

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

EKG BIOFEEDBACK

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

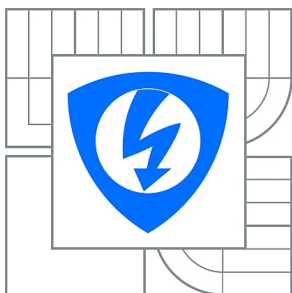
Bc. PAVLÍNA MACKOVÁ

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

EKG BIOFEEDBACK

ECG BIOFEEDBACK

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. PAVLÍNA MACKOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. JIŘÍ SEKORA

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Studentka: Bc. Pavlína Macková

ID: 106133

Ročník: 2

Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

EKG biofeedback

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte možnosti a proveďte literární rešerši využití biologické zpětné vazby, konkrétně využití tepové frekvence určené z EKG signálu. 2) Seznamte se s možností zpracování signálů v reálném čase pomocí akviziční jednotky Biopac na osobním počítači pomocí vhodného programového vybavení (Matlab nebo LabVIEW) a navrhnete demonstrační úlohu pro využití zpětné vazby. Nastudujte možnosti využití terapeutických her v procesu terapie. 3) Realizujte zpracování signálu z akviziční jednotky a sestavte navrženou hru. Testujte hru na souboru respondentů. 4) Proveďte diskuzi a prezentaci získaných výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] LEGARRETA, I.R., et al. R-wave Detection Using Continuous Wavelet Modulus Maxima. In Computers in Cardiology, IEEE, 2003. 30 : 565

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 18.5.2012

Vedoucí práce: Ing. Jiří Sekora

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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

Diplomová práce se věnuje možnostem měření tepové frekvence ze signálu EKG a jejímu využití v terapeutické hře EKG biofeedbacku. V práci je uveden způsob měření EKG pomocí akviziční jednotky Biopac a je diskutováno zpracování signálu pro účely měření tepové frekvence – algoritmy detekce QRS komplexu, HRV analýza. Součástí diplomové práce je návrh a realizace terapeutické hry v programovém prostředí Matlab.

Klíčová slova

EKG signál, biofeedback, Biopac, detekce QRS komplexu, HRV analýza, tepová frekvence, RR interval, terapeutická hra.

Abstract

The master's thesis is focused on the possibilities of measuring heart rate of ECG signal and its use in therapeutic game of ECG biofeedback. This thesis describes the way of measuring ECG with acquisition unit Biopac and analyzes signal processing for measurement of heart rate – algorithms of QRS detection, HRV analysis. Realisation of therapeutic is designed for applications in Matlab.

Key words

ECG signal, biofeedback, Biopac, QRS detection, HRV analysis, heart rate, RR interval, therapeutic game.

MACKOVÁ, P. *EKG biofeedback*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 69 s., 2 přílohy. Vedoucí diplomové práce Ing. Jiří Sekora.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma EKG biofeedback jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma 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 18.5.2012

.....
podpis autorky

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Jirímu Sekorovi za připomínky, cenné rady, podporu a profesionální přístup při vedení diplomové práce.

V Brně dne 18.5.2012

.....
podpis autorky

Obsah

1	Úvod	11
2	EKG	12
2.1	Typy EKG	13
2.2	Signál EKG	14
2.3	Snímání signálu EKG	15
2.4	Rozměření EKG	19
2.4.1	Klidové EKG	19
2.4.2	Zátěžové EKG	19
2.5	Snímání EKG pomocí Biopac	20
3	Algoritmy detekce QRS komplexu – R vlny	23
3.1	Detekce založená na umocnění filtrovaného signálu	24
3.2	Detekce založená na obálce filtrovaného signálu	25
3.3	Detekce založená na vlnkové transformaci	27
3.4	Detekce založená na rozkladu signálu bankou filtrů	28
3.5	Detekce založená na přizpůsobené filtraci	28
4	Analýza variability srdečního rytmu	31
4.1	Analýza HRV v časové oblasti	32
4.2	Analýza HRV ve frekvenční oblasti	35
4.3	Analýza HRV v časově-frekvenční oblasti	38
5	Biofeedback	40
5.1	Využití biofeedbacku	41
5.2	HRV biofeedback	41
6	Realizace terapeutické hry	45
6.1	Akviziční jednotka	46
6.2	Detekce QRS komplexu	49
6.3	HRV analýza	51
6.4	Grafické zobrazení	52

6.4.1	Pohyb kuličky	52
6.4.2	Programové řešení a grafické zpracování v GUI Matlab	61
7	Zhodnocení	66
8	Závěr	69
	Literatura	70
	Seznam zkratk	75
	Příloha A	76
	Příloha B	87

Seznam obrázků

Obrázek 1: Vznik a šíření elektrického vzruchu v srdci	12
Obrázek 2: EKG signál	15
Obrázek 3: Bipolární Einthovenovy svody	16
Obrázek 4: Unipolární Goldbergovy svody	17
Obrázek 5: Unipolární hrudní svody	18
Obrázek 6: Umístění elektrod pro snímání hrudními svody	18
Obrázek 7: Ortogonální svodové systémy	19
Obrázek 8: Rozměření křivky EKG	20
Obrázek 9: Systém MP100.....	20
Obrázek 10: Modul pro měření biopotenciálů (EKG, EEG, EGG, EMG, EOG, ERS).....	21
Obrázek 11: Schéma zapojení elektrod pro snímání EKG ze svodu I	22
Obrázek 12: Schéma zapojení elektrod pro snímání EKG ze svodu I a svodu III	22
Obrázek 13: Spektrální vlastnosti signálu EKG.....	23
Obrázek 14: Obecné schéma zpracování signálu EKG.....	23
Obrázek 15: Blokové schéma detekce R vlny založené na umocnění filtrovaného signálu	24
Obrázek 16: Ukázka zpracování metodou umocnění filtrovaného signálu.....	25
Obrázek 17: Schéma detekce R vlny založené na obálce filtrovaného signálu	26
Obrázek 18: Ukázka zpracování metodou detekce založené na obálce filtrovaného signálu ..	26
Obrázek 19: Schéma banky filtrů	28
Obrázek 20: Blokové schéma detektoru založeného na filtraci přizpůsobeným filtrem.....	29
Obrázek 21: Ukázka filtrace přizpůsobeným filtrem	29
Obrázek 22: HRV analýza: a) detekce QRS a odvození RR intervalů, b) okamžité hodnoty tepové frekvence, c) sekvence hodnot intervalů RR, d) sled Diracových impulsů.....	31
Obrázek 23: Histogram RR intervalů (X-nejčastější interval RR, Y-maximum histogramu) .	33
Obrázek 24: Poincarého mapy RR intervalů	34
Obrázek 25: Základní představa modelu vzniku signálu	36
Obrázek 26: Výkonová spektra: a) výkonové spektrum z řady RR intervalů, b) výkonové spektrum z řady neekvidistantních jednotkových impulsů, c) parametrická metoda, d) neparametrická metoda	38
Obrázek 27: Ukázky spektrogramů: a) analyzovaný signál, b) spektrogram N=50 vzorků s překrytím 45 vzorků, c) spektrogram N=100 vzorků s překrytím 90 vzorků.....	39
Obrázek 28: Základní schéma biologické zpětné vazby	40
Obrázek 29: Schéma adaptivního systému.....	40
Obrázek 30: Vliv emocí na HRV (A – frustrace, B – ocenění)	42
Obrázek 31: Schéma návrhu terapeutické hry.....	45
Obrázek 32: Ukázka nastavení kanálu pro snímání EKG	46

Obrázek 33: Ukázka nastavení parametrů akvizice	47
Obrázek 34: Ukázka nastavení volby složky pro ukládání záznamů EKG.....	47
Obrázek 35: Nevhodně zvolená vzorkovací frekvence 500 Hz	48
Obrázek 36: Úspěšná detekce QRS komplexu pro vzorkovací frekvenci 500 Hz.....	48
Obrázek 37: Úspěšná detekce s použitím vzorkovací frekvence 200 Hz.....	49
Obrázek 38: Tvar vlnky typu "Mexican hat" s měřítkem 14 a 16.....	50
Obrázek 39: Přenosová funkce vlnky typu "Mexican hat" pro měřítko 14 a 16.....	50
Obrázek 40: Způsob stanovení průměru RR intervalů pro krok 3	53
Obrázek 41: Reálné kmitání pružiny: a) tlumení způsobené vnitřní stavbou pružiny, b) tlumení způsobené odporem prostředí	54
Obrázek 42: Tuhost pružiny nastavena na $k = 0$ N/m a $k = 5$ N/m (součinitel odporu konstantní $b = 0.5$).....	55
Obrázek 43: Tuhost pružiny nastavena na $k = 30$ N/m a $k = 50$ N/m (součinitel odporu konstantní $b = 0.5$).....	56
Obrázek 44: Součinitel odporu $b = 0$, tuhost pružiny $k = 5$ N/m a $k = 30$ N/m.....	56
Obrázek 45: Tlumení harmonického oscilátoru se součinitelem odporu $b = 0$ a $b = 1$ pro konstantní tuhost pružiny $k = 1$ N/m.....	57
Obrázek 46: Tlumení harmonického oscilátoru se součinitelem odporu $b = 0.025$ a $b = 0.140$ pro konstantní tuhost pružiny $k = 1$ N/m.....	58
Obrázek 47: Tuhost pružiny zvýšena na $k = 10$ N/m.....	58
Obrázek 48: Graf závislosti odchylky tepové frekvence > 0 % a $\leq 10\%$ na součiniteli odporu.....	60
Obrázek 49: Graf závislosti odchylky tepové frekvence $> 10\%$ a ≤ 100 % na součiniteli odporu.....	60
Obrázek 50: Část kmitu tlumeného oscilátoru určující vykreslení pozice kuličky.....	61
Obrázek 51: Grafické zpracování EKG biofeedbacku	64
Obrázek 52: Tabulka pro zadání vstupních hodnot.....	64
Obrázek 53: Tabulka pro volbu zobrazení výsledků výpočtů.....	65
Obrázek 54: Tabulka pro volbu vykreslení grafů.....	65
Obrázek 55: Ukázka snímaného EKG signálu (nahore) a signálu pro transformaci (dole).....	87
Obrázek 56: Ukázka detekce QRS komplexu (R vln).....	87
Obrázek 57: Ukázka spektra EKG signálu (nahore) a výkonového spektra (dole).....	88
Obrázek 58: Ukázka stanovené velikosti RR intervalů.....	88
Obrázek 59: Ukázka odchylky RR intervalů.....	89
Obrázek 60: Ukázka histogramu RR intervalů.....	89
Obrázek 61: Ukázka Poincarého map RR intervalů.....	90

Seznam tabulek

Tabulka 1: Fonokardiogram	12
Tabulka 2: Signál EKG	14
Tabulka 3: Měřené údaje výkonových spekter.....	37
Tabulka 4: Barevné značení elektrod systému Biopac.....	46
Tabulka 5: Stanovované hodnoty ze záznamu EKG (zvýrazněné hodnoty slouží k realizaci pohybu kuličky).....	52
Tabulka 6: Výskyt odchylky tepové frekvence $\leq 10\%$ a $> 10\%$ z 10 minutových záznamů EKG.....	59
Tabulka 7: Ukázka stanovené velikosti RR intervalů [vzorky]	76
Tabulka 8: Ukázka upravených RR intervalů omezením velikosti dle počtu vzorků [vzorky]	77
Tabulka 9: Ukázka průměrné velikosti RR intervalů pro stanovený krok [vzorky]	78
Tabulka 10: Ukázka vypočtených hodnot SDNN [s]	79
Tabulka 11: Ukázka vypočtených hodnot RMSSD [s]	80
Tabulka 12: Ukázka hodnot SDNN a RMSSD z 5 min záznamu [s].....	80
Tabulka 13: Ukázka stanovené tepové frekvence [tepů/min]	81
Tabulka 14: Ukázka stanovené tepové frekvence [tepů/s]	82
Tabulka 15: Ukázka odchylky průměrných RR intervalů [vzorky]	83
Tabulka 16: Ukázka odchylky průměrných RR intervalů [s].....	84
Tabulka 17: Ukázka procentuální odchylky RR intervalů odpovídající odchylce tepové frekvence [%]	85
Tabulka 18: Porovnání procentuální odchylky z jednotlivých měření	86

1 Úvod

EKG biofeedback je terapeutickou metodou založenou na učení pacienta dosáhnout regulovaným dýcháním maximální variability srdeční frekvence a posílit funkci baroreflexů. Terapie pomocí EKG biofeedbacku je zaměřena na léčbu deprese, stresových stavů, nervozity, úzkosti, astmatu a dalších onemocnění.

Úvodní část práce je věnována základnímu popisu signálu EKG, jeho snímání a blíže popisuje měření EKG signálu pomocí akviziční jednotky Biopac. Další část se soustředí na popis algoritmů sloužících k detekci QRS komplexu a možnostem analýzy variability srdeční frekvence nutné pro aplikaci terapeutické hry.

Návrh terapeutické hry je zaměřen na způsob snímání EKG signálu akviziční jednotkou Biopac, popis zpracování zvoleného algoritmu detekce QRS komplexu a způsob analýzy variability srdeční frekvence. V závěru je popsáno realizované grafické a praktické řešení EKG biofeedbacku.

2 EKG

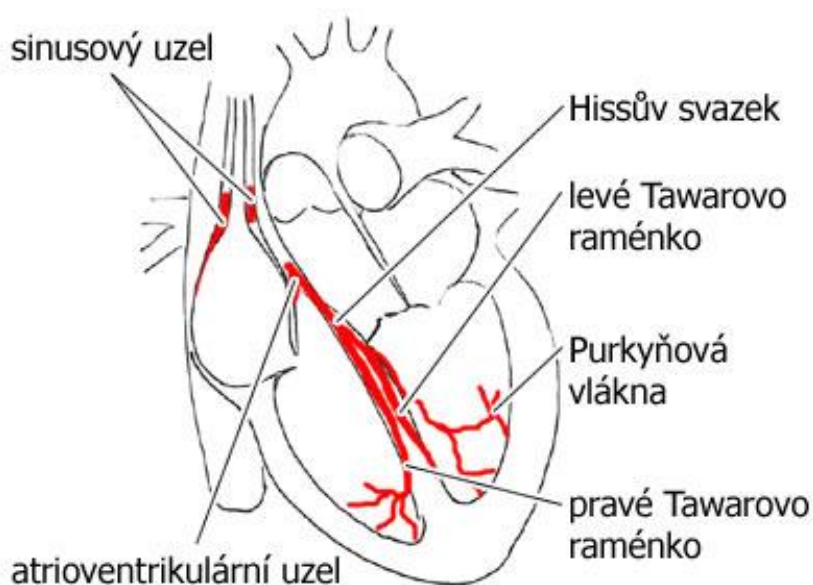
EKG patří do skupiny elektrických signálů. Jeho rozsah se pohybuje v rozmezí 0,05 – 5 mV s frekvenčním pásmem 0,05 – 125 Hz. Dále je možné zařadit EKG do signálů zvukových, poté již mluvíme o tzv. fonokardiogramu (Tabulka 1). [17]

Tabulka 1: Fonokardiogram

Fonokardiogram (FonoKG, PKG)	Frekvenční pásmo [Hz]	Úsek EKG výskytu
Ozva první – systolická I.	15 – 800	komplex QRS
Ozva druhá – diastolická II.	25 – 800	na konci vlny T
Ozva třetí – III.	10 – 40	na konci vlny U
Ozva čtvrtá – IV.	10 – 40	systola síní

Signál EKG popisuje elektrickou aktivitu srdce, přesněji rozdíly potenciálů vznikajících na rozhraní depolarizovaných a nedepolarizovaných úseků myokardu.

Svalová vlákna v srdci zajišťují funkci převodního systému a pracovního myokardu. Vlákná převodního systému vytvářejí a rychle vedou elektrické vzruchy. Na tyto vzruchy odpovídá pracovní myokard kontrakcí.



Obrázek 1: Vznik a šíření elektrického vzruchu v srdci

Vznik a šíření elektrického vzruchu popisuje Obrázek 1 [50]. Elektrický vzruch vzniká v tzv. srdečním pacemakeru - sinoatriálním uzlu (SA uzel) nacházejícím se v horní části pravé srdeční síně. Odtud se elektrický vzruch šíří přes svalovinu obou předsíní do atrioventrikulárního uzlu (AV uzel), který je umístěn v dolní části přepážky mezi oběma síněmi. AV uzel slouží především k regulovanému převodu elektrického podráždění na svalovinu komor, neboť jeho funkce spontánně tvořit elektrické vzruchy, je pomalejší než u SA uzlu a proto se za normálních okolností neprojevuje. Elektrické spojení mezi síněmi a komorami zajišťuje Hisův svazek. Dále je elektrický vzruch veden přes Tawarova raménka a Purkyňova vlákna k pracovnímu myokardu. [9] [17]

2.1 Typy EKG

EKG můžeme rozdělit do 4 základních typů na: klidové, fetální, zátěžové a dlouhodobé EKG.

Klidové EKG dospělých osob se měří 12 svodovým systémem nebo třemi ortogonálními svody. Zájmové pásmo spadá do oblasti do 125 Hz (u dětí do 150 Hz) s obvyklou vzorkovací frekvencí 500 Hz. Z 10 s záznamu probíhá hodnocení rytmu z jednoho svodu a z vybraného cyklu je prováděna morfologická analýza.

Fetální EKG je snímáno především z důvodu hodnocení tepové frekvence.

Při zátěžovém EKG jsou zaznamenávány úseky EKG během jednotlivých fází zátěže a ke snímání se používá nejčastěji 12 svodového systému.

Dlouhodobé EKG slouží především k monitorování pacientů na lůžku. Snímání tzv. Holterem je realizováno až 12 svodovým systémem během 24 hodin a následně je provedeno hodnocení. Probíhá měření RR intervalů, sestavují se tachogramy, výkonová spektra. Dále jsou vyhodnocovány segmenty ST a probíhá analýza arytmií.

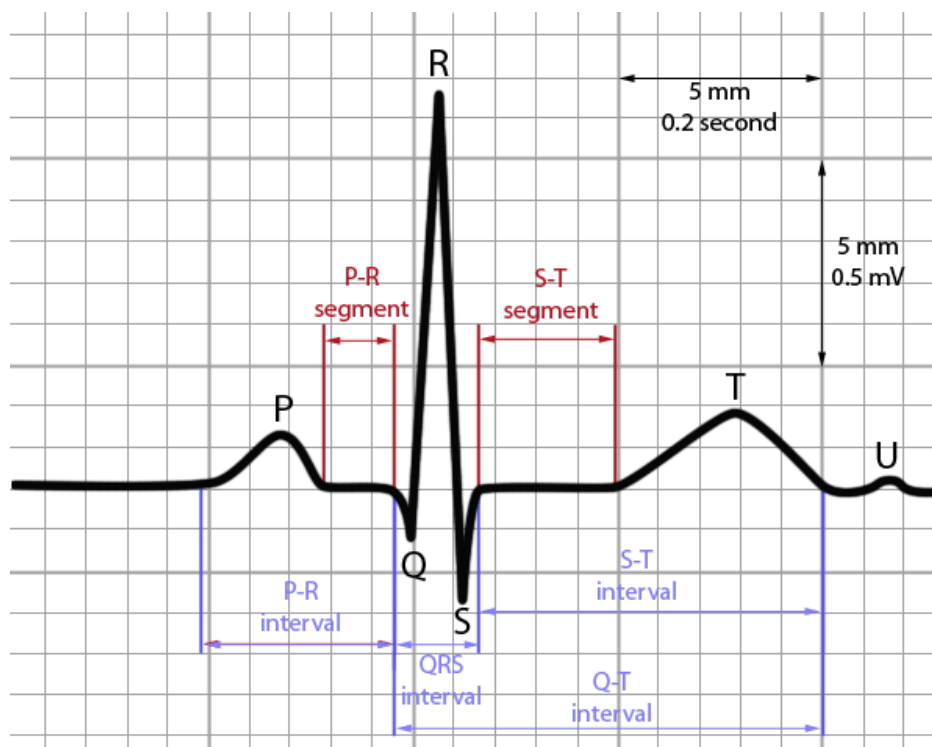
U všech zmíněných typů záznamu EKG je nutno brát na zřetel rušení signálu kolísáním nulové izolínie (driftem), síťovým brumem a myopotenciály. [17]

2.2 Signál EKG

Na Obrázku 2 [43] je zobrazen EKG signál s vyznačením jednotlivých vln, segmentů a intervalů. Bližší popis jednotlivých částí signálu je uveden v Tabulce 2 [9].

Tabulka 2: Signál EKG

Část signálu	Amplituda	Doba trvání	Frekvence	Poznámka
P vlna	0 – 0,3 mV	≤ 100 ms	asi 8 Hz	vzniká při činnosti sinoatriálního uzlu; odpovídá depolarizaci síní
PR interval		120 – 200 ms (110 – 200 ms)		začíná od počátku depolarizace síní a končí s počátkem depolarizace komor; na délce se projevuje věk a tepová frekvence osoby
Q vlna	0 – 25 % R vlny	< 30 ms		první negativní výchylka komplexu QRS
R vlna	Několik mV; závislá na místě snímání	≤ 100 ms		pozitivní výchylka následující po vlně Q
S vlna	0 – 0,8 mV	50 ms		druhá negativní výchylka v QRS komplexu, chybí-li R vlna, označujeme výchylku jako QS
QRS komplex		50 – 110 ms	10 – 15 Hz	trojúhelníkový kmit doprovázející depolarizaci komor
ST segment	0,1 mV			interval od konce QRS komplexu po začátek vlny T
QT interval		340 – 420 ms		elektrická systola; mění se s tepovou frekvencí, věkem, pohlavím pacienta, metabolismem minerálů (K^+ a Ca^{2+}) a je ovlivňován léky
T vlna	$\leq 8,8$ mV	100 – 250 ms	4 – 5 Hz	depolarizace komorové svaloviny; většinou jde o pozitivní výchylku
U vlna				malá pozitivní výchylka



Obrázek 2: EKG signál

2.3 Snímání signálu EKG

Ke snímání EKG bývají nejčastěji využity povrchové elektrody na končetinách či na hrudníku. Další možností je snímat EKG biosignál přímo pomocí jícnových elektrod.

Nejběžněji je k měření EKG užíváno 12 svodového systému. Tento systém sestává ze svodů Einthovenových (I, II, III), Goldbergových (aVR, aVL, aVF) a hrudních (V1 až V6). Obvykle však bývá měřeno jen 8 svodů (I, II, V1 až V6) a napětí ostatních 4 svodů se dopočítá.

a) bipolární Einthovenovy svody (I, II, III)

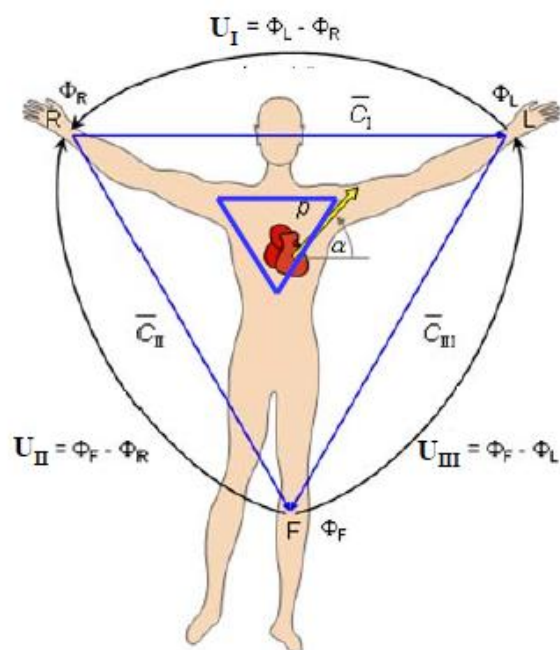
Při snímání EKG signálu Einthovenovými svody jsou elektrody umístěny na předloktích obou rukou a na levém bérce. Na pravém bérce je umístěna zemnicí elektroda. Tímto zapojením je snímán rozdíl potenciálu mezi dvěma elektrodami. Svod I zesiluje napěťový rozdíl mezi horními končetinami, svod II mezi pravým předloktím a levým bérce a svod III zesiluje rozdíl napětí mezi levým předloktím a levým bérce (Obrázek 3 [17]). [9][17]

Mezi bipolárními končetinovými svody platí vztahy [17]:

$$\begin{aligned}
 I + II &= III \\
 II + III &= I \\
 I + III &= II
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

$$\begin{aligned}U_I &= \Phi_L - \Phi_R \\U_m &= \Phi_F - \Phi_R\end{aligned}\tag{2}$$

$$\begin{aligned}U_n &= \Phi_F - \Phi_L \\U_I + U_m &= U_n\end{aligned}\tag{3}$$



Obrázek 3: Bipolární Einthovenovy svody

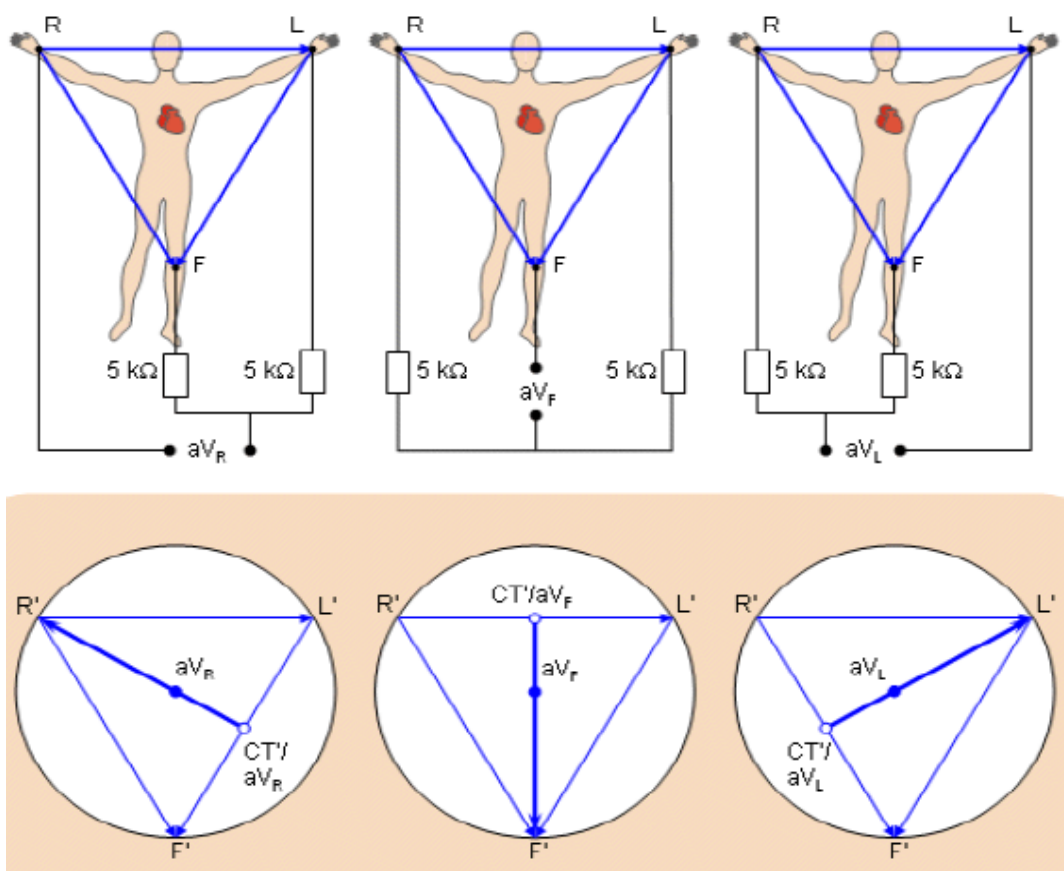
b) unipolární Goldbergovy svody (aVL, aVR, aVF)

Umístění elektrod při snímání EKG Goldbergovými svody je stejné jako v případě snímání svody Einthovenovými. Goldbergovy svody snímají signál proti modifikované centrální svorce se zesíleným napětovým ziskem, přesněji se jedná o registraci rozdílu potenciálu mezi jednou elektrodou na končetině a průměrem napětí dvou zbývajících elektrod spojených do uzlu přes rezistory (Obrázek 4 [17]).

Svod aVR představuje potenciálový rozdíl mezi pravým předloktím a průměrem napětí z levého předloktí ruky a levého bérce. Svod aVL zesiluje napětí mezi levým předloktím a průměrem napětí pravého předloktí a levého bérce. Poslední svod aVF pak zesiluje napětový rozdíl mezi levým bérce a průměrem napětí z obou horních končetin. [9][17]

Pro unipolární Goldbergovy svody platí [17]:

$$\begin{aligned} U_{aVR} &= \Phi_R - \frac{\Phi_L + \Phi_F}{2} \\ U_{aVL} &= \Phi_L - \frac{\Phi_R + \Phi_F}{2} \\ U_{aVF} &= \Phi_F - \frac{\Phi_L + \Phi_R}{2} \end{aligned} \quad (4)$$



Obrázek 4: Unipolární Goldbergovy svody

c) unipolární hrudní svody (V1, V2, V3, V4, V5, V6)

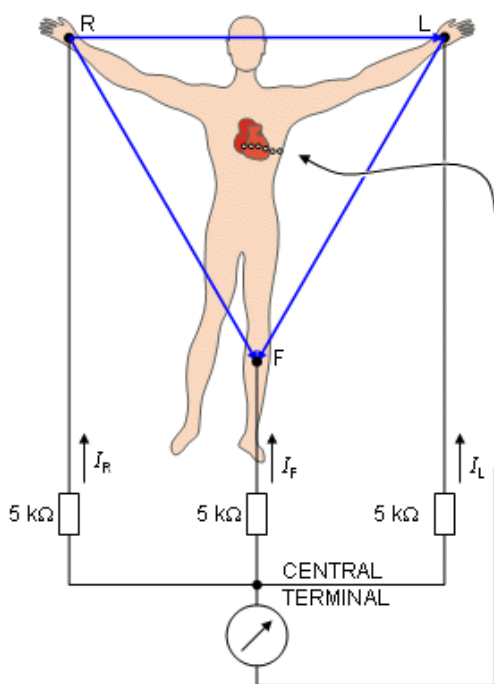
Hrudní elektrody snímají potenciál k tzv. centrální (Wilsonově) svorce. Wilsonova svorka představuje vzájemné spojení všech tří končetinových elektrod (Obrázek 5 [17]). Místa pro uložení jednotlivých elektrod jsou vyznačena na Obrázku 6 [17]. [9][17]

Vztahy pro unipolární hrudní svody jsou následující [17]:

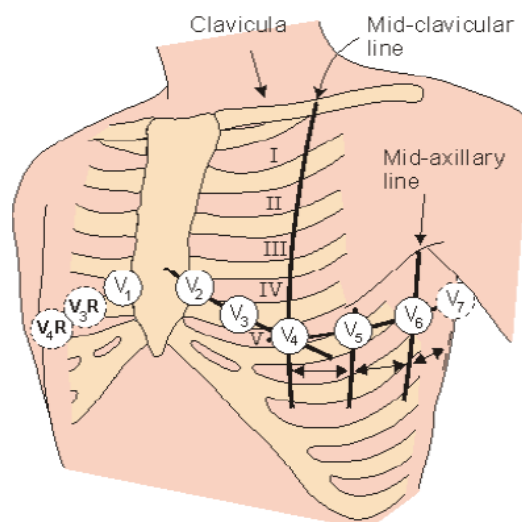
$$\begin{aligned}U_I &= \Phi_L - \Phi_R \\U_{II} &= \Phi_L - \Phi_R \\U_{III} &= \Phi_L - \Phi_R\end{aligned}\quad (5)$$

$$\begin{aligned}U_{aVR} &= -U_n + \frac{U_m}{2} = -\Phi_F + \Phi_R + \frac{\Phi_F - \Phi_L}{2} = \Phi_R - \frac{\Phi_L + \Phi_F}{2} \\U_{aVL} &= U_I - \frac{U_n}{2} = \Phi_L - \Phi_R - \frac{\Phi_F - \Phi_R}{2} = \Phi_L - \frac{\Phi_R + \Phi_F}{2} \\U_{aVF} &= U_m + \frac{U_I}{2} = \Phi_F - \Phi_L + \frac{\Phi_L - \Phi_R}{2} = \Phi_F - \frac{\Phi_L + \Phi_R}{2}\end{aligned}\quad (6)$$

$$U_{III} = U_{II} - U_I \quad (7)$$



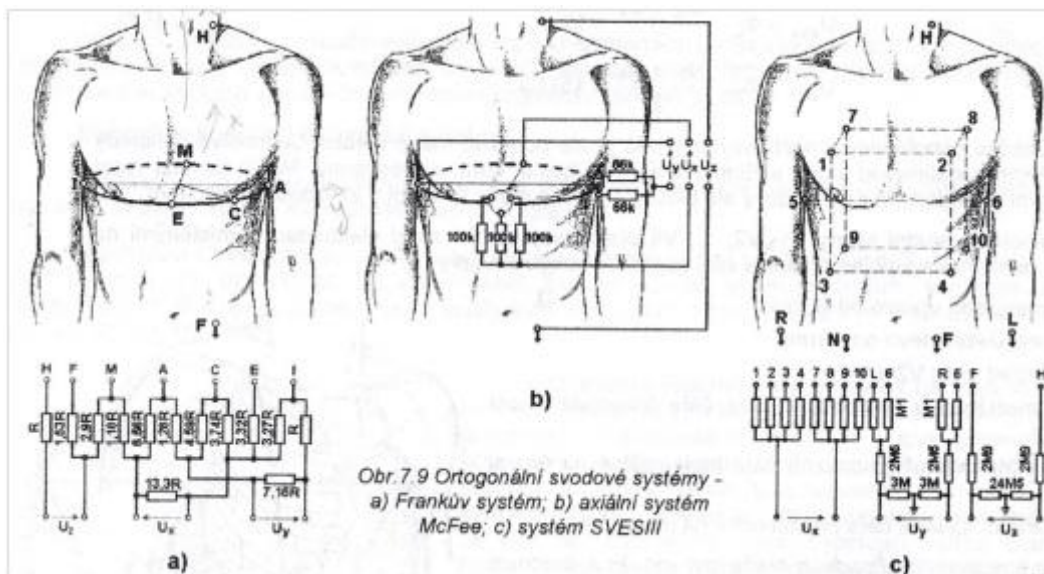
Obrázek 5: Unipolární hrudní svody



Obrázek 6: Umístění elektrod pro snímání hrudními svody

d) Ortogonální svodové systémy

Tyto systémy poskytují trojici signálu x, y, z a lze pomocí nich odvodit vertikokardiogramy (prostorová aktivita srdce). Nejrozšířenějším systémem je Frankův systém (Obrázek 7a [17]). [17]



Obrázek 7: Ortogonální svodové systémy

2.4 Rozměření EKG

2.4.1 Klidové EKG

U klidového EKG jsou rozměřovány globální a lokální údaje [17].

a) Globální údaje:

- Intervaly: RR, QRSt, Pt, PR, QT, korigovaný QT
- Srdeční osy ve frontální rovině: osa QRS, osa P, osa T

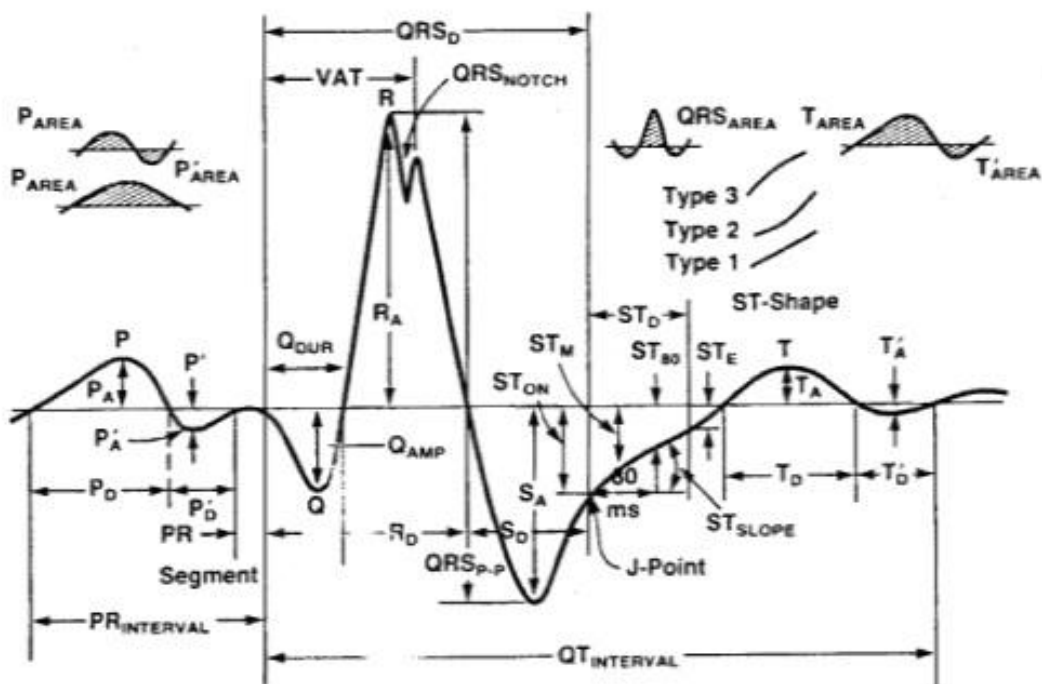
b) Lokální údaje:

- Začátek a konec vlny P
- Začátek a konec komplexu QRS
- Konec vlny T

2.4.2 Zátěžové EKG

Při zátěžovém EKG je hodnocení prováděno v reálném čase. Sledují se [17]:

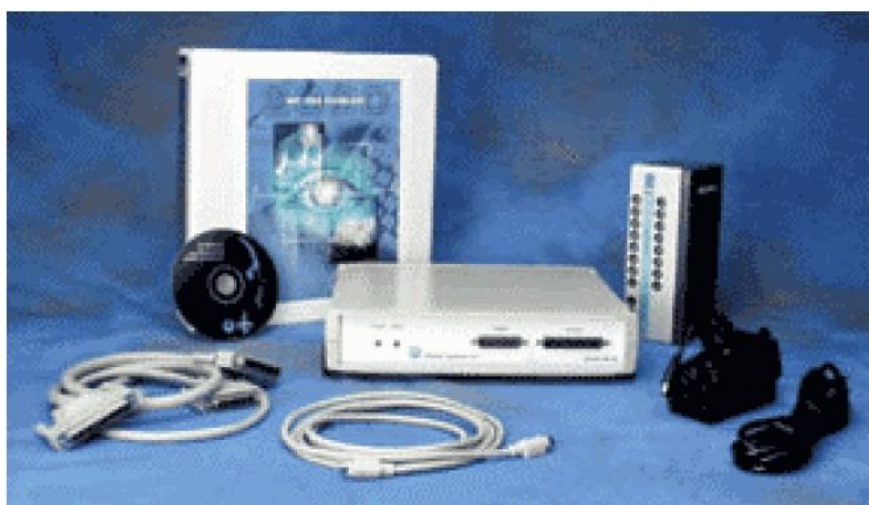
- Intervaly RR
- Lokalizace začátků a konců komplexů QRS
- Nalezení nulové izolínie (před začátkem QRS)
- Měření úrovní bodů J, J + 80 ms
- Měření sklonů segmentů ST ve 12 svodech
- Počítání trendu sklonů ST segmentů



Obrázek 8: Rozměření křivky EKG[15]

2.5 Snímání EKG pomocí Biopac

Snímání EKG pro účely aplikace terapeutické hry bude zajištěno akviziční jednotkou Biopac, přesněji systémem MP100. Celý systém sestává z hlavní akviziční jednotky MP100A-CE, rozhraní UIM100C, USB adaptéru USB1W, transformátoru AC100A a propojovacích kabelů (Obrázek 9 [4]). Pro možnost snímání EKG je nutno doplnit hlavní akviziční jednotku MP100A-CE modulem ECG100C. Komunikaci se systémem, nastavení a snímání zajišťuje AcqKnowledge[®] Software (ACQv3.7).



Obrázek 9: Systém MP100

System MP100 je vybaven mikroprocesorem sloužícím ke kontrole akvizice a k zajištění komunikace s počítačem. System obsahuje 16 analogových vstupních kanálů, 2 analogové kanály výstupní, 16 digitálních kanálů sloužících jako vstup i výstup a vstup pro externí spuštění.

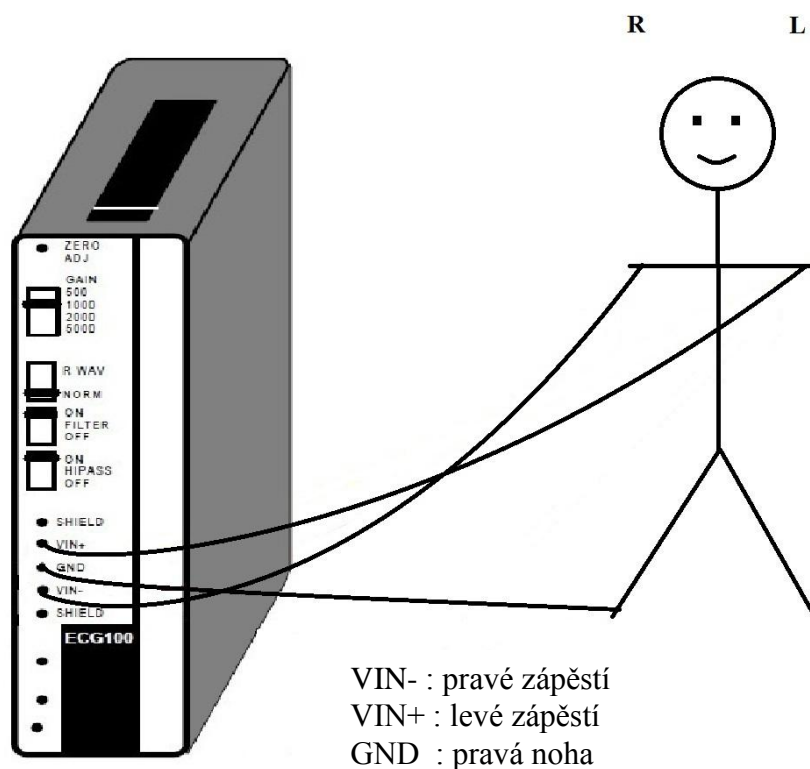
Rozhraní UIM100C zajišťuje komunikaci MP100 s ostatními externími zařízeními. Obvykle je užíváno pro vstup předzesílených signálů a/nebo digitálních signálů do akviziční jednotky MP100.



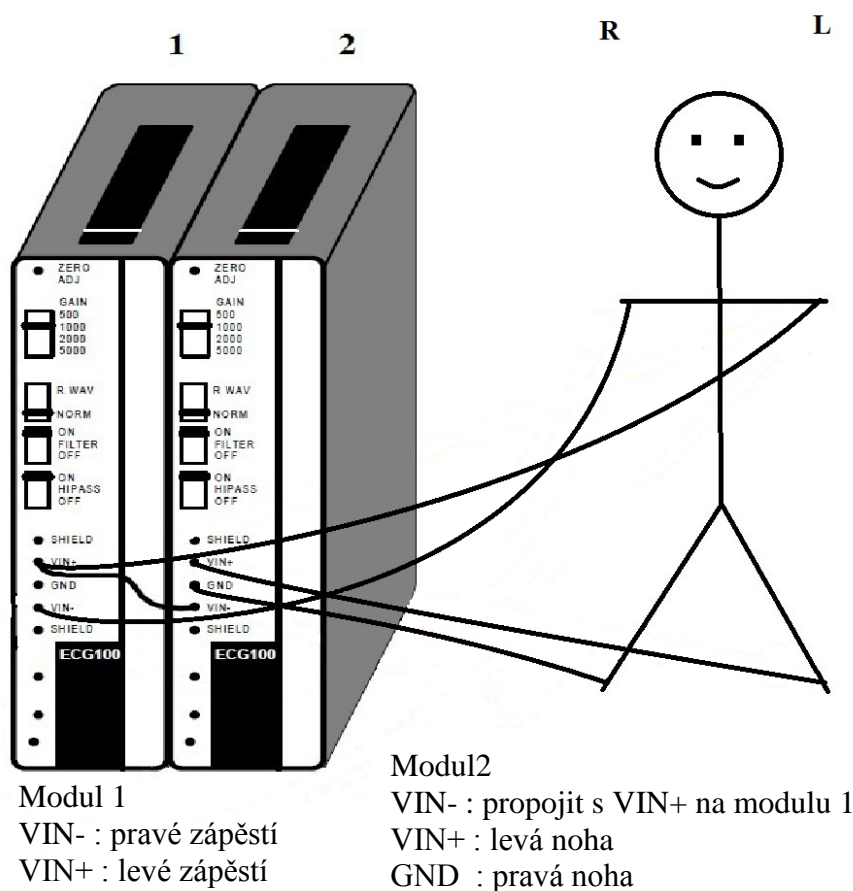
Obrázek 10: Modul pro měření biopotenciálů (EKG, EEG, EGG, EMG, EOG, ERS)

Modul ECG100C k monitorování elektrické aktivity srdce je součástí komplexu modulů pro měření biopotenciálů (Obrázek 10 [4]). Jedná se o jednokanálový, rozdílový zesilovač biopotenciálů s vysokým ziskem. Může být použit pro měření 3 svodového, 6 svodového a 12 svodového EKG, k měření vektorkardiogramů, analýze srdeční frekvence, analýze srdečních arytmií. [4]

Snímání EKG pro účely realizace terapeutické hry bude realizováno prostřednictvím bipolárních Einthovenových svodů. Realizace je možná užitím jednoho či dvou modulů ECG100C. Užitím jednoho modulu je možno snímat pouze svod I. Při užití modulů dvou mohou být snímány všechny 3 svody (svod I a III snímán, svod II dopočítán). Jednotlivá zapojení jsou znázorněna na Obrázku 11 a Obrázku 12.



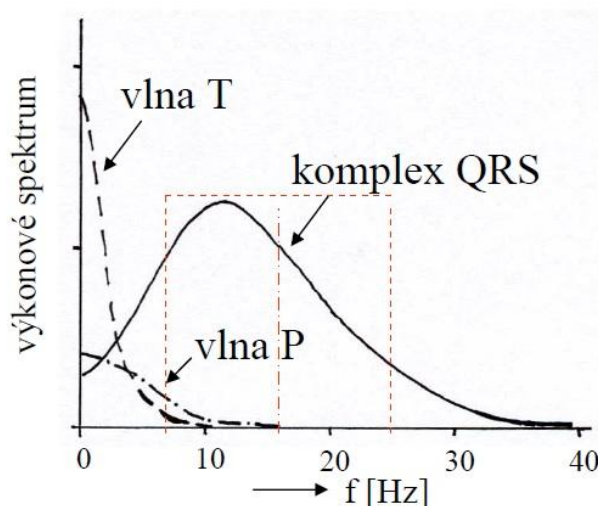
Obrázek 11: Schéma zapojení elektrod pro snímání EKG ze svodu I



Obrázek 12: Schéma zapojení elektrod pro snímání EKG ze svodu I a svodu III

3 Algoritmy detekce QRS komplexu – R vlny

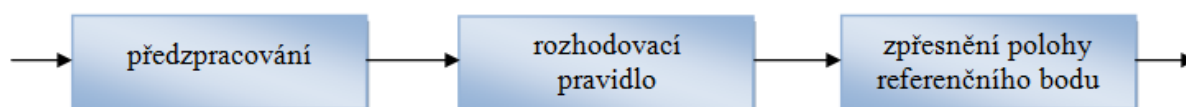
QRS komplex je nejvýraznějším útvarem EKG křivky. Značná část energie QRS komplexu leží v oblasti mezi 5 – 20 Hz s maximem mezi 10 – 15 Hz. Spektrální vlastnosti EKG signálu jsou zobrazeny na Obrázku 13 [18].



Obrázek 13: Spektrální vlastnosti signálu EKG

Pro stanovení polohy R vlny v signálu EKG je využíváno detekce celého komplexu QRS a následné stanovení RR intervalů. Stanovení RR intervalů je nezbytné pro určení tepové frekvence. Pro detekci QRS komplexu je možné využít několika algoritmů.

Základní předpoklad detekce QRS komplexu je založen na níže uvedeném schématu.



Obrázek 14: Obecné schéma zpracování signálu EKG

a) Předzpracování

Při předzpracování signálu EKG dochází ke zvýraznění komplexů QRS. Ke kvalitní detekci je přínosné i potlačení ostatních vln, především vln P a T. Požadavky jsou kladeny také na odstranění rušivých elementů v signálu, jako jsou myopotenciály (klidové EKG od 100 Hz, zátěžové 5 – 20 Hz), drift (asi do 2 Hz), síťový brum (50 Hz a vyšší harmonické složky) a artefakty (skokové změny při zátěžovém EKG). [18]

b) Rozhodovací pravidlo

Rozhodovací pravidlo je souborem kritérií nutných pro stanovení hledané oblasti signálu. Jednotlivá rozhodovací pravidla se liší dle metod detekce. Mezi rozhodovací pravidla jsou řazena základní a adaptivní prahová kritéria.

Základní prahová kritéria jsou stanovena dle využití na konkrétní signály. Pro krátké signály s malým rušením je nejdříve po dobu 2 s aplikována učební fáze a využívá se konstantního prahu na 40 % maxima. Pro delší signály s malým rušením je po 2 s učební fázi aplikován první práh na 40 % maxima a další práh na 40 % posledního maxima. Při větší úrovni šumu se práh nastavuje na 40 % rozdílu maxima a úrovně šumu.

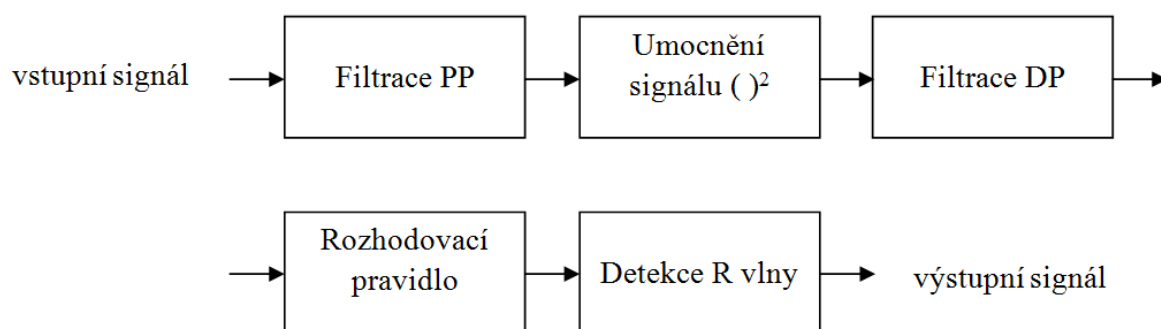
Adaptivní prahová kritéria uvažují po detekovaném QRS refrakterní fázi, kdy se neočekává další QRS komplex (0,15 s). Po této fázi práh monotónně klesá až po určitou mez. Pokud není po 1,66 násobku předchozího RR intervalu nalezen QRS komplex, testuje se zpětně menší práh. [18]

c) Zpřesnění polohy referenčního bodu

Úkolem je nalézt střed mezi průchody prahem a nalézt extrém v signálu (kmit R). Tato část zpracování je důležitá především v analýze srdečního rytmu, dále pak při kumulacích. [18]

3.1 Detekce založená na umocnění filtrovaného signálu

Jednotlivé bloky algoritmu detekce QRS komplexu založeného na umocnění filtrovaného signálu popisuje Obrázek 15.

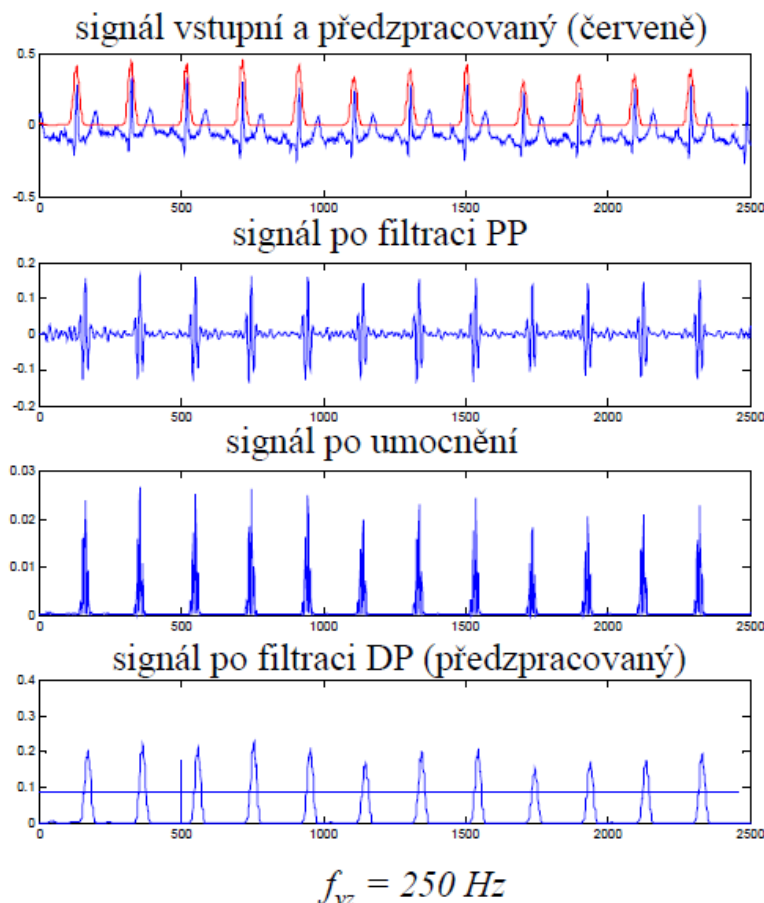


Obrázek 15: Blokové schéma detekce R vlny založené na umocnění filtrovaného signálu

Snímaný, předzpracovaný signál EKG je nejdříve filtrován pásmovou propustí s propustným pásmem šířky 11 Hz až 21 Hz [18]. Pro zvýraznění hledaných oblastí komplexu QRS je následně signál umocněn. Umocněním signálu dojde ke změně polarit

kmitů a kmity kladné se zvýší. Filtrace dolní propustí s obdélníkovým oknem zajistí vyhlazení signálu.

Na takto zpracovaný signál je aplikováno rozhodovací pravidlo s prahem odpovídajícím detekci R vlny. V posledním bloku proběhne detekce R vlny a signál je veden na výstup. Na Obrázku 16 [18] je uvedeno zpracování detekce QRS komplexu metodou založenou na umocnění filtrovaného signálu. [5][18]



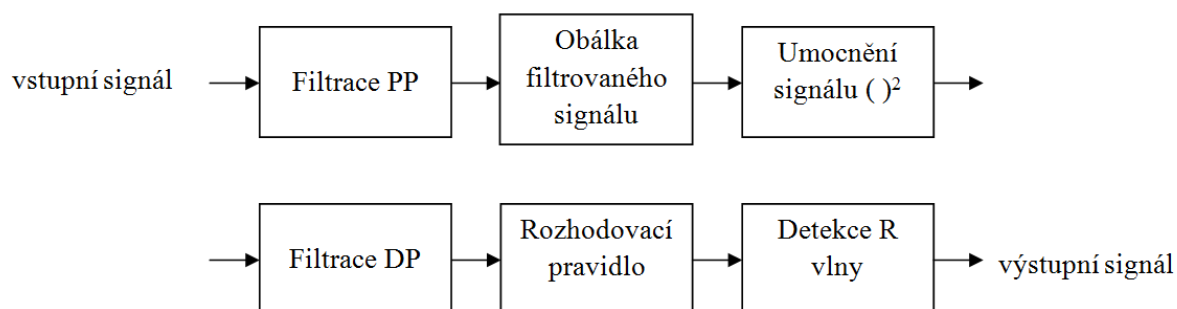
Obrázek 16: Ukázka zpracování metodou umocnění filtrovaného signálu

3.2 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu

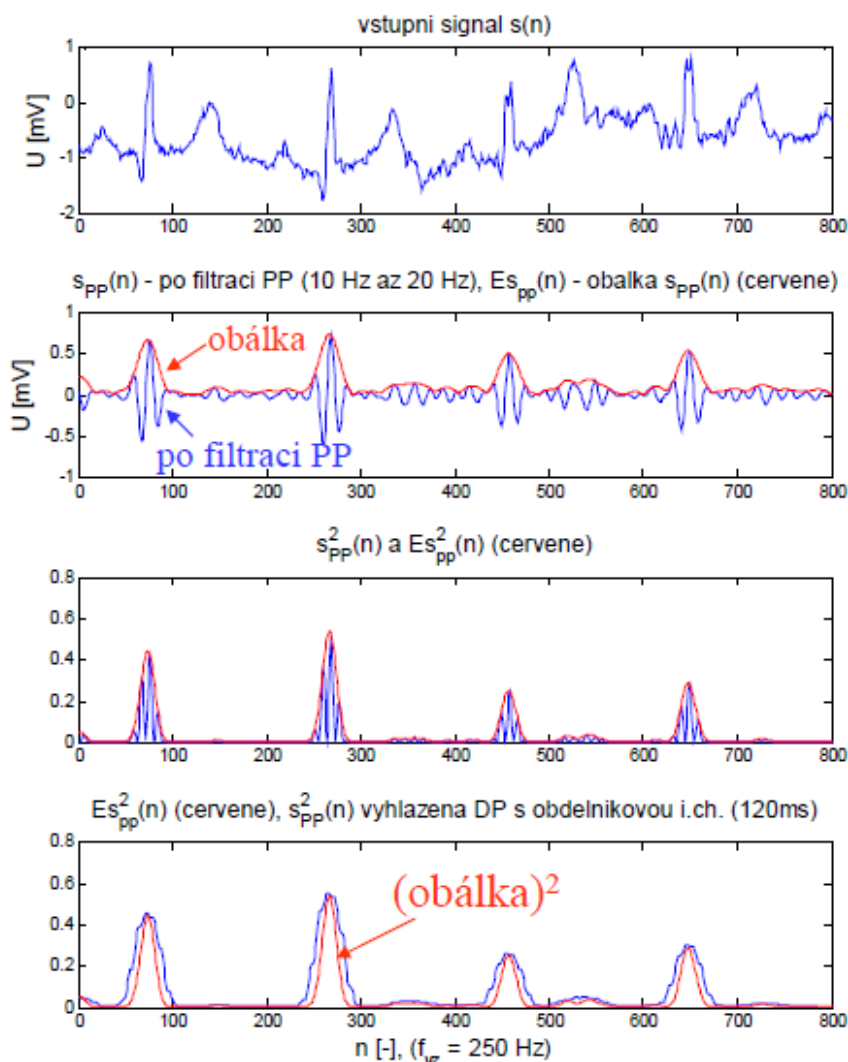
Další algoritmus detekce QRS se od předchozího algoritmu liší způsobem zpracování. Detekce QRS založená na umocnění filtrovaného signálu zpracovává signál v časové oblasti. Oproti tomu detekce QRS založená na obálce filtrovaného signálu užívá signál v oblasti frekvenční. Přesněji využívá tzv. obálku filtrovaného signálu.

Výpočet obálky filtrovaného signálu je následující. V prvním kroku je vypočteno spektrum signálu pomocí DFT (diskrétní Fourierovy transformace) a tím převeden signál do frekvenční oblasti. Následně je nulována polovina spektra signálu. Pro získání požadovaného analytického signálu je provedena inverzní diskretní Fourierova transformace

(IDFT) a signál je převeden zpět do časové oblasti. Tímto zpracováním je získán signál náležející do komplexní roviny. Modul analytického signálu pak tvoří obálku původního signálu.



Obrázek 17: Schéma detekce R vlny založené na obálce filtrovaného signálu



Obrázek 18: Ukázka zpracování metodou detekce založené na obálce filtrovaného signálu

Schéma detekce pomocí obálky filtrovaného signálu je zobrazeno na Obrázku 17. V prvním kroku je vstupní signál EKG filtrován pásmovou propustí. Následně je na signál aplikována obálka filtrovaného signálu a v dalších krocích je již signál zpracován stejným způsobem jako v předchozím algoritmu. Signál je umocněn, je stanoven odpovídající práh pro detekci R vlny a po vlastní detekci je signál veden na výstup. Na Obrázku 18 [18] je uvedena ukázka zpracování detekce QRS komplexu založené na obálce filtrovaného signálu. [5][18]

3.3 Detekce založená na vlnkové transformaci

Detekci QRS komplexu je možno realizovat i pomocí různých typů vlnkových transformací. Zde je uveden postup detekce QRS komplexu pomocí spojitě vlnkové transformace.

Spojité vlnková transformace (CWT) je definována jako časově-frekvenční rozklad. Jedná se o korelaci signálu $x(t)$ s bázovými funkcemi (vlnkami) odvozenými z obecně komplexní mateřské vlnky $\psi(t)$ s nulovou střední hodnotou.

$$y(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (8)$$

kde symbol $*$ značí komplexně sdruženou funkci. Parametr a udává dilataci (stlačení, roztažení) vlnky, pro $a > 1$ je vlnka natažena a -krát. Parametr b udává translaci (posun) vlnky a umožňuje pokrýt vlnkami určitého konečného trvání celý časový rozsah signálu. Konstanta \sqrt{a} normalizuje energii jednotlivých vlnek.

Z výše uvedeného vztahu je ve výsledku získán dvojrozměrný obraz v časově-měřítkové oblasti.

Praktické řešení spojitě vlnkové transformace je často realizováno konvolucí mezi signálem $x(t)$ a impulzní charakteristikou filtru danou časovou reverzí příslušné roztažené vlnky $\psi(t)$. [19] [42] [46]

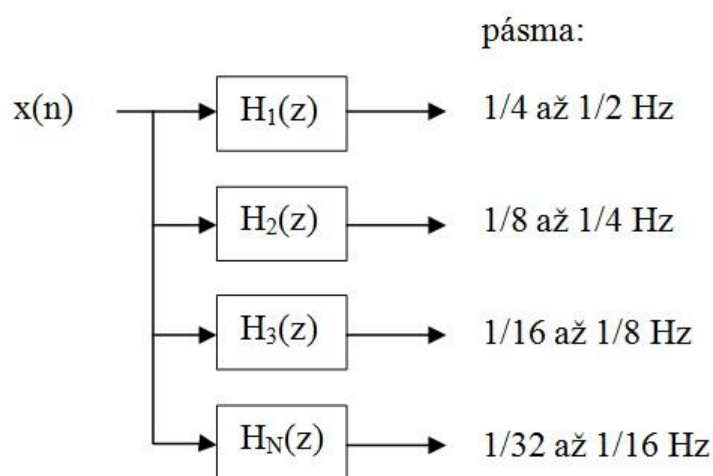
Vlnkový popis signálu je ve většině případů efektivnější oproti klasickému popisu pomocí spekter. Klasický popis signálu potřebuje pro vyjádření ostrých hran, impulsů či nespojitostí v signálu vysoký počet spektrálních koeficientů. Oproti tomu vlnkový popis zajistí dostatečně přesný popis signálu i s použitím malého počtu spektrálních členů.

Vhodnou volbou vlnky je docíleno odezvy na „vysokofrekvenční“ složky signálu, mezi něž patří detekovaný QRS komplex. [5]

Dle provedených studií se pro filtraci EKG signálu a následnou detekci osvědčila vlnka typu „Mexican hat“. Tato vlnka je aproximací rozdílu dvou Gaussovských filtrů typu dolní propust realizovaných pomocí banky filtrů (viz níže) a může být uplatněna na širokém frekvenčním rozsahu. [33] [37]

3.4 Detekce založená na rozkladu signálu bankou filtrů

Základním nástrojem detekce QRS pomocí banky filtrů je banka několika pásmových propustí. Tuto banku je možno realizovat také vlnkovou transformací. Základní schéma banky filtrů je uvedeno na Obrázku 19 [18].



Obrázek 19: Schéma banky filtrů

Vlastní detekce QRS komplexu probíhá následovně. V prvním kroku detekce dojde k rozdělení signálu na segmenty (pro detekci QRS komplexu po 2 s tak, aby každý segment obsahoval QRS komplex). Pro každý segment jsou následně odvozeny hodnoty prahu a to na 60 % maxima absolutní hodnoty. V jednotlivých segmentech (od nejvyššího pásma dolů) se hledají nadprahové hodnoty ve stejných lokalitách dvou sousedních pásem. Pokud se nadprahové hodnoty v sousedních pásmech vyskytují, odpovídá tato lokalita výskytu QRS komplexu. [18]

3.5 Detekce založená na přizpůsobené filtraci

Přizpůsobený filtr slouží k potlačení vlivu rušivého signálu na signál užitečný. Impulsní charakteristika přizpůsobeného filtru musí mít průběh odpovídající časově obrácenému vstupnímu signálu.

$$h(n) = x(-n) \quad (9)$$

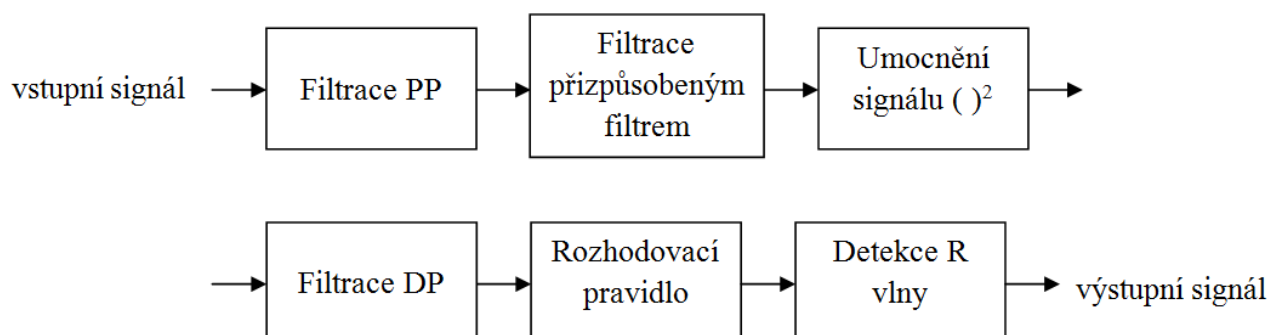
Předpokládáme vstupní signál

$$y(n) = x(n) + w(n) \quad (10)$$

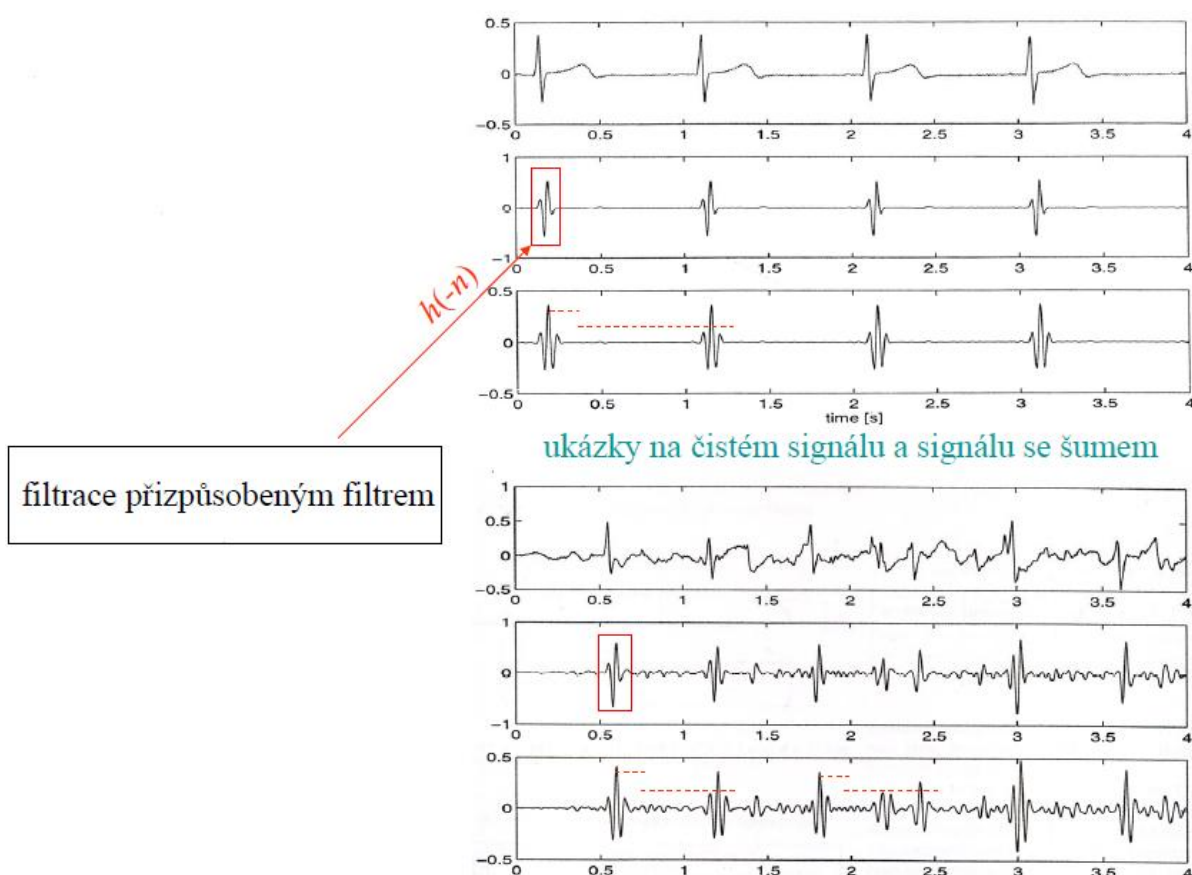
sestavající z impulsu známého tvaru ($x(n)$) a bílého šumu ($w(n)$). Při detekci nepravidelných impulsů známého tvaru se vychází ze vztahu:

$$y(n) * x(-n) = [x(n) + w(n)] * x(-n) = x(n) * x(-n) + w(n) * x(-n) = r_{xx}(n) + r_{wx}(n) \rightarrow 0 \quad (11)$$

Signál tedy není korelovaný se šumem. Výsledkem jsou autokorelační špičky hledaných impulsů.



Obrázek 20: Blokové schéma detektoru založeného na filtraci přizpůsobeným filtrem



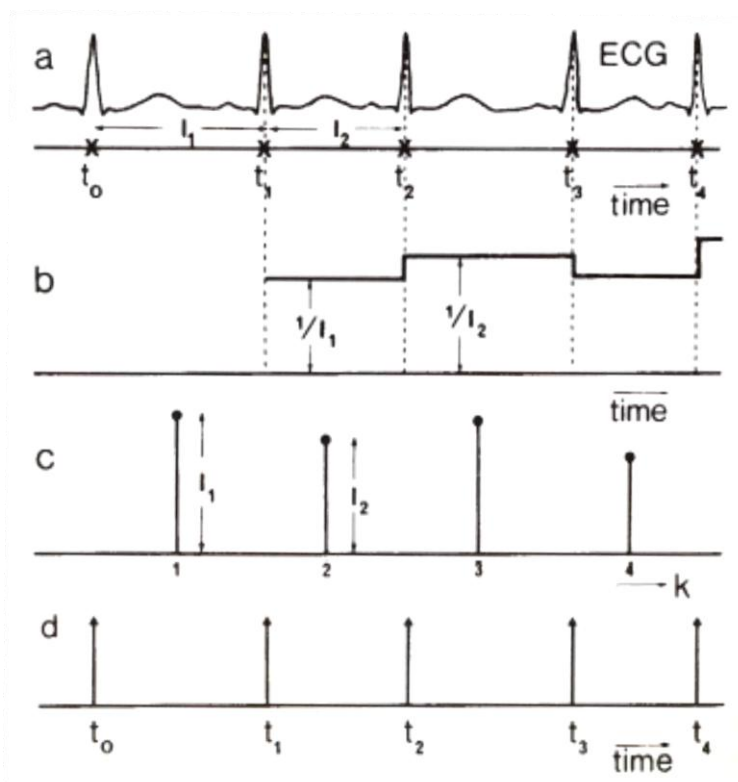
Obrázek 21: Ukázka filtrace přizpůsobeným filtrem

Blokové schéma detektoru je zobrazeno na Obrázku 20. Vstupní signál je nejdříve filtrován pásmovou propustí s šířkou pásma 15 Hz až 40 Hz a následně je filtrován přizpůsobeným filtrem (Obrázek 21 [18]). Práh v rozhodovacím pravidle je nastaven 200 ms za komplexem QRS na 90 % maxima z předchozího úseku délky 1,5 s, dále pak 40 % maxima tohoto úseku. Referenční bod je stanoven jako průměr mezi průchody prahem. [18]

4 Analýza variability srdečního rytmu

Analýza variability srdečního rytmu (HRV, Heart Rate Variability), posuzuje variabilitu srdečního rytmu, přesněji proměnlivost časových intervalů mezi jednotlivými systolami. Nejčastěji je k měření HRV využito snímání EKG signálu a následné určování tzv. NN intervalů (normal-to-normal intervalů). V případě EKG se jedná o stanovení intervalů RR (Obrázek 22 [16]). Tímto způsobem měření je získána závislost okamžitého srdečního pulsu nebo časových intervalů mezi každými dvěma po sobě jdoucími R vlnami v čase.

Srdeční rytmus je závislý na stavu a zatížení autonomního nervového a kardiovaskulárního systému. Je možné sledovat reakce srdce na nervové impulsy sympatiku a parasympatiku (sympatikus zvyšuje, parasympatikus snižuje srdeční frekvenci). Dále je rytmus srdce ovlivňován vnějšími faktory (svalová a psychická zátěž, emoce, počasí, hluk) a faktory vnitřními (aktivita autonomního nervového systému, dýchání).



Obrázek 22: HRV analýza: a) detekce QRS a odvození RR intervalů, b) okamžité hodnoty tepové frekvence, c) sekvence hodnot intervalů RR, d) sled Diracových impulsů

Uplatnění HRV v diagnostice je velmi široké. Analýza slouží ke zjištění hypertenze, diagnostice plodu, detekci spánkových stádií, vyšetření pacientů po infarktu a dalších. Obecně lze říci, že větší HRV poukazuje na lepší adaptivitu srdce na okolní podmínky. Menší HRV naopak znamená, že nervový systém a srdce na vnější vlivy reagují obtížně. Tento stav je možno sledovat především u starších osob či u lidí vedoucích neaktivní způsob života.

Menší HRV je možno sledovat také u osob trpících koronární srdeční nemocí, při hypertenzi, u diabetické neuropatie a při úzkostných a neurotických stavech. Naopak u zdravých nestresovaných osob se standardní činností sympatiku a parasympatiku kolísá srdeční tempo v závislosti na dechovém rytmu (nádech – růst, výdech – pokles). Tento jev se označuje jako respirační sinusová arytmie nebo také koherence srdečního rytmu a poukazuje na vyváženou aktivitu autonomního nervového systému. O respiračním vlivu na HRV a následnou činnost parasympatiku a sympatiku pojednává také studie [2] autorů Benhur Aysin a Elif Aysin. [16][45]

Dle doby snímání je analýza HRV dělena na krátkodobou a dlouhodobou. Při krátkodobé analýze jsou záznamy snímány po dobu 5 minut až 20 minut. Během této doby je pacient schopen dosáhnout určitého rovnovážného stavu (pacient je v klidu, vleže či ve stoje, dýchání je řízené a na pacienta je kladena rovnoměrná fyzická zátěž). Při dlouhodobé analýze jsou záznamy snímány zpravidla po dobu 24 hodin až 48 hodin a zahrnují tak celodenní aktivitu pacienta. [16]

Ideální frekvence HRV by měla odpovídat 0,1 Hz, což poukazuje na 6 nádechů a výdechů za minutu. Běžně však člověk provede 16 – 20 vdechů za minutu. K dosažení uvedeného ideálního stavu je nutný nácvik správného bráničního dýchání. [45]

Zpracování HRV analýzy může probíhat v časové oblasti, ve frekvenční oblasti a v časově-frekvenční oblasti. Jednotlivým způsobům zpracování analýzy HRV jsou věnovány následující podkapitoly.

4.1 Analýza HRV v časové oblasti

Při hodnocení HRV v časové oblasti je prováděno vizuální a statistické vyhodnocení. Srdeční frekvence může být určena v každém časovém okamžiku nebo jsou určovány intervaly mezi detekovanými komplexy (komplex QRS). Posuzuje se především interval RR sinusového původu, kdy hodnota i -tého intervalu je označena jako RR_i . [3] [7] [16]

Hodnotí se:

- a) střední hodnota [ms]

$$\overline{RR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i \quad (12)$$

$$\overline{RR} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N RR_i \quad (13)$$

- b) difference mezi nejkratším a nejdelším intervalem RR
- c) difference mezi průměrnými intervaly RR ve dne a v noci

Statistická měření:

- a) SDNN – směrodatná odchylka intervalu RR [ms]

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (14)$$

- b) SDANN – směrodatná odchylka průměrných intervalů RR z 5 min úseků (za 24 hodin) [ms]
c) RMSSD – odmocnina průměru kvadrátů diferencí sousedních intervalů RR [ms] nebo též bez odmocniny MSSD [ms²]

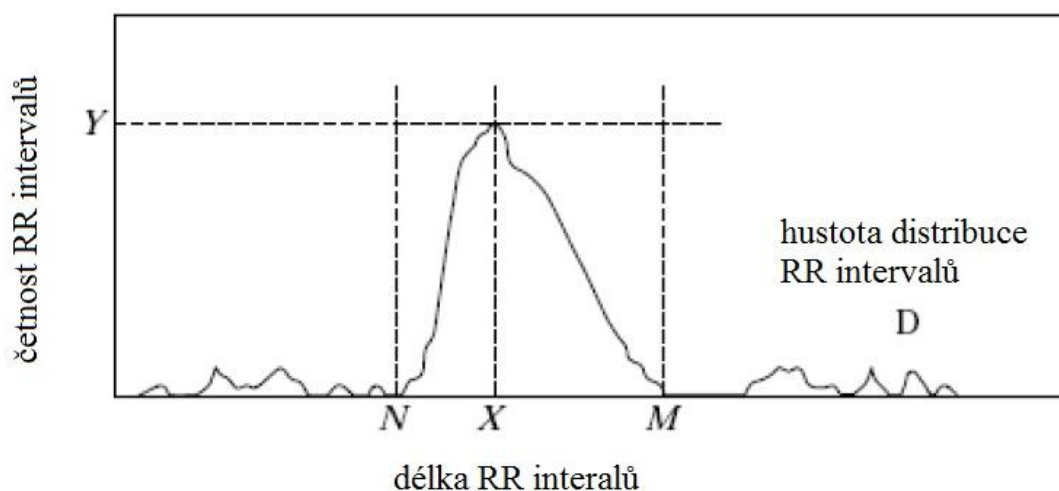
$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=2}^N (RR_i - RR_{i-1})^2} \quad (15)$$

$$MSSD = \frac{1}{N-1} \sum_{i=2}^N (RR_i - RR_{i-1})^2 \quad (16)$$

- d) NN50 – počet párů sousedních intervalů RR lišících se o více než 50ms
e) pNN50[%] – počet NN50 dělených celkovým počtem intervalů RR (*100)

Dále je možno při časové analýze HRV provádět **geometrická měření**:

- a) histogramy RR intervalů (Obrázek 23 [16])
b) histogramy diferencí mezi sousedními intervaly RR



Obrázek 23: Histogram RR intervalů (X-nejčastější interval RR, Y-maximum histogramu)

U histogramů se posuzuje šířka histogramu nad daným prahem a tvar aproximovaného histogramu. Dále se stanovuje tzv. trojúhelníkový index HRV

$$\text{trojúhelníkový index HRV} = \frac{\text{celkový počet RR}}{Y}, \quad (17)$$

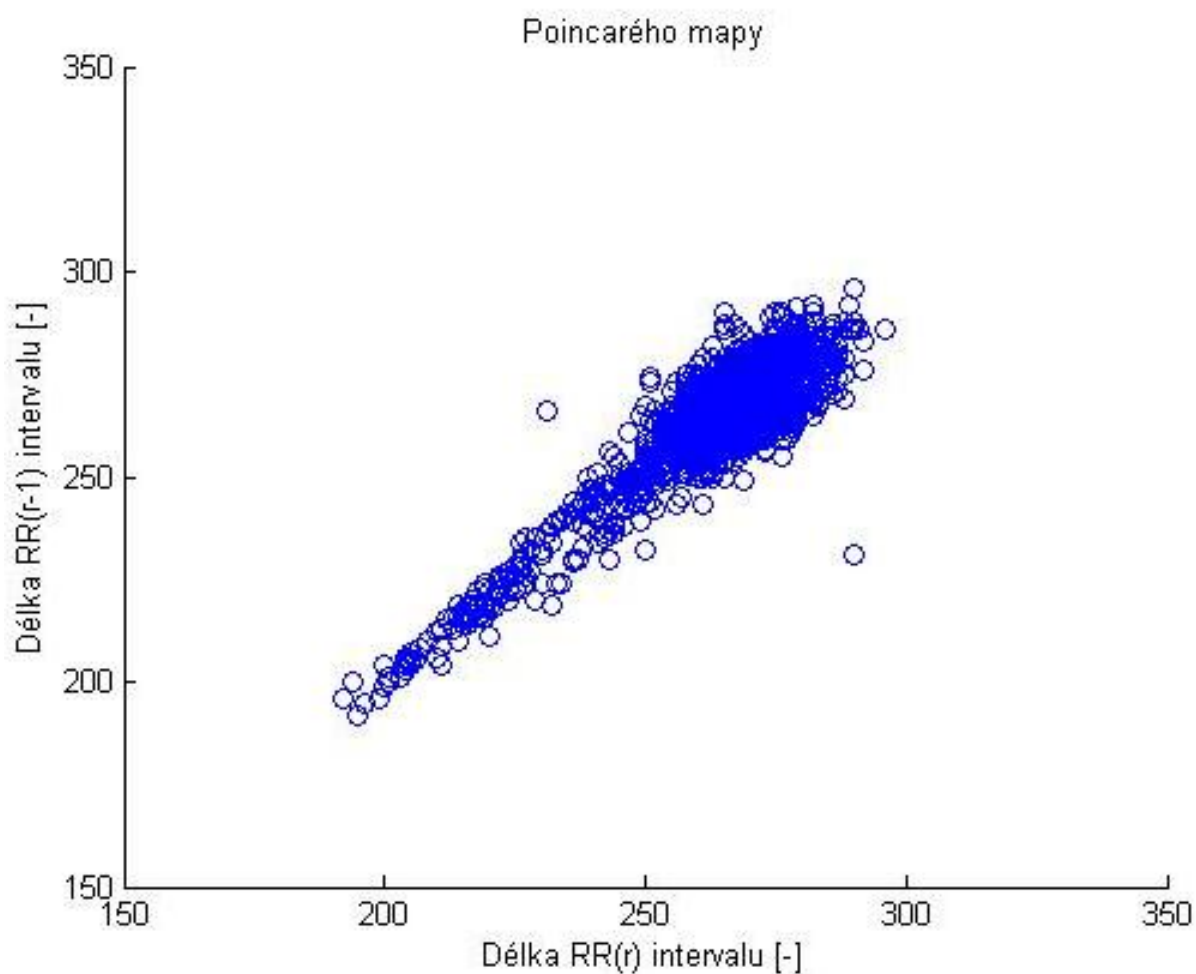
kde Y je maximum histogramu.

Stanovuje se také hodnota $TINN$ [ms], která odpovídá délce základny nejlepší trojúhelníkové aproximace histogramu.

$$TINN = M - N \quad (18)$$

Nelineární metody analýzy HRV v časové oblasti představují sestavení tzv. Poincarého mapy (Obrázek 24) zobrazující kolísání RR_{i+i} proti RR_i . [16]

Pro dlouhodobou analýzu EKG dat získaných například z Holteru, je možné využít nelineární metodu DFA (Detrended Fluctuation Analysis), popsanou v článku [14]. Výhodou této metody je možnost provedení kvalitní analýzy i u dat, která jsou rušena pohybovou aktivitou pacienta.



Obrázek 24: Poincarého mapy RR intervalů

4.2 Analýza HRV ve frekvenční oblasti

Zpracování HRV ve frekvenční oblasti se zabývá především stanovením výkonových spekter a jejich distribuci v závislosti na kmitočtu. Stanovuje se [7] [16]:

- a) Výkonové spektrum z řady intervalů RR normalizovaných jako

$$I_k = \frac{I_k - \bar{I}}{\bar{I}}, \quad (19)$$

kde \bar{I} je průměrný interval RR. Měřítka frekvenční osy je nastaveno s krokem $\frac{1}{\bar{I}}$.

- b) Výkonové spektrum z neekvidistantních jednotkových impulsů (okamžiků podráždění sinusového uzlu) s vahami \bar{I} .

K řešení se užívá metod parametrických a neparametrických.

a) Neparametrické metody

Metody neparametrické jsou založeny na tvorbě periodogramů, které představují souborový průměr jednotlivých výkonových spekter z M realizací o délce N vzorků.

$$R_{ff}(\omega) = E \left\{ \frac{1}{N} F_w(\omega) F_w^*(\omega) \right\} = E \left\{ \frac{1}{N} |F_w(\omega)|^2 \right\} \approx \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \frac{1}{N} |F_{wi}(\omega)|^2 \quad (20)$$

Výpočet periodogramu je možný dvěma způsoby. První způsob je založen na výpočtu periodogramu z úseku signálu. Signál o délce N vzorků je váhován oknem $w(n)$ a pomocí DFT_N je u N vzorků vypočteno spektrum $F(k)$. V dalším kroku jsou složky spektra umocněny a výsledek vynásoben $1/N$. Takto získané výkonové spektrum $|F(k)|^2 / N$ je možno vyhladit pomocí konvoluce s oknem $W'(k)$ o délce 3 až 15 vzorků.

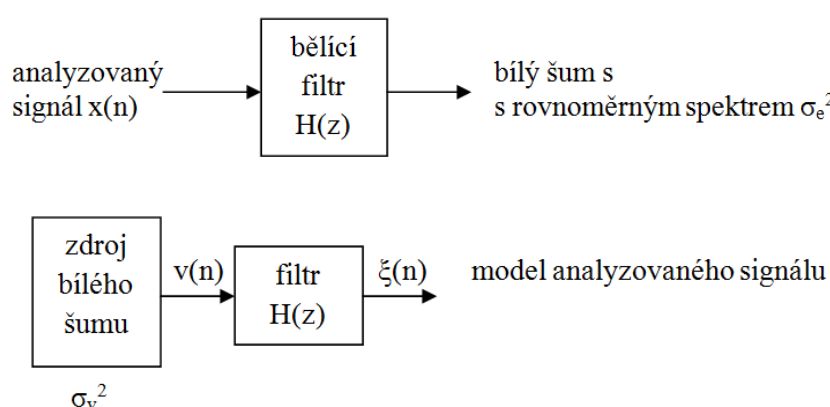
Druhým způsobem je výpočet periodogramu ze segmentovaného signálu. Signál o délce N vzorků je rozdělen na M navazujících segmentů o délkách N_m , kdy $N_1 = N_2 = \dots = N_M$. Z takto stanovených segmentů je odhadnuto individuální výkonové spektrum periodogramu. Následně je provedena kumulace spekter M segmentů a pro vyhlazení výkonového spektra je možno provést konvoluci s oknem $W'(k)$ o délce 3 až 15 vzorků.

Výhodou neparametrických metod je snadný výpočet a vysoká rychlost zpracování, nevýhodou je málo hladké spektrum [16].

b) Parametrické metody

Základem parametrických metod je vytvoření modelu vzniku signálu (Obrázek 25 [16]). Spektrum modelového signálu je získáno filtrací bílého šumu systémem $H(z)$. Požadavkem je, aby bylo výkonové spektrum modelového signálu co nejlepší aproximací výkonového spektra analyzovaného signálu $x(n)$.

$$S_{\xi\xi}(\omega) \approx S_{xx}(\omega) \quad (21)$$



Obrázek 25: Základní představa modelu vzniku signálu

Nejvíce užívané jsou rekurzivní systémy $H(z)$ založené na tzv. AR modelech.

$$H(z) = \frac{1}{1 - \sum_{i=1}^p a_i z^{-i}} \quad (22)$$

Dále existují modely MA, ARMA. Tyto modely jsou však náročnější na řešení a jsou proto méně využívané.

Výhodou parametrických metod je, že spektrum takto zpracovaných signálů je oproti metodám neparametrickým hladké. Další výhodou je snadné dodatečné zpracování spektra (automatický výpočet nízkofrekvenčních a vysokofrekvenčních výkonových složek) a jednoduchá identifikace střední frekvence každé složky. Nevýhodou může být nalezení vhodného modelu pro daný signál. [16]

Různé způsoby zpracování výkonových spekter jsou uvedeny na Obrázku 26 [16].

Zpracování a hodnocení:

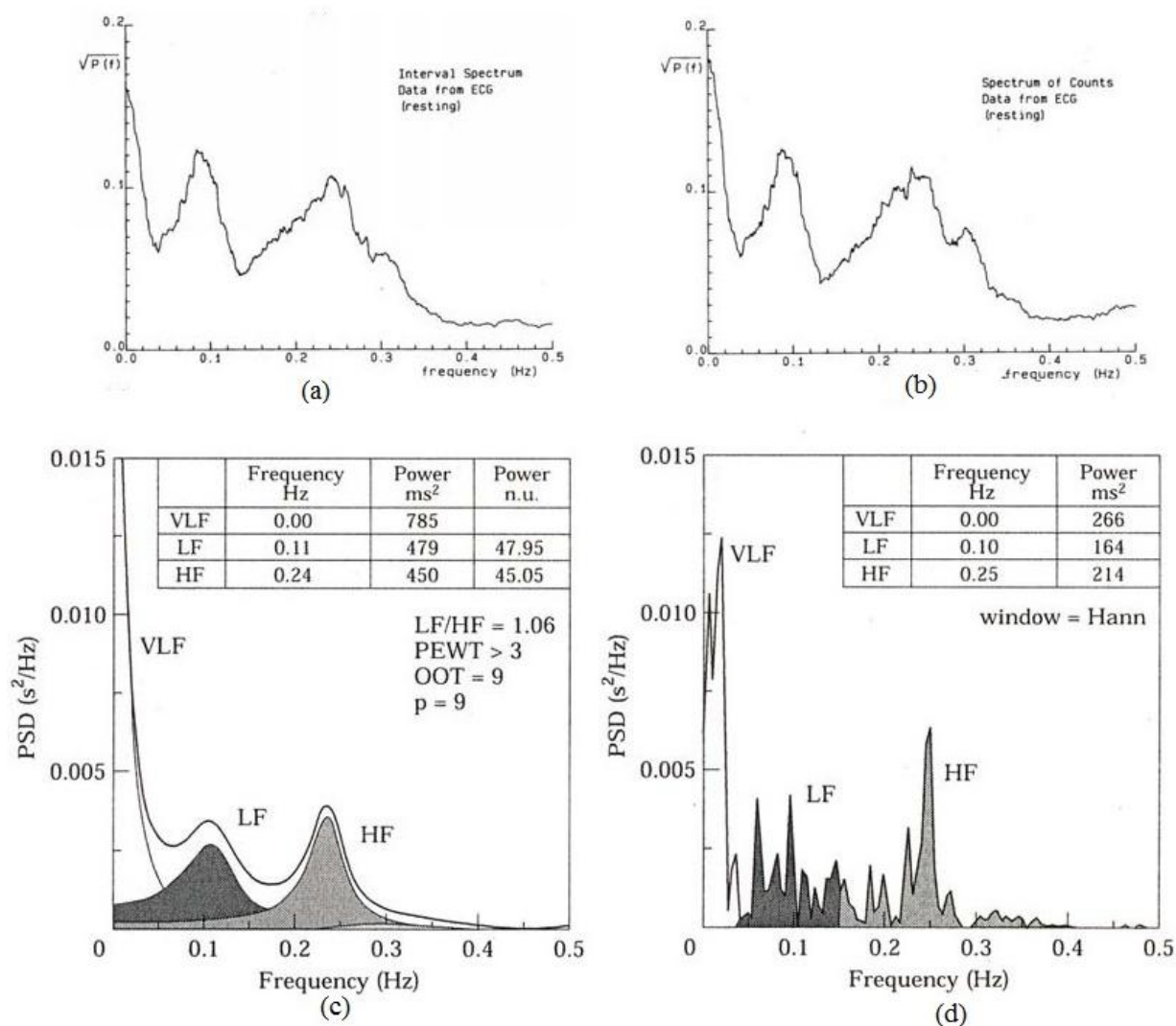
Při zpracování se hodnotí polohy extrémů výkonových spekter v zájmových pásmech:

- LF – typický mezi 0,04 a 0,15 Hz
- HF – typický mezi 0,15 a 0,40 Hz

Další měřené údaje pro krátkodobé a dlouhodobé záznamy uvádí Tabulka 3 [3] [7] [11] [16].

Tabulka 3: Měřené údaje výkonových spekter

Parametr	Jednotky	Frekvenční rozsah	Popis
Krátkodobé záznamy (5 min)			
VLF	$[\text{ms}^2]$	$\leq 0,04 \text{ Hz}$	Výkon na velmi nízkých kmitočtech
LF	$[\text{ms}^2]$	$0,04 - 0,15 \text{ Hz}$	Výkon na nízkých kmitočtech.
LFnorm	n. u.		Výkon LF v normalizovaných jednotkách. $\text{LF}/(\text{celkový výkon} - \text{VLF}) \times 100$
HF	$[\text{ms}^2]$	$0,15 - 0,4 \text{ Hz}$	Výkon na vysokých kmitočtech.
HFnorm	n. u.		Výkon HF v normalizovaných jednotkách. $\text{HF}/(\text{celkový výkon} - \text{VLF}) \times 100$
Celkový výkon	$[\text{ms}^2]$	přibližně $\leq 0,4 \text{ Hz}$	Změna RR intervalů během časového úseku.
Podíl výkonů			LF/HF
Dlouhodobé záznamy (24 hodin)			
ULF	$[\text{ms}^2]$	$\leq 0,003 \text{ Hz}$	Výkon na ultra nízkých kmitočtech.
VLF	$[\text{ms}^2]$	$0,003 - 0,04 \text{ Hz}$	Výkon na velmi nízkých kmitočtech.
LF	$[\text{ms}^2]$	$0,04 - 0,15 \text{ Hz}$	Výkon na nízkých kmitočtech.
HF	$[\text{ms}^2]$	$0,15 - 0,4 \text{ Hz}$	Výkon na vysokých kmitočtech.
A		přibližně $\leq 0,04 \text{ Hz}$	sklon lineární interpolace spektra v měřítku log-log
Celkový výkon	$[\text{ms}^2]$	přibližně $\leq 0,4 \text{ Hz}$	Změna všech RR intervalů.



Obrázek 26: Výkonová spektra: a) výkonové spektrum z řady RR intervalů, b) výkonové spektrum z řady neekvidistančních jednotkových impulsů, c) parametrická metoda, d) neparametrická metoda

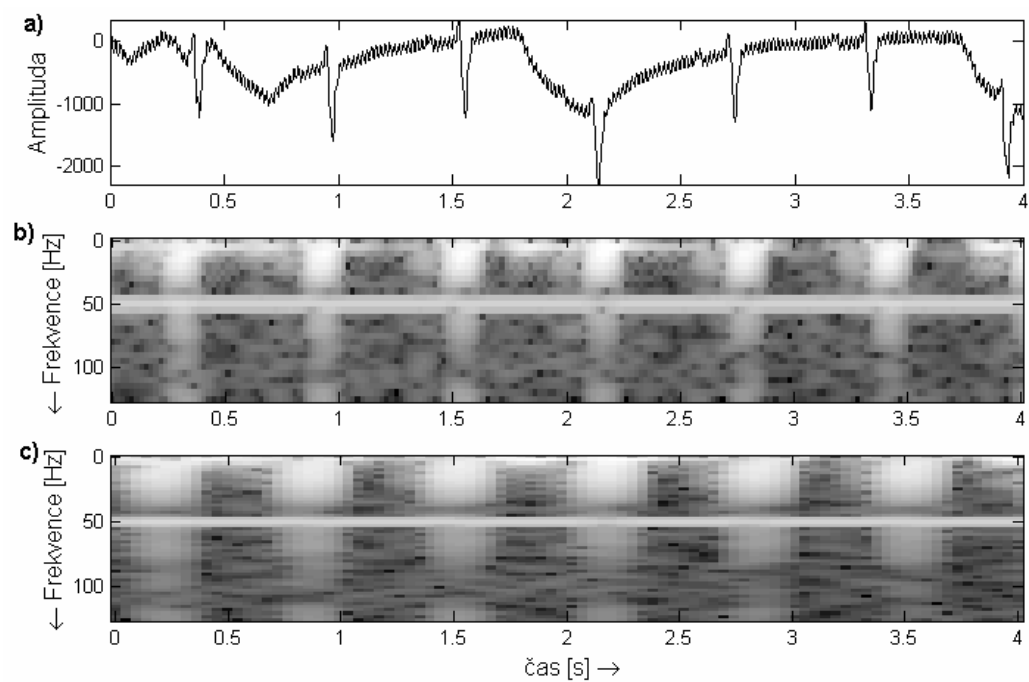
4.3 Analýza HRV v časově-frekvenční oblasti

V časově-frekvenční oblasti pracuje HRV analýza se spektrogramy (STFT – Short Time FT) nebo spojitými vlnkovými transformacemi.

Při zpracování spektrogramů je signál rozdělen na segmenty o délce N , které se mohou i překrývat. Spektrum je stanoveno z každého segmentu samostatně. Se zvyšujícím se N časové rozlišení klesá a naopak se zvyšuje frekvenční rozlišení. [16]

$$\Delta\Omega = 2\pi / NT \quad (23)$$

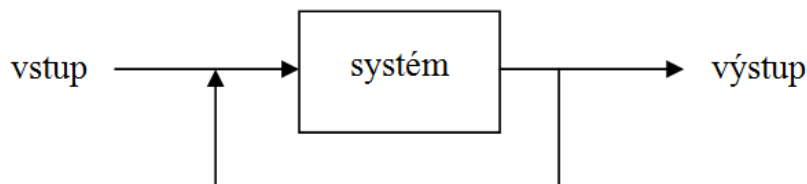
Způsob zpracování HRV analýzy v časově-frekvenční oblasti je uvedeno na Obrázku 27 [16].



Obrázek 27: Ukázky spektrogramů: a) analyzovaný signál, b) spektrogram $N=50$ vzorků s překrytím 45 vzorků, c) spektrogram $N=100$ vzorků s překrytím 90 vzorků

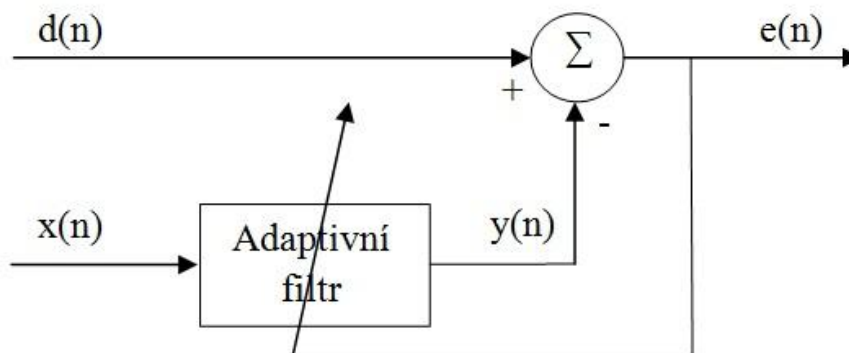
5 Biofeedback

Zpětná vazba, je proces, který umožňuje systému využít část výstupní informace jako nový vstup pro jeho další činnosti. Princip systému je zobrazen na schématu Obrázku 28.



Obrázek 28: Základní schéma biologické zpětné vazby

Uvedené schéma zpětné vazby je možné popsat také pomocí adaptivní filtrace či adaptivního systému. U adaptivního filtru dochází ke kontinuální změně parametrů podle předem stanoveného algoritmu. Adaptivní filtr využívá nejen informaci ze vstupu, ale také informace přicházející z výstupu celého systému. Adaptivní systém je poté popsán adaptivním filtrem a zpětnovazebním mechanismem přenosu informace (Obrázek 29 [41]). Vstupní a výstupní signály jsou popsány následovně: vstupní signál $d(n)$, referenční signál $x(n)$, výstupní signál $y(n)$ a chybový signál $e(n)$. Jako adaptivní filtr se nejčastěji používají FIR filtry, které se vyznačují neomezenou stabilitou, konečnou dobou trvání impulsní charakteristiky, jednoduchostí implementace a nenáročností matematického aparátu.



Obrázek 29: Schéma adaptivního systému

Koeficienty adaptivního filtru jsou voleny tak, aby výstupní signál $y(n)$ maximálně souhlasil se vstupním signálem $d(n)$. Snahou celého systému je minimalizace chybového signálu $e(n)$.

Zpětná vazba může být negativní nebo pozitivní. Negativní zpětná vazba znamená, že změna v jedné složce zpětnovazebního systému vede v konečném důsledku ke zmenšení této změny. Tento efekt má regulační charakter a udržuje celý systém v rovnováze.

Pozitivní zpětná vazba naopak znamená, že změna v jedné složce systému vede ke zvětšení této změny. Tato změna má deregulační charakter, dochází k rušení rovnováhy systému a může způsobit vznik nových struktur.[30]

Biofeedback je specifický druh zpětné vazby, která cvičí mysl reagovat na nové signály. Cílem je naučit se rozpoznávat tyto nové signály a příslušně na ně zareagovat – myslí, fyzicky. [48]

Biologická zpětná vazba, je proces, který je možno sledovat u všech živých organismů. Příkladem biologické zpětné vazby je tzv. homeostáza (udržování stálého vnitřního prostředí organismu, např. acidobazické rovnováhy).

5.1 Využití biofeedbacku

Principu biofeedbacku je užíváno v řadě terapeutických léčebných metod. Jedná se o metodu, při které dochází ke zlepšení zdravotního stavu pacienta (nemoci, bolestí, emočních stavů) tréninkem zpětné odpovědi na signály z jeho vlastního těla. K měření jsou užívány přístroje, které biologické signály změní, zpracují a na výstupu pacienta informují v podobě zvukové či obrazové zpětné vazby. Ve většině případů se biofeedback realizuje formou terapeutické hry, kterou pacient (klient) ovládá pomocí vlastních okamžitých reakcí (např. tep, pohyb, mysl).

V současné době je biofeedback využíván k léčbě migrény, tenzních bolestí hlavy i jiných typů bolestí. Své uplatnění nalézá biofeedback také při léčbě srdečních arytmií, či v úpravě nízkého/vysokého krevního tlaku. Dále je biofeedback užíván při léčbě epilepsie, poruch trávicího ústrojí, poruch oběhového systému, inkontinence, při ochrnutí i jiných pohybových poruchách. [32][48]

V praxi se užívá měření tepu, krevního tlaku, kožního odporu, svalového napětí, teploty, elektrické aktivity mozku a dalších mimovolních fyziologických procesů. Dle snímaných signálů se dělí biofeedback na EEG biofeedback (neurofeedback) [35], HRV biofeedback (změna srdeční frekvence), EMG biofeedback (svalový tonus) [31], EDR biofeedback (kožní odpor), PST biofeedback (tělesná teplota) a HEG biofeedback (hematoencefalografický). [45][48]

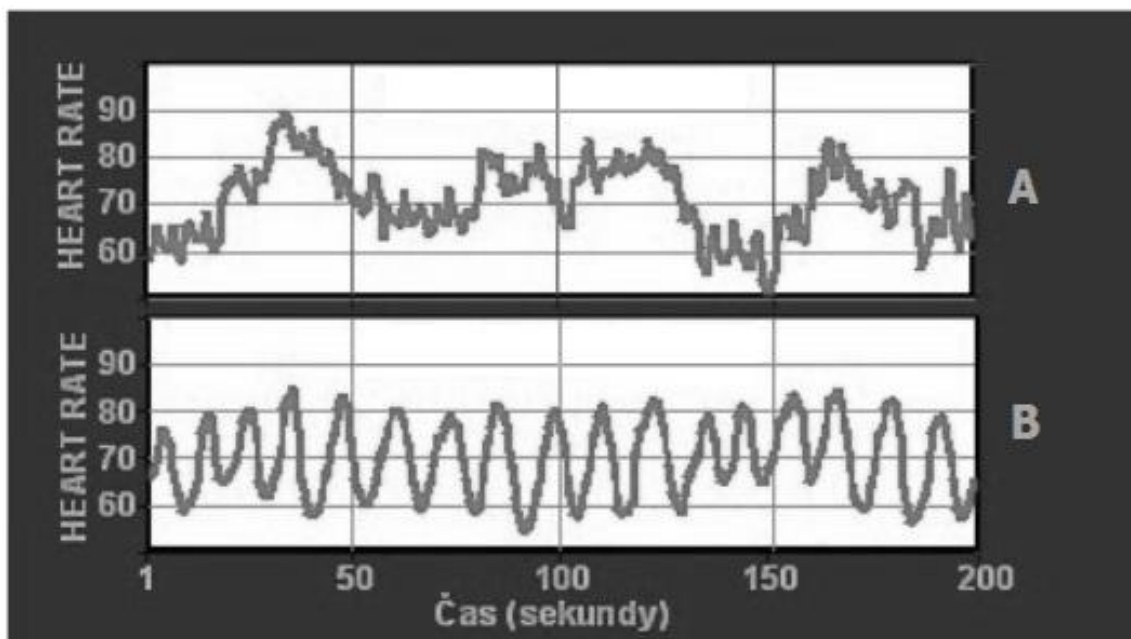
5.2 HRV biofeedback

HRV biofeedback je neinvazivní terapeutickou metodou založenou na učení klienta dosáhnout regulovaným dýcháním a celkovou relaxací maximální variability srdeční frekvence a posílení funkce baroreflexů. Cílem je také schopnost udržet stav maximální HRV po určitý časový interval. Pro zlepšení efektu biofeedbacku jsou vhodná různá relaxační cvičení, meditace či navození pozitivních emocí.

Terapie pomocí HRV biofeedbacku slouží k léčbě deprese [36], paniky, únavových stavů, stresových stavů jako jsou poruchy spánku, nervozita, úzkost. Dále se HRV biofeedback pozitivně projevuje při léčbě kardiovaskulárních nemocí, hypertenze, astmatu [25], ADD, ADHD, bolestí hlavy, břicha, svalů, fibromyalgie. Účinný je u chronického únavového syndromu a u poruch plynulosti řeči. Svě uplatnění nalézá HRV biofeedback také při léčbě stavů bezvědomí. Na toto téma byla provedena studie [47] s cílem navržení prototypu bezdrátového EKG biofeedbacku, který byl následně testován při sledování změn v HRV během navození kognitivního stavu bezvědomí. [11][28][38][39][48][49]

Při HRV biofeedbacku je využívána blízká souvislost variability srdeční frekvence se stavem autonomního nervového systému (ANS) – funkcí sympatiku a parasympatiku a s tím spojenou funkcí baroreflexu. Základní vlastností sympatiku je urychlování srdeční frekvence, oproti tomu parasympatikus srdeční frekvenci zpomaluje. Baroreceptory plní funkci stabilizace krevního tlaku, tzv. baroreceptorovou sensibilitu. Zvýšení krevního tlaku stimuluje baroreceptory, ty prostřednictvím parasympatiku vysílají signál k sinoatriálnímu uzlu, aby došlo ke snížení tepu. Snížení krevního tlaku taktéž stimuluje baroreceptory a ke zvýšení tepu dojde prostřednictvím sympatiku. Při nízkém HRV nebo porušené funkci baroreceptorů se nedokáže tělo přizpůsobit fyzickému a psychickému stresu či zátěži, neumí se vyrovnat s pocity strachu a úzkosti a dochází tím k rozvoji chorob. [11][28][29][39]

Vliv emocí na variabilitu srdeční frekvence je uveden na Obrázku 30 [40]. Vlivem frustrace, zlosti, úzkosti dominuje v autonomním nervovém systému sympatikus a způsobuje chaotický průběh HRV. V případě pozitivních emocí, chválení, radosti převládá v autonomním nervovém systému parasympatikus a křivka HRV je velmi podobná sinusovému rytmu.



Obrázek 30: Vliv emocí na HRV (A – frustrace, B – ocenění)

Změna hodnot HRV (viz kapitola 4), je také úzce závislá na dechové frekvenci. Při nádechu dochází ke zvýšení, při výdechu naopak ke snížení HRV (respirační sinusová arytmie – RSA). Pro množství změn spojených s dýcháním se dá použít index „vagového tonu“. Vysoká RSA se projevuje zvýšením pulsové frekvence při nádechu a snížením při výdechu. Při tomto typu dýchání dochází k vysokému tonu vagu, vysoké aktivitě parasympatiku a tím i ke značným proměnám v srdečním rytmu. Naopak nízká RSA je zapříčiněna menší aktivitou vagu nebo zvýšenou aktivitou sympatiku. [15][28][39]

Možnostmi ovlivnění autonomní nervové soustavy respiračním tréninkem se zabývá studie autorů Qiang Z., Fei Z. a Ying-ying X. [34]. Cílem této studie bylo naučit pacienty kontrolovat stav autonomního nervového systému a dosáhnout tak rovnováhy mezi činnostmi sympatiku a parasympatiku a tím účinně snižovat úzkost, depresi a další stresové stavy. Ukazatelem biofeedbacku, tedy zpětnou vazbou pro pacienta, bylo právě měření HRV.

Na základě poznatků o vlivu respirace na HRV bylo sestaveno několik zařízení. V posledních letech je snaha zaměřit se především na vývoj přenosných zařízení, která jsou výhodnější z hlediska velikosti, ceny, praktičnosti a jsou dostupná i pro domácí použití [10] [21] [53]. Některá zařízení využívají možnosti zabudovat software do SmartPhonů [52] a pacient tak může trénovat prakticky kdekoliv.

HRV biofeedback je možné také propojit s měřením vodivosti kůže. O způsobu a užití této metody pojednává článek „*GSR and HRV: its application in clinical diagnosis*“ [1]. Tato metoda nalézá uplatnění v terapii fobií, úzkostných stavů a napomáhá ke zvyšování relaxace během hypnózy.

Většina výše popsaných metod HRV biofeedbacku využívá ke zpětné vazbě pacientovi obrazovou informaci v podobě grafů či jiných grafických prostředků (obrázků). Existují však i terapeutická cvičení, která pacientovi poskytují zpětnou vazbu ve formě zvuku – hudby, zpěvu, výstražných zvuků. Výhodou akustické zpětné vazby je, že nebrání pacientovi ve vykonávání další činnosti, protože není nucen kontrolovat neustále grafickou informaci o účinnosti biofeedbacku.

Jedna ze studií, která byla na toto téma provedena, je založena na převedení dat získaných analýzou HRV přes tzv. MIDI¹ do digitálních hudebních dat [51]. Systém reaguje v reálném čase na změny v srdeční frekvenci pacienta a získaná data převádí na tóny s určitou výškou a tempem.

Další možností HRV biofeedbacku s akustickou zpětnou vazbou je pouštět pacientovi různé melodie na základě jeho emocionálního (psychického) stavu. Na základě tohoto předpokladu bylo sestaveno zařízení (smart sensor), které snímá EKG svody umístěné na pravém uchu a levém rameni a po provedení HRV analýzy vybírá z databáze v MP3

¹ MIDI – Musical Instrument Digital Interface

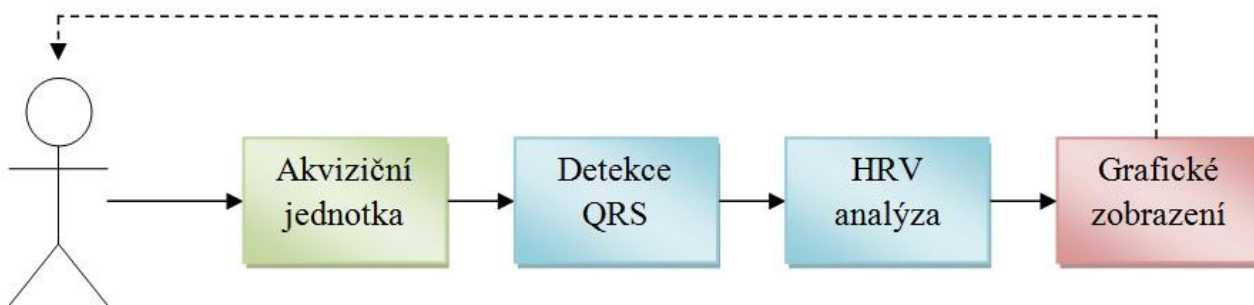
přehrávači vhodnou skladbu. Sensor dále nahrává aktuální GPS souřadnice a přes Bluetooth posílá všechna data do PC klienta, kde jsou dále zpracovávána [44].

Na podobném principu funguje novější zařízení iHeartLift [12], které porovnává real-time HRV s databází MTV² a na základě výsledků vybírá vhodnou skladbu. Cílem systému je zlepšení stavu srdeční činnosti.

² MTV – Music Tempo Variability

6 Realizace terapeutické hry

Terapeutická hra pro účely aplikace EKG biofeedbacku je realizována užitím akviziční jednotky Biopac. Pomocí této jednotky je snímáno EKG v reálném čase a následně zpracováváno v programovém prostředí Matlab (detekce QRS, HRV analýza). Grafické zobrazení je taktéž řešeno v programovém prostředí Matlab – GUI. Na Obrázku 31 je znázorněno blokové schéma, ze kterého návrh terapeutické hry vychází. Cílem terapeutické hry je naučit tréninkem pacienta uvolnit se, uklidnit se, pravidelně dýchat a tím dosáhnout stabilní tepové frekvence na optimální hladině.



Obrázek 31: Schéma návrhu terapeutické hry

Snímání EKG při aplikaci terapeutické hry je realizováno ve čtyřech intervalech trvajících 5 minut. Celková doba aplikace cvičení biofeedbacku bude 15 minut. Tento způsob snímání je inspirován studií HRV biofeedbacku [23] a [24].

- 1) A: klidová část před biofeedbackem (pacient je uvolněný, má otevřené oči, nehýbe se)
- 2) B: prvních 5 minut tréninku biofeedbacku
- 3) C: posledních 5 minut tréninku biofeedbacku
- 4) D: klidová část po biofeedbacku (stejně podmínky jako před biofeedbackem)

Před zahájením biofeedbacku je pacient poučen o vhodném chování během biofeedbacku. Pacient má být maximálně uvolněný, nehýbat se, nemluvit a snažit se pravidelně dýchat.

Pro efektivnější využití frekvence dýchání při HRV biofeedbacku je možné před zahájením tréninku naučit pacienta dýchat dle určité (jemu vlastní) rezonanční frekvence, tak aby na této frekvenci byla maximální amplituda HRV. Pro zjištění maximální amplitudy HRV sleduje pacient na obrazovce monitoru po dobu 2 minut pohybující se obrazec (nahoru a dolů) a společně s pohyby obrazce dýchá. Obrazec se pohybuje takovou rychlostí, aby frekvence dýchání odpovídala 4,5 dechů/min, 5 dechů/min, 5,5 dechů/min, 6 dechů/min a 6,5 dechů/min. Po stanovení frekvence dýchání s maximální amplitudou HRV cvičí pacient dýchání s touto frekvencí denně vždy po dobu 20 minut. [23]

6.1 Akviziční jednotka

Snímání EKG je realizováno akviziční jednotkou Biopac, systémem MP100. Bližší popis systému je uveden v kapitole 2.5. Pro účely terapeutické hry je snímání EKG realizováno systémem bipolárních Einthovenových svodů s využitím jednoho modulu EKG100C. Způsob propojení elektrod s modulem je uveden na Obrázku 11. Barevné značení použitých elektrod je uvedeno v Tabulce 4.

Tabulka 4: Barevné značení elektrod systému Biopac

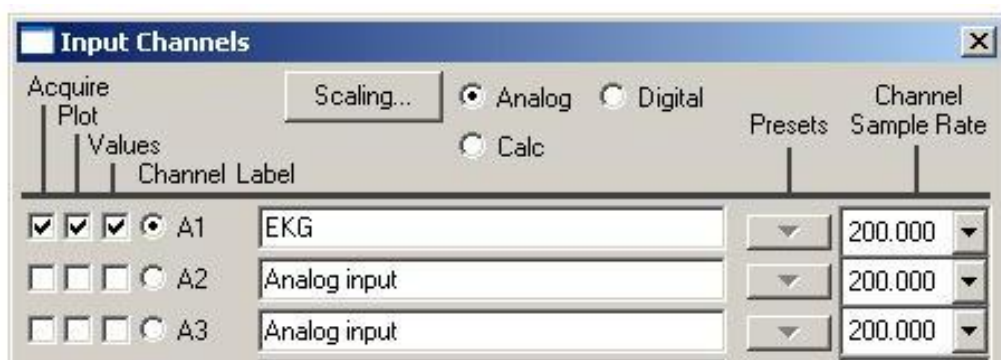
Umístění	Barva	Označení
pravé zápěstí	bílá	RA
levé zápěstí	červená	LA
pravá noha	černá	LL

Nastavení modulu EKG100C bylo provedeno následovně:

- GAIN: 5000
- MODE: NORM
- 35 Hz LP: ON
- HP: 0,05 Hz

Oproti doporučenému nastavení [6], byla zvýšena hodnota zesílení z 2000 na 5000. Nastavení filtru typu HP bylo naopak sníženo z doporučovaných 0,5 Hz na 0,05 Hz. S tímto nastavením bylo dosahováno lepších výsledků při měření a hodnocení EKG signálu. Parametry akvizice AcqKnowledge® Software byly nastaveny dle doporučení a potřeb ukládání jednotlivých záznamu následovně:

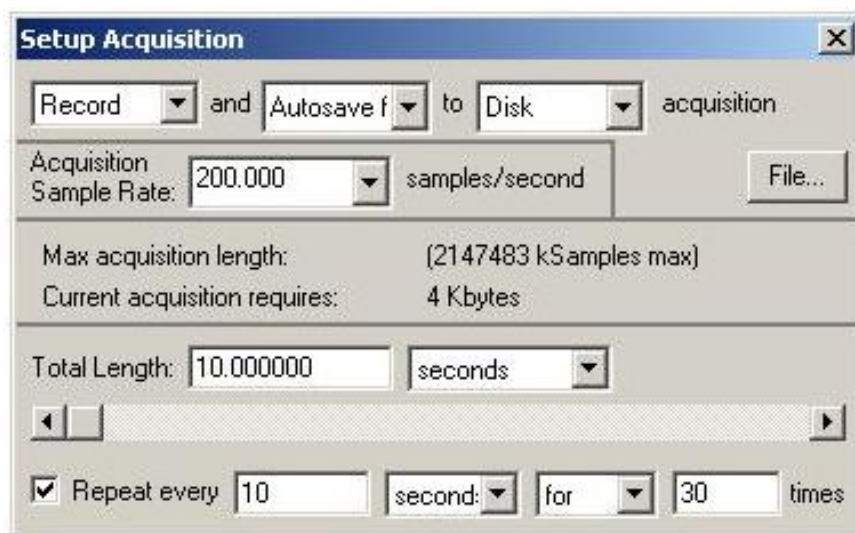
Nastavení kanálu pro snímání EKG (Obrázek 32): analogový vstup, kanál A1, vzorkovací frekvence kanálu 200 Hz.



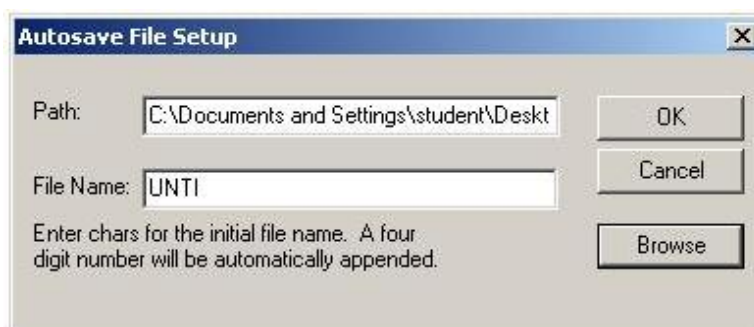
Obrázek 32: Ukázka nastavení kanálu pro snímání EKG

Nastavení parametrů akvizice (Obrázek 33):

- Record, Autosave file, Disk (nahrávání EKG signálu, automatické uložení do složek v paměti disku)
- Vzorkovací frekvence akvizice: 200 Hz
- Total length: 10 s (délka jednoho záznamu)
- Repeat every: 10 s for 30 times / for 90 times (nastavení opakování záznamu, zde po 10 s dojde k uložení záznamu a záznam je uskutečněn celkem 30x / 90x (celkový záznam 5 min / 15 min))
- volba File pro ukládání naměřených záznamů EKG:
 - o zvolit složku, ve které je uložen program EKG biofeedbacku
 - o název ukládaných měření ponechat na UNTI (tomuto nastavení odpovídá program EKG biofeedbacku)



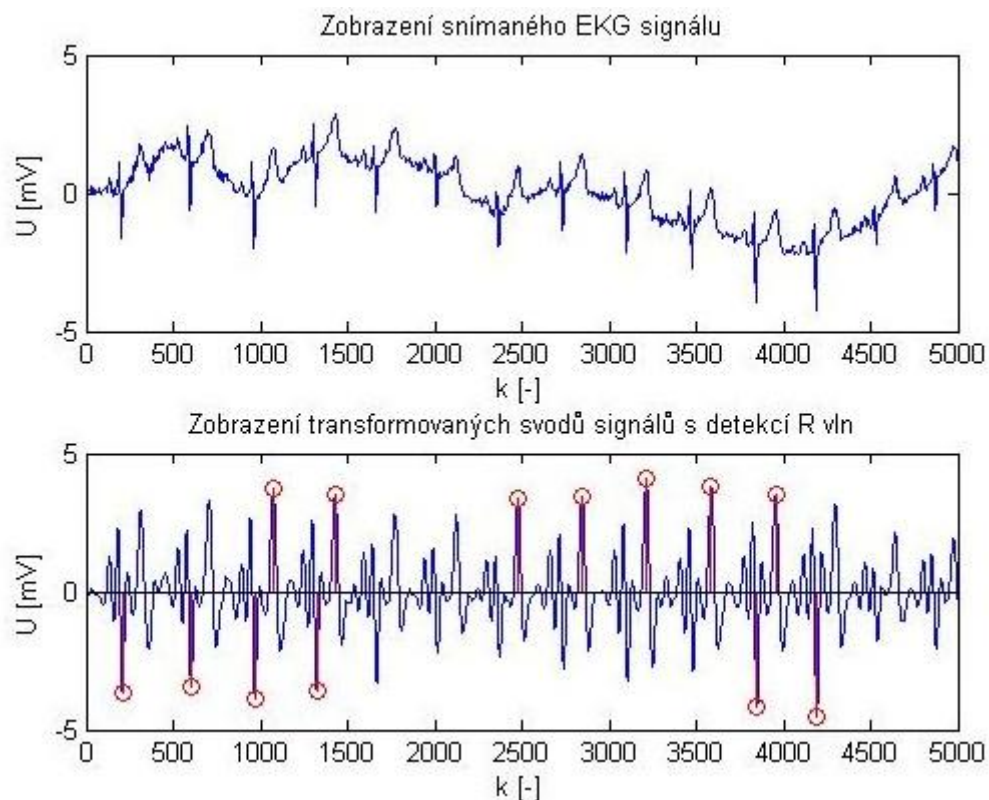
Obrázek 33: Ukázka nastavení parametrů akvizice



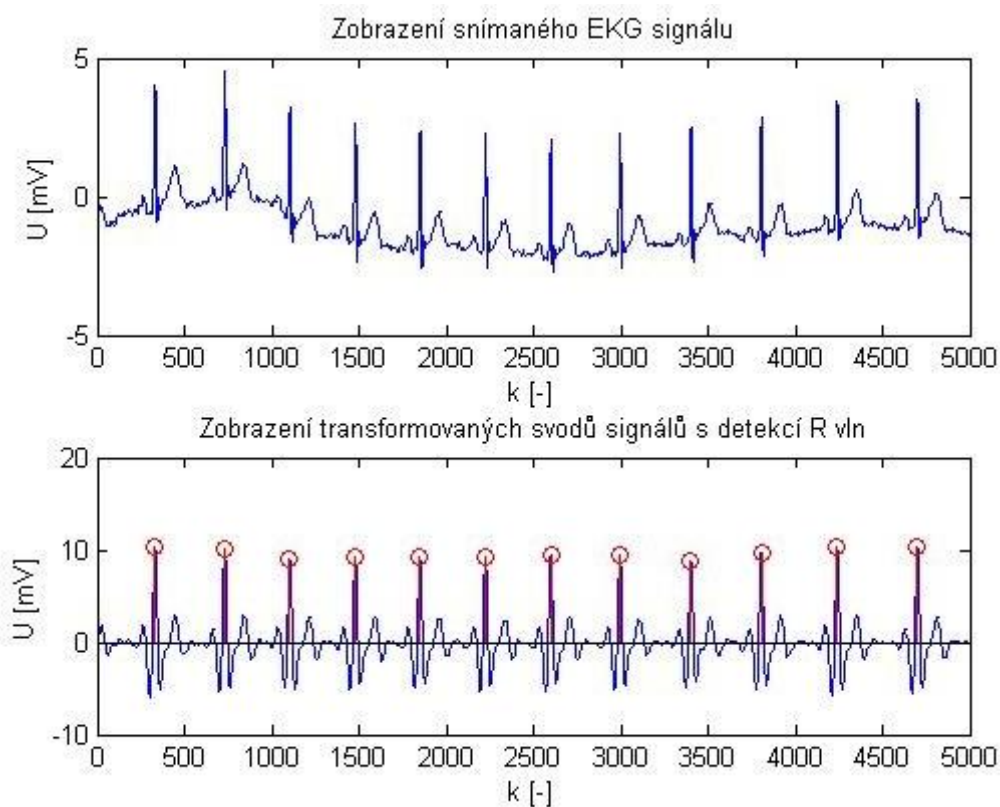
Obrázek 34: Ukázka nastavení volby složky pro ukládání záznamů EKG

Pro snímání EKG signálu je běžně doporučováno volit vzorkovací frekvenci 500 Hz. Tato volba se však ukázala jako nevhodná. Detekce QRS komplexu byla u většiny provedených měření pro tuto vzorkovací frekvenci nepřesná (Obrázek 35). Přesná detekce byla dosažena pouze v případě, kdy QRS komplex dosahoval poměrně vysokých hodnot

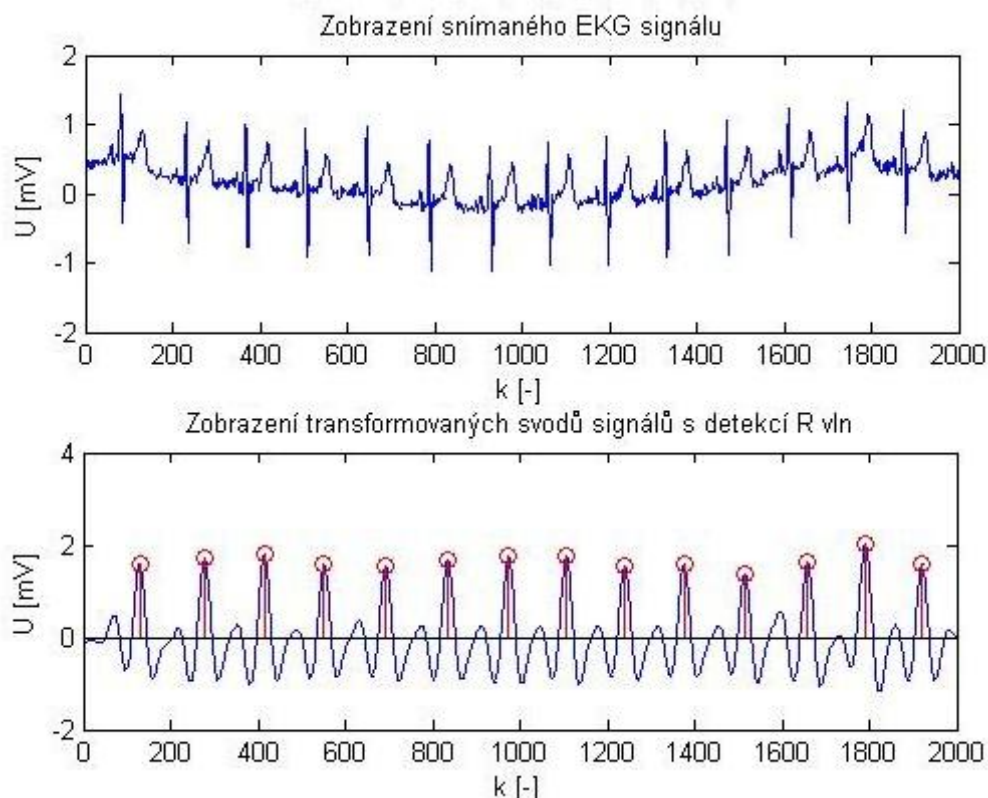
napětí (Obrázek 36). Vhodnější bylo použití $f_{vz} = 200$ Hz. Tato frekvence je také doporučována společností Biopac Systems, Inc [6] (Obrázek 37).



Obrázek 35: Nevhodně zvolená vzorkovací frekvence 500 Hz



Obrázek 36: Úspěšná detekce QRS komplexu pro vzorkovací frekvenci 500 Hz



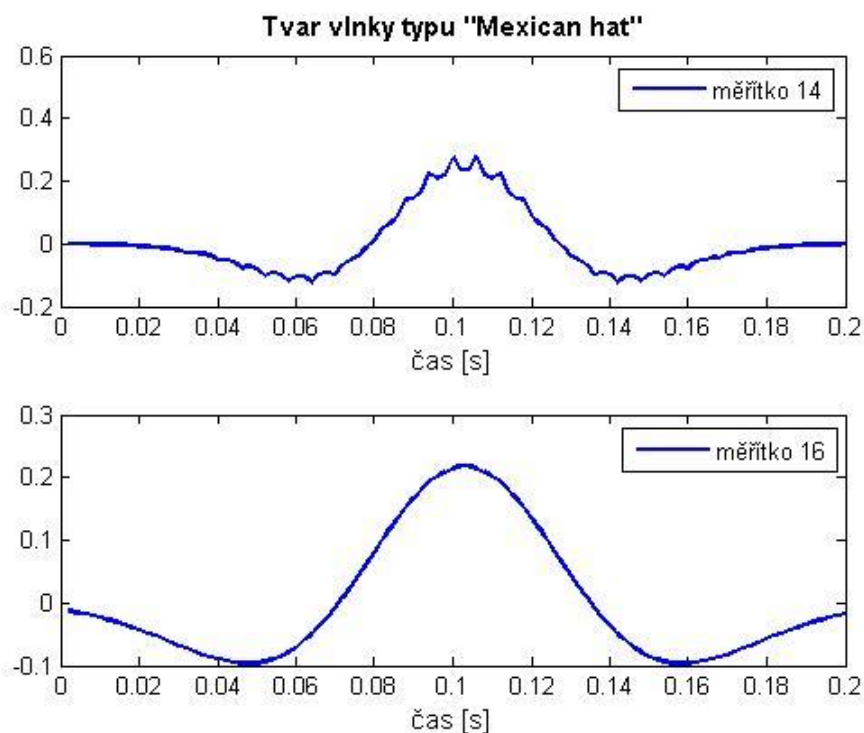
Obrázek 37: Úspěšná detekce s použitím vzorkovací frekvence 200 Hz

6.2 Detekce QRS komplexu

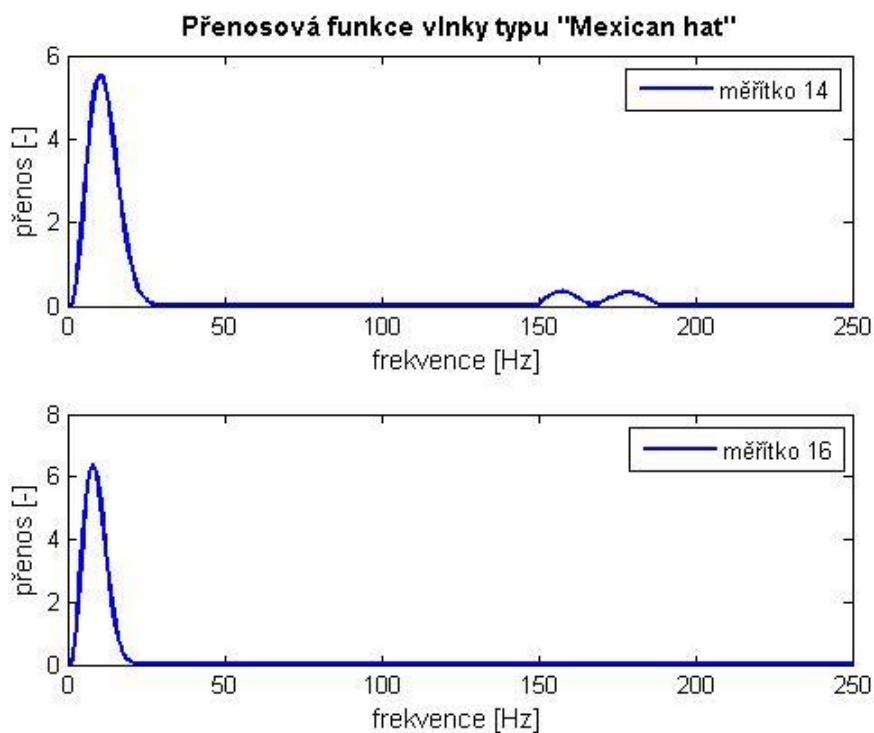
Terapeutická hra vychází z měření velikosti RR intervalů a porovnávání jejich odchylky. Je tedy nutné zvolit co nejspolehlivější metodu detekce QRS komplexu (R vln).

Realizace použitého detektoru QRS komplexu vychází z vlnkových transformací popsanych v kapitole 3.3. Tato realizace je zvolena s ohledem na spolehlivost detekce QRS komplexů, kdy QRS komplexy představují vysokofrekvenční složky signálu EKG, na které vhodně zvolené vlnky spolehlivě reagují.

Základním předpokladem je užití spojitě vlnkové transformace, která je realizována konvolucí signálu EKG s impulzní charakteristikou filtru danou časovou reverzí patřičně roztažené vlnky $\psi(t)$. V závislosti na dostupné literatuře [22] a na provedení zkušebních měření, byla zvolena symetrická vlnka typu „Mexican hat“ jejíž tvar a přenosová funkce jsou znázorněny na Obrázku 38 a Obrázku 39. Na uvedených obrázcích jsou srovnána dvě měřítka vlnky. Hladký tvar vlnky i přenosové funkce zajistí použití měřítka 16.



Obrázek 38: Tvar vlnky typu "Mexican hat" s měřítkem 14 a 16



Obrázek 39: Přenosová funkce vlnky typu "Mexican hat" pro měřítko 14 a 16

Přenosová funkce vlnky (spektrum) spadá do oblasti od 2 Hz do 20 Hz, což odpovídá frekvenčnímu rozsahu QRS komplexu, který je uváděn mezi 10 – 15 Hz (Tabulka 2).

Volba symetrické vlnky je optimální z hlediska transformace vrcholů původního signálu opět na vrcholy.

Vzhledem k faktu, že konečná délka EKG signálu, by způsobila na okrajích transformovaného signálu zkreslení, bylo nutno délku snímaného EKG signálu upravit. K této úpravě bylo použito prodloužení signálu opakováním krajních hodnot (první hodnoty na začátku a poslední hodnoty na konci signálu) v délce odpovídající polovině délky vlnky typu „Mexican hat“ v měřítku 16. Další možností by bylo prodloužení signálu nulami, periodizací, reflexí nebo prodloužení s hladkou derivací.

Po prodloužení signálu je již možné provést konvoluci EKG signálu s vlnkou „Mexican hat“ a následně transformovaný signál upravit odstraněním prodloužených a zpožděných částí.

Při detekci QRS komplexu využitím symetrické vlnky dochází k lokalizaci nadprahových extrémů. Postup detekce u jednotlivých vzorků signálu byl zvolen dle následujících tří podmínek, které vyhovující vzorky označí za QRS komplexy [46]:

1. $abs(x(i)) > abs(x(i-1))$
2. $abs(x(i)) > abs(x(i+1))$
3. $abs(x(i)) > práh$

Práh nutný pro splnění poslední podmínky byl stanoven empiricky s ohledem na přesnost detekce QRS komplexů jako 1,7 násobek směrodatné odchylky počítané ze všech hodnot transformovaného signálu pro vzorkovací frekvenci $f_{vz} = 200$ Hz. (Při zkušebních měřeních se vzorkovací frekvencí 500 Hz byl práh volen jako 2,6 násobek směrodatné odchylky.)

$$prah = 1,7 * \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (24)$$

6.3 HRV analýza

Analýza variability srdeční frekvence je zaměřena na časovou analýzu, která je pro účely terapeutické hry postačující.

AcqKnowledge[®] Software umožňuje stanovení RR intervalů, tepové frekvence a výpočet HRV analýzy přímo. Pro možnost individuálního nastavení a řešení však zpracování signálu probíhá v programovém prostředí Matlab.

Vzhledem k aplikaci HRV analýzy v terapeutické hře, je nutno veškeré operace provádět v reálném čase. Tento fakt se může negativně projevit časovým zpožděním v odpovědi na reakce pacienta.

Snímaný signál EKG pacienta je ukládán vždy po 10 s záznamu. V těchto úsecích signálu EKG jsou detekovány QRS komplexy a postupně stanovovány velikosti jednotlivých RR intervalů a je počítána jejich střední hodnota. Dále je vypočtena směrodatná odchylka (SDNN) a odmocnina průměru kvadrátů diferencí sousedních RR intervalů (RMSSD). Z celého měření je na závěr stanoven histogram RR intervalů a je možno zobrazit Poincarého mapy RR intervalů. Další stanovované hodnoty jsou uvedeny v Tabulce 5.

Tabulka 5: Stanovované hodnoty ze záznamu EKG (zvýrazněné hodnoty slouží k realizaci pohybu kuličky)

Měřená veličina	Z každé části* záznamu EKG	Z celého záznamu EKG
Průměr RR intervalů [s, počet vzorků]	•	•
SDNN [s, počet vzorků]	•	•
RMSSD [s, počet vzorků]	•	•
Tepová frekvence [tepů/min, tepů/s]	•	•
Průměr RR intervalů pro určitý krok [s, počet vzorků]	•	
Odchylka mezi jednotlivými průměrnými intervaly s daným krokem [s, počet vzorků]	•	
Procentuální odchylka mezi jednotlivými průměrnými intervaly s daným krokem [%]	•	•

* část záznamu EKG odpovídá jednomu 10 s záznamu

6.4 Grafické zobrazení

6.4.1 Pohyb kuličky

Navržená terapeutická hra reaguje na hodnoty procentuální odchylky tepové frekvence a pomocí grafického výstupu informuje pacienta o výsledcích tréninku. Úkolem pacienta při cvičení HRV biofeedbacku je umístit kuličku (tlumený harmonický oscilátor) do důlku, čehož se dosáhne dostatečnou stabilizací tepové frekvence.

Procentuální odchylka tepové frekvence je získána následovně:

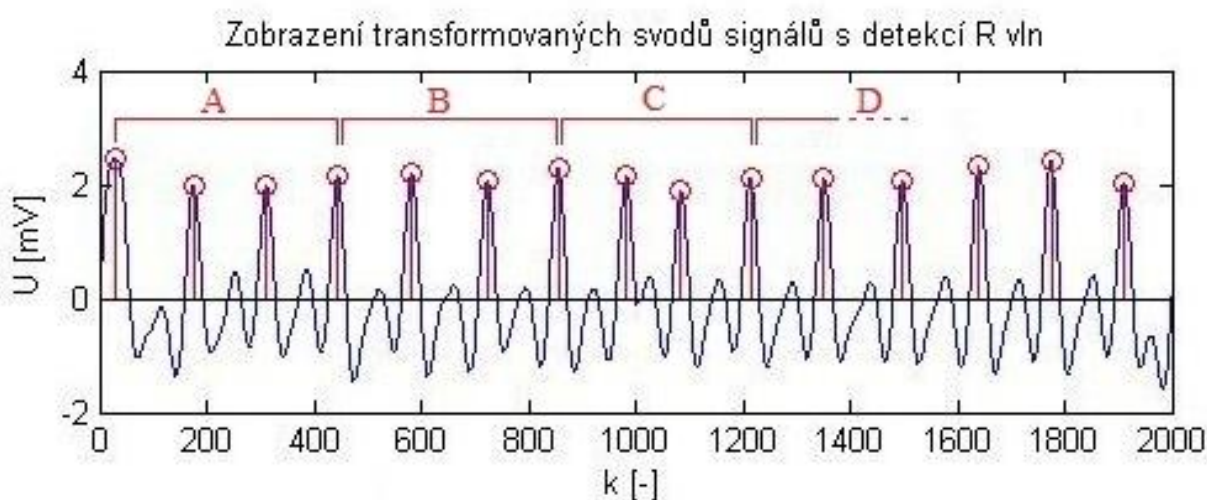
- je stanoven průměr RR intervalů pro určitý krok (Obrázek 40)
- je stanoven rozdíl těchto průměrných RR intervalů (odchylka)

$\text{odchylka1} = \text{průměrB} - \text{průměrA}$
 $\text{odchylka2} = \text{průměrC} - \text{průměrB}$
 \vdots

c) na základě vypočtené odchylky je následně stanovena procentuální odchylka:

$\text{procenta1} = \text{abs}(\text{odchylka1[s]} / \text{průměr všech RR intervalů[s]}) * 100$
 $\text{procenta2} = \text{abs}(\text{odchylka2[s]} / \text{průměr všech RR intervalů[s]}) * 100$
 \vdots

Jako průměr všech RR intervalů je brán průměr všech RR intervalů z jednoho záznamu EKG provedeného akviziční jednotkou Biopac (z 10 s). Číselné hodnoty procenta1, procenta2, ... odpovídají procentuální odchylce tepové frekvence.



Obrázek 40: Způsob stanovení průměru RR intervalů pro krok 3

Pohyb kuličky vychází z přeměny energie v mechanickém oscilátoru – pružině. V tomto případě se jedná o přeměnu potenciální energie pružnosti v kinetickou energii a naopak. Při průchodu rovnovážnou polohou má oscilátor největší rychlost a tím i největší kinetickou energii $E_k = \max$ a nulovou potenciální energii $E_p = 0$. Naopak v největší výchylce je kinetická energie oscilátoru nulová $E_k = 0$ a potenciální energie maximální $E_p = \max$.

Celková energie oscilátoru E_{celk} je konstantní a je rovna součtu klidové energie oscilátoru E_0 a energie kmitání E_{km} dodané oscilátoru při uvedení do kmitavého pohybu. Energie kmitání je přímo úměrná druhé mocnině amplitudy výchylky a druhé mocnině úhlové frekvence vlastního kmitání [13].

$$E_{celk} = mgh + \frac{1}{2}k\Delta l^2 + \frac{1}{2}ky^2 + \frac{1}{2}mv^2 = E_0 + E_{km} \quad (25)$$

$$E_{km} = \frac{1}{2}ky_m^2 \sin^2 \omega t + \frac{1}{2}mv_m^2 \cos^2 \omega t = \frac{1}{2}ky_m^2 + \frac{1}{2}mv_m^2 = konst., \quad (26)$$

kde m je hmotnost tělesa, g tíhové zrychlení, h výška rovnovážné polohy, k tuhost pružiny, Δl prodloužení pružiny, y výchylka, v okamžitá rychlost a ω úhlová frekvence.

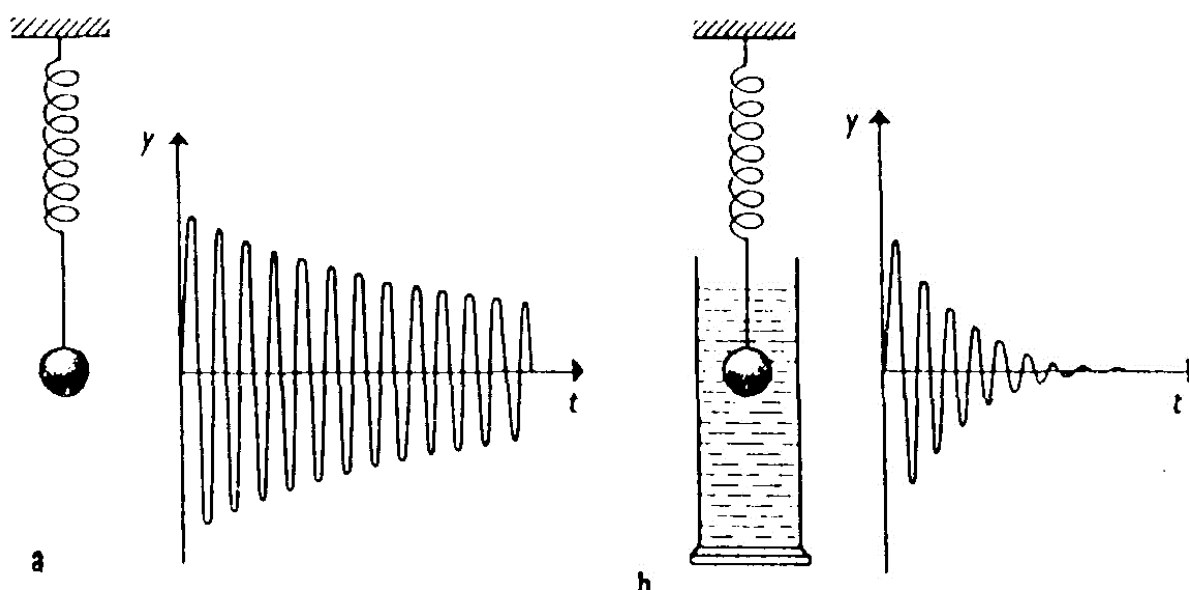
Výchylku při harmonickém kmitání oscilátoru vypočteme ze vztahu [8]:

$$x = A \cos(\omega_0 t + \varphi), \quad (27)$$

kde A je amplituda, ω_0 úhlová frekvence, t čas a φ fáze kmitavého pohybu. Pro úhlovou frekvenci platí:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}}. \quad (28)$$

V reálném prostředí však dochází k postupnému útlumu kmitání pružiny (Obrázek 41 [13]). Tato vlastnost pružiny je využita při řešení grafického zpracování terapeutické hry. Přesněji je využito tlumení pružiny způsobené odporem prostředí odpovídající Obrázku 41 b). Odůvodnění volby tlumení pružiny je uvedeno níže.



Obrázek 41: Reálné kmitání pružiny: a) tlumení způsobené vnitřní stavbou pružiny, b) tlumení způsobené odporem prostředí

Výchylka tlumeného harmonického oscilátoru je vypočtena ze vztahu [8]:

$$x = Ae^{-\gamma t} \cos(\omega_1 t + \varphi) \quad (29)$$

Dále platí, že:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}}, \quad (30)$$

$$\gamma = \frac{b}{2m}, \quad (31)$$

$$\omega_1 = \sqrt{(\omega_0^2 - \gamma^2)}, \quad (32)$$

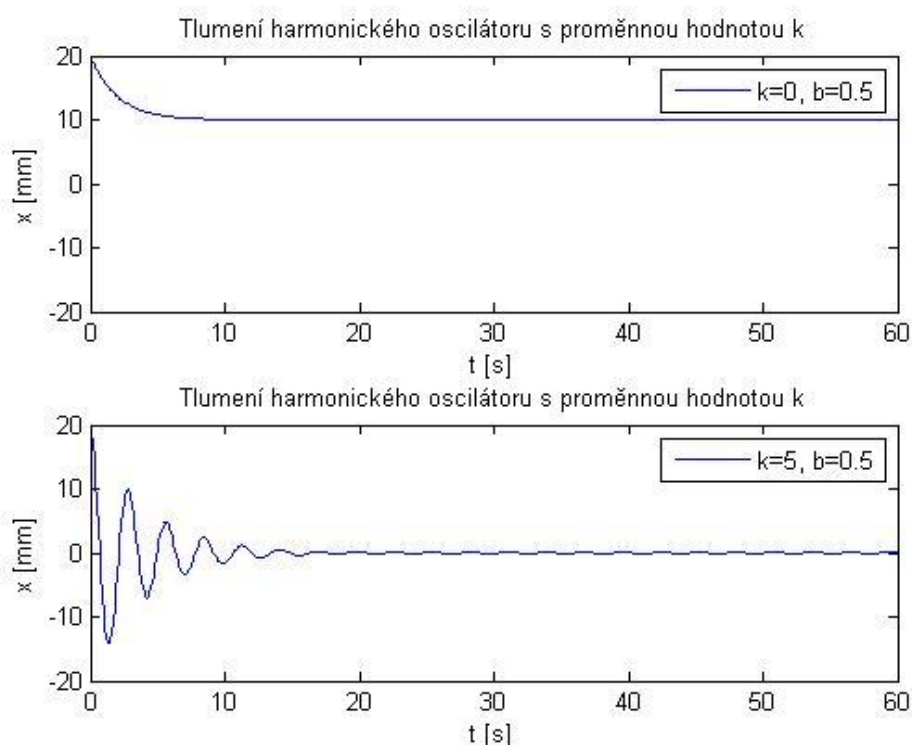
kde b je součinitel odporu, γ tlumicí faktor a ω_1 tlumená frekvence.

Původní záměr realizace terapeutické hry, byl ovlivňovat tuhost pružiny. Po provedení několika simulací tlumeného pohybu pružiny se jako výhodnější ukázala volba ovlivnění tlumicího faktoru, tedy součinitele odporu b .

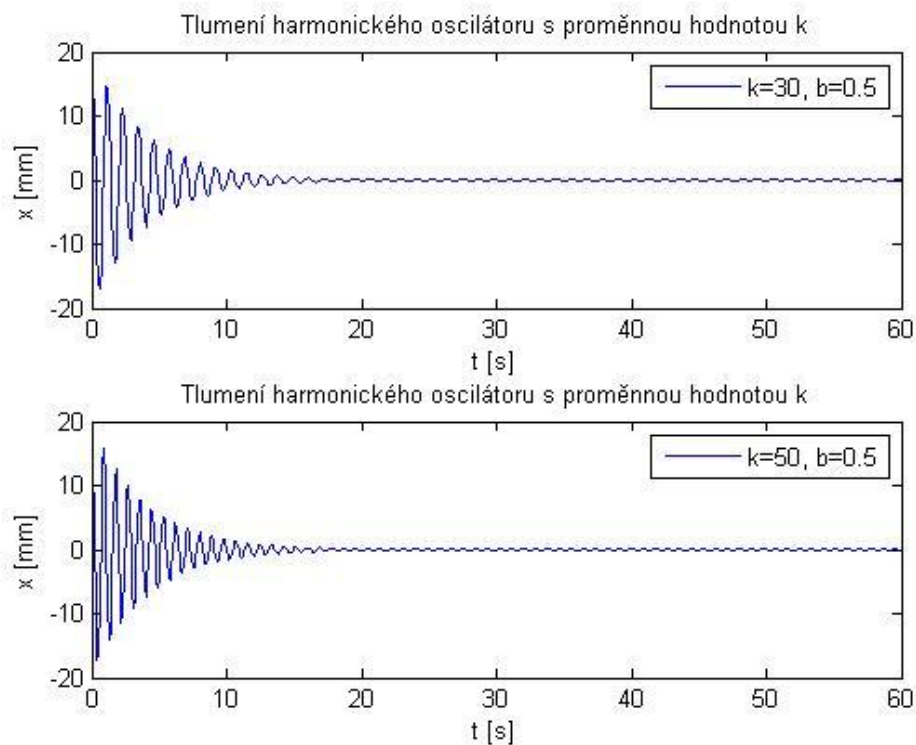
Tato volba vychází z následujícího předpokladu. Při minimální procentuální odchylce tepové frekvence dojde k rychlému utlumení kmitavého pohybu kuličky. Naopak při vysoké odchylce (100 % a výše) k tlumení nebude docházet vůbec a kulička bude stále kmitat s původní amplitudou.

Chování kuličky při různých nastaveních tuhosti pružiny k a součinitele odporu b jsou zobrazena na následujících obrázcích. Pohyb kuličky vychází z rovnice (29). Amplituda je nastavena na hodnotu 20 mm, hmotnost na 1 g, a počáteční fáze je nulová. Toto nastavení je pro všechny případy simulací stejné.

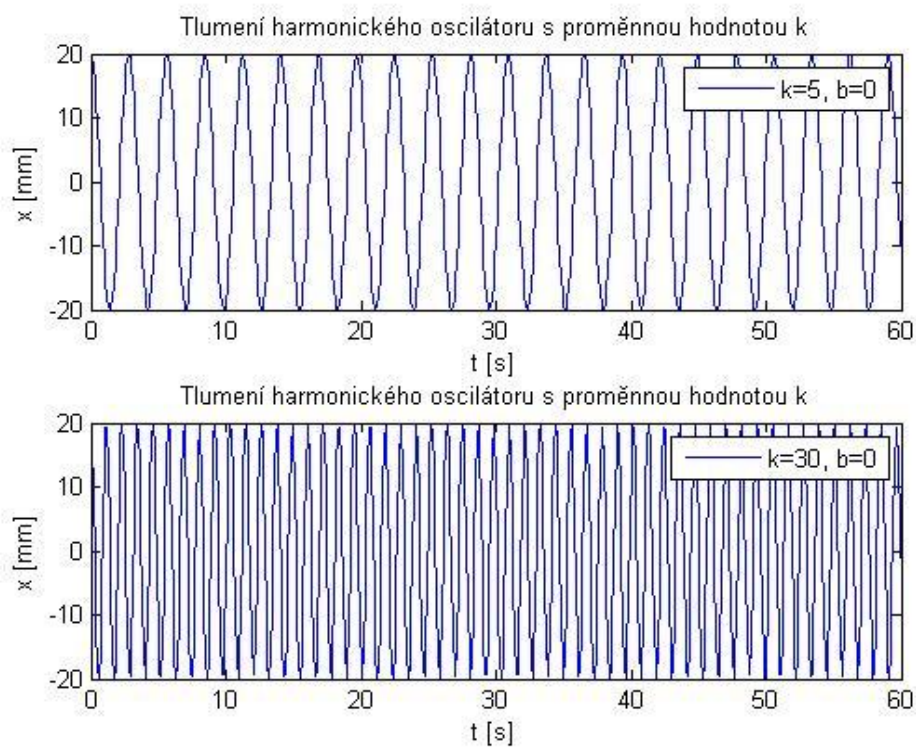
a) Součinitel odporu konstantní, proměnná hodnota tuhosti pružiny



Obrázek 42: Tuhost pružiny nastavena na $k = 0 \text{ N/m}$ a $k = 5 \text{ N/m}$ (součinitel odporu konstantní $b = 0.5$)



Obrázek 43: Tuhost pružiny nastavena na $k = 30 \text{ N/m}$ a $k = 50 \text{ N/m}$
(součinitel odporu konstantní $b = 0.5$)



Obrázek 44: Součinitel odporu $b = 0$, tuhost pružiny $k = 5 \text{ N/m}$ a $k = 30 \text{ N/m}$

Při zachování konstantního nastavení součinitele odporu na hodnotu $b = 0,5$ a různém nastavení tuhosti pružiny se nedosáhne situace, že by pružina kmitala v některém z nastavení stále se svojí původní amplitudou (Obrázek 42 a 43). Ovlivněním tuhosti pružiny dojde pouze ke změně počtu kmitů. S nulovou hodnotou tuhosti dojde k okamžitému útlumu pružiny. Zvyšující se hodnota tuhosti ovlivní počet kmitů nutných k utlumení pružiny během stejného časového intervalu.

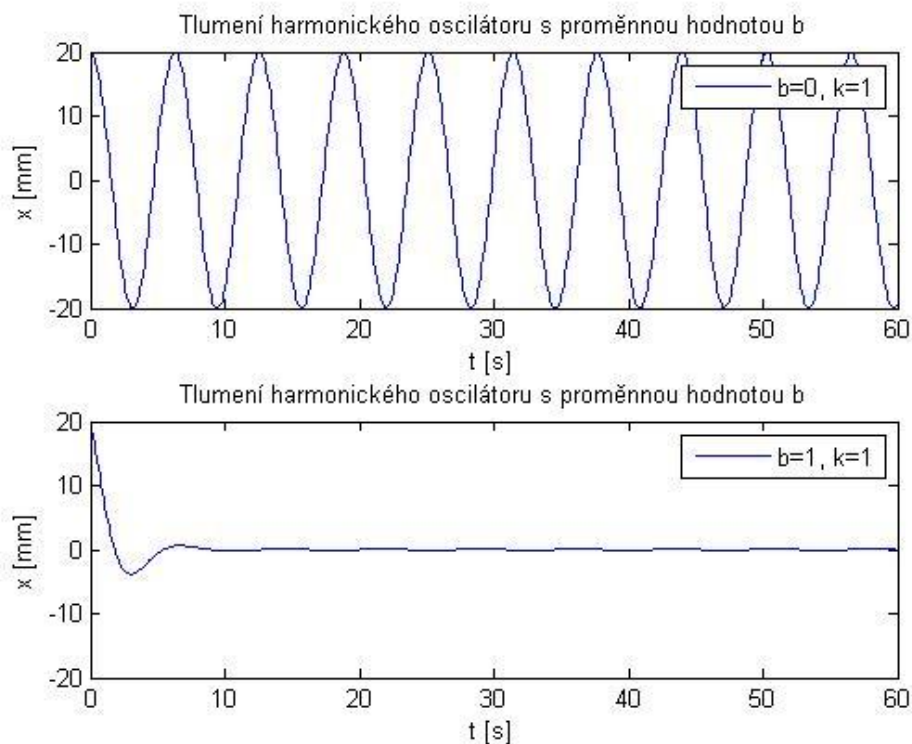
Pro zachování původní amplitudy by musel být součinitel odporu nastaven na hodnotu $b = 0$ (Obrázek 44). Následnou změnou hodnoty tuhosti pružiny se ale nedocílí útlumu pružiny a proto i toto nastavení je nevyhovující.

b) Tuhost pružiny konstantní, proměnná hodnota součinitele odporu

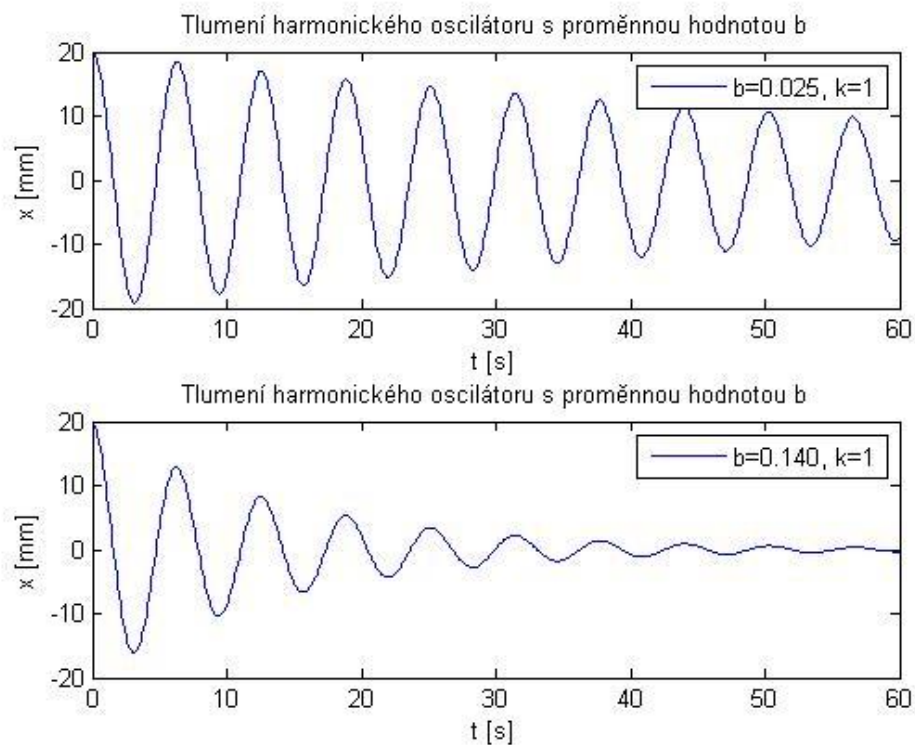
Zachováním konstantní hodnoty tuhosti pružiny na optimální hodnotě $k = 1 \text{ N/m}$ a změnou velikosti součinitele odporu b , bylo dosaženo požadovaných změn kmitání pružiny.

S nulovou hodnotou součinitele odporu pružina kmitala s původní amplitudou. Zvětšením hodnoty součinitele odporu došlo k útlumu amplitudy kmitání a při hodnotě součinitele odporu $b = 1$, bylo možné pozorovat téměř okamžité utlumení (Obrázky 45 a 46).

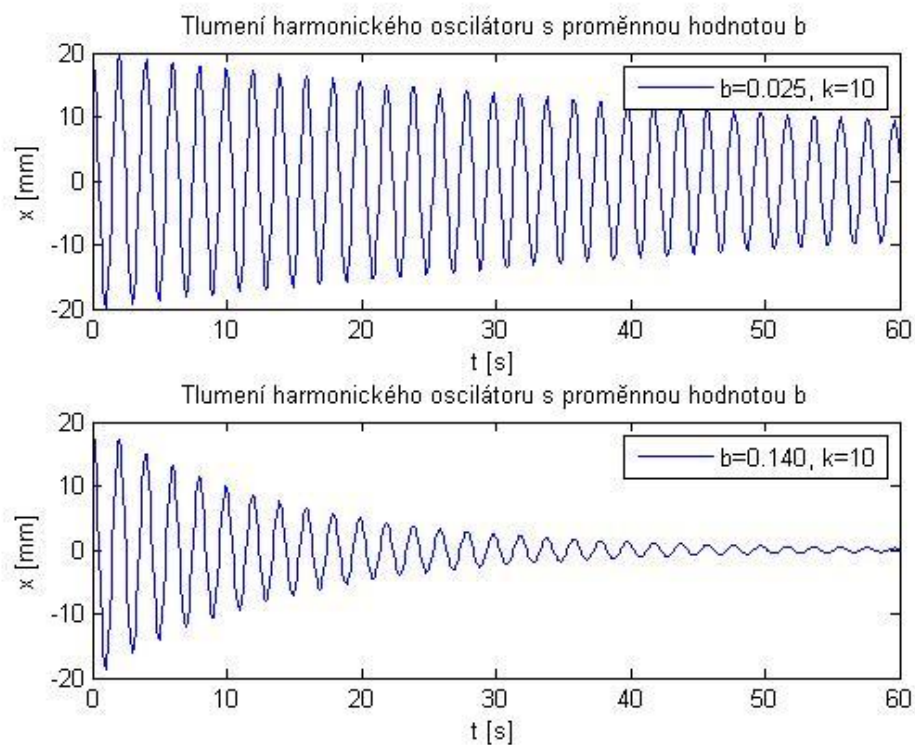
Zvýšení hodnoty tuhosti pružiny došlo, tak jako v předchozím případě, ke zvýšení počtu kmitů provedených během stejného časového intervalu (Obrázek 47).



Obrázek 45: Tlumení harmonického oscilátoru se součinitelem odporu $b = 0$ a $b = 1$ pro konstantní tuhost pružiny $k = 1 \text{ N/m}$



Obrázek 46: Tlumení harmonického oscilátoru se součinitelem odporu $b = 0.025$ a $b = 0.140$ pro konstantní tuhost pružiny $k = 1$ N/m



Obrázek 47: Tuhost pružiny zvýšena na $k = 10$ N/m

Při praktickém řešení kmitavého pohybu kuličky v terapeutické hře je hodnota součinitele odporu vypočtena z procentuální odchylky tepové frekvence. Vztahy pro výpočet byly zvoleny na základě provedených experimentálních měření.

Tabulka 6: Výskyt odchylky tepové frekvence $\leq 10\%$ a $> 10\%$ z 10 minutových záznamů EKG

Záznam EKG trvající 10 minut	
Odchylka TF $\leq 10\%$	Odchylka TF $> 10\%$
88,3355 %	11,6645 %
89,0909 %	10,9091 %
89,3557 %	10,6443 %
64,1667 %	35,8333 %
87,3663 %	12,6337 %
Ø 83,6670 %	Ø 16,3370 %

Z pěti provedených měření EKG signálu (Tabulka 6) vyplynulo, že převážná část odchylky tepové frekvence (zhruba 84 %) spadá do oblasti do 10 %. Ve zbývajících 16 % byla odchylka větší než 10 %. U čtvrtého měření došlo z důvodu rozrušení měřené osoby k pohybovým artefaktům a následnému snížení přesnosti detekce QRS komplexů, což způsobilo rozdílné rozložení procentuální odchylky tepové frekvence oproti ostatním měřením.

Na základě výsledků měření byla procentuální odchylka tepové frekvence rozdělena do dvou intervalů (do 10 % a nad 10 %) a pro každý tento interval, je hodnota součinitele odporu počítána dle jiné funkce. Samostatně byla stanovena hodnota součinitele odporu pro případ odchylky tepové frekvence 0 % a vyšší než 100 %. Pro první případ byla volena hodnota $b = 1$, tak aby kulička zůstala v důlku a její pohyb byl minimální. Pro druhý případ byla volena hodnota $b = 0$, což zajistí neměnné kmitání kuličky s maximální amplitudou.

- a) Odchylka tepové frekvence = 0 %

$$b = 1$$

- b) Odchylka tepové frekvence $\leq 10\%$

$$b = -0,01p + 0,15$$

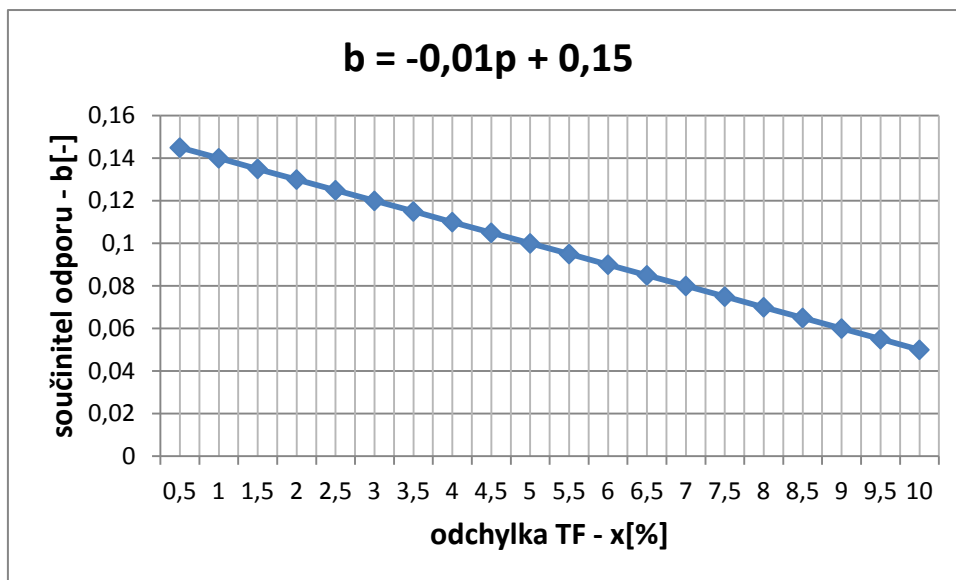
- c) Odchylka tepové frekvence $> 10\% \leq 100\%$

$$b = -0,0005p + 0,055$$

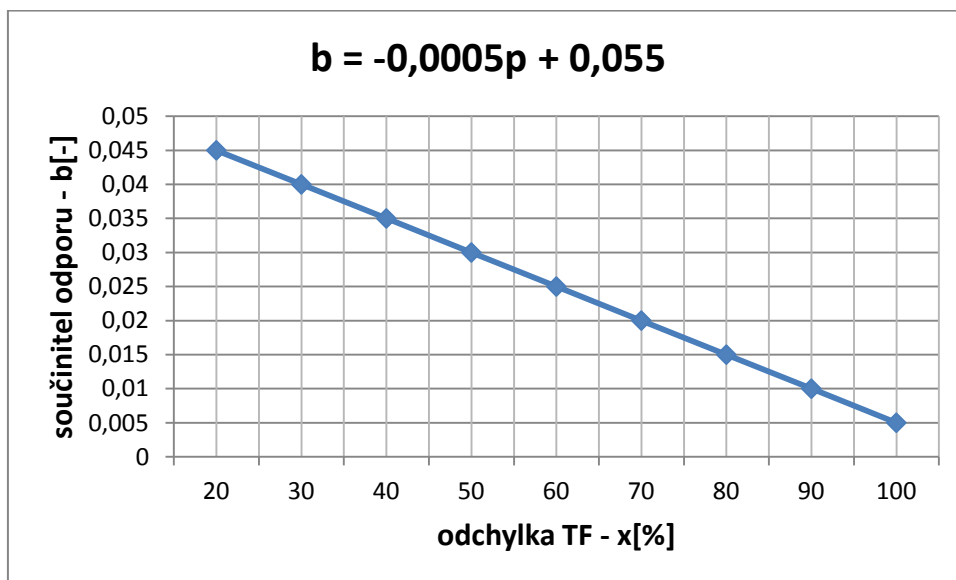
d) Odchylka tepové frekvence $> 100 \%$

$$b = 0$$

kde p je hodnota procentuální odchylky tepové frekvence.



Obrázek 48: Graf závislosti odchylky tepové frekvence $> 0 \%$ a $\leq 10 \%$ na součiniteli odporu

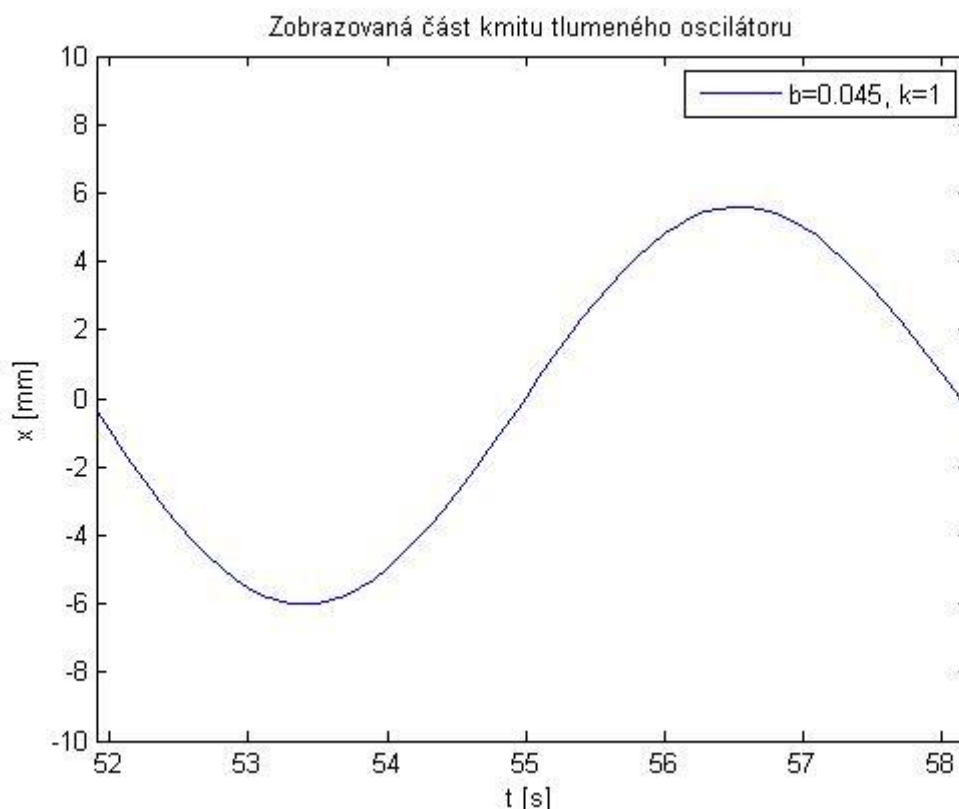


Obrázek 49: Graf závislosti odchylky tepové frekvence $> 10 \%$ a $\leq 100 \%$ na součiniteli odporu

Pro vlastní vykreslení pohybu kuličky došlo k převrácení kmitů z roviny osy y do roviny osy x a ponechání kmitání kuličky v pozici $y = 0$ (kromě oblasti důlku). Vzhledem k tomu, že při vykreslení pohybu kuličky pro čas $0 - 60$ s by docházelo k velkému zpoždění

a skokové změně pozice kuličky, vykresluje se pozice kuličky pouze v čase od 51,9 s do 58,2 s. Tento interval byl zvolen tak, aby byl minimalizován skokový posun pozice kuličky v novém vykreslení pohybu pro simulaci tlumení i rozkmitání (Obrázek 50).

Realizace tlumení a rozkmitání kuličky je řešena porovnáváním dvou po sobě jdoucích hodnot procentuální odchylky tepové frekvence. V případě, že hodnota $p(1) > p(2)$, dochází k tlumení kmitů kuličky. V opačném případě, kdy $p(1) < p(2)$, je kulička rozkmitávána a pozice kuličky je vykreslována zpětně od vyšších hodnot času k nižším.



Obrázek 50: Část kmitu tlumeného oscilátoru určující vykreslení pozice kuličky

6.4.2 Programové řešení a grafické zpracování v GUI Matlab

Vlastní realizace programu na EKG biofeedback sestává ze šesti samostatných M-file. Hlavní část, terapeutická hra, je řešena v M-file *BFB.m*, popřípadě *BFBvysledky.m*. Další M-file slouží pro simulaci pohybu kuličky, vykreslení pohybu kuličky a načítání jednotlivých záznamů EKG signálu.

Pomocí akviziční jednotky Biopac jsou postupně vždy po 10 s ukládány záznamy EKG a následně načítány programových prostředím Matlab. Akviziční jednotka Biopac ukládá všechna měření ve formátu *.acq*. Do formátu *.mat* užívaného programovým prostředím Matlab lze uložit záznam EKG signálu až po ukončení celého měření. Z tohoto důvodu bylo

nutné vyřešit převod z formátu *.acq* na formát *.mat*, tak aby bylo možné řešení terapeutické hry v reálném čase.

K převodu formátu slouží M-file *load_acq.m* a *acq2mat.m* dostupné na MATLAB Central [26][27]. Pro postupné načítání naměřených záznamů EKG bylo nutné upravit skript *acq2mat.m* tak, aby nebyly převáděny všechny soubory naráz, ale převod se realizoval vždy na začátku každého opakování. Program je nastaven tak, aby převáděl soubory v aktuálně používaném adresáři. Volbu adresáře je doporučeno upravit ve skriptu *acq2mat.m* zadáním cesty k adresáři u položky *acq_folder* (např. C:\Users\Pavlina\Documents\VUT). Funkce *load_acq.m* byla ponechána beze změny.

Po převedení záznamů měření do formátu *.mat* je již možné data načítat a provádět potřebné výpočty nutné pro realizaci terapeutické hry – pohybu kuličky.

V úvodu je stanovena impulsní charakteristika filtru, která je dána časovou reverzí vlnky typu „Mexican hat“ s použitým měřítkem 16. V dalším kroku je provedena transformace signálu realizovaná konvolucí signálu EKG s vypočtenou impulsní charakteristikou filtru a následně jsou dle podmínek určeny QRS komplexy EKG signálu. Polohy QRS komplexu (R vln) jsou ukládány do proměnné QRS. Bližší popis transformace signálu a detekce QRS komplexu je uveden v kapitole 6.2 Detekce QRS komplexu.

Z detekovaných QRS komplexů jsou stanoveny velikosti jednotlivých RR intervalů. Velikost RR intervalů je možno zobrazit v grafické podobě a to jak ve formě grafu s jednotlivými velikostmi RR intervalů, tak formou histogramu. Vykreslení histogramu je omezeno pro velikost RR intervalů od 100 do 400 vzorků, což odpovídá tepové frekvenci 30 – 120 tepů/min. Ostatní RR intervaly nejsou z důvodu pravděpodobnosti chybné detekce QRS komplexu v histogramu zobrazeny.

Pro každý záznam (trvajících 10 s) je vypočtena a zobrazena střední hodnota RR intervalů (12) dle počtu vzorků i v čase. Dále jsou stanoveny hodnoty SDNN (14) a RMSSD (15) a tepové frekvence. Hodnota tepové frekvence je stanovena pro počet úderů za sekundu i za minutu.

Další prováděné výpočty slouží především k vlastní realizaci terapeutické hry. V závislosti na volbě velikosti kroku je vypočten průměr (střední hodnota) RR intervalů. Krok je definován jako počet RR intervalů, který je průměrován. Při volbě kroku 3 jsou tedy průměrovány 3 RR intervaly. Velikost kroku je nutno volit s ohledem na časové zpoždění vznikající při vykreslování pohybu kuličky při hře (bližší popsáno níže). Stanovené průměry RR intervalů jsou následně porovnávány a je vypočten jejich rozdíl (odchylka) pro počet vzorků i v čase.

Pro vykreslení pohybu kuličky je rozhodující procentuální odchylka průměrovaných RR intervalů, která odpovídá procentuální odchylce tepové frekvence. Tato odchylka je získána dle vzorce

$$procenta = abs(odchylkaRRCas) / prumerCas * 100, \quad (33)$$

kde *odchylkaRRCas* odpovídá odchylce průměru jednotlivých RR intervalů (ve zvoleném kroku) [s] a *prumerCas* odpovídá průměru RR intervalů z celého 10 s záznamu [s].

Vykreslení pohybu kuličky (tlumení, rozkmitání) je realizováno pro každou hodnotu procentuální odchylky. V případě že bylo zaznamenáno 12 RR intervalů a krok je nastaven na hodnotu 3, bude vypočteno celkem 5 průměrů z RR intervalů a 4 procentuální odchylky. Pohyb kuličky by byl tedy vykreslován celkem 4x. Toto nastavení by ovšem značně zvýšilo časové zpoždění a biofeedback by neodpovídal reálnému času. Výhodnější tedy je nastavit krok na 5 či 6 RR intervalů, pro který bude vypočtena pouze jedna procentuální odchylka.

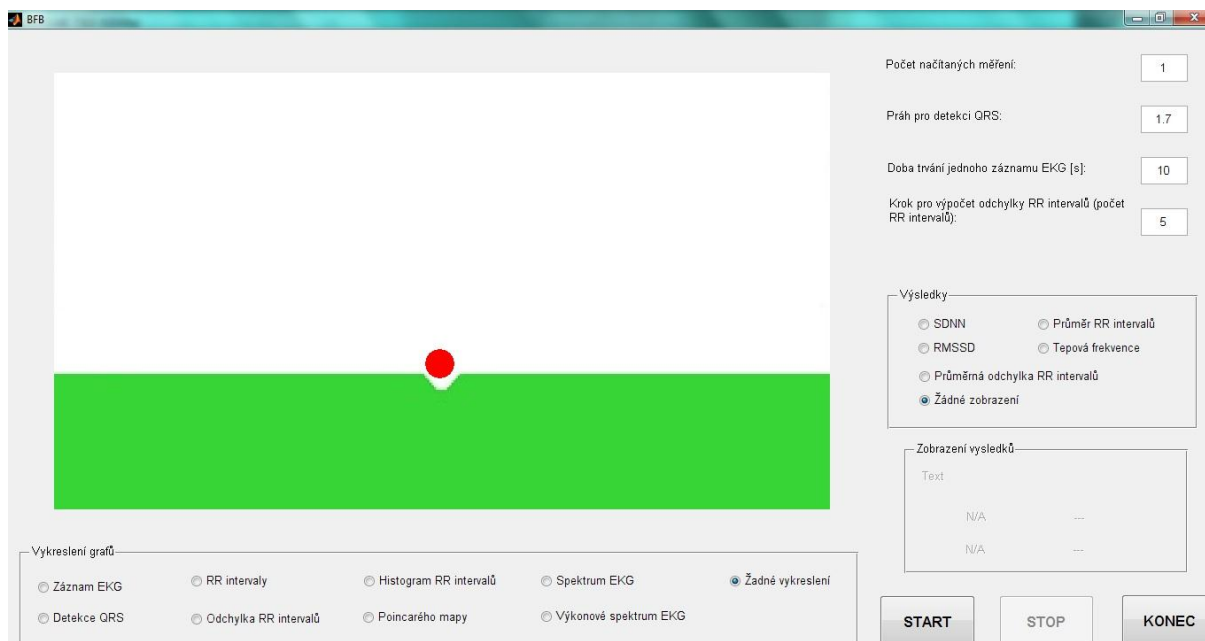
Dalším možným řešením tohoto problému by bylo průměrování všech procentuálních odchylek pouze na jednu hodnotu a tím dosažení jednoho vykreslení. Při tomto řešení by však mohlo docházet k nežádoucímu zkreslení a proto od jeho realizace bylo upuštěno.

Pro vykreslení pohybu kuličky slouží skript *Pruzeni.m*, který je pro lepší přehlednost doplněn skriptem *vykresleni_kulicky.m*. Ve skriptu *Pruzeni.m* je na základě stanovené procentuální odchylky vypočítán součinitel odporu (kapitola 6.4.1). Součinitel odporu je následně dosazen do rovnice pružení tlumeného harmonického oscilátoru (29) a je vykreslen pohyb kuličky (*vykresleni_kulicky.m*). Velikost kmitání kuličky odpovídá velikosti procentuální odchylky tepové frekvence. 100 % odchylce odpovídá maximální kmitání kuličky (v délce celého obrázku), se snižující se procentuální odchylkou kmitá kulička s menší vzdáleností od důlku.

Po vykreslení pohybu kuličky pro všechny záznamy snímaného EKG je vypočteno spektrum EKG signálu společně s výkonovým spektrem. Pro celý záznam (5 min, 15 min) jsou opět vypočteny hodnoty střední odchylky RR intervalů, SDNN, RMSSD, tepové frekvence a je stanovena průměrná procentuální odchylka ze všech RR intervalů.

Pro hodnocení RR intervalů byly sestaveny také Poincarého mapy. Současně se zobrazením Poincarého map dochází také k výpisu pravděpodobných chybných detekcí QRS komplexů. Vyhodnocení chybné detekce je založeno na předpokladu, že abnormální RR intervaly se liší o nejméně 20% oproti průměru RR intervalů [20].

Grafické zpracování v GUI Matlab je zobrazeno na Obrázku 51.



Obrázek 51: Grafické zpracování EKG biofeedbacku

Vstupní hodnoty nutné pro spuštění hry EKG biofeedbacku se zadávají do pravého horního rohu. Je nutno zadat: celkový počet načítaných měření, práh pro detekci QRS komplexu, dobu trvání jednoho záznamu EKG [s] a krok pro výpočet odchylky RR intervalů (Obrázek 52).

Počet načítaných měření:	<input type="text"/>
Práh pro detekci QRS:	<input type="text"/>
Doba trvání jednoho záznamu EKG [s]:	<input type="text"/>
Krok pro výpočet odchylky RR intervalů (počet RR intervalů):	<input type="text"/>

Obrázek 52: Tabulka pro zadání vstupních hodnot

Po ukončení hry je možné zobrazit základní informace získané z měření EKG a prováděných výpočtů: SDNN, RMSSD, průměr RR intervalů, tepovou frekvenci a průměrnou odchylku RR intervalů (Obrázek 53). Tyto hodnoty jsou stanovovány pro celý záznam EKG.

Výsledky

☐ SDNN
 ☐ Průměr RR intervalů

☐ RMSSD
 ☐ Tepová frekvence

☐ Průměrná odchylka RR intervalů

☒ Žádné zobrazení

Zobrazení výsledků

Text

N/A	---
N/A	---

Obrázek 53: Tabulka pro volbu zobrazení výsledků výpočtů

Kromě výpočtů je možné zobrazit po ukončení hry také grafické výstupy: záznam EKG, transformovaný EKG signál s detekovanými QRS komplexy, RR intervaly, procentuální odchylku RR intervalů, histogram RR intervalů, Poincarého mapy, spektrum EKG signálu a výkonové spektrum EKG signálu (Obrázek 54).

Vykreslení grafů

☐ Záznam EKG
 ☐ RR intervaly
 ☐ Histogram RR intervalů
 ☐ Spektrum EKG

☐ Detekce QRS
 ☐ Odchylka RR intervalů
 ☐ Poincarého mapy
 ☐ Výkonové spektrum EKG

Obrázek 54: Tabulka pro volbu vykreslení grafů

7 Zhodnocení

Vzhledem k tomu, že terapeutická hra EKG biofeedbacku má pacientovi poskytovat okamžitou zpětnou grafickou odpověď (vazbu) na aktuální hodnoty tepové frekvence, bylo nutné soustředit se při realizaci především na minimalizaci časového zpoždění vznikajícího při snímání signálu EKG, jeho hodnocení a vykreslování pohybu kuličky.

Jako vhodnější se ukázalo volit délku analyzovaného signálu dle počtu RR intervalů a to z důvodu vždy stejného počtu analyzovaných (porovnávaných) RR intervalů. V případě volby časového měřítka, by konstantní počet hodnocených RR intervalů nebyl zaručen.

Akviziční jednotka Biopac umožňuje ukládání měřených dat pro možnost okamžitého hodnocení dvěma způsoby. Data je možné ukládat kontinuálně do jednoho souboru (volba akvizice: record – append – disk) nebo postupně do několika souborů. V navržené terapeutické hře byl zvolen druhý způsob ukládání. Měření je ukládáno vždy po 10 s záznamu. Minimální zpoždění, kterého je tedy možno dosáhnout je tedy 10 s. Reálné zpoždění je však ve většině případů větší. Faktory, které toto zpoždění způsobují, jsou rozebrány níže.

Zpoždění ovlivňuje volba velikosti vykreslovaného pohybu kuličky. Původní záměr byl vykreslení dvou kmitů kuličky rozšířením intervalu uvedeného na Obrázku 50 na 45,6 s až 58,2 s. Vykreslení dvou kmitů však bylo ve většině případů delší než doba potřebná k uložení dalšího záznamu a docházelo tedy ke zpoždění biofeedbacku. Bylo tedy nutné vykreslovat pouze jeden kmit kuličky a to pro každý záznam.

K vykreslení jednoho kmitu je potřeba porovnat vždy dva průměry RR intervalů. Vzhledem k tomu, že 10 s záznam zahrnuje ve většině měření 12 – 13 QRS komplexů, je vhodné nastavit krok pro průměrování RR intervalů na 5. Tímto nastavením je zajištěno vykreslení kmitu kuličky vždy právě jednou. Z hlediska minimálního dosažitelného časového zpoždění by se nabízelo jako vhodnější ukládat měření již po 5 s záznamu. V tomto intervalu se však vyskytuje 6 – 7 QRS komplexů. V případě volby kroku 2 by byl pro 6 detekovaných QRS komplexů vykreslen kmit kuličky jednou. Ovšem v případě detekce 7 QRS komplexů by došlo k vykreslení kmitu kuličky dvakrát. Stejný problém představuje i volba kroku 3, kdy pro 7 detekovaných QRS komplexů by byl kmit kuličky vykreslen jednou. V případě 6 detekovaných QRS komplexů by však k vykreslení vůbec nedošlo.

Pro zajištění výpočtu pouze jedné procentuální odchylky byla proto v programu nastavena podmínka, která umožní zadat vždy vyšší z uvažovaných hodnot kroku (pro 10 s záznam na hodnotu 6, pro 5 s záznam na hodnotu 3). V případě, že s takto zadaným krokem nebude procentuální odchylka vypočtena (z důvodu menšího počtu naměřených RR intervalů, či z důvodu chybné detekce), sníží se krok o 1. Snížení kroku může být však maximálně na hodnotu 2. S krokem 1 by došlo k porovnávání RR intervalů bez průměrování

a v případě tří RR intervalů, by došlo k vykreslení pohybu kuličky opět dvakrát, což je nežádoucí. Záznam, u kterého by musel být krok nastaven na hodnotu 1, je proto z hodnocení vynechán.

Nastavením podmínky se zajistilo vykreslení vždy jednoho kmitu kuličky a bylo by tedy možné uvažovat hodnocení záznamu vždy po 5 s. Během zkušebních měření se však ukázalo, že vykreslení kuličky trvá delší dobu než uložení dalšího záznamu EKG signálu a proto byla další měření realizována pro 10 s záznam.

S vykreslením jednoho kmitu kuličky pro 10 s záznam je spojeno nežádoucí zastavení kuličky v důlku během hry. Toto zastavení je způsobeno nutností nastavení krátkého zpoždění, které zajistí, že nebude předčasně načítán ještě neuložený nový záznam EKG. Ani 10 s záznam tedy není zcela optimální, pro realizaci hry však již bylo toto nastavení dostačující.

Významným faktorem, který ovlivňuje rychlost vykreslení pohybu kuličky je výkonost samotného počítače. Popisované nastavení je přizpůsobeno počítači, na kterém byla veškerá měření realizována (procesor Intel(R), Pentium(R), 4 CPU, 3,20 GHz, paměť 1,00 GB RAM). Je tedy pravděpodobné, že při spuštění hry na jiném počítači by bylo nutné parametry hry přizpůsobit tomuto počítači. V opačném případě by mohlo dojít k nárůstu zpoždění či načítání záznamů EKG ještě před jeho uložením, čímž by byla hra přerušena.

Další důležitou součástí realizace hry bylo zajištění spolehlivé detekce QRS komplexů. Se snižující se přesností detekce QRS se snižuje i přesnost vykreslování pohybu kuličky, který je založen primárně právě na detekci QRS komplexů, z nichž jsou následně stanovovány RR intervaly a hodnocena tepová frekvence.

Na přesnost detekce QRS komplexů mělo vliv především chování měřené osoby. Pokud osoba dodržovala předem stanovené pokyny (nehýbat se, nemluvit,...), probíhala detekce QRS komplexů bez problému. Pokud měřená osoba mluvila, byla přesnost detekce snížena. Při pohybu došlo k velkým nepřesnostem v detekci QRS komplexů a pokud v záznamu nebyl detekován dostatečný počet QRS komplexů (odpovídající minimálně dvěma RR intervalům s velikostí 100 – 400 vzorků), musela být tato část záznamů z následného hodnocení vynechána.

Ukázky výsledků jednotlivých měření realizovaných na 5 osobách jsou uvedeny v Příloze A. Souhrnné výsledky vývoje procentuální odchylky během všech provedených měření jsou uvedeny v Tabulce 18. U prvního respondenta došlo během prvních tří porovnávaných úseků k předpokládanému snížení procentuální odchylky tepové frekvence. V posledním měřeném úseku D (záznam 5 min po tréninku biofeedbacku) došlo k opětovnému zvýšení odchylky. Toto zvýšení bylo způsobeno rozrušením respondenta během měření. Druhý a třetí respondent se během měření chovali ukázněně a na výsledcích je možné pozorovat postupně se snižující procentuální odchylku tepové frekvence. Oproti tomu

čtvrtý respondent se neřídil stanovenými pokyny (nebyl uvolněný, mluvil a občas pohnul končetinou). Toto chování se projevilo nestabilní tepovou frekvencí a v úseku D byly z důvodu chybové detekce QRS komplexů vynechány dva záznamy. U pátého respondenta dosahovaly QRS komplexy vyšších hodnot napětí a proto musel být násobek prahu pro detekci QRS komplexů upraven na dvojnásobek směrodatné odchylky. I přes tuto úpravu však byla detekce zatížena poměrně vysokou chybovostí a tento fakt se negativně projevil na následném hodnocení naměřených dat. Z důvodu chybové detekce QRS komplexů bylo nutné z prvních dvou úseku vynechat 5 záznamů, z třetího úseku 2 záznamy. Odchylka tepové frekvence všech čtyř měření u posledního respondenta dosahovala v průměru 14,53 % oproti předchozím měřením, kde se odchylka pohybovala do max 8 %.

Z provedených zkušebních měření vyplynulo, že je nutné dbát na dodržení pokynů týkajících se chování během tréninku EKG biofeedbacku. Vynechání jednoho záznamu lze považovat za zanedbatelné (QRS detektor reaguje negativně i na menší nechtěný pohyb či zatnutí svalů), více vynechaných záznamů již poukazuje na neukázněnost pacienta během tréninku. Při dodržení pokynů lze očekávat pozitivní vliv tréninku EKG biofeedbacku na snížení či alespoň stabilizaci procentuální odchylky tepové frekvence.

Ukázky grafických výstupů terapeutické hry získané u první osoby v úseku A, tedy během prvních 5 min před zahájením tréninku biofeedbacku, jsou uvedeny v Příloze B.

8 Závěr

Cílem diplomové práce bylo prostudovat možnosti a provést literární rešerši využití biologické zpětné vazby s využitím tepové frekvence určené z EKG signálu snímaného akviziční jednotkou Biopac. Dalším úkolem bylo seznámit se s možností zpracování signálů v reálném čase pomocí vhodného programového prostředí, navrhnout a realizovat demonstrační úlohu pro využití zpětné vazby. Posledním úkolem semestrální práce bylo nastudovat možnosti využití terapeutických her.

V diplomové práci jsou uvedeny základní informace o EKG signálu, způsobech jeho snímání a rozměření a popsány možnosti snímání EKG signálu pomocí akviziční jednotky Biopac.

Dále jsou v diplomové práci diskutovány různé algoritmy detekce QRS komplexů (R vln) nutné pro výpočet tepové frekvence. Popsáno je celkem pět algoritmů využívaných k detekci QRS komplexů, z nichž je v návrhu řešení terapeutické hry zvolen algoritmus detekce založený na vlnkové transformaci. Samostatná kapitola je věnována popisu analýzy variability srdeční frekvence se zpracováním v časové, frekvenční a časově-frekvenční oblasti.

Závěr práce je soustředěn na vlastní zpracování EKG biofeedbacku. Popsány jsou obecné vlastnosti biofeedbacku a možnosti jeho využití v terapii. V návrhu terapeutické hry jsou diskutovány postupně jednotlivé části realizace: snímání EKG akviziční jednotkou Biopac, způsob detekce QRS komplexu, zpracování HRV analýzy a návrh grafického a praktického řešení hry v programovém prostředí Matlab. Sestavená terapeutická hra byla testována na souboru pěti respondentů a na základě získaných výsledků bylo provedeno zhodnocení.

Vzhledem k tomu, že v diplomové práci byly uvedeny možnosti měření tepové frekvence užitím snímání EKG akviziční jednotkou Biopac a bylo realizováno programové řešení terapeutické hry EKG biofeedbacku, které bylo následně otestováno na souboru respondentů a výsledky byly komentovány, domnívám se, že cíle práce jsou splněny. Programové řešení hry a data naměřená na souboru respondentů jsou součástí přílohy elektronické verze diplomové práce.

Literatura

- [1] Ahuja, N.D.; Agarwal, A.K.; Mahajan, N.M.; Mehta, N.H.; Kapadia, H.N.; , "GSR and HRV: its application in clinical diagnosis," *Computer-Based Medical Systems, 2003. Proceedings. 16th IEEE Symposium* , vol., no., pp. 279- 283, 26-27 June 2003 [cit. 2012-03-13]. DOI: 10.1109/CBMS.2003.1212802. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [2] Aysin, B.; Aysin, E.; , "Effect of Respiration in Heart Rate Variability (HRV) Analysis," *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE* , vol., no., pp.1776-1779, Aug. 30 2006-Sept. 3 2006 [cit. 2012-03-13]. DOI: 10.1109/IEMBS.2006.260773. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [3] Bansal, D.; Khan, M.; Salhan, A.K.; , "A Review of Measurement and Analysis of Heart Rate Variability," *Computer and Automation Engineering, 2009. ICCAE '09. International Conference on* , vol., no., pp.243-246, 8-10 March 2009 [cit. 2012-03-13]. DOI: 10.1109/ICCAE.2009.70. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [4] Biopac MP System Hardware Guide. 2004. [cit. 2011-12-20].
- [5] BOROVIČKOVÁ, Michaela. *Návrh kardiostimulátoru typu On Demand v LabVIEW* [online]. Brno, 2010. 44 s. [cit. 2011-11-01]. Bakalářská práce. Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jiří Sekora. Dostupné z WWW: <http://www.vutbr.cz>
- [6] CUSIMANO, Phil. BIOPAC SYSTEMS, Inc. [online]. 2009 [cit. 2012-03-09]. Dostupné z WWW: <http://www.jou.ufl.edu/research/lab/pdf/biopac-slides-090921.pdf>
- [7] Elektrophysiology., „Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use“. *Circulation*. 1996. [cit. 2012-03-14]. Dostupné z WWW: <http://circ.ahajournals.org/content/93/5/1043.long>
- [8] ELERT, Glenn. Measuring Chaos: 4.1 Harmonic Oscillator. *Hypertextbook.com* [online]. [cit. 2012-04-19]. Dostupné z: <http://hypertextbook.com/chaos/41.shtml>
- [9] *Gerstner Laboratory: Elektrokardiografie, vznik a měření signálů* [online]. 2004 [cit. 2011-11-22]. Biocybernetics Laboratory . Dostupné z WWW: http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni_3_EKG_pozn.pdf
- [10] Guan-Zheng Liu; Dan Wu; Guo-Ru Zhao; Bang-Yu Huang; Zhan-Yong Mei; Yan-Wei Guo; Lei Wang; , "Use of refined sample entropy and heart rate variability to assess the effects of wearable respiratory biofeedback," *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2010 3rd International Conference on* , vol.5, no., pp.1915-1919, 16-18 Oct. 2010 [cit. 2012-03-12]. DOI: 10.1109/BMEI.2010.5639516. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>

- [11] *Handbook of behavioral medicine: methods and applications*. 1st ed. New York: Springer, 2011. ISBN 978-0-387-09487-8.
- [12] Ho, T.C.T.; Xiang Chen; , "iHeartLift: A closed loop system with bio-feedback that uses music tempo variability to improve heart rate variability," *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* , vol., no., pp.1181-1184, Aug. 30 2011-Sept. 3 2011 [cit. 2012-03-08]. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090277. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [13] *HTML Středoškolská fyzika* [online]. 27. prosince 2010 [cit. 2011-12-29]. Přeměny energie v mechanickém oscilátoru. Dostupné z WWW: <http://kvinta.html.wz.cz/fyzika/index.htm>
- [14] Kheder, G.; Kachouri, A.; Ben Messouad, M.; Samet, M.; , "Application of a Nonlinear Dynamic Method in the Analysis of the HRV (Heart Rate Variability) Towards Clinical Application: Tiresome Diagnosis," *Information and Communication Technologies, 2006. ICTTA '06. 2nd* , vol.1, no., pp.177-182, 0-0 0 [cit. 2012-03-13]. DOI:10.1109/ICTTA.2006.1684366. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [15] *Kinder*. [Online-Ausg.]. Wien [u.a.]: Springer, 2006. ISBN 32-112-9190-3.
- [16] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů: Analýza variability srdečního rytmu*. Brno, 2009. 29 s. Přednáška. Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [17] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů: Biosignály z technického pohledu, Signály kardiovaskulárního systému*. Brno, 2009. 47 s. Přednáška. Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [18] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů: Detektory komplexů QRS*. Brno, 2009. 22 s. Přednáška. Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [19] KOZUMPLÍK, Jiří. *Pokročilá analýza biologických signálů: Vlnkové transformace 1.část*. Brno, 2010. 26 s. Přednáška. Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [20] KOZUMPLÍK, Jiří. *Zpracování biologických signálů – analýza HRV*. Brno, 2010. 29 s. Přednáška. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [21] Lee, C.K.; Yoo, S.K.; , "ECG-based Biofeedback Chair for Self-emotion Management at Home," *Consumer Electronics, 2008. ICCE 2008. Digest of Technical Papers. International Conference on* , vol., no., pp.1-2, 9-13 Jan. 2008 [cit. 2012-03-12]. DOI: 10.1109/ICCE.2008.4588068. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [22] LEGARRETA, I.R. et al. R-wave Detection Using Continuous Wavelet Modulus Maxima. *Computers in Cardiology* [online]. 2003, 565-568 [cit. 2011-12-29]. Dostupné z: <http://cinc.mit.edu/archives/2003/pdf/565.pdf>

- [23] LEHRER, Paul. Heart Rate Variability Biofeedback Increases Baroreflex Gain and Peak Expiratory Flow. *Psychosomatic Medicine* [online]. 2003, **65**(5), 796-805 [cit. 2011-12-28]. DOI: 10.1097/01.PSY.0000089200.81962.19. Dostupné z WWW: <http://www.psychosomaticmedicine.org/content/65/5/796.full>
- [24] LEHRER, Paul. Heart Rate Variability Biofeedback: Effects of Age on Heart Rate Variability, Baroreflex Gain, and Asthma. *Chest* [online]. 2006, **129**(2), 278-284 [cit. 2011-12-28]. DOI: 10.1378/chest.129.2.278. Dostupné z WWW: <http://www.chestjournal.org/cgi/doi/10.1378/chest.129.2.278>
- [25] LEHRER, Paul, Vaschillo E, Vaschillo B, Lu S-E, Scardella A, Siddique M, et al. Biofeedback Treatment for Asthma*. *Chest* [online]. 2004;126(2):352-61. [cit. 2012-03-14]. Dostupné z WWW: <http://chestjournal.chestpubs.org/content/126/2/352.full.pdf+html>
- [26] MATHWORKS. SHEN, Jimmy. *MATLAB CENTRAL: Load BIOPAC ACQ (AcqKnowledge for PC) data: acq2mat.m* [online]. [cit. 2012-02-24]. Dostupné z WWW: <http://www.mathworks.com>
- [27] MATHWORKS. SHEN, Jimmy. *MATLAB CENTRAL: Load BIOPAC ACQ (AcqKnowledge for PC) data: load_acq.m* [online]. [cit. 2012-02-24]. Dostupné z WWW: <http://www.mathworks.com>
- [28] NOVOTNÝ, M. a M. ŠLEPECKÝ. *HRV biofeedback a jeho použití v terapii úzkosti* [online]. Jeseník, Liptovský Mikuláš [cit. 2011-12-04]. Dostupné z WWW: http://www.kbt-odyssea.cz/storage/vycviky/Studijni_materialy/PREDNASKY_externi/hrv_biofeedback.pdf
- [29] Nutan Ahuja; Raghavan, V.; Vikas Lath; Ashish til; Sreejit Pillai; , "Heart rate variability and its clinical application for biofeedback," *Computer-Based Medical Systems, 2004. CBMS 2004. Proceedings. 17th IEEE Symposium on* , vol., no., pp. 263- 266, 24-25 June 2004 [cit. 2012-03-13]. DOI: 10.1109/CBMS.2004.1311725. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [30] PELÁNEK, Radek. *Zpětná vazba* [online]. 2011. 22 s. [cit. 2011-12-06] Přednáška. Masarykova univerzita. Dostupné z WWW: <http://www.fi.muni.cz/~xpelanek/IV109/slidy/zpetna-vazba.pdf>
- [31] Prentice W.E. *Therapeutic modalities for physical therapists*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 2002. ISBN 00-715-0070-7
- [32] *Psychotherapy.com* [online]. 28.8.2009 [cit. 2011-12-01]. What is biofeedback?. Dostupné z WWW: <http://psychotherapy.com/bio.html>
- [33] Qi Haibing; Liu Xiongfei; Pan Chao; , "A Method of Continuous Wavelet Transform for QRS Wave Detection in ECG Signal," *Intelligent Computation Technology and Automation (ICICTA), 2010 International Conference on* , vol.1, no., pp.22-25, 11-12 May 2010 [cit. 2012-03-14]. DOI: 10.1109/ICICTA.2010.402. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>

- [34] Qiang Zhu; Fei Zheng; Ying-ying Xie; , "Respiratory training biofeedback system," *Electronics, Communications and Control (ICECC), 2011 International Conference on* , vol., no., pp.3915-3918, 9-11 Sept. 2011 [cit. 2012-03-08]. DOI: 10.1109/ICECC.2011.6067578. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [35] SCHWARTZ, Mark S a Frank ANDRASIK. *Biofeedback: a practitioner's guide*. 3rd ed. New York: Guilford Press, c2003, 930 s. ISBN 15-723-0845-1.
- [36] SIEPMANN M, Aykac V, Unterdörfer J, Petrowski K, Mueck-Weymann M. A „Pilot Study on the Effects of Heart Rate Variability Biofeedback in Patients with Depression and in Healthy Subjects“. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2008;33(4):195-201.[cit. 2012-03-20]
URL: <http://www.springerlink.com/content/dql36732rk87g072/>
- [37] Singh, A.; Yazicioglu, R.F.; Van Hoof, C.; , "Design of widely tunable Mexican hat wavelet filter for cardiac signal analysis," *Circuits and Systems (ISCAS), 2011 IEEE International Symposium on* , vol., no., pp.1459-1462, 15-18 May 2011 [cit. 2012-03-14]
doi: 10.1109/ISCAS.2011.5937849
URL: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [38] *Selfness sukromne centrum zdravia* [online]. 2011 [cit. 2011-12-04]. HRV biofeedback. Dostupné z WWW: <http://www.selfnesscentrum.sk>
- [39] *Slovenská asociácia pre biofeedback a neuroreguláciu* [online]. 2003 [cit. 2011-12-04]. Biofeedback variability srdcovej frekvencie. Dostupné z WWW: <http://www.biofeedback.sk/clanky.php?aid=2>
- [40] ŠKRTEL, Karol. *Analýza variability srdečního rytmu* [online]. Brno, 2008. 75 s. [cit. 2011-11-05]. Diplomová práce. Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Ivo Provazník, PhD. Dostupné z WWW: <http://www.vutbr.cz>
- [41] ŠMÍD, K. *Adaptivní filtrace biologických signálů* [online]. Brno, 2008. 65 s. [cit. 2012-01-02]. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D. Dostupné z WWW: <http://www.vutbr.cz>
- [42] Tan Yun-fu; Du Lei; , "Study on Wavelet Transform in the Processing for ECG Signals," *Software Engineering, 2009. WCSE '09. WRI World Congress on* , vol.4, no., pp.515-518, 19-21 May 2009 [cit. 2012-03-14]. DOI: 10.1109/WCSE.2009.89. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [43] *The McGill Physiology Virtual Laboratory* [online]. 2005 [cit. 2011-11-01]. Cardiovascular Lab: Electrocardiogram. Dostupné z WWW: <http://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/cardio/introECG.htm>
- [44] Tsu-Wang Shen; Tim Hsiao; Yu-Tsung Liu; Tsung-Ying He; , "An ear-lead ECG based smart sensor system with voice biofeedback for daily activity monitoring," *TENCON 2008 - 2008 IEEE Region 10 Conference* , vol., no., pp.1-6, 19-21 Nov.

- 2008 [cit. 2012-03-12]. DOI: 10.1109/TENCON.2008.4766645. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [45] TYLOVÁ, Václava. *Biofeedback a jeho využití v KBT*[online]. Vápenný Podol, 16.1.2011 [cit. 2011-11-27]. Dostupné z WWW: http://www.kbt-odyssea.cz/storage/vycviky/Vycvik%202007%20-%202012/15%20setkani/BIOFEEDBACK_01_2011.pdf
- [46] VÍTEK, Martin. *Pokročilá analýza biologických signálů: Spojitá vlnková transformace*. Brno, 2010. Studijní materiál. Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [47] Wanqing Wu; Yeongjoon Gil; Jungtae Lee; , "A Prototype of Wireless Electrocardiogram Biofeedback Platform and Its Preliminary Evaluation on HRV Alteration in Unconscious Status," *Healthcare Informatics, Imaging and Systems Biology (HISB), 2011 First IEEE International Conference on* , vol., no., pp.17-24, 26-29 July 2011 [cit. 2012-03-12]. DOI: 10.1109/HISB.2011.7. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [48] WEST, Krista. *Biofeedback*. New York: Chelsea House, c2007, 98 s. ISBN 07-910-9436-7.
- [49] WHEAT A, Larkin K. „Biofeedback of Heart Rate Variability and Related Physiology: A Critical Review“. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2010; 35(3):229-42. [cit. 2012-03-20]. Dostupné z WWW: <http://www.springerlink.com/content/t07708336nh625j4/>
- [50] Yarousch - studium SZŠD [online]. 30.10.2005 [cit. 2011-11-01]. Vnitřní lékařství - poruchy srdečního rytmu. Dostupné z WWW: http://www.yarousch.cz/studium/body.php?menu=menu_vnitri_lekarstvi&body=vnitri_lekarstvi/vnitri_lekarstvi_004
- [51] Yokoyama, K.; Ushida, J.; Sugiura, Y.; Mizuno, M.; Mizuno, Y.; Takata, K.; , "Heart rate indication using musical data," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* , vol.49, no.7, pp.729-733, July 2002 [cit. 2012-03-13]. DOI: 10.1109/TBME.2002.1010857. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [52] Zhengbo Zhang; Hao Wu; Weidong Wang; Buqing Wang; , "A smartphone based respiratory biofeedback system," *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2010 3rd International Conference on* , vol.2, no., pp.717-720, 16-18 Oct. 2010 [cit. 2012-03-12]. DOI: 10.1109/BMEI.2010.5640072. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [53] Zhengbo Zhang; Weidong Wang; Buqing Wang; Hao Wu; Hongyun Liu; Yukai Zhang; , "A Prototype of Wearable Respiration Biofeedback Platform and Its Preliminary Evaluation on Cardiovascular Variability," *Bioinformatics and Biomedical Engineering , 2009. ICBBE 2009. 3rd International Conference on* , vol., no., pp.1-4, 11-13 June 2009 [cit. 2012-03-12]. DOI: 10.1109/ICBBE.2009.5162230. Dostupné z WWW: <http://ieeexplore.ieee.org>

Seznam zkratek

ADD	porucha pozornosti (attention deficit disorder)
ADHD	porucha pozornosti s hyperaktivitou (attention deficit hyperactivity disorder)
ANS	autonomní nervový systém
AR model	autoregresní model (autoregressive model)
ARMA model	autoregresní model klouzavých součtů (autoregressive moving average model)
CWT	spojitá vlnková transformace (continuous wavelet transform)
DFT	diskrétní Fourierova transformace (discrete Fourier transform)
DP	dolní propust
EKG	elektrokardiogram
FonoKG	fonokardiogram
HRV	variabilita srdeční frekvence (heart rate variability)
IDFT	inverzní diskrétní Fourierova transformace (inverse discrete Fourier transform)
MA model	model s klouzavým průměrem (moving average model)
PP	pásmová propust
PKG	fonokardiogram
RSA	respirační sinusová arytmie
STFT	krátkodobá Fourierova transformace (short-time Fourier transform)

Příloha A

A - záznam 5 min EKG signálu před tréninkem biofeedbacku

B - záznam EKG signálu z prvních 5 min biofeedbacku

C - záznam EKG signálu z posledních 5 min biofeedbacku

D - záznam 5 min EKG signálu po tréninku biofeedbacku

Tabulka 7: Ukázka stanovené velikosti RR intervalů [vzorky]

respondent 1				respondent 2				respondent 3				respondent 4				respondent 5			
A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
87	173	172	402	134	143	135	127	152	271	272	178	41	30	136	32	165	147	323	133
41	157	152	119	142	142	134	133	86	283	39	163	38	101	141	1229	31	147	331	152
155	163	157	123	150	136	30	142	30	177	220	164	392	66	103	62	196	146	159	184
205	173	162	71	150	131	113	152	117	56	32	168	303	68	31	46	160	144	300	198
145	142	172	51	146	134	141	152	121	199	133	165	133	131	129	748	32	143	150	185
154	33	155	110	131	133	142	152	85	139	137	153	178	130	138	139	182	146	148	181
163	30	144	172	130	135	137	30	32	285	139	160	109	138	136	31	169	147	46	177
171	125	157	194	132	140	135	121	249	152	141	165	35	293	144	81	167	150	47	158
159	176	161	171	133	147	130	151	143	164	134	159	607	153	135	33	158	160	190	161
157	199	161	156	138	145	127	30	142	57	143	160	153	146	132	178	160	168	135	157
175	187	146	145	136	144	121	123	151	48	119	168	154	267	132	430	130	175	278	134
185	168	159	161	138	140	120	151	117	27	33	157	149	136	141	150	31	175	276	270
160	182	145	184	135	135	119	141	31	65	152	162	135	303	149	154	172	168	145	290
170	177	139	165	133	126	118	136	148	155	157	162	140	37	138	149	174	164	167	150
32	180	148	175	130	125	122	134	143	120	31	167	63	48	138	155	180	158	191	135
178	182	157	182	128	125	130	132	142	32	161	163	79	362	140	161	176	149	184	142
123	180	154	183	126	128	161	31	142	145	160	161	150	31	144	158	174	143	174	140
147	186	142	174	128	137	161	107	141	148	158	151	147	158	134	143	171	143	152	137
172	159	146	158	106	142	162	135	144	146	147	150	287	151	128	153	165	146	156	143
194	32	148	171	28	149	171	145	147	149	147	153	113	145	128	158	150	152	144	152
188	34	151	178	87	160	159	152	145	143	143	158	33	148	128	163	141	115	443	163
159	88	142	172	125	168	150	32	137	149	147	153	148	314	134	147	139	154	161	172
147	62	136	173	26	33	30	117	133	147	139	181	145	113	135	142	140	31	163	169
164	175	153	187	26	25	116	138	127	152	142	170	33	32	133	158	305	154	165	166
186	172	144	177	147	19	170	129	123	119	144	171	114	139	140	145	175	159	594	160
165	153	28	153	148	72	110	137	120	31	144	168	137	152	145	151	166	160	142	159
147	165	75	159	159	135	138	133	122	151	143	163	142	157	149	150	164	159	91	153
157	176	193	153	158	132	136	135	119	153	141	164	154	158	139	147	158	160	144	147
175	175	156	150	153	128	133	142	116	152	146	169	167	143	27	140	155	165	148	305
186	160	156	140	165	126	71	140	121	125	146	169	164	144	129	139	146	163	146	159
184	165	141	130	174	128	127	146	142	30	145	172	149	146	131	158	148	157	135	158
157	177	141	129	165	132	129	139	143	151	147	158	149	154	135	171	154	165	142	151
144	182	149	139	166	140	133	139	139	153	150	160	151	29	134	176	126	165	150	136
157	177	165	163	161	30	139	134	139	153	157	148	154	80	130	154	188	164	168	141
174	158	174	139	151	106	138	81	134	151	153	146	120	32	133	161	146	162	182	137
166	159	153	35	155	135	137	60	134	153	139	145	33	145	138	171	143	155	180	138
145	176	171	153	144	140	130	134	129	123	101	150	144	154	139	159	167	160	176	145
152	174	173	148	147	143	126	131	130	121	33	162	151	157	133	142	174	164	171	156
168	158	153	164	155	145	127	30	127	35	127	169	163	153	132	144	165	164	147	168
187	150	147	169	128	141	122	103	159	32	139	168	166	141	136	156	163	165	150	180
187	163	160	171	27	143	123	134	82	151	31	166	142	141	138	169	154	167	148	171
166	170	172	156	27	135	125	143	30	295	70	164	136	141	142	164	146	163	147	151
154	178	160	146	100	138	133	144	118	149	44	149	141	145	131	30	146	156	148	137
168	164	152	164	28	79	139	144	31	156	118	144	146	144	126	131	146	164	147	270
173	151	168	179	138	287	143	130	32	156	181	141	31	142	131	168	147	170	151	137
177	157	182	187	142	145	137	134	142	152	62	176	133	146	135	163	167	175	148	139
146	164	176	163	308	147	129	132	142	159	30	182	175	156	133	150	174	171	138	142
166	168	83	167	29	148	127	30	140	168	28	185	159	144	133	153	337	182	452	145
190	153	147	183	32	145	126	109	133	162	148	136	145	135	138	159	163	188	164	144
195	163	157	183	73	146	127	143	131	295	33	33	80	139	141	147	152	187	166	148
186	166	166	168	37	146	127	148	129	119	103	169	165	142	143	147	150	186	164	154
159	173	30	152	28	147	131	150	127	29	269	171	175	148	132	154	256	182	163	154
170	161	139	165	152	29	139	151	125	30	279	171	172	144	30	158	31	170	160	140
178	162	154	187	138	117	141	146	124	124	154	169	155	135	100	163	105	171	148	145
183	168	167	196	130	146	143	140	128	99	29	168	140	135	28	141	32	168	154	141
155	175	175	183	92	147	147	141	128	226	141	164	134	139	105	141	565	162	155	144
142	161	172	172	302	103	139	140	268	29	179	154	139	146	133	145	180	171	158	146

Tabulka 8: Ukázka upravených RR intervalů omezením velikosti dle počtu vzorků [vzorky]

respondent 1				respondent 2				respondent 3				respondent 4				respondent 5			
A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
155	173	172	119	134	143	135	127	152	271	272	178	392	101	136	139	165	147	323	133
205	157	152	123	142	142	134	133	117	283	220	163	303	131	141	178	196	147	331	152
145	163	157	110	150	136	113	142	121	177	133	164	133	130	103	150	160	146	159	184
154	173	162	172	150	131	141	152	249	199	137	168	178	138	129	154	182	144	300	198
163	142	172	194	146	134	142	152	143	139	139	165	109	293	138	149	169	143	150	185
171	125	155	171	131	133	137	152	142	285	141	153	153	153	136	155	167	146	148	181
159	176	144	156	130	135	135	121	151	152	134	160	154	146	144	161	158	147	190	177
157	199	157	145	132	140	130	151	117	164	143	165	149	267	135	158	160	150	135	158
175	187	161	161	133	147	127	123	148	155	119	159	135	136	132	143	130	160	278	161
185	168	161	184	138	145	121	151	143	120	152	160	140	303	132	153	172	168	276	157
160	182	146	165	136	144	120	141	142	145	157	168	150	362	141	158	174	175	145	134
170	177	159	175	138	140	119	136	142	148	161	157	147	158	149	163	180	175	167	270
178	180	145	182	135	135	118	134	141	146	160	162	287	151	138	147	176	168	191	290
123	182	139	183	133	126	122	132	144	149	158	162	113	145	138	142	174	164	184	150
147	180	148	174	130	125	130	107	147	143	147	167	148	148	140	158	171	158	174	135
172	186	157	158	128	125	161	135	145	149	147	163	145	314	144	145	165	149	152	142
194	159	154	171	126	128	161	145	137	147	143	161	114	113	134	151	150	143	156	140
188	175	142	178	128	137	162	152	133	152	147	151	137	139	128	150	141	143	144	137
159	172	146	172	106	142	171	117	127	119	139	150	142	152	128	147	139	146	161	143
147	153	148	173	125	149	159	138	123	151	142	153	154	157	128	140	140	152	163	152
164	165	151	187	147	160	150	129	120	153	144	158	167	158	134	139	305	115	165	163
186	176	142	177	148	168	116	137	122	152	144	153	164	143	135	158	175	154	142	172
165	175	136	153	159	135	170	133	119	125	143	181	149	144	133	171	166	154	144	169
147	160	153	159	158	132	110	135	116	151	141	170	149	146	140	176	164	159	148	166
157	165	144	153	153	128	138	142	121	153	146	171	151	154	145	154	158	160	146	160
175	177	193	150	165	126	136	140	142	153	146	168	154	145	149	161	155	159	135	159
186	182	156	140	174	128	133	146	143	151	145	163	120	154	139	171	146	160	142	153
184	177	156	130	165	132	127	139	139	153	147	164	144	157	129	159	148	165	150	147
157	158	141	129	166	140	129	139	139	123	150	169	151	153	131	142	154	163	168	305
144	159	141	139	161	106	133	134	134	121	157	169	163	141	135	144	126	157	182	159
157	176	149	163	151	135	139	134	134	151	153	172	166	141	134	156	188	165	180	158
174	174	165	139	155	140	138	131	129	295	139	158	142	141	130	169	146	165	176	151
166	158	174	153	144	143	137	103	130	149	101	160	136	145	133	164	143	164	171	136
145	150	153	148	147	145	130	134	127	156	127	148	141	144	138	131	167	162	147	141
152	163	171	164	155	141	126	143	159	156	139	146	146	142	139	168	174	155	150	137
168	170	173	169	128	143	127	144	118	152	118	145	133	146	133	163	165	160	148	138
187	178	153	171	100	135	122	144	142	159	181	150	175	156	132	150	163	164	147	145
187	164	147	156	138	138	123	130	142	168	148	162	159	144	136	153	154	164	148	156
166	151	160	146	142	287	125	134	140	162	103	169	145	135	138	159	146	165	147	168
154	157	172	164	308	145	133	132	133	295	269	168	165	139	142	147	146	167	151	180
168	164	160	179	152	147	139	109	131	119	279	166	175	142	131	147	146	163	148	171
173	168	152	187	138	148	143	143	129	124	154	164	172	148	126	154	147	156	138	151
177	153	168	163	130	145	137	148	127	226	141	149	155	144	131	158	167	164	164	137
146	163	182	167	302	146	129	150	125	138	179	144	140	135	135	163	174	170	166	270
166	166	176	183	141	146	127	151	124	145	178	141	134	135	133	141	337	175	164	137
190	173	147	183	142	147	126	146	128	156	170	176	139	139	133	141	163	171	163	139
195	161	157	168	114	117	127	140	128	153	160	182	153	146	138	145	152	182	160	142
186	162	166	152	143	146	127	141	268	131	163	185	173	140	141	157	150	188	148	145
159	168	139	165	136	147	131	140	111	100	168	136	178	149	143	152	256	187	154	144
170	175	154	187	138	103	139	168	133	130	170	169	168	153	132	149	105	186	155	148
178	161	167	196	148	108	141	105	132	141	173	171	148	156	100	152	180	182	158	154
183	155	175	183	151	136	143	130	128	134	160	171	145	152	105	161	180	170	154	154
155	168	172	172	148	130	147	132	125	149	163	169	161	141	133	142	170	171	162	140
142	161	150	154	146	128	139	130	125	144	166	168	173	152	131	137	165	168	170	145
175	174	162	156	143	130	137	149	124	138	165	164	179	156	125	294	156	162	169	141
197	182	172	157	147	138	106	190	127	131	161	154	167	166	135	156	151	171	169	144
207	169	175	159	143	144	135	201	130	120	156	163	149	144	132	144	148	174	166	146
200	164	147	154	137	158	138	179	130	122	158	164	138	140	130	121	150	181	155	144
192	170	164	141	136	182	147	177	136	130	157	151	139	144	135	158	150	172	157	142
184	176	178	131	141	178	152	191	170	152	130	147	151	151	140	168	145	158	157	141
188	162	179	137	145	165	164	180	133	163	172	146	160	160	143	114	153	156	159	142
188	170	154	134	154	154	150	168	131	156	176	136	173	329	138	143	182	152	164	145
195	162	159	152	157	151	143	159	132	123	161	143	181	150	132	141	185	145	160	144
173	169	168	159	155	144	140	158	130	146	149	146	137	140	137	148	179	153	162	279

Tabulka 9: Ukázka průměrné velikosti RR intervalů pro stanovený krok [vzorky]

respondent 1				respondent 2				respondent 3				respondent 4				respondent 5			
A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
164,4	161,6	163,0	131,0	142,2	136,5	133,7	143,0	156,4	232,5	180,2	167,6	347,5	125,0	130,5	155,4	174,4	145,5	271,0	170,4
169,4	171,0	155,6	166,5	134,5	141,8	125,3	137,2	140,2	185,0	137,8	159,4	155,5	214,8	138,8	152,8	157,4	162,5	199,3	166,8
155,6	180,3	150,3	177,8	123,8	130,5	160,7	131,3	142,7	143,8	152,7	162,2	146,2	183,2	135,3	148,5	175,0	154,2	200,2	231,3
172,0	175,0	144,2	170,6	155,0	145,3	133,8	135,7	124,0	143,5	143,2	154,6	169,0	143,8	135,8	159,8	147,0	146,7	171,4	142,3
166,0	165,8	160,4	167,0	162,0	127,8	133,8	130,0	139,4	146,8	145,8	170,6	143,2	150,0	132,0	154,4	160,7	160,7	152,5	153,4
165,6	171,8	154,0	141,8	135,3	141,2	125,5	138,2	135,8	140,2	136,0	166,4	147,8	144,2	136,0	159,0	150,8	161,8	164,0	161,4
163,6	164,2	160,8	154,6	172,6	169,7	131,5	138,8	136,2	181,6	149,0	153,3	150,3	143,7	132,7	153,0	164,6	164,6	143,0	181,8
169,6	164,0	166,8	163,2	134,6	134,3	138,0	140,0	150,0	180,6	217,0	155,3	149,8	140,5	125,7	149,8	150,4	167,2	171,2	143,4
176,6	164,6	155,0	172,8	146,3	128,3	140,3	160,4	127,8	157,8	164,4	169,6	156,8	148,5	135,8	148,2	217,3	182,6	148,0	174,3
169,0	165,4	167,7	176,6	145,0	163,5	141,0	179,0	137,7	131,0	166,8	168,6	159,8	150,3	140,0	174,6	170,3	169,2	148,5	145,3
194,2	170,8	164,4	158,7	141,7	145,7	136,2	158,8	131,8	136,4	162,2	151,2	162,3	186,0	142,5	140,2	170,2	163,8	163,4	145,0
185,6	168,4	163,0	142,3	171,0	128,2	151,7	146,7	135,7	144,6	158,6	152,8	157,0	137,2	141,5	137,8	148,8	153,4	153,8	143,0
191,0	168,6	152,2	164,2	148,5	138,2	132,2	148,7	139,3	156,7	155,0	172,6	136,3	144,7	150,3	140,8	177,6	229,0	165,8	179,4
166,8	170,2	150,3	180,8	149,2	143,8	147,8	134,7	138,8	136,8	148,5	212,4	152,8	136,3	129,3	136,2	154,6	262,3	159,4	137,8
162,6	169,6	158,8	176,0	131,8	147,7	135,2	131,5	140,7	148,5	171,0	147,0	143,8	139,3	160,7	140,0	192,8	144,3	165,2	168,8
172,8	171,0	161,8	183,0	178,8	131,5	128,2	141,8	136,8	145,8	162,0	189,8	144,5	142,7	142,0	133,5	178,4	172,5	163,8	146,0
175,2	171,8	177,2	171,2	135,0	143,2	136,5	133,8	171,0	141,3	155,0	154,0	144,8	176,4	163,2	143,8	167,0	147,8	153,0	222,8
179,2	177,8	163,2	175,6	143,5	139,3	132,0	139,8	149,2	127,8	165,0	174,0	147,2	150,0	134,5	140,5	152,0	152,0	160,8	150,0
153,8	171,2	191,0	166,8	179,6	148,0	123,5	138,0	144,4	115,8	150,7	159,6	144,2	157,0	141,0	139,2	145,6	164,0	146,2	161,4
180,4	173,6	184,8	174,4	177,4	144,0	166,8	142,2	155,2	169,8	165,0	174,4	145,2	154,2	139,2	141,8	186,0	165,4	152,7	173,2
180,6	175,8	187,3	166,2	156,5	141,5	151,3	147,7	146,2	148,7	160,4	170,0	145,7	156,7	140,0	134,8	140,2	161,2	135,4	141,5
180,2	161,4	201,8	167,2	151,3	134,2	154,7	149,3	144,8	152,3	169,6	171,6	132,5	164,3	138,5	143,0	159,2	166,4	193,4	186,3
183,5	168,8	191,8	158,6	135,5	149,5	139,8	164,0	138,0	165,8	165,8	159,6	135,5	143,0	142,7	142,7	151,0	177,8	157,8	149,3
189,0	156,6	199,2	170,8	169,8	153,7	129,2	148,7	139,5	162,8	165,2	185,0	143,8	153,3	141,3	144,7	170,2	176,0	191,3	153,0
184,3	164,6	178,4	165,2	163,6	159,4	136,3	146,4	150,0	135,3	156,0	180,2	148,0	147,8	143,0	144,3	213,5	138,5	171,6	156,0
183,3	164,4	179,6	171,0	155,2	154,2	133,2	153,2	137,8	149,3	162,8	179,6	148,8	149,0	146,3	133,7	176,5	161,2	148,2	148,0
171,6	164,2	177,2	172,0	150,8	141,8	139,7	139,3	135,2	142,0	166,6	163,3	153,8	145,0	135,8	143,3	190,0	147,8	156,8	143,0
173,6	158,2	179,2	174,0	146,5	147,8	138,8	142,3	130,2	140,2	165,6	159,2	138,6	134,8	138,3	147,0	174,2	178,4	152,0	143,2
169,8	161,2	162,4	169,4	134,0	152,7	132,7	141,0	132,8	144,2	164,4	172,6	140,5	140,2	131,8	136,3	161,4	157,8	146,0	142,2
173,6	152,5	158,4	167,0	167,0	138,2	170,7	142,3	136,7	146,5	154,0	170,6	134,3	139,8	135,3	142,2	178,8	165,2	225,5	154,2
174,6	154,7	155,5	171,6	132,8	150,2	140,8	128,0	128,0	144,0	156,2	170,2	138,2	138,3	128,8	135,3	193,7	181,8	246,7	157,0
169,0	160,8	155,2	169,6	128,7	141,8	163,2	133,8	128,7	131,3	154,7	169,4	141,8	136,3	132,2	144,3	200,0	204,0	190,7	171,4
176,2	156,0	161,6	160,0	131,2	129,5	131,3	135,5	128,7	141,5	155,5	170,6	141,7	129,2	131,5	139,3	152,6	162,0	284,5	150,0
173,6	158,2	164,6	179,6	157,2	159,7	141,5	131,0	147,0	147,0	158,3	168,6	144,8	135,2	151,3	146,2	203,2	177,3	208,0	134,0
180,0	153,5	166,2	173,2	133,7	137,7	133,5	123,8	127,7	146,2	158,8	162,4	135,2	143,3	127,8	141,2	135,2	152,0	187,6	219,2
164,8	160,8	167,8	179,4	139,5	135,3	134,7	130,8	139,0	150,2	159,5	160,6	137,2	145,5	130,0	159,2	220,8	144,3	143,4	145,0
190,8	160,4	168,2	174,8	136,8	134,7	126,7	140,2	141,5	152,5	143,7	196,0	134,2	133,3	131,3	176,6	159,8	243,3	182,8	142,8
187,0	165,8	162,6	160,6	138,5	139,2	132,0	144,0	142,2	154,7	131,3	152,0	142,5	137,3	129,2	153,6	155,7	151,7	160,4	149,3
169,2	153,5	169,4	169,2	154,8	139,0	138,2	134,8	140,0	149,0	151,2	153,6	143,8	140,8	125,7	137,8	155,7	176,5	160,6	147,7
159,8	161,8	163,2	177,6	152,2	137,8	139,5	155,3	133,3	131,7	164,2	154,6	142,2	143,0	132,3	147,7	202,3	150,3	191,0	182,7
158,4	169,6	165,6	171,6	155,3	138,5	145,0	122,0	135,5	136,8	171,0	163,2	131,2	154,7	129,0	163,3	167,7	189,7	158,0	152,8
157,4	163,4	164,2	182,2	145,0	149,0	140,8	130,5	169,8	144,0	173,6	155,2	134,3	147,0	129,2	143,8	209,3	136,3	153,5	224,0
137,2	151,0	167,2	180,4	128,0	144,0	146,5	148,5	131,0	148,7	167,2	169,6	138,2	143,2	135,2	134,8	182,0	147,2	156,3	196,2
148,8	166,4	169,8	173,4	128,3	144,3	145,0	134,7	127,0	152,0	178,6	164,4	136,8	135,0	132,8	145,3	161,2	149,8	153,0	165,4
154,5	172,8	170,4	176,8	146,0	136,8	152,7	146,2	187,8	148,5	162,4	169,4	148,5	140,3	141,2	141,7	165,2	159,8	166,4	299,5
159,7	159,8	175,2	174,8	137,2	143,7	156,5	125,8	181,0	128,8	170,8	192,2	140,7	165,2	142,3	142,8	198,2	146,0	197,4	290,0
159,6	163,2	173,0	173,2	132,0	157,4	158,8	154,2	168,8	155,3	139,6	149,7	140,2	147,5	140,5	137,0	202,8	174,6	147,2	168,3
167,4	165,0	177,8	171,6	130,2	163,0	141,5	147,0	145,0	127,3	179,8	149,8	137,3	139,8	148,3	142,7	164,3	178,4	150,3	165,3
162,8	158,6	167,8	169,0	131,7	149,3	144,7	131,5	172,6	132,5	174,4	135,5	139,3	139,0	132,0	140,0	147,8	194,8	159,0	185,0
162,4	164,8	174,0	168,2	126,3	139,2	156,3	132,8	211,6	149,3	181,4	141,8	140,7	136,2	147,0	141,0	247,3	143,2	172,3	157,4
166,8	173,6	162,2	169,2	125,8	146,7	142,3	131,7	144,8	148,3	162,4	148,2	136,3	166,0	135,7	141,8			210,2	152,3
168,2	177,2	162,4	164,8	126,8	155,0	125,0	149,3	141,8	140,0	180,4	145,4	140,7	140,2	134,0	145,5			142,0	143,0
164,6	182,4	163,6	153,8	151,8	163,5	131,8	148,2	157,3	143,7	173,0	176,4	163,3	141,2	132,7	151,0			158,0	152,6
172,2	170,6	163,6	160,5	156,8	161,5	138,3	130,7	129,7	146,7	166,2	166,6	146,8	145,2	132,8	147,7			226,8	151,8
166,6	176,6	173,4	152,8	151,8	146,3	147,2	150,5	136,4	140,3	199,8	173,2	146,5	145,8	123,5	144,2			180,0	159,0
173,2	156,4	166,4	142,7	141,3	153,5	142,3	143,3	119,6	145,3	161,6	152,4	135,3	138,5	129,5	140,7			167,2	189,4
157,5	170,8	173,4	158,4	148,5	150,5	136,0	149,2	120,2	139,2	160,4	156,6	136,0	136,3	129,8				137,8	163,8
166,2	174,6	164,8	164,2	138,2	174,5	141,2	160,5	140,0	134,3	163,8	144,4	127,5	138,7	140,0				133,7	147,0
168,2	166,8	162,2	169,6		160,8	145,5	147,2	121,2	140,5	166,8		151,2		138,7				134,5	162,8
170,2																			

Tabulka 10: Ukázka vypočtených hodnot SDNN [s]

respondent 1				respondent 2				respondent 3				respondent 4				respondent 5			
A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
0,0840	0,1010	0,0430	0,1326	0,0326	0,0247	0,0436	0,0554	0,1719	0,2872	0,2180	0,0305	0,5389	0,3133	0,0527	0,0821	0,0812	0,0582	0,3942	0,0928
0,0962	0,0374	0,0339	0,0391	0,0864	0,0687	0,0995	0,0560	0,0540	0,0562	0,0358	0,0266	0,2232	0,6285	0,0316	0,0334	0,2202	0,0652	0,2421	0,3195
0,0732	0,0467	0,0762	0,0881	0,0959	0,0500	0,0288	0,0553	0,0606	0,0660	0,0705	0,0303	0,0754	0,2484	0,0184	0,0546	0,0776	0,0158	0,1160	0,0529
0,0642	0,0459	0,0560	0,0710	0,4648	0,2149	0,0347	0,0828	0,1887	0,2918	0,3575	0,0504	0,0619	0,0277	0,0592	0,0623	0,0578	0,0331	0,0817	0,2299
0,0858	0,0324	0,0570	0,0773	0,2409	0,1015	0,0637	0,1258	0,0584	0,1496	0,0531	0,0671	0,0743	0,0289	0,0461	0,0345	0,3969	0,0492	0,0401	0,1779
0,0672	0,0340	0,0568	0,0583	0,0323	0,0634	0,0583	0,0853	0,0232	0,0717	0,0565	0,0482	0,0728	0,0384	0,0241	0,2175	0,0638	0,0478	0,0267	0,0176
0,1089	0,0332	0,0752	0,0619	0,0849	0,0237	0,0582	0,0604	0,0550	0,0743	0,0726	0,3004	0,0550	0,2719	0,0626	0,0585	0,0733	0,3616	0,0257	0,2376
0,1355	0,0369	0,0820	0,0670	0,0333	0,0581	0,0478	0,0521	0,0169	0,0151	0,0769	0,4247	0,0400	0,0330	0,0661	0,0256	0,2919	0,2061	0,0168	0,1743
0,0241	0,0411	0,1141	0,0673	0,1759	0,0658	0,0260	0,0515	0,2508	0,0365	0,0912	0,0759	0,0692	0,0306	0,1994	0,0498	0,0964	0,0311	0,0304	0,3508
0,0960	0,0587	0,1191	0,0349	0,0662	0,0682	0,1387	0,0292	0,2796	0,3431	0,0514	0,0736	0,0261	0,1998	0,0576	0,0332	0,1877	0,0232	0,0241	0,0921
0,0318	0,0748	0,1392	0,0307	0,0672	0,0770	0,0321	0,0570	0,0597	0,0503	0,0349	0,0759	0,0569	0,0349	0,0240	0,0539	0,0945	0,0222	0,1954	0,3403
0,0257	0,0871	0,1802	0,0515	0,0537	0,0567	0,0362	0,0872	0,0290	0,2656	0,0234	0,0785	0,0474	0,2311	0,0407	0,0467	0,0761	0,3062	0,3490	0,0135
0,0312	0,0677	0,1277	0,0653	0,1039	0,0604	0,0539	0,1343	0,0380	0,0716	0,0453	0,0389	0,0303	0,0696	0,0594	0,0299	0,1611	0,7929	0,1969	0,1742
0,1260	0,0655	0,0813	0,0684	0,0334	0,0634	0,0241	0,0687	0,0186	0,0102	0,0307	0,0438	0,0515	0,0535	0,0499	0,0757	0,1954	0,0747	0,3731	0,0239
0,0909	0,0711	0,0664	0,0664	0,0317	0,0766	0,1029	0,0805	0,0219	0,0530	0,0353	0,0329	0,0289	0,0596	0,0458	0,0332	0,2379	0,0817	0,0668	0,0595
0,0608	0,0613	0,0397	0,0729	0,2158	0,0470	0,0865	0,0721	0,0188	0,0479	0,0183	0,0291	0,0335	0,0156	0,0362	0,0278	0,4755	0,0777	0,2985	0,1882
0,0574	0,0604	0,0642	0,0966	0,0425	0,2005	0,0522	0,0484	0,0587	0,1472	0,0251	0,0306	0,0368	0,0140	0,1859	0,0605	0,3105	0,4377	0,3783	0,1898
0,0691	0,0867	0,0686	0,0358	0,1952	0,0547	0,0282	0,0648	0,0301	0,0206	0,0141	0,0686	0,0425	0,0529	0,0239	0,0401	0,3472	0,4482	0,4540	0,2937
0,0748	0,0651	0,0690	0,0555	0,0590	0,0464	0,0769	0,0397	0,0595	0,0385	0,0702	0,4267	0,0972	0,0316	0,0154	0,1990	0,0357	0,0442	0,2698	0,0411
0,0705	0,0715	0,0658	0,0443	0,0459	0,0379	0,0475	0,0550	0,0320	0,0641	0,0911	0,0870	0,0355	0,0434	0,0254	0,2246	0,3846	0,2955	0,2455	0,2519
0,0441	0,0725	0,0632	0,0424	0,0322	0,0357	0,0303	0,0501	0,2809	0,0263	0,0364	0,0351	0,0578	0,0538	0,0178	0,0534	0,3500	0,2077	0,2251	0,2679
0,0637	0,0885	0,0619	0,0642	0,0410	0,0635	0,0523	0,0486	0,4264	0,0228	0,0490	0,0397	0,0440	0,0598	0,0315	0,1870	0,1623	0,4693	0,0542	0,3116
0,0542	0,0785	0,0870	0,0492	0,0164	0,0541	0,0409	0,0965	0,1095	0,0616	0,0531	0,2266	0,1364	0,0841	0,0652	0,0657	0,2219	0,0188	0,0664	0,3464
0,0631	0,0701	0,0676	0,0437	0,0383	0,0295	0,0602	0,0658	0,1998	0,0766	0,1408	0,0573	0,0392	0,2168	0,0414	0,0282	0,2704	0,2968	0,2862	0,2725
0,0472	0,0830	0,0673	0,0548	0,0368	0,0413	0,0577	0,0613	0,3379	0,1176	0,0444	0,0486	0,0251	0,0821	0,0677	0,0469	0,2373	0,0493	0,0323	0,3050
0,0608	0,0844	0,0517	0,0463	0,0226	0,0491	0,0674	0,0676	0,1741	0,0735	0,0773	0,0948	0,0254	0,0544	0,0641	0,0268	0,2423	0,1682	0,0762	0,0347
0,0634	0,0709	0,0632	0,0341	0,0229	0,0965	0,0600	0,0739	0,0825	0,0153	0,0608	0,0458	0,2126	0,2215	0,0420	0,0340	0,2644	0,3385	0,3270	0,0282
0,0631	0,0773	0,0739	0,0368	0,0374	0,0448	0,0485	0,0935	0,0738	0,0186	0,2444	0,1026	0,0534	0,0796	0,0366	0,0387	0,3498	0,2833	0,3255	0,2616
0,0686	0,0528	0,0736	0,0465	0,0448	0,0722	0,0305	0,0462	0,0586	0,0226	0,0354	0,0455	0,0586	0,0607	0,0305	0,0330			0,2709	0,2796
0,0539	0,0647	0,0599	0,0507	0,0362	0,0500	0,0616	0,0538	0,2274	0,0390	0,0487		0,1911	0,0582	0,0296					0,2825

Tabulka 11: Ukázka vypočtených hodnot RMSSD [s]

respondent 1				respondent 2				respondent 3				respondent 4				respondent 5			
A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
0,1384	0,1211	0,0585	0,1328	0,0285	0,0202	0,0502	0,0887	0,2788	0,4416	0,1740	0,0377	0,5221	0,4888	0,0743	0,1697	0,1254	0,5545	0,5545	0,0776
0,1243	0,0669	0,0397	0,0553	0,0612	0,0582	0,1419	0,0818	0,0201	0,0964	0,0232	0,0240	0,3781	1,4055	0,0273	0,0436	0,2629	0,3305	0,3305	0,4039
0,0817	0,0518	0,1113	0,0645	0,0877	0,0679	0,0247	0,0693	0,0840	0,1030	0,0763	0,0313	0,0857	0,4158	0,0226	0,0555	0,1230	0,1132	0,1132	0,0334
0,0694	0,0514	0,0609	0,0711	0,8784	0,2329	0,0256	0,1224	0,3040	0,4476	0,4316	0,0334	0,0859	0,0307	0,0632	0,0932	0,0430	0,0452	0,0452	0,2342
0,0862	0,0460	0,0693	0,0799	0,3841	0,0648	0,0562	0,1399	0,0741	0,2338	0,0731	0,0958	0,0640	0,0343	0,0544	0,0462	0,5696	0,0238	0,0238	0,2866
0,0641	0,0484	0,0702	0,0487	0,0219	0,0645	0,0563	0,1203	0,0195	0,0875	0,0856	0,0454	0,0581	0,0487	0,0308	0,3404	0,0292	0,0268	0,0268	0,0248
0,1062	0,0475	0,0951	0,0548	0,0454	0,0194	0,0564	0,0666	0,0360	0,1175	0,0892	0,5176	0,0537	0,3924	0,0757	0,0767	0,0295	0,0214	0,0214	0,2788
0,2450	0,0518	0,0897	0,0861	0,0542	0,0232	0,0602	0,0696	0,0114	0,0196	0,0867	0,6595	0,0300	0,0280	0,0670	0,0290	0,3982	0,0209	0,0209	0,2167
0,0334	0,0510	0,1297	0,1002	0,1329	0,0412	0,0239	0,0456	0,3922	0,0256	0,1125	0,0880	0,0756	0,0329	0,2919	0,0750	0,0532	0,0352	0,0352	0,4227
0,0911	0,0642	0,1420	0,0416	0,0483	0,0821	0,0955	0,0327	0,3761	0,4439	0,0398	0,0734	0,0250	0,3083	0,0590	0,0382	0,2740	0,0207	0,0207	0,0566
0,0416	0,0719	0,1797	0,0438	0,0814	0,0939	0,0318	0,0692	0,0510	0,0315	0,0386	0,1018	0,0586	0,0451	0,0273	0,0747	0,0834	0,2940	0,2940	0,2722
0,0333	0,0893	0,2155	0,0531	0,0433	0,0523	0,0254	0,1093	0,0230	0,4216	0,0341	0,0642	0,0646	0,3787	0,0545	0,0595	0,0596	0,4841	0,4841	0,0100
0,0425	0,0783	0,1521	0,0702	0,0705	0,0570	0,0608	0,1999	0,0221	0,0514	0,0637	0,0605	0,0360	0,0772	0,0733	0,0333	0,1596	0,3319	0,3319	0,2729
0,1618	0,0597	0,1122	0,0719	0,0378	0,0999	0,0354	0,0845	0,0137	0,0114	0,0334	0,0476	0,0611	0,0773	0,0745	0,1128	0,2526	0,7442	0,7442	0,0236
0,1024	0,0600	0,0980	0,0748	0,0278	0,1036	0,0473	0,1061	0,0197	0,0780	0,0334	0,0555	0,0274	0,0766	0,0743	0,0395	0,3059	0,1092	0,1092	0,0469
0,0701	0,0652	0,0565	0,0820	0,3092	0,0631	0,0871	0,0776	0,0232	0,0613	0,0271	0,0449	0,0308	0,0196	0,0587	0,0285	0,7098	0,5124	0,5124	0,2228
0,0714	0,0701	0,0715	0,0789	0,0596	0,2950	0,0652	0,0567	0,0443	0,2338	0,0355	0,0476	0,0396	0,0149	0,2885	0,0651	0,4254	0,6872	0,6872	0,2355
0,0828	0,0812	0,0870	0,0503	0,3171	0,0793	0,0228	0,1056	0,0153	0,0202	0,0228	0,0781	0,0631	0,0430	0,0303	0,0379	0,3836	0,9286	0,9286	0,4145
0,0835	0,0714	0,0807	0,0517	0,0710	0,0443	0,1140	0,0588	0,0444	0,0259	0,0757	0,6002	0,1564	0,0347	0,0207	0,3133	0,0296	0,3838	0,3838	0,0304
0,0718	0,0666	0,0744	0,0446	0,0622	0,0383	0,0319	0,0223	0,0132	0,0593	0,0879	0,1141	0,0457	0,0423	0,0247	0,2584	0,7561	0,3878	0,3878	0,4259
0,0560	0,0758	0,0776	0,0465	0,0285	0,0174	0,0201	0,0443	0,4260	0,0326	0,0490	0,0317	0,0837	0,0717	0,0288	0,0777	0,5103	0,3654	0,3654	0,3324
0,0471	0,0800	0,0761	0,0977	0,0226	0,0731	0,0689	0,0282	0,7212	0,0253	0,0559	0,0457	0,0598	0,0721	0,0306	0,2902	0,2047	0,0492	0,0492	0,3971
0,0687	0,0778	0,0999	0,0582	0,0132	0,0727	0,0272	0,0946	0,1615	0,0674	0,0508	0,2488	0,2253	0,1200	0,0925	0,0661	0,3705	0,0455	0,0455	0,5851
0,0726	0,0751	0,0850	0,0479	0,0292	0,0291	0,0419	0,0471	0,3184	0,0296	0,1524	0,0750	0,0462	0,3458	0,0390	0,0342	0,4184	0,4437	0,4437	0,4570
0,0648	0,0925	0,0832	0,0611	0,0256	0,0254	0,0379	0,0666	0,5340	0,1010	0,0536	0,0643	0,0313	0,1132	0,0762	0,0752	0,3979	0,0227	0,0227	0,4629
0,0774	0,0785	0,0619	0,0558	0,0191	0,0365	0,0817	0,0346	0,2452	0,0381	0,0732	0,1636	0,0298	0,0744	0,0900	0,0326	0,3489	0,0990	0,0990	0,0283
0,0795	0,0819	0,0717	0,0385	0,0156	0,0860	0,0747	0,0677	0,0497	0,0179	0,0726	0,0685	0,3279	0,3436	0,0491	0,0394	0,3353	0,5232	0,5232	0,0379
0,0794	0,0831	0,0875	0,0329	0,0276	0,0299	0,0746	0,0680	0,1201	0,0237	0,3597	0,1785	0,0530	0,1076	0,0577	0,0507	0,3660	0,3768	0,3768	0,2840
0,0785	0,0754	0,0770	0,0486	0,0268	0,0558	0,0210	0,0310	0,0652	0,0211	0,0429	0,0632	0,0797	0,0742	0,0263	0,0390		0,4950	0,4950	0,3208
0,0736	0,0762	0,0682	0,0706	0,0177	0,0418	0,0344	0,0298	0,2587	0,0531	0,0532		0,2863	0,0900	0,0505					0,3235

Tabulka 12: Ukázka hodnot SDNN a RMSSD z 5 min záznamu [s]

	respondent 1				respondent 2				respondent 3				respondent 4				respondent 5			
	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
SDNN	0,0868	0,0708	0,0933	0,0734	0,1121	0,0858	0,0900	0,0772	0,1485	0,1616	0,1038	0,1518	0,1199	0,1474	0,0709	0,0944	0,2457	0,2240	0,0609	0,2203
RMSSD	0,0930	0,0776	0,0990	0,0652	0,1260	0,0974	0,0598	0,0778	0,1872	0,1295	0,1097	0,1963	0,1320	0,1903	0,0888	0,1283	0,3111	0,3158	0,1269	0,2628

Tabulka 13: Ukázka stanovené tepové frekvence [tepů/min]

respondent 1				respondent 2				respondent 3				respondent 4				respondent 5			
A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
71,90	72,16	75,91	79,94	87,14	86,43	93,56	85,95	81,23	57,49	75,56	73,21	53,81	72,24	88,94	77,09	72,33	77,92	52,47	0,09
73,25	67,80	81,49	68,89	86,07	87,01	81,49	88,98	91,45	83,53	81,13	75,99	76,14	36,09	87,73	78,43	68,93	79,78	64,59	0,32
72,05	71,47	76,52	77,71	80,72	89,04	91,90	89,50	88,35	83,23	85,16	71,54	82,47	74,24	89,31	77,84	77,05	74,42	77,42	0,05
71,62	73,13	72,77	74,32	53,33	78,95	88,75	86,52	85,34	66,26	65,57	77,75	79,96	81,59	93,02	76,88	75,47	71,70	75,77	0,23
70,59	73,13	74,38	68,69	78,38	82,02	85,43	71,12	90,49	83,65	72,69	71,54	75,79	84,28	88,44	79,25	61,91	68,22	81,57	0,18
63,19	70,75	73,17	79,73	81,98	87,79	83,20	78,56	90,23	86,39	74,79	78,95	75,16	80,31	84,78	74,07	75,51	75,47	75,51	0,02
67,08	70,84	79,34	69,57	76,76	85,29	85,57	84,71	87,27	81,72	79,08	62,34	83,38	75,17	85,67	86,43	73,29	48,85	73,83	0,24
71,56	70,46	74,84	66,85	81,04	87,10	90,64	87,05	87,14	81,68	71,97	64,71	82,76	85,95	79,30	87,05	64,66	75,75	72,97	0,17
67,62	68,50	72,93	69,20	77,25	86,46	88,89	87,70	74,95	89,46	75,34	73,17	82,19	84,74	81,17	87,30	75,24	80,04	76,70	0,35
71,81	69,61	63,86	70,06	86,18	82,50	82,66	85,67	80,24	75,31	76,03	71,54	82,95	73,13	87,59	84,32	71,27	72,86	80,31	0,09
66,52	71,17	61,19	71,78	67,23	88,89	78,43	82,58	82,47	80,16	72,77	70,26	86,28	77,13	86,52	85,71	78,95	73,33	72,77	0,34
64,52	72,57	61,38	72,45	77,96	79,16	89,22	76,76	86,43	74,83	72,37	69,65	85,62	74,77	85,57	85,95	75,91	67,83	62,03	0,01
65,30	73,37	67,04	70,78	78,60	76,83	88,74	80,15	83,83	84,31	75,09	66,70	80,85	80,99	82,54	83,53	61,54	49,79	74,28	0,17
69,52	74,46	68,39	69,44	75,21	82,54	85,81	85,21	89,84	85,11	72,77	74,42	81,78	81,89	87,68	86,33	65,90	80,09	81,45	0,02
70,40	76,51	74,87	72,05	80,72	82,52	79,12	84,71	89,35	82,57	75,26	69,93	87,05	85,29	90,18	82,66	70,55	73,66	78,26	0,06
70,78	76,07	77,25	70,93	79,67	82,71	78,95	89,74	93,07	86,91	77,21	71,01	85,29	85,53	92,21	86,18	60,97	74,03	67,26	0,19
68,22	75,69	72,73	70,29	90,76	83,51	87,94	88,79	87,05	83,19	76,47	70,44	84,32	87,45	84,86	85,43	67,45	55,99	51,79	0,19
69,61	76,35	71,90	68,07	85,11	88,56	88,89	93,54	89,65	80,95	75,39	76,08	88,14	90,64	93,08	84,42	67,42	69,88	48,73	0,29
63,53	73,17	72,01	71,56	87,69	87,91	90,81	84,23	84,92	78,13	86,67	56,71	86,75	83,09	92,05	79,91	76,07	80,99	72,51	0,04
73,33	76,11	72,33	69,20	86,47	86,71	85,28	82,45	88,89	85,20	76,11	77,87	84,10	88,05	92,69	73,74	52,86	60,76	69,93	0,25
76,04	72,45	73,33	67,83	78,18	82,98	84,28	93,98	77,70	85,20	70,06	75,39	91,98	85,67	92,92	84,05	61,54	75,58	68,26	0,27
83,87	74,79	70,66	67,83	79,91	83,42	81,63	84,23	93,02	79,82	69,40	71,93	87,27	80,00	88,75	78,13	78,26	61,14	77,05	0,31
76,39	71,27	69,80	68,26	93,07	85,01	77,63	89,97	65,08	86,81	71,58	66,37	83,00	85,81	84,64	85,66	67,04	80,81	77,59	0,35
73,46	73,41	68,42	69,61	85,11	74,58	79,91	79,69	76,48	85,85	75,14	80,13	87,74	78,56	83,09	84,28	67,25	54,30	65,97	0,27
74,37	73,29	70,22	70,40	90,52	83,19	79,73	88,98	62,47	83,42	67,45	86,54	85,43	83,53	85,76	85,34	69,93	78,47	80,67	0,30
72,25	68,42	74,45	72,73	92,66	79,56	89,91	85,41	82,86	83,24	70,85	80,29	86,64	87,22	88,99	84,92	68,79	86,96	72,43	0,03
70,66	68,08	72,77	76,35	93,75	73,85	89,03	85,48	83,69	82,58	70,75	70,14	77,38	78,39	91,80	83,60	65,53	67,99	68,14	0,03
70,44	71,86	70,63	81,46	77,75	80,04	83,33	81,29	93,35	83,87	66,41	73,71	85,16	83,82	94,28	80,25	62,39	71,01	64,21	0,26
74,15	69,99	70,96	74,37	82,45	73,85	87,32	77,50	92,36	87,64	73,91	79,14	90,27	84,41	89,22	84,60			69,12	0,28
70,51	72,21	74,07	70,63	84,05	77,34	78,82	79,38	82,45	83,47	72,93		87,17	87,10	87,39					0,28

Tabulka 14: Ukázka stanovené tepové frekvence [tepů/s]

respondent 1				respondent 2				respondent 3				respondent 4				respondent 5			
A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
1,20	1,20	1,27	1,33	1,45	1,44	1,56	1,43	1,35	0,96	1,26	1,22	0,90	1,20	1,48	1,28	1,21	77,92	0,87	0,09
1,22	1,13	1,36	1,15	1,43	1,45	1,36	1,48	1,52	1,39	1,35	1,27	1,27	0,60	1,46	1,31	1,15	79,78	1,08	0,32
1,20	1,19	1,28	1,30	1,35	1,48	1,53	1,49	1,47	1,39	1,42	1,19	1,37	1,24	1,49	1,30	1,28	74,42	1,29	0,05
1,19	1,22	1,21	1,24	0,89	1,32	1,48	1,44	1,42	1,10	1,09	1,30	1,33	1,36	1,55	1,28	1,26	71,70	1,26	0,23
1,18	1,22	1,24	1,14	1,31	1,37	1,42	1,19	1,51	1,39	1,21	1,19	1,26	1,40	1,47	1,32	1,03	68,22	1,36	0,18
1,05	1,18	1,22	1,33	1,37	1,46	1,39	1,31	1,50	1,44	1,25	1,32	1,25	1,34	1,41	1,23	1,26	75,47	1,26	0,02
1,12	1,18	1,32	1,16	1,28	1,42	1,43	1,41	1,45	1,36	1,32	1,04	1,39	1,25	1,43	1,44	1,22	48,85	1,23	0,24
1,19	1,17	1,25	1,11	1,35	1,45	1,51	1,45	1,45	1,36	1,20	1,08	1,38	1,43	1,32	1,45	1,08	75,75	1,22	0,17
1,13	1,14	1,22	1,15	1,29	1,44	1,48	1,46	1,25	1,49	1,26	1,22	1,37	1,41	1,35	1,45	1,25	80,04	1,28	0,35
1,20	1,16	1,06	1,17	1,44	1,37	1,38	1,43	1,34	1,26	1,27	1,19	1,38	1,22	1,46	1,41	1,19	72,86	1,34	0,09
1,11	1,19	1,02	1,20	1,12	1,48	1,31	1,38	1,37	1,34	1,21	1,17	1,44	1,29	1,44	1,43	1,32	73,33	1,21	0,34
1,08	1,21	1,02	1,21	1,30	1,32	1,49	1,28	1,44	1,25	1,21	1,16	1,43	1,25	1,43	1,43	1,27	67,83	1,03	0,01
1,09	1,22	1,12	1,18	1,31	1,28	1,48	1,34	1,40	1,41	1,25	1,11	1,35	1,35	1,38	1,39	1,03	49,79	1,24	0,17
1,16	1,24	1,14	1,16	1,25	1,38	1,43	1,42	1,50	1,42	1,21	1,24	1,36	1,36	1,46	1,44	1,10	80,09	1,36	0,02
1,17	1,28	1,25	1,20	1,35	1,38	1,32	1,41	1,49	1,38	1,25	1,17	1,45	1,42	1,50	1,38	1,18	73,66	1,30	0,06
1,18	1,27	1,29	1,18	1,33	1,38	1,32	1,50	1,55	1,45	1,29	1,18	1,42	1,43	1,54	1,44	1,02	74,03	1,12	0,19
1,14	1,26	1,21	1,17	1,51	1,39	1,47	1,48	1,45	1,39	1,27	1,17	1,41	1,46	1,41	1,42	1,12	55,99	0,86	0,19
1,16	1,27	1,20	1,13	1,42	1,48	1,48	1,56	1,49	1,35	1,26	1,27	1,47	1,51	1,55	1,41	1,12	69,88	0,81	0,29
1,06	1,22	1,20	1,19	1,46	1,47	1,51	1,40	1,42	1,30	1,44	0,95	1,45	1,38	1,53	1,33	1,27	80,99	1,21	0,04
1,22	1,27	1,21	1,15	1,44	1,45	1,42	1,37	1,48	1,42	1,27	1,30	1,40	1,47	1,54	1,23	0,88	60,76	1,17	0,25
1,27	1,21	1,22	1,13	1,30	1,38	1,40	1,57	1,29	1,42	1,17	1,26	1,53	1,43	1,55	1,40	1,03	75,58	1,14	0,27
1,40	1,25	1,18	1,13	1,33	1,39	1,36	1,40	1,55	1,33	1,16	1,20	1,45	1,33	1,48	1,30	1,30	61,14	1,28	0,31
1,27	1,19	1,16	1,14	1,55	1,42	1,29	1,50	1,08	1,45	1,19	1,11	1,38	1,43	1,41	1,43	1,12	80,81	1,29	0,35
1,22	1,22	1,14	1,16	1,42	1,24	1,33	1,33	1,27	1,43	1,25	1,34	1,46	1,31	1,38	1,40	1,12	54,30	1,10	0,27
1,24	1,22	1,17	1,17	1,51	1,39	1,33	1,48	1,04	1,39	1,12	1,44	1,42	1,39	1,43	1,42	1,17	78,47	1,34	0,30
1,20	1,14	1,24	1,21	1,54	1,33	1,50	1,42	1,38	1,39	1,18	1,34	1,44	1,45	1,48	1,42	1,15	86,96	1,21	0,03
1,18	1,13	1,21	1,27	1,56	1,23	1,48	1,42	1,39	1,38	1,18	1,17	1,29	1,31	1,53	1,39	1,09	67,99	1,14	0,03
1,17	1,20	1,18	1,36	1,30	1,33	1,39	1,35	1,56	1,40	1,11	1,23	1,42	1,40	1,57	1,34	1,04	71,01	1,07	0,26
1,24	1,17	1,18	1,24	1,37	1,23	1,46	1,29	1,54	1,46	1,23	1,32	1,50	1,41	1,49	1,41			1,15	0,28
1,18	1,20	1,23	1,18	1,40	1,29	1,31	1,32	1,37	1,39	1,22		1,45	1,45	1,46					0,28

Tabulka 15: Ukázka odchylky průměrných RR intervalů [vzorky]

respondent 1				respondent 2				respondent 3				respondent 4				respondent 5			
A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
5,00	9,40	-7,40	35,50	-7,67	5,33	-8,33	-5,83	-16,20	-47,50	-42,40	-8,20	-192,00	89,75	8,33	-2,60	-17,00	17,00	-71,67	-3,60
16,40	-5,25	-6,17	-7,20	31,17	14,83	-26,83	4,33	-18,67	-0,33	-9,50	-7,60	22,80	-39,40	0,50	11,33	-28,00	-7,50	-28,80	-89,00
-0,40	6,00	-6,40	-25,17	-26,67	13,33	-8,33	8,17	-3,60	-6,60	-9,83	-4,20	4,67	-5,83	4,00	4,60	-9,83	1,17	11,50	8,00
6,00	-0,20	6,00	8,60	-38,00	-35,33	6,50	1,17	13,83	-1,00	68,00	2,00	-0,50	-3,17	-7,00	-3,17	-14,20	2,60	28,20	-38,40
-7,60	0,80	12,67	3,80	-1,33	35,17	0,67	18,60	9,83	-26,80	2,40	-1,00	3,00	1,83	4,17	26,40	-47,00	-13,40	0,50	-29,00
-8,60	-2,40	-1,40	-16,33	29,33	-17,50	15,50	-12,17	3,83	8,20	-3,60	1,67	-5,33	-48,80	-1,00	-2,33	-21,40	-10,40	-9,60	-2,00
-24,20	1,60	-1,83	16,60	0,67	5,67	15,67	-14,00	-0,50	-19,83	-6,50	39,80	16,50	-8,33	-21,00	-4,67	-23,00	33,33	-6,40	-41,60
10,20	1,40	3,00	7,00	47,00	-16,17	-7,00	10,33	-3,83	-2,67	-9,00	42,75	0,67	3,33	-18,67	-6,50	-14,40	28,17	-1,40	-22,75
4,00	6,00	-14,00	4,40	8,50	-3,83	-4,50	6,00	-21,80	-13,50	10,00	20,00	2,33	-26,40	-28,67	-3,33	-15,00	4,17	7,80	-72,80
26,60	2,40	-6,20	7,60	-2,20	-4,00	43,33	4,17	10,80	54,00	14,33	14,80	1,00	-2,83	-1,83	2,67	40,40	1,40	6,50	11,80
-0,40	-14,40	14,50	1,00	-5,17	-7,33	3,33	1,67	-1,40	3,67	9,20	1,60	-13,17	7,67	-1,50	8,17	19,00	5,20	58,00	44,75
5,50	-12,20	7,40	12,20	34,33	4,17	-10,67	-15,33	1,50	-3,00	-0,60	25,40	8,33	10,33	-1,33	2,00	19,20	-1,80	33,50	3,67
-1,00	-0,20	1,20	5,80	-8,40	-5,20	-3,17	6,80	-12,17	14,00	6,80	-0,60	0,83	1,17	3,33	-10,67	-37,00	22,67	-23,40	-8,00
2,00	-6,00	2,00	2,00	-4,33	6,00	-0,83	3,00	-5,00	-1,83	-1,00	-4,17	-15,20	-10,17	2,50	3,67	-15,80	30,60	-4,75	0,20
3,80	-8,67	-4,00	-2,40	33,00	-14,50	38,00	1,33	3,83	2,33	-10,40	-2,00	-6,17	-0,33	3,50	5,83	17,40	7,40	79,50	12,00
-5,60	6,17	-0,33	-2,00	-4,17	-8,33	22,33	5,83	0,67	-12,67	-1,50	-0,80	3,67	-2,00	3,33	9,00	6,33	22,25	-56,00	14,40
-2,60	2,20	3,00	19,60	26,00	30,17	10,17	-4,50	18,33	5,50	2,83	-2,00	3,17	6,00	19,83	6,83	50,60	15,33	-76,50	-16,00
-15,20	7,33	1,60	6,20	5,83	-2,33	1,17	7,00	11,33	4,00	0,67	-1,80	2,00	2,17	2,17	18,00	85,60	-7,67	-44,20	-74,20
-3,80	5,40	-5,60	-14,20	1,67	4,50	5,33	3,83	0,67	2,17	-12,33	-44,00	8,33	4,00	-2,17	-23,00	-4,17	-91,67	-22,40	6,50
-9,40	8,33	-6,20	8,40	-2,67	-1,17	1,33	20,50	-6,67	-17,33	13,00	1,00	-1,67	2,17	6,67	9,83	46,67	-26,25	30,40	35,00
-1,00	-6,20	-1,40	10,60	-10,33	10,50	-4,17	8,50	34,25	7,17	2,60	-8,00	3,17	-7,67	0,17	-19,50	41,67	-53,33	-4,50	71,25
11,67	15,40	2,60	-7,00	0,33	0,33	-1,50	-13,83	-4,00	3,33	11,40	-5,20	-1,33	-8,17	-2,33	10,50	-20,80	2,67	-3,33	-30,80
5,17	-13,00	4,80	-2,00	-8,83	6,83	3,83	-20,33	-6,80	-19,67	8,40	22,80	-7,83	24,83	1,17	1,17	33,00	-13,83	31,00	-9,50
7,80	1,80	4,80	-1,60	-1,83	5,60	-17,33	-7,17	-23,80	-28,00	40,20	0,17	-2,83	-7,67	7,83	5,67	-38,50	3,80	3,17	-3,00
-0,40	6,20	6,20	-0,80	-5,33	-10,17	11,67	1,33	39,00	16,83	7,00	6,33	1,33	-2,83	15,00	1,00	99,50	-51,60	13,33	-27,60
1,40	3,60	0,20	-4,40	1,00	8,33	-17,33	17,67	-3,00	-8,33	18,00	-2,80	4,33	-25,83	-1,67	3,67			-68,20	-9,33
7,60	-11,80	0,00	6,67	5,00	-2,00	6,50	-17,50	-27,67	3,00	-6,80	-9,80	-16,50	4,00	0,17	-3,33			68,75	-0,80
6,60	-20,20	-7,00	-10,17	-10,50	7,17	-4,83	-7,17	-16,80	5,00	-38,20	-20,80	-11,17	-7,33	6,00	-3,50			-12,80	30,40
8,67	3,80	-8,60	5,80	-10,33	24,00	5,17	11,33	19,83	-4,83	3,40	-12,20	-8,50	2,33	10,17					-16,75
2,00	-0,40	2,80	0,00		-11,33	13,50	8,00	54,00	5,67	0,20		-27,00		-1,67					-20,50

Tabulka 16: Ukázka odchylky průměrných RR intervalů [s]

respondent 1				respondent 2				respondent 3				respondent 4				respondent 5			
A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
0,03	0,05	-0,04	0,18	-0,04	0,03	-0,04	-0,03	-0,08	-0,24	-0,21	-0,04	-0,96	0,45	0,04	-0,01	-0,09	0,09	-0,36	-0,02
0,08	-0,03	-0,03	-0,04	0,16	0,07	-0,13	0,02	-0,09	0,00	-0,05	-0,04	0,11	-0,20	0,00	0,06	-0,14	-0,04	-0,14	-0,45
0,00	0,03	-0,03	-0,13	-0,13	0,07	-0,04	0,04	-0,02	-0,03	-0,05	-0,02	0,02	-0,03	0,02	0,02	-0,05	0,01	0,06	0,04
0,03	0,00	0,03	0,04	-0,19	-0,18	0,03	0,01	0,07	-0,01	0,34	0,01	0,00	-0,02	-0,03	-0,02	-0,07	0,01	0,14	-0,19
-0,04	0,00	0,06	0,02	-0,01	0,18	0,00	0,09	0,05	-0,13	0,01	-0,01	0,02	0,01	0,02	0,13	-0,24	-0,07	0,00	-0,15
-0,04	-0,01	-0,01	-0,08	0,15	-0,09	0,08	-0,06	0,02	0,04	-0,02	0,01	-0,03	-0,24	-0,01	-0,01	-0,11	-0,05	-0,05	-0,01
-0,12	0,01	-0,01	0,08	0,00	0,03	0,08	-0,07	0,00	-0,10	-0,03	0,20	0,08	-0,04	-0,11	-0,02	-0,12	0,17	-0,03	-0,21
0,05	0,01	0,02	0,04	0,24	-0,08	-0,04	0,05	-0,02	-0,01	-0,05	0,21	0,00	0,02	-0,09	-0,03	-0,07	0,14	-0,01	-0,11
0,02	0,03	-0,07	0,02	0,04	-0,02	-0,02	0,03	-0,11	-0,07	0,05	0,10	0,01	-0,13	-0,14	-0,02	-0,08	0,02	0,04	-0,36
0,13	0,01	-0,03	0,04	-0,01	-0,02	0,22	0,02	0,05	0,27	0,07	0,07	0,01	-0,01	-0,01	0,01	0,20	0,01	0,03	0,06
0,00	-0,07	0,07	0,01	-0,03	-0,04	0,02	0,01	-0,01	0,02	0,05	0,01	-0,07	0,04	-0,01	0,04	0,10	0,03	0,29	0,22
0,03	-0,06	0,04	0,06	0,17	0,02	-0,05	-0,08	0,01	-0,02	0,00	0,13	0,04	0,05	-0,01	0,01	0,10	-0,01	0,17	0,02
-0,01	0,00	0,01	0,03	-0,04	-0,03	-0,02	0,03	-0,06	0,07	0,03	0,00	0,00	0,01	0,02	-0,05	-0,19	0,11	-0,12	-0,04
0,01	-0,03	0,01	0,01	-0,02	0,03	0,00	0,02	-0,03	-0,01	-0,01	-0,02	-0,08	-0,05	0,01	0,02	-0,08	0,15	-0,02	0,00
0,02	-0,04	-0,02	-0,01	0,17	-0,07	0,19	0,01	0,02	0,01	-0,05	-0,01	-0,03	0,00	0,02	0,03	0,09	0,04	0,40	0,06
-0,03	0,03	0,00	-0,01	-0,02	-0,04	0,11	0,03	0,00	-0,06	-0,01	0,00	0,02	-0,01	0,02	0,05	0,03	0,11	-0,28	0,07
-0,01	0,01	0,02	0,10	0,13	0,15	0,05	-0,02	0,09	0,03	0,01	-0,01	0,02	0,03	0,10	0,03	0,25	0,08	-0,38	-0,08
-0,08	0,04	0,01	0,03	0,03	-0,01	0,01	0,04	0,06	0,02	0,00	-0,01	0,01	0,01	0,01	0,09	0,43	-0,04	-0,22	-0,37
-0,02	0,03	-0,03	-0,07	0,01	0,02	0,03	0,02	0,00	0,01	-0,06	-0,22	0,04	0,02	-0,01	-0,12	-0,02	-0,46	-0,11	0,03
-0,05	0,04	-0,03	0,04	-0,01	-0,01	0,01	0,10	-0,03	-0,09	0,07	0,01	-0,01	0,01	0,03	0,05	0,23	-0,13	0,15	0,18
-0,01	-0,03	-0,01	0,05	-0,05	0,05	-0,02	0,04	0,17	0,04	0,01	-0,04	0,02	-0,04	0,00	-0,10	0,21	-0,27	-0,02	0,36
0,06	0,08	0,01	-0,04	0,00	0,00	-0,01	-0,07	-0,02	0,02	0,06	-0,03	-0,01	-0,04	-0,01	0,05	-0,10	0,01	-0,02	-0,15
0,03	-0,07	0,02	-0,01	-0,04	0,03	0,02	-0,10	-0,03	-0,10	0,04	0,11	-0,04	0,12	0,01	0,01	0,17	-0,07	0,16	-0,05
0,04	0,01	0,02	-0,01	-0,01	0,03	-0,09	-0,04	-0,12	-0,14	0,20	0,00	-0,01	-0,04	0,04	0,03	-0,19	0,02	0,02	-0,02
0,00	0,03	0,03	0,00	-0,03	-0,05	0,06	0,01	0,20	0,08	0,04	0,03	0,01	-0,01	0,08	0,01	0,50	-0,26	0,07	-0,14
0,01	0,02	0,00	-0,02	0,01	0,04	-0,09	0,09	-0,02	-0,04	0,09	-0,01	0,02	-0,13	-0,01	0,02			-0,34	-0,05
0,04	-0,06	0,00	0,03	0,03	-0,01	0,03	-0,09	-0,14	0,02	-0,03	-0,05	-0,08	0,02	0,00	-0,02			0,34	0,00
0,03	-0,10	-0,04	-0,05	-0,05	0,04	-0,02	-0,04	-0,08	0,03	-0,19	-0,10	-0,06	-0,04	0,03	-0,02			-0,06	0,15
0,04	0,02	-0,04	0,03	-0,05	0,12	0,03	0,06	0,10	-0,02	0,02	-0,06	-0,04	0,01	0,05					-0,08
0,01	0,00	0,01	0,00		-0,06	0,07	0,04	0,27	0,03	0,00		-0,14		-0,01					-0,10

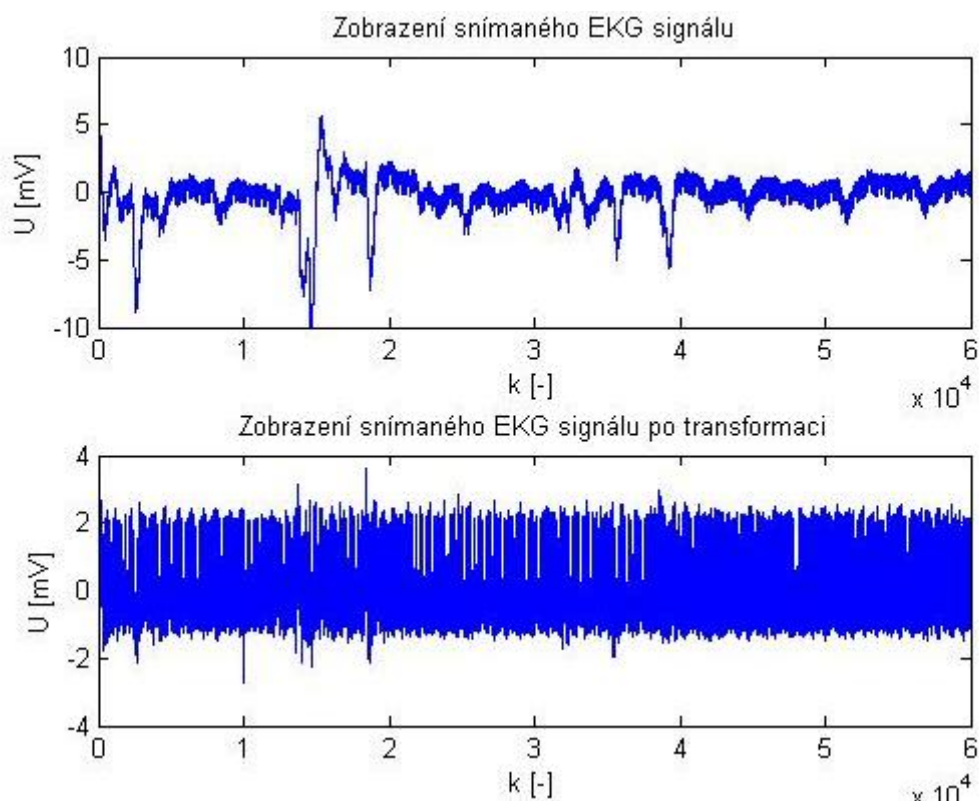
Tabulka 17: Ukázka procentuální odchylky RR intervalů odpovídající odchylce tepové frekvence [%]

respondent 1				respondent 2				respondent 3				respondent 4				respondent 5			
A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
3,00	5,65	4,68	23,65	5,57	3,84	6,50	4,18	10,97	22,75	26,70	5,00	86,10	54,03	6,18	1,70	10,25	11,04	31,33	2,14
10,01	2,97	4,19	4,13	22,36	10,76	18,22	3,21	14,23	0,23	6,42	4,81	14,47	24,38	0,37	7,35	16,08	4,99	15,50	49,41
0,24	3,57	4,08	16,30	17,94	9,89	6,38	6,09	2,65	4,58	6,98	2,50	3,21	3,97	2,98	2,95	6,31	0,72	7,42	5,11
3,58	0,12	3,64	5,33	24,82	23,25	4,81	0,84	9,84	0,55	37,16	1,30	0,33	2,22	5,43	2,09	8,93	1,55	17,81	23,55
4,47	0,49	7,85	2,18	0,91	24,04	0,47	11,02	7,41	18,68	1,45	0,60	1,89	1,23	3,07	16,30	24,25	7,62	0,34	18,14
4,53	1,42	0,85	10,85	18,76	12,80	10,75	7,97	2,88	5,90	2,24	1,10	3,34	30,57	0,71	1,68	13,47	6,54	6,04	1,39
13,53	0,94	1,21	9,62	0,45	4,03	11,17	9,88	0,36	13,51	4,28	20,68	11,46	5,97	14,99	3,39	14,05	13,57	3,94	24,90
6,08	0,82	1,87	3,90	30,26	11,73	5,29	7,50	2,78	1,82	5,40	23,05	0,46	2,35	12,33	4,73	7,76	17,78	0,85	14,73
2,25	3,43	8,51	2,54	6,10	2,76	3,33	4,38	13,62	10,06	6,28	12,20	1,60	16,09	19,39	2,34	9,40	2,78	4,99	39,06
15,92	1,39	3,30	4,44	1,23	2,75	29,85	2,97	7,22	33,89	9,08	8,82	0,69	1,82	1,34	1,90	24,00	0,85	4,35	7,12
0,22	8,54	7,39	0,60	3,36	5,43	2,18	1,15	0,96	2,45	5,58	0,94	9,47	4,78	1,08	5,85	12,50	3,18	35,17	24,83
2,96	7,38	3,79	7,37	22,49	2,75	7,93	9,81	1,08	1,87	0,36	14,74	5,95	6,97	0,95	1,39	12,14	1,02	17,32	2,43
0,54	0,12	0,67	3,42	5,26	3,33	2,34	4,54	8,50	9,84	4,25	0,33	0,56	0,80	2,29	7,67	18,97	15,13	14,49	5,26
1,16	3,72	1,14	1,16	2,91	4,13	0,60	2,13	3,74	1,30	0,61	2,58	10,36	7,23	1,83	2,53	8,68	18,78	3,10	0,14
2,23	5,53	2,50	1,44	21,91	9,97	25,05	0,94	2,85	1,61	6,52	1,17	4,47	0,24	2,63	4,19	10,23	4,57	44,56	8,10
3,30	3,91	0,21	1,18	3,15	5,74	14,69	4,36	0,52	9,17	0,97	0,47	2,61	1,46	2,56	6,41	3,22	10,38	24,17	8,77
1,48	1,39	1,82	11,48	18,44	20,99	7,45	3,33	13,30	3,81	1,81	1,17	2,23	4,53	14,02	4,81	28,44	8,93	31,07	11,39
8,82	4,67	0,96	3,52	4,26	1,72	0,86	5,46	8,47	2,70	0,42	1,14	1,47	1,50	1,68	11,99	48,09	5,17	26,71	40,75
2,01	3,29	3,36	8,47	1,20	3,30	4,04	2,69	0,47	1,41	8,91	20,79	6,02	2,94	1,66	14,13	2,64	46,41	13,05	4,45
5,74	5,29	3,74	4,84	1,74	0,84	0,95	14,09	4,94	12,31	8,25	0,65	1,17	1,55	5,15	6,89	26,07	16,53	17,29	21,19
0,63	3,74	0,86	5,99	6,88	7,26	2,93	6,66	22,18	5,09	1,52	5,03	2,43	5,11	0,13	12,70	23,35	27,17	2,89	37,82
8,15	9,60	1,53	3,96	0,26	0,23	1,02	9,71	3,10	2,22	6,59	3,12	0,97	5,84	1,73	7,50	12,12	1,80	2,16	17,04
3,29	7,72	2,79	1,14	6,26	4,84	2,48	15,24	3,69	14,23	5,01	12,61	5,42	16,26	0,82	0,82	18,92	9,05	17,04	3,22
4,77	1,10	2,74	0,93	1,38	3,48	11,54	4,76	15,17	20,03	25,17	0,11	2,07	5,34	5,42	4,03	21,03	2,15	2,13	1,80
0,25	3,79	3,63	0,47	4,12	7,05	7,75	0,99	20,30	11,70	3,93	4,57	0,95	2,06	10,72	0,71	51,73	30,53	8,05	16,13
0,84	2,05	0,12	2,67	0,78	5,52	12,99	12,57	2,07	5,78	10,63	1,87	3,13	16,88	1,24	2,55			38,73	6,32
4,48	6,69	0,00	4,24	3,24	1,23	4,82	12,47	19,30	2,06	4,01	5,73	10,64	2,79	0,13	2,23			36,79	0,52
3,87	12,10	4,12	6,90	7,21	4,78	3,36	4,85	13,07	3,49	21,14	12,78	7,92	5,16	4,71	2,47			7,37	17,45
5,36	2,22	5,09	3,59	7,24	14,77	3,76	7,32	15,26	3,53	2,09	8,05	6,39	1,69	7,56					10,78
1,18	0,24	1,73	0,00		7,30	8,87	5,29	37,10	3,94	0,12		19,61		1,21					13,44

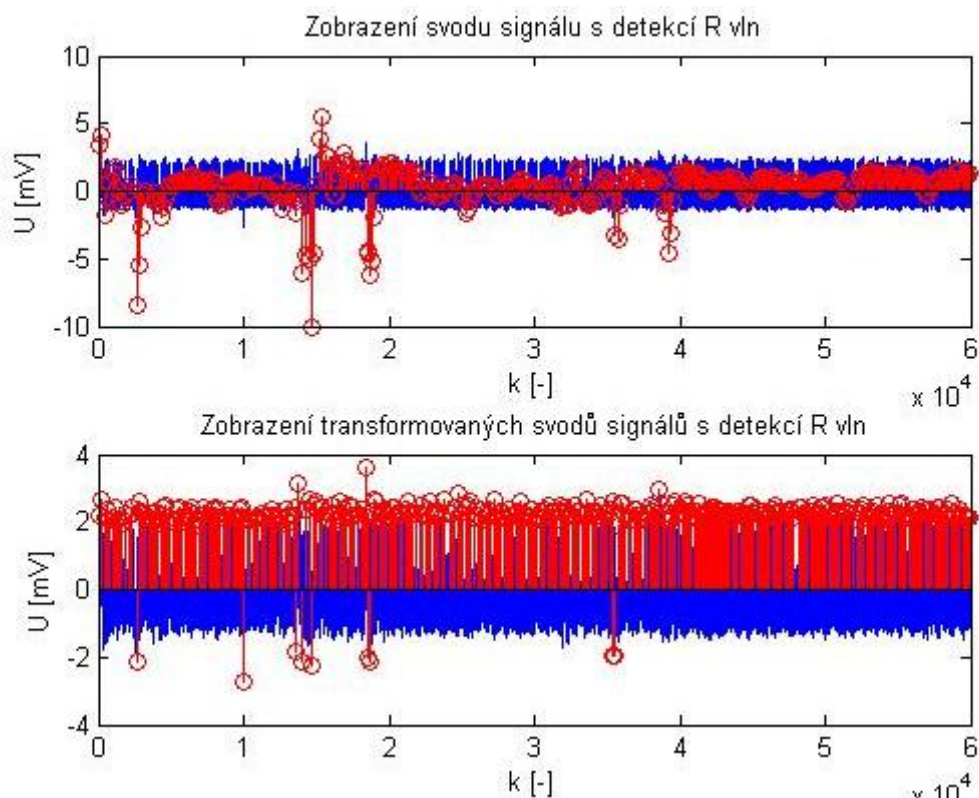
Tabulka 18: Porovnání procentuální odchylky z jednotlivých měření

		Počet	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Std.Dev.
respondent 1	A	30	4,16322	3,29604	0,221729	15,91861	3,85386
	B	30	3,79601	3,49919	0,121884	12,09581	3,05052
	C	30	2,94533	2,76439	0,000000	8,50829	2,22510
	D	30	5,20983	3,92838	0,000000	23,64915	5,12800
respondent 2	A	29	8,63817	5,26496	0,258541	30,25751	8,94236
	B	30	7,35092	5,13658	0,231729	24,03610	6,36692
	C	30	7,41271	5,05505	0,474626	29,85075	7,08553
	D	30	6,21362	5,07357	0,841191	15,24414	4,05383
respondent 3	A	30	8,93448	7,31841	0,363636	37,10181	8,35546
	B	30	7,68396	4,25953	0,232019	33,89121	7,89252
	C	30	7,46279	5,20444	0,121547	37,15847	8,77586
	D	29	6,13463	3,11717	0,111297	23,05273	6,79555
respondent 4	A	30	7,57964	3,16805	0,333148	86,09865	15,55351
	B	29	8,12871	4,53225	0,237573	54,03010	11,49040
	C	30	4,47697	2,42703	0,127505	19,38952	4,99378
	D	28	5,11715	3,70766	0,707676	16,29630	4,19231
respondent 5	A	25	17,30526	13,46682	2,641310	51,73310	12,10780
	B	25	10,72963	7,61796	0,723514	46,41350	10,98618
	C	28	15,52284	13,76935	0,339879	44,56278	13,19127
	D	30	14,57918	11,08639	0,141026	49,40523	13,23710

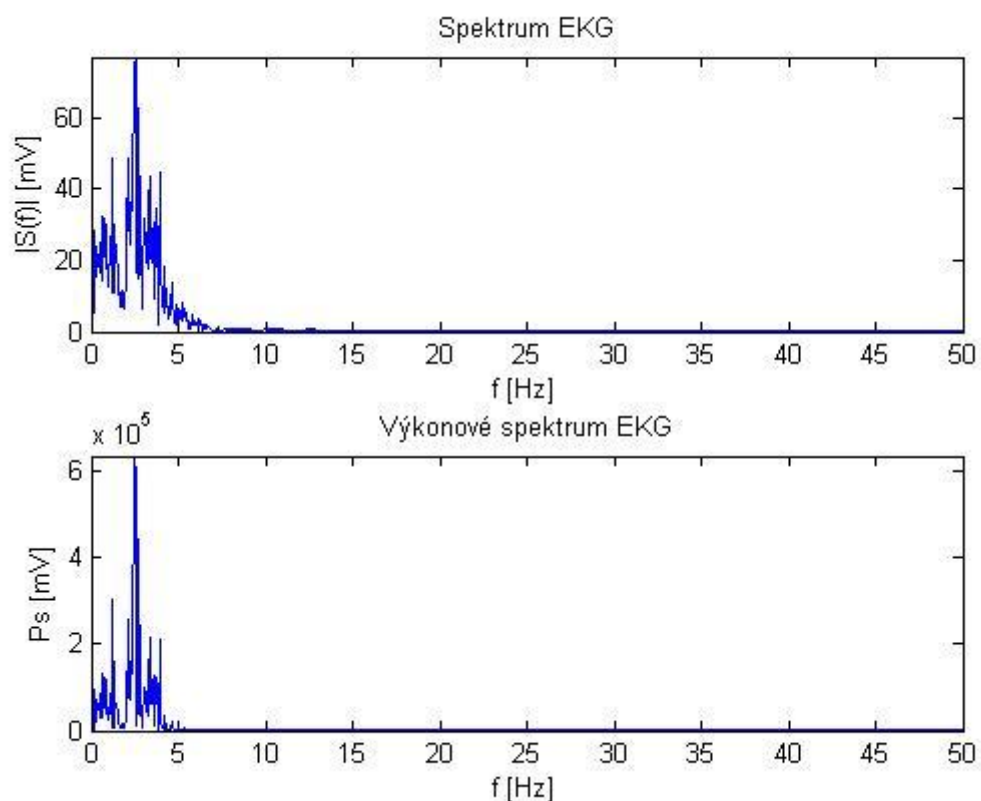
Příloha B



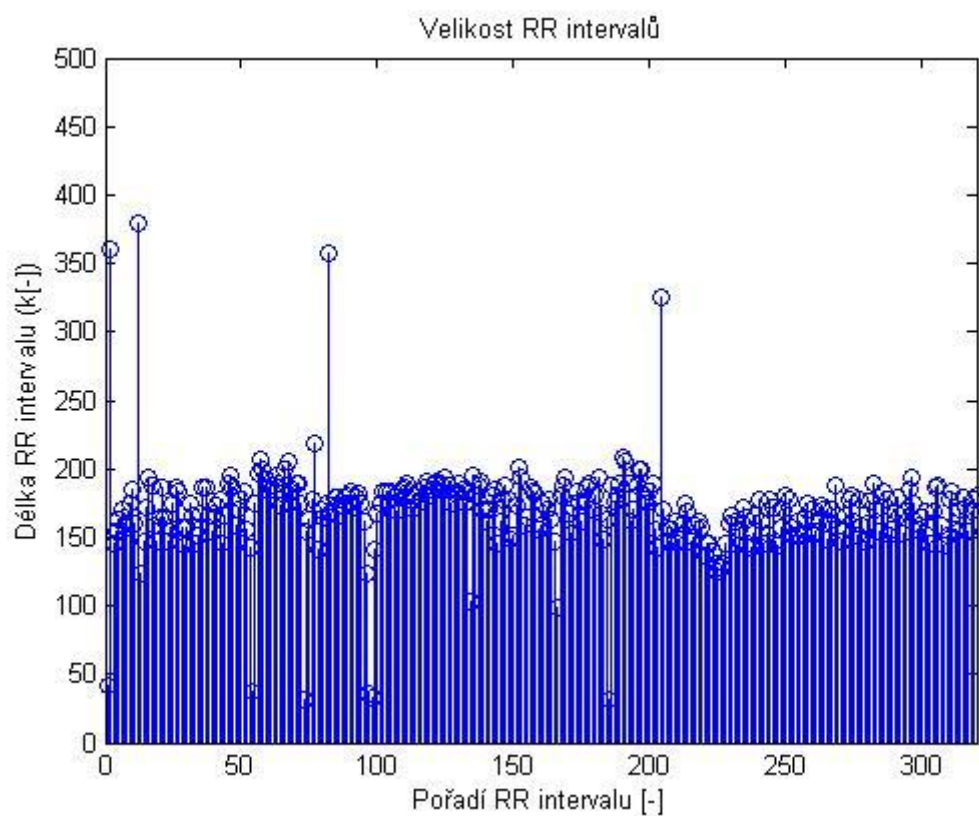
Obrázek 55: Ukázka snímaného EKG signálu (nahore) a signálu pro transformaci (dole)



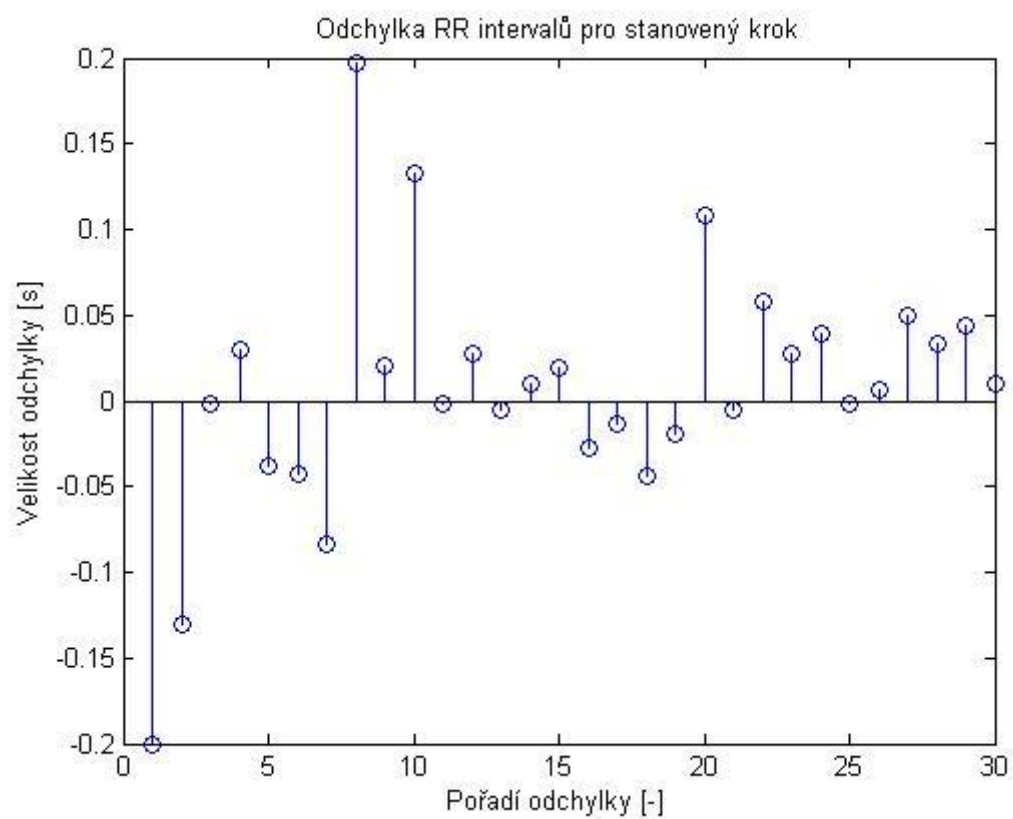
Obrázek 56: Ukázka detekce QRS komplexu (R vln)



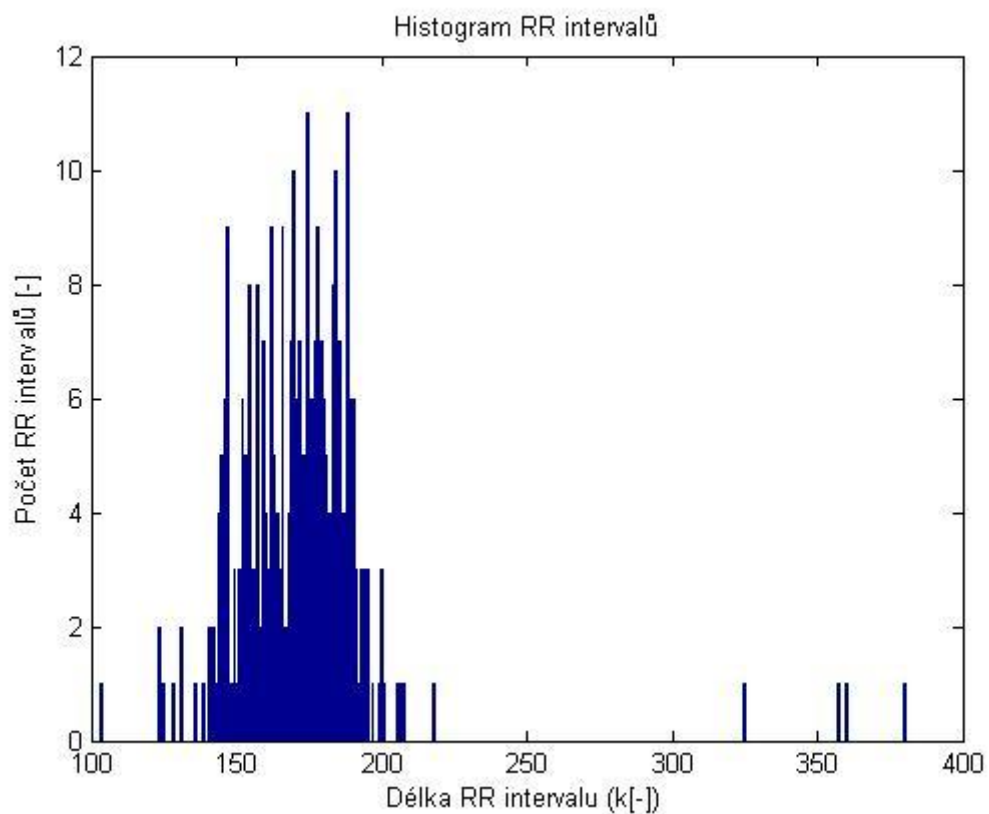
Obrázek 57: Ukázka spektra EKG signálu (nahore) a výkonového spektra (dole)



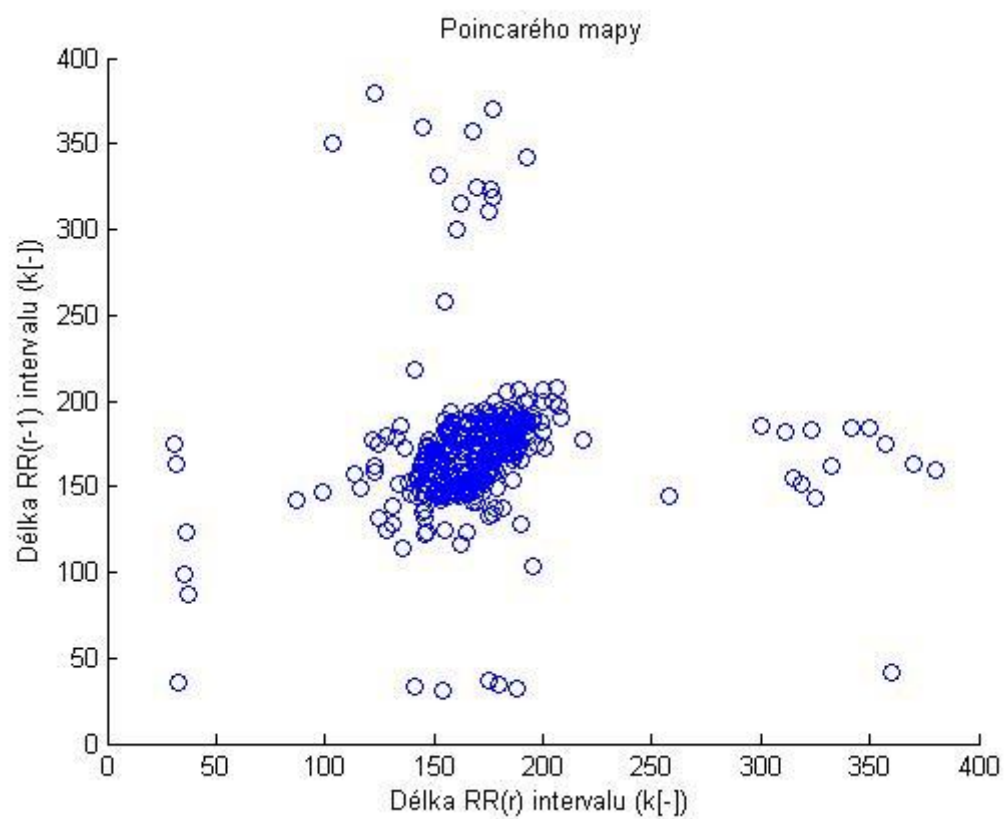
Obrázek 58: Ukázka stanovené velikosti RR intervalů



Obrázek 59: Ukázka odchylky RR intervalů



Obrázek 60: Ukázka histogramu RR intervalů



Obrázek 61: Ukázka Poincarého map RR intervalů