou odevzdány jako příloha v souboru ,Indrak_prilohy.zip‘

A.1 Programové zpracování

- ,casova_analyza.m‘
- ,celkova_analyza.m‘
- ,dech.m‘
- ,filtrace2.m‘
- ,frekvencni_analyza.m‘
- ,main_script.m‘
- ,nelinearni_analyza.m‘
- ,pNN.m‘
- ,r_detect.m‘
- ,rmssd.m‘
- ,RR_int.m‘
- ,SD5min.m‘
- ,sdnn.m‘
- ,tepova_fr.m‘
- ,StKu.mat‘
- ,README.txt‘

A.2 Dotazník k měření

- ,dotaznik.docx‘