

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ
KATEDRA APLIKOVANÉ ELEKTRONIKY A
TELEKOMUNIKACÍ

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Variabilita tepové frekvence - zpracování signálu

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta elektrotechnická
Akademický rok: 2019/2020

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE (projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Bc. Josef HOUZAR**
Osobní číslo: **E18N0023P**
Studijní program: **N2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor: **Elektronika a aplikovaná informatika**
Téma práce: **Variabilita tepové frekvence – zpracování signálu**
Zadávací katedra: **Katedra aplikované elektroniky a telekomunikací**

Zásady pro vypracování

Vyhodnocení signálu EKG, případně seismokardiografického signálu a jeho spektrální analýza.

1. Vypracujte přehled způsobů měření EKG signálu z hlediska přístrojového vybavení.
2. Vytvořte přehled metod zpracování EKG signálu, především pro měření variability tepové frekvence.
3. Navrhněte programové vybavení (nejlépe v programu MATLAB) umožňující detekci variability tepové frekvence.
4. Ověřte vlastnosti na signálu EKG naměřeném na skutečné osobě (například v klidu a po rychlé chůzi nebo běhu).

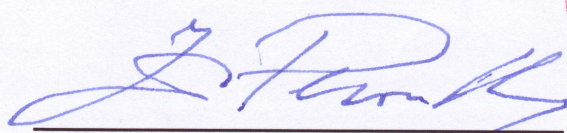
Rozsah diplomové práce: **40 – 60 stran**
Rozsah grafických prací: **podle doporučení vedoucího**
Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

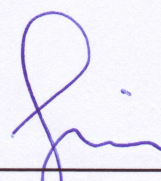
1. https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php-file_id=69024
2. https://is.muni.cz/th/16734/lf_d/Disertacni_prace.pdf
3. <http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2014/05/09.pdf>

Vedoucí diplomové práce: **Prof. Ing. Milan Štork, CSc.**
Katedra aplikované elektroniky a telekomunikací

Datum zadání diplomové práce: **4. října 2019**
Termín odevzdání diplomové práce: **28. května 2020**


Prof. Ing. Zdeněk Peroutka, Ph.D.
děkan




Doc. Dr. Ing. Vjačeslav Georgiev
vedoucí katedry

Abstrakt

Tato diplomová práce je rozdělena na tři hlavní části. První část práce je věnována teoretickému popisu variability tepové frekvence. Jsou zde probrány používané metody měření EKG a nejčastější typy rušení, vyskytující se v signálech EKG. Poté je uveden význam analýzy HRV, zdůrazněny kroky nutné ke zpracování signálu EKG pro analýzu HRV a jsou zde uvedeny metody analýzy HRV v oblasti časové a oblasti frekvenční.

Cílem této práce je vytvoření systému pro měření, záznam a zpracování signálu EKG se zaměřením na analýzu HRV. Systém se skládá ze tří hlavních částí: analogová část, číslicová část, aplikace pro PC. Popis tohoto systému je uveden ve druhé části této práce. Třetí část práce je zaměřena na testování navrženého měřicího systému. V rámci testování jsou např. porovnány kapacitní senzory, určené pro bezkontaktní snímání signálu EKG s klasickými pasivní elektrodami nebo jsou ověřeny alternativní možnosti získávání dat pro analýzu HRV. Další testy jsou zaměřeny na aplikaci určenou pro analýzu HRV. V závěru práce je provedeno shrnutí dosažených výsledků.

Klíčová slova

Aktivní senzory, bezdrátový přenos, detekce QRS, EKG, elektrokardiografie, extrasystoly, FFT, HRV, kapacitní senzory, korekce artefaktů, Pan–Tompkins, variabilita tepové frekvence

Abstract

Houzar, Josef. *Heart rate variability signal processing* [*Variabilita tepové frekvence - zpracování signálu*]. Pilsen, 2020. Master thesis (in Czech). University of West Bohemia. Faculty of Electrical Engineering. Department of Applied Electronics and Telecommunications. Supervisor: Milan Štork

This diploma thesis is divided into three main parts. The first part of the thesis is devoted to a theoretical description of heart rate variability. The methods of ECG measurement and the most common types of interference occurring in ECG signals are discussed. Then the importance of HRV analysis is emphasized as well as the steps necessary to process the ECG signal for HRV analysis and the methods of HRV analysis in the time domain and frequency domain are presented.

The aim of this thesis is to create a system for measuring, recording and processing the ECG signal with a focus on HRV analysis. The system consists of three main parts: analog part, digital part, PC application. A description of this system is given in the second part of this work. The third part of this thesis is focused on testing the proposed measuring system. For example, the capacitive sensors designed for non-contact sensing of the ECG signal with conventional passive electrodes are compared, or alternative data acquisition options for HRV analysis are verified. Further tests are focused on the application intended for HRV analysis. The last part summarizes the achieved results.

Keywords

Active electrodes, artifacts correction, capacitance electrodes, ECG, electrocardiography, extrasystole, FFT, heart rate variability, HRV, Pan–Tompkins, QRS detection, wireless

Prohlášení

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě diplomovou práci, zpracovanou na závěr studia na Fakultě elektrotechnické Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem svou závěrečnou práci vypracoval 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 autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 270 trestního zákona č. 40/2009 Sb.

Také prohlašuji, že veškerý software, použitý při řešení této diplomové práce, je legální.

V Plzni dne 8. června 2020

Josef Houzar

.....

Podpis

Poděkování

Na tomto místě bych rád vyjádřil svůj veliký vděk vedoucímu této diplomové práce panu prof. Ing. Milanu Štorkovi, CSc. za jeho vstřícný přístup, trpělivost a ochotu kdykoli pomoci při tvorbě této práce.

Dále bych rád poděkoval své rodině a přátelům za jejich podporu při studiu.

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	vii
1. Úvod	1
2. Elektrokardiografie	3
2.1. Srdce	3
2.2. Elektrokardiogram	4
2.3. Metody měření EKG	6
2.3.1. Pohled do historie	6
2.3.2. 12svodový systém	7
2.3.3. Holterovská monitorace EKG	8
2.3.4. Jednosvodové systémy pro měření EKG	9
2.4. Rušení v signálech EKG	11
3. Variabilita tepové frekvence	14
3.1. Analýza HRV	14
3.1.1. Zpracování signálu EKG pro analýzu HRV	15
3.1.2. Panův–Tompkinsův algoritmus	17
3.1.3. Analýza HRV v časové oblasti	21
3.1.3.1. Statistické metody	21
3.1.3.2. Geometrické metody	22
3.1.3.3. Shrnutí parametrů HRV z časové analýzy	23
3.1.4. Analýza HRV ve frekvenční oblasti	23
3.1.5. Příklady faktorů ovlivňující HRV	25
4. Systém pro měření EKG a analýzu HRV	27
4.1. Analogová část, 1. verze	28
4.2. Analogová část, 2. verze	30
4.3. Číslicová část	31
4.3.1. Modul A	31
4.3.2. Modul B	34
4.4. Aplikace pro PC	34
4.4.1. Komunikační aplikace	34
4.4.2. Aplikace pro analýzu HRV	36

5. Testování navrženého měřicího systému	41
5.1. Porovnání analogových částí a typů snímačů	41
5.2. Vliv tloušťky materiálu při bezkontaktním měření EKG	43
5.3. Alternativní možnosti získávání dat pro analýzu HRV	46
5.3.1. Měření pomocí akcelerometru	46
5.3.2. Měření pomocí piezoelektrického snímače	48
5.3.3. Měření pomocí mikrofonu	50
5.3.4. Měření pomocí hrudního pásu POLAR	52
5.3.4.1. Porovnání s klasickým EKG	52
5.3.4.2. Zátěžové měření	54
5.4. Testování bezdrátového přenosu dat	56
5.5. Testování aplikace pro analýzu HRV	57
5.5.1. Porovnání s profesionálním analyzátozem	57
5.5.2. Vliv trendů v signálu HRV	60
5.5.3. Vliv artefaktů v signálu EKG	62
5.5.4. Metody korekce artefaktů	63
6. Závěr	66
Reference, použitá literatura	69
Přílohy	76
A. Blokové schéma zapojení	76
B. Podrobné schéma zapojení	78
C. Seznam součástek	80
C.1. Analogová část, 1. verze	80
C.2. Analogová část, 2. verze	81
C.3. Číslicová část a napájení	82
D. Příspěvek na konferenci Radioelektronika 2020	83
D.1. Non-contact ECG Monitoring for Driver	83
E. Příspěvek na konferenci Applied Electronics 2020	90
E.1. Non Contact Methods of Heart Rate Variability Measuring and Analysis .	90
F. Seznam příloh na CD	95

Seznam symbolů a zkratek

ACCEL	Akcelerometr.
ADC	Analogově digitální převodník.
AHA	Americká kardiologická asociace.
AV	Atrioventrikulární (např. atrioventrikulární uzel).
CD	Kompaktní disk.
COM	Hardwarové rozhraní sériového portu.
CSV	Čárkou oddělené údaje – souborový formát.
DAC	Digitálně analogový převodník.
DMA	Přímý přístup do paměti.
DP	Dolní propust.
DRL	Řízená pravá noha (elektroda umístěná na pacientově pravé noze, na kterou je přiváděn speciální signál kvůli potlačení rušení).
DRLC	Obvod pro řízení pravé nohy.
EKG	Elektrokardiogram.
FFT	Rychlá Fourierova transformace.
HF	Vysoká frekvence (pásmo HF: 0,15–0,4 Hz).
HP	Horní propust.
HRV	Variabilita srdeční frekvence.
LED	Elektroluminiscenční dioda.
LF	Nízká frekvence (pásmo LF: 0,04–0,15 Hz).
MA	MATLAB.
MCU	Mikroprocesor.
n.u.	Normalizovaná jednotka.
PC	Osobní počítač.
SA	Sinoatriální (např. sinoatriální uzel).
SPI	Sériové periferní rozhraní.
SW	Software.
ULF	Ultra nízká frekvence (pásmo ULF: do 0,0033 Hz).
USB	Univerzální sériová sběrnice.
VLF	Velmi nízká frekvence (pásmo VLF: 0,0033–0,04 Hz).

DBP	Diastolický krevní tlak [mmHg].
HRV_{ti}	HRV trojúhelníkový index [-].
NN interval	Normální RR interval [ms].
\overline{NN}	Střední hodnota NN intervalů [ms].
$\overline{\Delta NN}$	Střední hodnota odchylek NN intervalů [ms].
P_{HF}	Výkon v pásmu HF [ms^2].
P_{HFnorm}	Normovaný výkon v pásmu HF [n.u.].
P_{LF}	Výkon v pásmu LF [ms^2].
P_{LFnorm}	Normovaný výkon v pásmu LF [n.u.].
P_{ULF}	Výkon v pásmu ULF [ms^2].
P_{VLF}	Výkon v pásmu VLF [ms^2].
P_{LF}/P_{HF}	Poměr výkonů v pásmech LF a HF [-].
$pNN50$	Procento NN intervalů, lišící se o více než 50 ms od předcházejícího NN intervalu [%].
$RMSSD$	Kvadratický průměr po sobě jdoucích rozdílů NN intervalů [ms].
RR interval	Doba mezi dvěma po sobě jdoucími vlnami R [ms].
$SDANN$	Směrodatná odchylka NN intervalů ve všech 5 minutových úsecích celého záznamu [ms].
$SDNN$	Směrodatná odchylka NN intervalů [ms].
$SDRR$	Směrodatná odchylka RR intervalů [ms].
$SDSD$	Směrodatná odchylka sousedních NN intervalů [ms].
TF	Tepová frekvence [min^{-1}].
$TINN$	Velikost základny trojúhelníka získaného interpolací histogramu pomocí metody nejmenších čtverců [ms].
TP	Celkový výkon [ms^2].
T_s	Vzorkovací perioda [ms].
α	Sklon lineární interpolace spektra v log-log měřítku.

1. Úvod

V této práci je pojednáno o elektrokardiografii se zaměřením na analýzu variability tepové frekvence (HRV) ze signálu EKG. Hlavním cílem práce je návrh systému pro měření a záznam signálu EKG s možností následné analýzy HRV. Existuje velké množství komerčních zařízení, která jsou určena ke snímání a vyhodnocování signálu EKG, např. [1], [2], [3] nebo zařízení určená ke snímání, popř. záznamu signálu EKG, vytvořená v rámci jiných závěrečných prací [4], [5], dále existují profesionální aplikace určené pro analýzu HRV, např. [6], popř. aplikace vzniklé v rámci jiných závěrečných prací [7]. Motivací pro tuto práci byl fakt, že žádná z nalezených prací se nezabývá návrhem nebo realizací kompletního systému pro záznam signálu EKG i analýzu HRV.

Vzhledem k tomu, že na téma elektrokardiografie i variability tepové frekvence bylo zpracováno již mnoho prací, bylo při tvorbě této práce možné využít vědomostí a poznatků jiných autorů (např. [8], [9] – činnost srdce, [10] – srdeční choroby a jejich projevy v signálu EKG, [11] – filtrace signálu EKG, [12], [13] – detekce QRS komplexů, [14] – metody analýzy HRV aj.) a vytvořit teoretickou část (kapitola 2), která je směřována od získání signálu EKG přes kroky, které jsou nutné k provedení analýzy HRV, až po metody analýzy HRV v oblasti časové a frekvenční.

Na základě poznatků z teoretické části je v praktické části (kapitola 4) popisován návrh měřicího systému, sestávajícího z analogové části, číslicové části a dvou aplikací pro PC. Analogové části jsou realizovány dvě, první je vlastního návrhu, druhá verze obsahuje integrovaný obvod AD8232, který je přímo určen pro snímání signálu EKG. Číslicová část obsahuje vývojovou desku NUCLEO-F303K8 s mikroprocesorem STM32F303K8, který digitalizuje vhodně upravený signál z analogové části. K mikroprocesoru je připojen dále i bezdrátový modul, díky kterému je možné přenášet signál EKG i na větší vzdálenosti, a akcelerometr, který je možné využít např. pro kompenzaci rušení v signálu EKG, způsobené pohyby pacienta. Aplikace pro PC, vytvořené v prostředí C# a MATLAB, umožňují komunikaci mikroprocesoru s PC, analýzu HRV a výpočet hlavních HRV parametrů v oblasti časové i frekvenční.

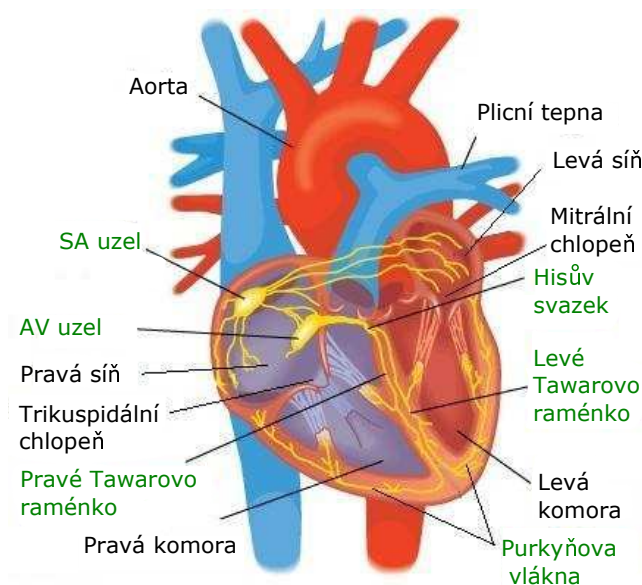
Značnou část práce tvoří kapitola 5, ve které jsou zpracovány výsledky měření navrženým systémem i výsledky testování systému samotného. V rámci testování byly vyzkoušeny kapacitní senzory, vhodné pro bezkontaktní snímání signálu EKG. Byla, mimo jiné, zkoumána kvalita snímaného signálu EKG v závislosti na tloušťce materiálu

(oblečení), přes který je signál snímán. Signál z aktivních senzorů byl také porovnán se signálem z klasických, pasivních elektrod a provedeno vyhodnocení. V rámci testů s kapacitními senzory vznikl také příspěvek na konferenci Radioelektronika 2020, který je uveden v přílohách (příloha D.1). Jiné měření spočívalo v nalezení alternativních způsobů získávání dat pro analýzu HRV, např. analýza HRV ze záznamu fonokardiogramu. V rámci těchto měření vznikl příspěvek na konferenci Applied Electronics 2020 (příloha E.1). Korektnost analýzy HRV vytvořenou aplikací byla ověřena porovnáním výsledků, vypočtených vytvořenou aplikací s výsledky, vypočtenými profesionálním analyzátozem [6]. V neposlední řadě byl ověřován vliv přítomnosti artefaktů, typicky extrasystol, v signálu EKG na výsledky analýzy HRV.

2. Elektrokardiografie

2.1. Srdce

Srdce je vazivově–svalový orgán zajišťující cirkulaci krve v těle. Je funkčně rozděleno na dvě části – pravou a levou. Každá z těchto částí srdce tvoří dvoustupňovou pumpu, sestávající ze síně a komory. V srdeční síni se hromadí krev, odkud poté může být rychle přečerpána do komory, kterou si lze představit jako hlavní zdroj síly. Z komory je následně krev vypuzena ze srdce ven. Do pravé části přitéká krev z celého těla, která je následně čerpána do plic, kde je okysličována. Levá polovina srdce čerpá okysličenou krev z plic zpět do těla. Správný směr toku krve obstarávají čtyři hlavní ventily – chlopně. Dvě síňokomorové chlopně, trikuspidální a mitrální, kontrolují tok krve ze síní do komor. Zbylé dvě chlopně řídí tok krve z komor, aortální chlopeň z levé komory a pulmonární chlopeň z pravé komory. [9] [15] [16]



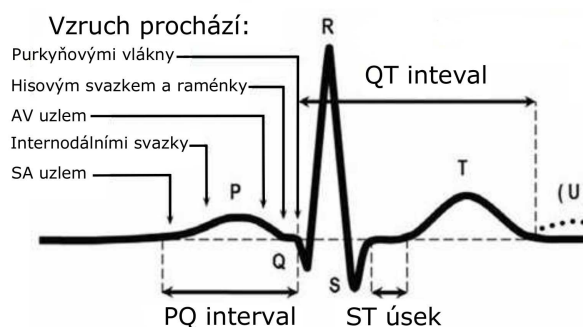
Obrázek 2.1.: Srdce. Zeleně – převodní systém srdeční |Převzato z [8]|

Činnost srdce je řízena skrze převodní systém srdeční, což je specializovaná část srdeční svalové tkáně, která sdružuje sinoatriální (SA) uzel, internodální síňové spoje, atri-ventrikulární (AV) uzel, Hisův svazek a jeho větvení na pravé a levé Tawarovo raménko

a systém Purkyňových vláken. Tato část srdce má schopnost generovat elektrické impulzy a rozvádět vzniklé vzruchy v myokardu. Průchodem elektrického impulsu dochází v srdci ke změnám napětí, které způsobují kontrakce jednotlivých částí srdce. Viz. obrázek 2.1. [15] [18]

2.2. Elektrokardiogram

Elektrokardiogramem (EKG) nazýváme grafický záznam nebo zobrazení srdečních akčních biopotenciálů v časovém průběhu. Křivka EKG je tvořena skupinou kladných a záporných vln, které se označují P, Q, R, S, T, U, dle W. Einthovena. Jednotlivé vlny odpovídají stavům, ve kterých se srdce při své činnosti nachází. Na obrázku 2.2 je zobrazen typický průběh EKG.



Obrázek 2.2.: *Typická křivka EKG* |Převzato z [17]|

Vlna P – vlnou P začíná celý srdeční cyklus. Je projevem depolarizace (kontrakce) svaloviny síní, do kterých se přenesl počáteční vzruch (elektrický impuls), vytvořený v SA uzlu (samotný vznik vzruchu v SA uzlu se v EKG nijak neprojeví). První část zachycuje depolarizaci pravé síně a druhá část depolarizaci levé síně. Doba trvání bývá $110 \text{ ms} \pm 20 \text{ ms}$. Amplituda se pohybuje od 0,05 mV do 0,25 mV.

Interval P–Q – Od začátku vlny P po začátek vlny Q. Reprezentuje čas, který je potřebný pro průchod impulsu z SA uzlu přes AV uzel celým převodním systémem srdce až k začátku depolarizace svaloviny komor. Během tohoto úseku jsou již kompletně aktivovány síně. Interval trvá minimálně 120 ms a maximálně 200 ms.

Vlna Q – je první zápornou vlnou za vlnou P. Označuje začátek komorového komplexu (QRS), zobrazuje průběh depolarizace mezikomorové přepážky, u které dochází k depolarizaci z celého komorového svalstva nejdříve. Délka trvání je nejvýše 30 ms. Amplituda 0–25 % vlny R.

Vlna R – první kladná vlna po vlně P. Vlna R trvá maximálně 100 ms. Amplituda bývá od 0,5 mV do 4 mV.

Vlna S – je druhou zápornou vlnou za vlnou P. Trvání do 50 ms. Amplituda 0 až 0,8 mV.

Vlny Q, R, S – společně tvoří komorový komplex, často označovaný pouze QRS komplex. Je obrazem depolarizace svalstva komor. Při depolarizaci svalstva komor zároveň dochází k repolarizaci síní, avšak tento děj není z EKG znatelný, jelikož je překryt právě QRS komplexem, který začíná vlnou Q a končí vlnou S. Normální délka trvání komplexu je $100 \text{ ms} \pm 20 \text{ ms}$.

Interval S–T – během této doby jsou kompletně aktivovány obě komory.

Vlna T – Vzniká při repolarizaci svalstva komor. Její výchylka je souhlasná s výchylkou QRS komplexu. Doba trvání přibližně 160 ms. Amplituda je většinou v rozmezí 0,2 mV až 0,8 mV.

Vlna U – je malá kladná vlna následující za vlnou T. Objevuje se pouze u některých jedinců a její původ není jasný, může být způsobena opožděnou repolarizací některé z komorových částí, popř. repolarizací Purkyňových vláken. [10] [12] [15]

2.3. Metody měření EKG

2.3.1. Pohled do historie

Fakt, že srdce pracuje na základě elektrických impulsů, je znám přibližně od první poloviny 19. století. Avšak teprve v roce 1887 se podařilo A. D. Wallerovi poprvé zaznamenat činnost lidského srdce pomocí páru zinkových elektrod, potažených semišem a navlhčených solankou, umístěných na přední části a zadní části hrudníku. [19] Elektrody byly připojeny k Lippmanovu kapilárnímu elektrometru a záznam byl proveden na fotografickou desku pohybující se konstantní rychlostí pomocí světelného paprsku modulovaného pohybujícím se rtuťovým sloupcem. Avšak kapilární elektrometr byl vhodný, vzhledem ke své pomalé odezvě, pouze k demonstrativním účelům. [20] V roce 1895 W. Einthoven použil k záznamu činnosti srdce již vylepšený kapilární elektrometr a vrcholy v naměřené křivce pojmenoval P, Q, R, S, T. [21] Toto označení se ujalo a používá se dodnes. Avšak ani vylepšená verze kapilárního elektrometru nebyla dostatečně vhodná. Situaci výrazně zlepšil Einthovenův vynález strunového galvanometru v 1901. [22] Ukázka záznamu EKG pomocí strunového galvanometru je na obrázku 2.3.



Obrázek 2.3.: Záznam EKG provedený W. Einthovenem pomocí strunového galvanometru
[Převzato z [23]]

V té době Einthoven také specifikoval přesná místa pro přikládání 3 elektrod, v jejichž pomyslném těžišti leží srdce, dnes známá jako Einthovenův trojúhelník. Postupem následujících let bylo měření srdeční aktivity zdokonalováno, např. ve 30. letech minulého století F. Wilson vytvořil pomocí rezistorové sítě virtuální referenční bod, čímž bylo umožněno pozorovat změny potenciálu každé elektrody vůči jednomu referenčnímu bodu. Dále následovalo např. zlepšení E. Goldbergera, až v roce 1954 AHA standardizovala 12svodový systém, který je používán dodnes. [21]

2.3.2. 12svodový systém

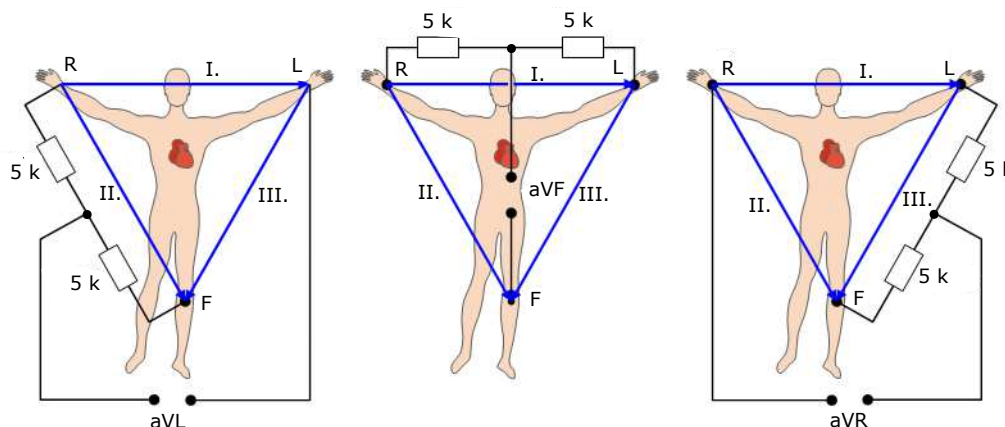
V klinické praxi je dnes pro záznam EKG využíváno 12 svodů. Záznam se provádí na speciální milimetrový papír s rychlostí posuvu papíru, v ose x, 25 mm/s nebo 50 mm/s, případně 10 mm/s pro dlouhé záznamy. Jeden milimetr pak odpovídá době 40 ms při 25 mm/s, 20 ms při 50 mm/s nebo 100 ms při 10 mm/s. Před samotným měřením je také kalibrován zisk snímače tak, aby 10 mm na milimetrovém papíru v ose y odpovídalo 1 mV.

Systém sdružuje následující svody [10]:

- 3 bipolární končetinové svody – I, II, III (dle Einthovena)
- 3 unipolární končetinové svody – aVR, aVL, aVF (dle Goldbergera)
- 6 unipolárních hrudních svodů – V1 – V6 (dle Wilsona)

Bipolární končetinové svody tvoří tzv. Einthovenův trojúhelník. Měření jsou rozdíly potenciálů vždy mezi dvěma elektrodami:

- I. svod – rozdíl potenciálů mezi elektrodami na pravé ruce a levé ruce
- II. svod – rozdíl potenciálů mezi elektrodami na pravé ruce a levé noze
- III. svod – rozdíl potenciálů mezi elektrodami na levé ruce a levé noze

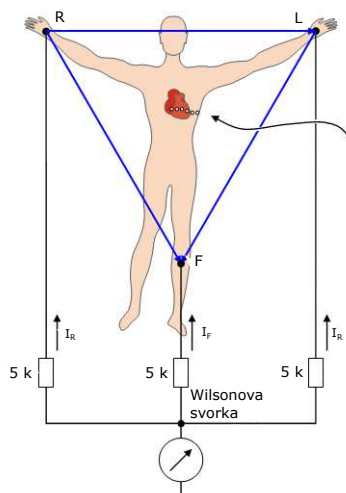


Obrázek 2.4.: Einthovenův trojúhelník (modře), svody I., II., III., princip vytvoření indiferentních elektrod pomocí rezistorů a výsledné svody aVR, aVL, aVF
|Převzato z [24]|

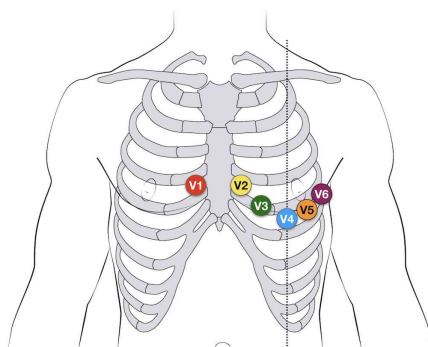
Einthovenův trojúhelník je dále doplněn třemi unipolárními končetinovými svody, jejichž zapojení navrhl v roce 1942 E. Goldberger. Tyto svody vyjadřují rozdíl potenciálů mezi jednou snímací (explorativní) elektrodou a jednou indiferentní elektrodou, tvořenou spojením dvou protilehlých elektrod vůči elektrodě snímací (střed dvou sériově zapojených rezistorů o hodnotě 5 k Ω), viz. obrázek 2.4. [24] [25]

Dále je připojeno 6 unipolárních hrudních svodů, které udávají rozdíl potenciálů

mezi dalšími snímacími elektrodami, umístěnými dle obrázku 2.6, a jednou centrální (Wilsonovo) svorkou, která má nulový potenciál. Tato svorka je vytvořena spojením všech tří končetinových elektrod do jednoho bodu pomocí rezistorů o hodnotě $5\text{ k}\Omega$ (obrázek 2.5). Na svorce je nulové napětí, neboť platí tzv. Einthovenův zákon, který říká, že vektorový součet amplitud všech tří končetinových svodů je v každém okamžiku roven nule.



Obrázek 2.5.: *Princip vytvoření Wilsonovy svorky* [Převzato z [24]]



Obrázek 2.6.: *Umístění 6 unipolárních hrudních elektrod* [Převzato z [28]]

Pomocí 12 uvedených svodů lze také přibližně určit elektrickou osu srdeční. Tato osa vyznačuje směr vektoru elektrické aktivity ve frontální rovině při depolarizaci komor. O elektrické ose srdeční pojednává např. [26] nebo [27].

Tento systém měření EKG je používán pouze pro krátké záznamy – několik desítek sekund.

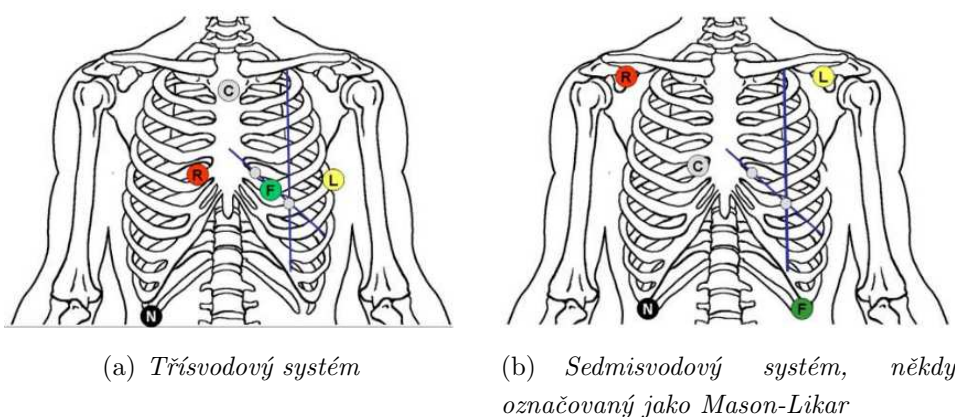
2.3.3. Holterovská monitorace EKG

Holterův monitor, pojmenovaný podle N. Holtera, který jej ve čtyřicátých letech minulého století vyvinul, je určen pro dlouhé záznamy a monitorování EKG. Monitorování je prováděno obvykle po dobu 24 nebo 48 hodin, ve výjimečných případech může být doba

monitorování až 7 dní. Záznam je prováděn pomocí speciálního registračního zařízení, které má pacient po dobu monitoringu u sebe.

Pomocí monitoringu EKG dle Holtera lze odhalit řadu poruch srdečního rytmu – ty probíhají zpravidla epizodicky a při krátkém záznamu pomocí klasického 12svodového systému se nemusí objevit. Součástí monitoringu je hodnocení nejdelsího RR intervalu (nejdelší pauza mezi srdečními cykly), přičemž za významnou dobu se považují, při normálním sinusovém rytmu, časy > 2 s, při fibrilaci síní je to doba > 3 s. Dále je také hodnocen počet supraventrikulárních a komorových extrasystol, za významný počet je považován výskyt více než deseti extrasystol během jedné hodiny. [29] Další výhodou dlouhého záznamu je možnost analýzy HRV.

Pro Holterovskou monitoraci EKG se využívá různý počet svodů, v závislosti na tom, jak přesná je potřeba monitorace. Standardní počty svodů jsou: 3, 7, 12. Na obrázku 2.7 je zobrazeno umístění elektrod pro 3 a 7 svodový systém. 12svodový systém má umístění elektrod stejné jako klasické EKG. [31]



Obrázek 2.7.: Umístění elektrod při Holterovském měření EKG |Převzato z [31]|

Existují studie, např. [30], ve kterých je zkoumána výtěžnost této metody měření EKG. Za výtěžnost považují autoři shodu symptomů a nálezů arytmií. Autoři provedli analýzu 7 prací, ve kterých byly shrnuty výsledky 24 hodinové monitorace EKG dle Holtera u 2651 pacientů. Z jejich studie vychází výtěžnost Holterovské metody na 21 %.

2.3.4. Jednosvodové systémy pro měření EKG

V nedávné době se začala objevovat zařízení umožňující měření EKG jedním svodem, používající 2 nebo 3 elektrody (2 snímací, 1 zemní). Jedná se např. o doplňky k mobilním telefonům nebo jiná přenosná, samostatná zařízení. Tato zařízení jsou určena především pro orientační měření EKG, popřípadě k detekci základních typů arytmií.

Jako první příklad lze uvést MyDiagnostick (obrázek 2.8). Toto samostatné zařízení umožňuje záznam EKG po dobu 1 minuty s následným vyhodnocením (rozsvícením

příslušné LED), zda-li u pacienta byla naměřena fibrilace síní. Celý záznam EKG je také možné, pomocí speciálního SW, uložit do PC a prohlédnout. [1] [32]



Obrázek 2.8.: Zařízení MyDiagnostick umožňuje měření EKG uchopením oběma rukama po dobu 1 minuty [Převzato z [1]]

Dále je možné uvést Kardia Mobile (obrázek 2.9), což je přídatné zařízení k mobilním telefonům umožňující měření EKG po dobu 30 s až 5 minut s bezdrátovou komunikací s mobilním telefonem. Elektrody se uchopí dvěma prsty každé ruky. Aplikace v mobilním telefonu následně klasifikuje naměřený průběh EKG do jedné ze tří kategorií: 1. normální, 2. možný výskyt fibrilace síní, 3. nezařazeno. Pokud je podezření na jinou srdeční chorobu (jiné arytmie, sinusová tachykardie aj.) je záznam zařazen do kategorie 3. [2] [32] [33]



Obrázek 2.9.: Kardia Mobile – přídatné zařízení k mobilnímu telefonu umožňující měření EKG [Převzato z [33]]

Posledním příkladem mohou být hodinky Apple Watch Series 4 (obrázek 2.10), které dokáží měřit EKG po dobu 30 s a následně ze získaného záznamu vyhodnotit, zda-li se v průběhu neobjevila fibrilace síní. [3]

Přesnost těchto zařízení hodnotí řada studií, např. [34] se věnuje nástroji MyDiagnostick. Autoři zahrnuli do studie celkem 191 osob (48 % žen), ve věkovém rozmezí 50–99 let. U 161 osob byla v minulosti zjištěna fibrilace síní. U všech zúčastněných osob bylo změřeno EKG pomocí MyDiagnostick a porovnáno se záznamem pořízeným standardním 12svodovým EKG. Výsledky měření jsou v tabulce 2.1. Do tabulky nebyly zahrnuty osoby s aktivním kardiostimulátorem během měření (10 osob).



Obrázek 2.10.: Hodinky Apple Watch Series 4 s funkcí měření EKG, elektrody jsou na zadní straně hodinek [Převzato z [3]]

Tabulka 2.1.: Hodnocení fibrilace síní pomocí přístroje MyDiagnostick – výsledky testu dle [34]

	Fibrilace síní – ANO	Fibrilace síní – NE	Celkem
MyDiagnostick – pozitivní nález	90	6	96
MyDiagnostick – negativní nález	6	79	85
Celkem	96	85	181

Jiná studie [35] se věnuje zařízení Kardia Mobile. Pro studii bylo vybráno celkem 214 osob s průměrným věkem 64,1 let, z čehož 53,7 % byli muži. Těmto osobám bylo změřeno EKG pomocí zařízení Kardia Mobile a opět byl výsledek porovnán s 12svodovým EKG. Hodnocena byla správnost nálezu fibrilace síní a jiných arytmií. Pomocí 12svodového EKG byla zjištěna fibrilace síní u 23 osob. Zařízení Kardia Mobile správně detekovalo fibrilaci síní u 20 osob a nesprávně u 4 osob, které touto arytmií netrpí. U jiných poruch srdečního rytmu (kategorie 3) byla u Kardia Mobile zjištěna senzitivita 90 % a specifita 93,5 %.

Jak potvrzují výše uvedené studie, mohou být jednosvodová zařízení pro měření EKG užitečným pomocníkem v odhalování některých arytmií. Výhodou těchto zařízení je možnost měření EKG prakticky kdekoli, avšak někteří odborníci se v souvislosti s tím obávají zvýšeného nárůstu zdravých pacientů v nemocnicích, kteří se pouze příliš obávají o zdraví svého srdce. [36]

Nutno dodat, že ačkoli málokterá, komerčně dostupná, jednosvodová zařízení umožňují analýzu HRV, jsou i tato zařízení pro analýzu HRV vhodná, poněvadž pro analýzu HRV stačí pouze správná detekce QRS komplexů a následné zpracování vhodným SW.

2.4. Rušení v signálech EKG

Rušivá napětí, znehodnocující signál EKG, lze rozdělit do dvou hlavních skupin, dle šířky frekvenčního pásma:

- rušení úzkopásmová – pomalé kolísání nulové izolinie, síťový brum 50 Hz, resp. 60 Hz
- rušení širokopásmová – myopotenciály, impulsní, rychlé (skokové) změny nulové izolinie

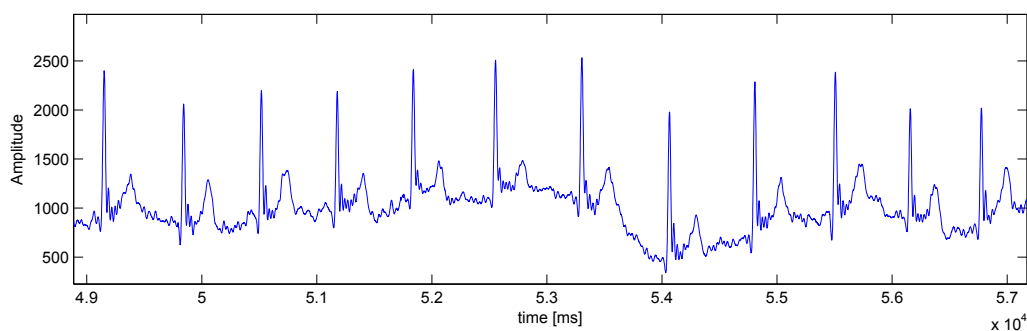
Kolísání nulové izolinie bývá způsobeno elektrochemickými ději na rozhraní elektroda–pokožka, popř. horším kontaktem elektrod s tělem pacienta, pomalými pohyby pacienta (do 1,5 Hz), popřípadě dýcháním (0,12–0,5 Hz). Amplituda tohoto rušení může být i 300 mV a tím výrazně přesáhnout amplitudu QRS komplexů. [37]

Skokové změny nulové izolinie bývají také zapříčiněny pohyby pacienta (např. rychlé pohnutí paží nebo hlavou atpd.), což na krátkou chvíli způsobí špatný kontakt elektrody s tělem pacienta. Projevuje se především při vyšetřování kojenců nebo zvířat. Frekvenční spektrum tohoto typu rušení nepřevyšuje 15 Hz. [37]

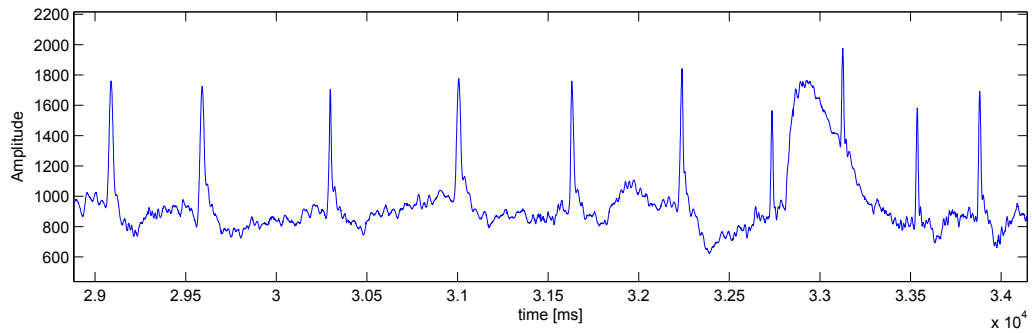
Rušení myopotenciály je víceméně náhodného charakteru a vzniká aktivitou svalstva monitorované osoby především během zátěžových testů, kdy úroveň rušení roste se zátěží. Zasahuje do pásma od 10 Hz do jednotek kHz. [5] [38]

Impulsní rušení vzniká většinou v blízkosti silových rozvodů nebo zařízení (při zapínání nebo vypínání atpd.). Tento typ rušení nelze účinně potlačit.

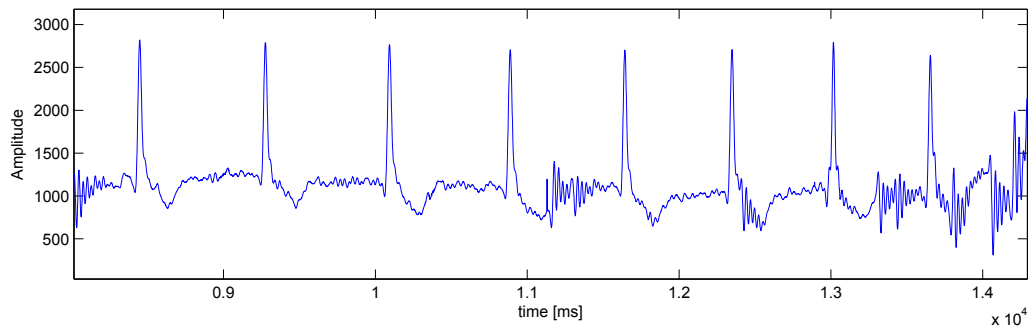
Na obrázcích 2.11, 2.12, 2.13 a 2.14 jsou zobrazeny příklady některých typů rušení.



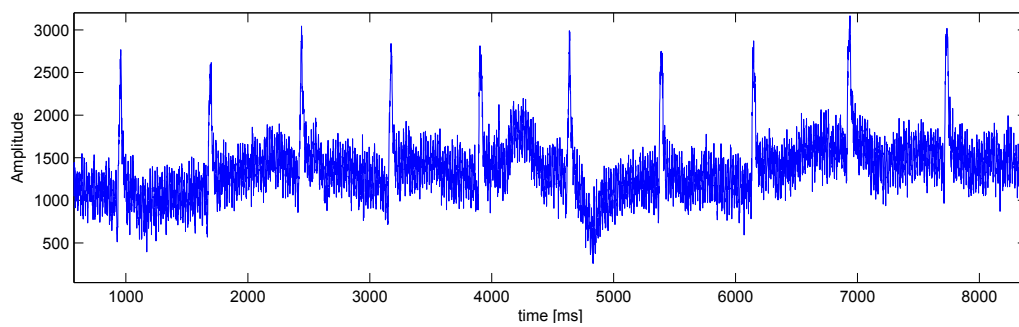
Obrázek 2.11.: Rušení EKG signálu způsobené pomalým kolísáním nulové izolinie



Obrázek 2.12.: *Rušení EKG signálu způsobené rychlým pohybem pacienta*



Obrázek 2.13.: *Impulsní rušení EKG signálu*



Obrázek 2.14.: *Rušení EKG signálu způsobené síťovým brumem*

3. Variabilita tepové frekvence

Skutečnost, že srdeční frekvence není za fyziologických podmínek zcela pravidelná, je známa řadu let. Tato nepravidelnost však svědčí o velké adaptabilitě a pružnosti kardiovaskulárního systému, který se změnami srdečního rytmu, a mimo jiné i např. změnami krevního tlaku, snaží zabezpečit stálost vnitřního prostředí organismu. Faktorů ovlivňujících srdeční frekvenci je mnoho, např.: psychická a/nebo fyzická zátěž, dýchání, věk, pohlaví, genetické dispozice, ale také různá onemocnění spojená s kardiovaskulárním systémem (infarkt myokardu, ischemická choroba srdeční, hypertenze), ale i jiná (mrtvice, diabetes, alkoholismus, zelený zákal) [39]. Některé z faktorů jsou detailněji probrány v podkapitole 3.1.5. Jako reakce na některou z uvedených situací se srdeční frekvence zpomaluje nebo zrychluje. [40] Příklad změn srdeční frekvence je na obrázku 3.1.



Obrázek 3.1.: *Změny srdeční frekvence napomáhají organismu přizpůsobit se daným podmínkám. Intervaly mezi jednotlivými QRS komplexy jsou v ms* [Převzato z [12]]

Vysoká variabilita tepové frekvence ukazuje na adaptabilní a správně fungující organismus, naopak nízká variabilita může být chápána jako indikátor spojený s vývojem řady chorob a měla by vést k detailnější diagnostice. V některých pramenech je na variabilitu srdeční frekvence pohlíženo jako na ukazatel, který velmi rychle reaguje na přechod zdravého organismu v nemocný, např. [41]. [42] [43]

3.1. Analýza HRV

Pomocí analýzy HRV je možné sledovat aktivitu SA uzlu. Po vzniku impulsu v SA uzlu je první zaznamatelná změna v EKG vlna P. Avšak záznam přesného okamžiku vzniku vlny P je obtížný, jelikož za vlnou P následuje QRS komplex a amplituda vlny R

bývá daleko větší než amplituda vlny P. Tudíž se ve většině případů detekuje vlna R a měří se doba mezi dvěma po sobě jdoucími vlnami R, tj. intervaly RR . Tímto zjednodušením se však zanáší do měření chyba, způsobená předpokladem neměnné doby intervalu PQ , resp. PR , která se ve skutečnosti měnit může. Hodnocením rozdílů analýzy HRV z RR intervalů a PP intervalů se zabývá např. [44]. V této práci však nebyl zjištěn zásadní rozdíl ve výsledcích analýzy HRV v závislosti na měřeném intervalu.

Metod pro detekci vln R, popř. celých QRS komplexů existuje mnoho, nejznámější je Panův–Tompkinsův algoritmus, dále také existují metody založené na vlnkové transformaci popř. detektory využívající průchod nulovou hladinou. Metodám pro detekci QRS komplexů se více věnuje např. [7], [12] nebo [50].

HRV je možné analyzovat v oblasti časové i frekvenční.

3.1.1. Zpracování signálu EKG pro analýzu HRV

Jelikož signál EKG je slabý a bývá zatížen různými typy rušení (viz. podkapitola 2.4), je nutné signál EKG pro zpracování zesílit a rušení potlačit. Zesilován je signál tak, aby byl využit celý rozsah AD převodníku, kterým je signál digitalizován, resp. aby amplituda vlny R dosahovala úrovně do 3,3 V nebo 5 V, tj. zesílení přibližně o 60 dB.

Frekvenční spektrum EKG signálu sahá do 500 Hz, přičemž významná kmitočtová pásma jsou, dle [11] následující:

- srdeční rytmus: 0,67–5 Hz (tj. $TF = 40\text{--}300 \text{ min}^{-1}$)
- vlna P: 0,67–5 Hz
- QRS komplex: 10–50 Hz
- vlna T: 1–7 Hz
- vysokofrekvenční složky: 100–500 Hz

Pro analýzu HRV je důležitá co nejpřesnější detekce vlny R v EKG signálu a vyčíslení intervalů RR . Požadovaná přesnost je většinou 1–2 ms, čehož lze dosáhnout se vzorkovací frekvencí nejméně 500 Hz, lépe 1 kHz. [45] Propustné kmitočtové pásmo jednotlivých EKG monitorovacích zařízení se liší, např. pro přesnou diagnostiku se zachycuje pásmo od 0,05 Hz do 500 Hz, Holterův monitor využívá pásmo 0,1–150 Hz. Pro analýzu HRV postačuje pásmo přibližně od 0,5 Hz do 35 Hz. [11] [46]

Signál EKG bývá zatížen řadou artefaktů, které znepřesňují analýzu. Tyto artefakty lze rozdělit do dvou skupin, dle původu vzniku, na artefakty technické a fyziologické. Mezi technické se řadí např. chybně nebo několikanásobně detekované QRS komplexy nebo nepřesné určení časového výskytu vln R. Mezi fyziologické artefakty patří především ek-topické stahy (extrasystoly).

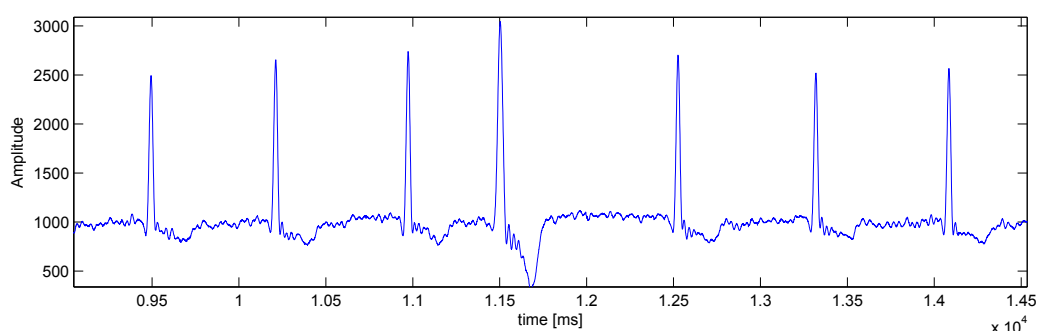
S pojmem artefakt úzce souvisí i pojem normální RR intervaly, z nichž se počítají

veškeré HRV parametry. Za normální RR interval (NN interval) se považuje RR interval s odchylkou obvykle do $\pm 15\%$ od předcházejícího RR intervalu. Proto je nutné artefakty (abnormální RR intervaly) odstranit, to je však složité a vždy se tím zanáší do následné analýzy chyby. Kritická míra artefaktů se liší podle délky záznamu a podle vyhodnocovaných parametrů, nicméně všeobecně panuje názor, že procento artefaktů by nemělo v signálu překročit 5% (některé zdroje uvádí i 1%) [47]. Příklady fyziologických artefaktů jsou na obr. 3.2 a 3.3.

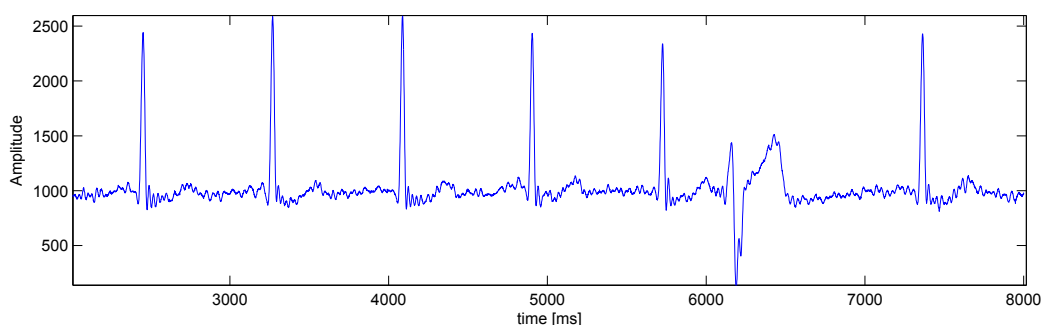
Nejpoužívanější metody pro odstranění artefaktů jsou:

- vymazání artefaktu (bez náhrady)
- nahrazení artefaktu metodou lineární, kvadratické nebo kubické interpolace
- nahrazení artefaktu metodou nejbližšího souseda

O odstraňování artefaktů ze signálu EKG a o vlivu odstranění artefaktů na parametry HRV lze nalézt více informací v [48] nebo [49].



Obrázek 3.2.: Příklad síňové extrasystoly v signálu EKG. Extrasystoly se nacházejí v čase výrazně blíže předcházejícímu QRS komplexu než QRS komplexu následujícímu



Obrázek 3.3.: Jiný příklad extrasystoly v signálu EKG

Další významný vliv na přesnost analýzy má nestacionarita HRV signálu. Ta se projevuje jako pomalé trendy v signálu HRV. Trendy mají za následek např. zkreslení spektra HRV signálu v pásmu VLF a LF při analýze ve frekvenční oblasti. Metody odstraňující trend (tzv. detrending) bývají založeny na polynomiální regresi HRV signálu

polynomem prvního řádu nebo řádu vyššího. Po provedení regrese jsou tyto dva signály od sebe odečteny. Regresy je možné provádět jedním polynomem pro celý signál HRV – krátké záznamy, nebo v případě dlouhých záznamů (např. 24 hodinové) je možná regrese po částech.

3.1.2. Panův–Tompkinsův algoritmus

J. Pan a W. Tompkins vyvinuly v roce 1985 algoritmus pro detekci QRS komplexů v signálech EKG v reálném čase. Algoritmus zvládl při testování na standardních 24 hodinových EKG záznamech z MIT-BIH Arrhythmia Database detekovat 99,3 % QRS komplexů. Algoritmus je následující:

- filtrace pásmovou propustí
- výpočet derivace
- výpočet kvadrátu
- filtrace pomocí klouzavého průměru
- prahování

Pásmová propust má za úkol potlačit v signálu pomalé kolísání nulové izoliny a síťový brum. Propustné pásmo bývá nastaveno na 5–15 Hz, popř. 5–12 Hz.

Derivace zvýrazní v signálu vysokofrekvenční složky (QRS komplex) a potlačí složky nízkofrekvenční (vlny P a T). Původní přenosová funkce derivátoru je 3.1. Frekvenční a fázová charakteristika derivátoru je zobrazena na obrázku 3.4.

$$H(z) = \left(\frac{1}{8T_s}\right) * (-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z^1 + z^2) \quad (3.1)$$

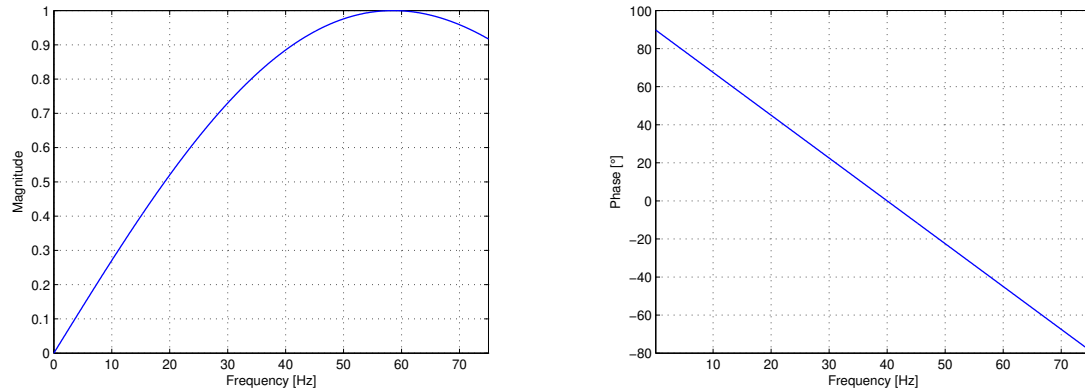
Diferenční rovnice derivátoru je 3.2:

$$y(nT_s) = \left(\frac{1}{8T_s}\right) * [-x(nT_s - 2T_s) - 2x(nT_s - T_s) + 2x(nT_s + T_s) + x(nT_s + 2T_s)] \quad (3.2)$$

Dalším krokem je výpočet kvadrátu signálu bod po bodu, dle rovnice 3.3, čímž se dosáhne dalšího zvýraznění QRS komplexů a zároveň dojde k odstranění záporných hodnot v signálu.

$$y(nT_s) = [x(nT_s)]^2 \quad (3.3)$$

Jelikož výstupní signál z kvadrátoru obsahuje více vrcholů v jednotlivých QRS komplexech, je signál vyhlazen pomocí klouzavého průměru s velikostí okna N , kde N se volí podle vzorkovací periody T_s tak, aby okno bylo přibližně stejně dlouhé jako doba



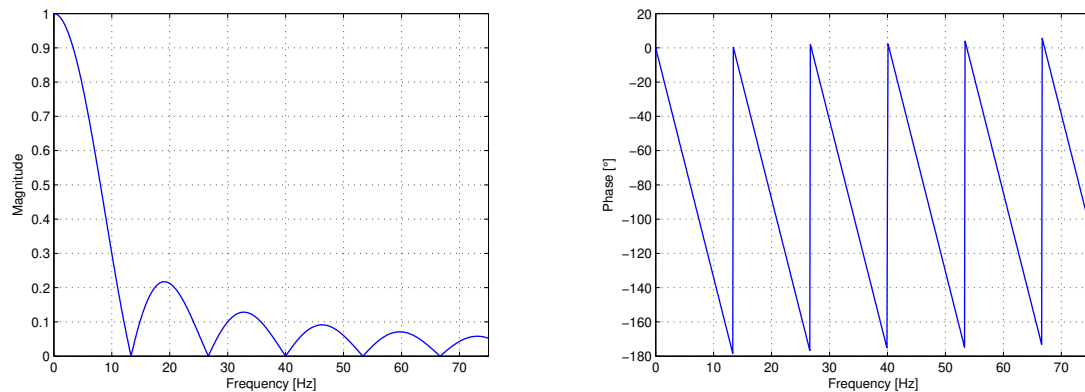
(a) Detail frekvenční charakteristiky derivačního filtru

(b) Detail fázové charakteristiky derivačního filtru

Obrázek 3.4.: Frekvenční a fázová charakteristika derivačního filtru, použitého v Panově–Tompkinsově algoritmu pro vzorkovací kmitočet 1000 Hz

trvání standardního QRS komplexu, tj. 150 ms. Například pro vzorkovací periodu 1 ms (frekvence 1 kHz) vychází velikost okna $N = 150$. Diferenční rovnice filtru je 3.4. Na obrázku 3.5 je zobrazena frekvenční a fázová charakteristika použitého filtru.

$$y(nT_s) = \left(\frac{1}{N}\right) * [x(nT_s - (N - 1)T_s) + x(nT_s - (N - 2)T_s) + \dots + x(nT_s)] \quad (3.4)$$



(a) Detail frekvenční charakteristiky filtru klouzavého průměru

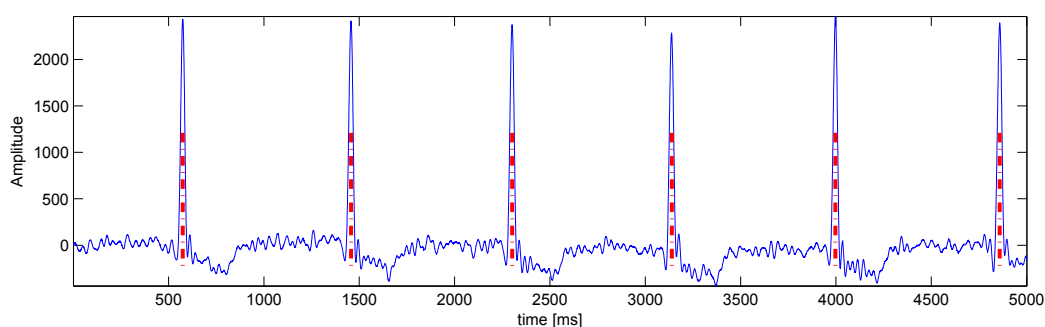
(b) Detail fázové charakteristiky filtru klouzavého průměru

Obrázek 3.5.: Frekvenční a fázová charakteristika filtru klouzavého průměru, použitého v Panově–Tompkinsově algoritmu, s velikostí okna $N = 150$ pro vzorkovací kmitočet 1000 Hz

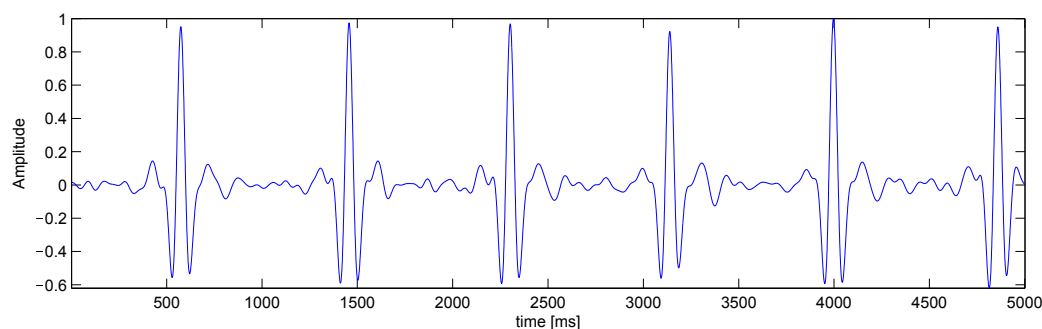
Prahování je adaptivní podle úrovně šumu, přičemž jsou použity dvě sady rozhodovacích úrovní. V každé sadě existuje rozhodovací úroveň pro užitečný signál (detekce QRS) a pro šum. První sada rozhodovacích úrovní je aplikována na signál po filtraci pásmovou

propustí, druhá sada na signál po výpočtu klouzavého průměru. Dvojí prahování zvyšuje spolehlivost detekce.

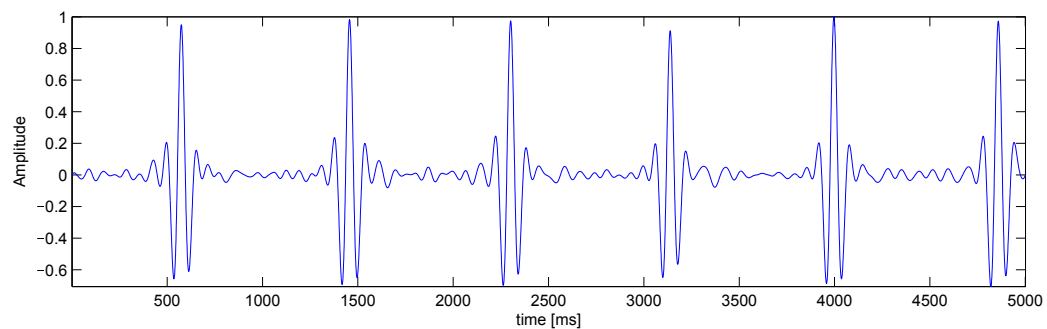
Algoritmus dokáže detekovat QRS komplexy s časovým rozestupem minimálně 200 ms ($TF = 300 \text{ min}^{-1}$). Toto omezení zabraňuje několikanásobné detekci jednoho QRS komplexu, poněvadž menší časový rozestup QRS komplexů není z fyziologického hlediska možný. V případě, že dojde k detekci QRS komplexu v čase mezi 200 ms a 360 ms po první detekci, je možné, že algoritmus detekoval vlnu T. Pokud je detekovaná špička dostatečně strmá, jedná se o QRS komplex, pokud ne, jedná se o vlnu T. Více informací o algoritmu lze dohledat v [13]. O implementaci algoritmu do prostředí MATLAB lze nalézt informace v [51]. Na obrázcích 3.6 až 3.10 je zobrazen princip činnosti Panova–Tompkinsova algoritmu, k výpočtu byl použit kód z [51].



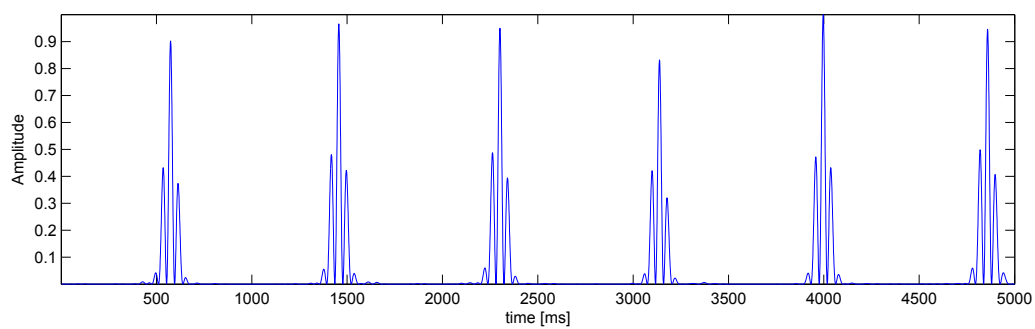
Obrázek 3.6.: Vstupní EKG signál s již detekovanými QRS komplexy



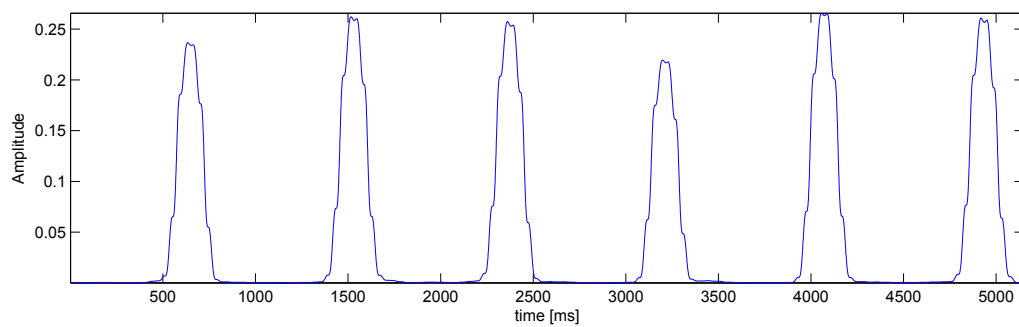
Obrázek 3.7.: Signál po filtraci pásmovou propustí 5–15 Hz



Obrázek 3.8.: Signál po výpočtu derivace



Obrázek 3.9.: Signál po výpočtu kvadrátu



Obrázek 3.10.: Signál po filtraci klouzavým průměrem

3.1.3. Analýza HRV v časové oblasti

Metody analýzy HRV v časové oblasti patří pro svou jednoduchost mezi nej-používanější. Tyto metody lze dělit na statistické a geometrické.

3.1.3.1. Statistické metody

Základní statistický parametr je $SDNN$ – směrodatná odchylka NN intervalů. $SDNN$ odráží všechny složky odpovědné za HRV, nízkofrekvenční i vysokofrekvenční. Při krátkých záznamech (desítky minut) však mohou být nízkofrekvenční složky obsaženy výrazně méně a tudíž je problematické porovnávání vypočtených $SDNN$ z různých délek záznamu. Proto se standardně $SDNN$ počítá z 24 hodinových záznamů. $SDNN$ je možné určit dle rovnice 3.5, kde N je počet NN intervalů, NN_j značí hodnotu j -tého NN intervalu, \overline{NN} je střední hodnota NN intervalů. Podobným způsobem lze počítat parametr $SDANN$, což je parametr $SDNN$ počítaný v 5 minutových usecích. Tento parametr je vhodný též pouze pro dlouhé záznamy. Popřípadě je také možné počítat parametr $SDRR$, což je směrodatná odchylka všech RR intervalů. [45] [52]

$$SDNN = \sqrt{\left(\frac{1}{N-1}\right) \sum_{j=1}^N (NN_j - \overline{NN})^2} \quad (3.5)$$

Dalším parametrem je $RMSSD$ – kvadratický průměr po sobě jdoucích rozdílů NN intervalů. Lze jej vypočítat dle rovnice 3.6.

$$RMSSD = \sqrt{\left(\frac{1}{N-1}\right) \sum_{j=1}^{N-1} (NN_{j+1} - NN_j)^2} \quad (3.6)$$

Parametr $pNN50$ udává procento NN intervalů, lišící se o více než 50 ms od bezprostředně předcházejícího NN intervalu. Výpočet tohoto parametru má význam především u krátkodobých měření, kdy jeho hodnota spolehlivěji odráží skutečnou HRV než $SDNN$. Lze jej počítat i bez procentuálního vyjádření jako $NN50$. Výpočet se provádí dle rovnice 3.7.

$$pNN50 = \frac{NN50}{N-1} * 100\% \quad (3.7)$$

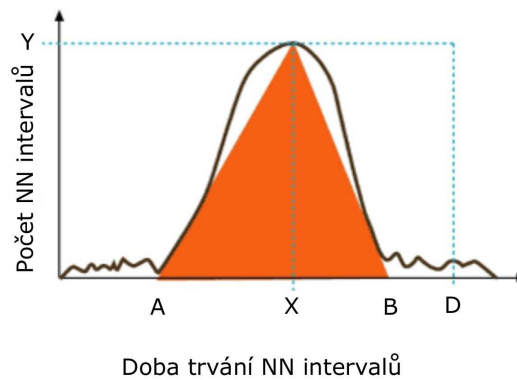
$SDSD$, neboli směrodatná odchylka sousedních NN intervalů, je vhodný, na rozdíl od $SDNN$, pro analýzu krátkodobých záznamů. Pro stacionární signály vychází shodně nebo velmi podobně jako parametr $RMSSD$. Výpočet lze provést podle rovnice 3.8, kde $\overline{\Delta NN}$ je střední hodnota odchylek NN intervalů.

$$SDSD = \sqrt{\left(\frac{1}{N-1}\right) \sum_{j=1}^{N-1} (|NN_{j+1} - NN_j| - \overline{\Delta NN})^2} \quad (3.8)$$

3.1.3.2. Geometrické metody

Tyto metody využívají k výpočtu HRV parametrů geometrické vzory, nejčastěji histogram délky NN intervalů nebo histogram rozdílu sousedních NN intervalů (možno též RR intervalů). Pro možnost srovnávání výsledků z různých měření je definována šířka sloupců histogramu na 1/128 Hz. Nejpoužívanějšími parametry jsou HRV trojúhelníkový index (HRV_{ti}) a $TINN$. HRV trojúhelníkový index označuje celkový počet NN intervalů (CNN), který je vydělen velikostí pásma v histogramu s nejvyšší četností (Y) (rovnice 3.9), viz. obrázek 3.11.

$$HRV_{ti} = \frac{CNN}{Y} \quad (3.9)$$



Obrázek 3.11.: Výpočet parametrů HRV pomocí geometrických metod z histogramu délek NN intervalů [Převzato z [53]]

$TINN$ je označení pro velikost základny trojúhelníka získaného interpolací histogramu pomocí metody nejmenších čtverců. Výpočet lze provést z rovnice 3.10, kde body A a B představují vrcholy trojúhelníku aproximovaného histogramu.

$$TINN = B - A \quad (3.10)$$

Mezi výhody geometrických metod patří robustnost a značná necitlivost na artefakty (nacházejí se mimo trojúhelník), avšak pro tvorbu histogramu nejsou vhodné krátké záznamy (minimální doba záznamu by měla být alespoň 20 minut). Parametry HRV_{ti} a $TINN$ charakterizují lépe dlouhodobé změny HRV. [45] [53]

3.1.3.3. Shrnutí parametrů HRV z časové analýzy

Některé parametry získané pomocí analýzy HRV v časové oblasti lze využít k hodnocení i krátkých záznamů ($pNN50$, $SDSD$), avšak analýza HRV v časové oblasti se pro větší spolehlivost většinou provádí z 24 hodinových záznamů, v nichž se jako ukazatele dlouhodobých složek HRV využívají $SDNN$, $SDANN$, HRV_{ti} a $TINN$, pro odhad složek krátkodobých jsou využívány parametry $RMSSD$ a $pNN50$. Ukazatele krátkodobých a dlouhodobých parametrů se nemohou navzájem nahradit. [54]

3.1.4. Analýza HRV ve frekvenční oblasti

HRV se ve frekvenční oblasti začala analyzovat v 60. letech minulého století. [53] Předmětem analýzy je frekvenční spektrum získané výpočtem z grafu závislosti délky intervalů RR rep. NN na čase detekovaných R vln, příklad je na obrázku 3.12. K výpočtu spektra je možné využít metody neparametrické – rychlá Fourierova transformace, Welchova metoda nebo autoregresivní metody – Burgova, Yule-Walkerova metoda. Spektrum autoregresivních metod je hladší, avšak výpočetně náročnější. Výsledky jednotlivých metod se mohou lišit. Spektrální analýza HRV je vhodná pro krátké záznamy i pro dlouhé záznamy. [53] [54]

Spektrum HRV signálu se hodnotí zpravidla ve čtyřech pásmech, přičemž je důležité aby délka záznamu EKG signálu odpovídala alespoň desetinásobku periody nejnižšího kmitočtu v pásmu, které chceme zkoumat:

- ULF: do 0,0033 Hz, potřebná délka záznamu: 24 hodin
- VLF: 0,0033–0,04 Hz, potřebná délka záznamu: 50 minut
- LF: 0,04–0,15 Hz: potřebná délka záznamu: 5 minut
- HF: 0,15–0,4 Hz, potřebná délka záznamu: 1 minuta

Pásmo ULF: Toto pásmo nebylo doposud dokonale prozkoumáno a stále panují neshody ohledně mechanismu, který toto pásmo vytváří. Primárně mohou energii v tomto pásmu ovlivňovat cirkadiální rytmy (cykly trvající cca 20–28 hodin, s kterými je spjata činnost orgánů či produkce hormonů), přispívat může také tělesná teplota nebo látkové přeměny v organismu. Dále panuje neshoda i o podílu příspěvku sympatika a parasympatika do tohoto pásma.

Pásmo VLF: Rytmus pásma VLF je pro zdraví zásadní. Úmrtnost z různých příčin je spojována s nízkým výkonem v tomto pásmu (P_{VLF}) daleko častěji než s výkonem v ostatních pásmech. Nízký výkon v pásmu VLF také často koreluje s nízkou hladinou testosteronu. I zde existuje nejistota ohledně mechanismu vzniku. Avšak s největší pravděpodobností autonomní nervový systém ovlivňuje rytmus VLF pásma a sympatikum řídí frekvenci a amplitudu jeho kmitů.

Pásmo LF: Výkon v tomto pásmu může být produkován aktivitou sympatika i parasympatika, přičemž sympatikum zasahuje do oblasti nepřevyšující 0,1 Hz a parasympatikum ovlivňuje pásmo od 0,05 Hz výše.

Pásmo HF: Výkon v pásmu HF má hlavní původ v aktivitě parasympatika. Pásmo je také často označováno jako pásmo dechu, poněvadž dechová frekvence zasahuje do tohoto pásma.

Pro krátké záznamy (5 minut) se z vypočteného spektra, resp. spektrální výkonové hustoty, počítají následující parametry:

- P_{VLF} – výkon v pásmu VLF [ms^2]
- P_{LF} – výkon v pásmu LF [ms^2]
- P_{HF} – výkon v pásmu HF [ms^2]
- P_{LFnorm} – normovaný výkon v pásmu LF [n.u.]
- P_{HFnorm} – normovaný výkon v pásmu HF [n.u.]
- P_{LF}/P_{HF} – poměr výkonů v pásmech LF a HF [-]
- TP – celkový výkon [ms^2]

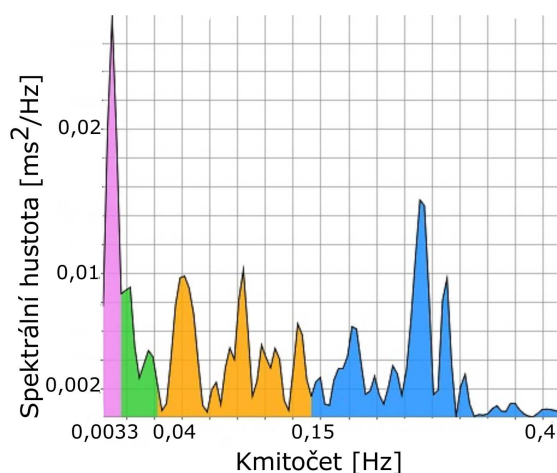
kde výkon v daném pásmu odpovídá ploše pod křivkou určenou výkonovými spektrálními hustotami v daném spektrálním pásmu. Přičemž P_{LFnorm} se spočítá dle rovnice 3.11 a P_{HFnorm} dle rovnice 3.11. Poměr P_{LF}/P_{HF} lze též chápat i jako poměr mezi aktivitou sympatika a parasympatika. Jinými slovy, nízký poměr P_{LF}/P_{HF} ukazuje na převahu parasympatika nad sympatikem a obráceně. [55]

$$P_{LFnorm} = \frac{P_{LF}}{TP - P_{VLF}} \quad (3.11)$$

$$P_{HFnorm} = \frac{P_{HF}}{TP - P_{VLF}} \quad (3.12)$$

Pro dlouhé záznamy (24 hodin) se počítají následující parametry:

- P_{ULF} – výkon v pásmu ULF [ms^2]
- P_{VLF} – výkon v pásmu VLF [ms^2]
- P_{LF} – výkon v pásmu LF [ms^2]
- P_{HF} – výkon v pásmu HF [ms^2]
- TP – celkový výkon [ms^2]
- α – sklon lineární interpolace spektra v log–log měřítku



Obrázek 3.12.: Příklad vypočteného spektra HRV v lineárním měřítku. Jednotlivá pásma jsou vyznačena barevně: ULF – fialová, VLF – zelená, LF – žlutá, HF – modrá
[Převzato z [56]]

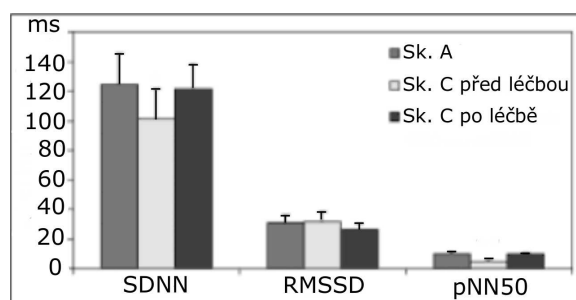
3.1.5. Příklady faktorů ovlivňující HRV

Jak již bylo zmíněno v podkapitole 3, analýza HRV poskytuje jednoduchou a neinvazivní možnost sledování aktivity kardiovaskulárního systému, konkrétně autonomního nervového systému a činnosti srdce.

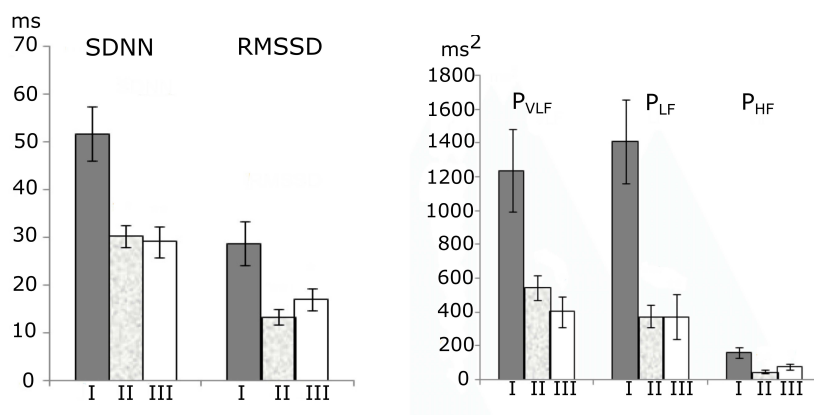
Jako první příklad lze uvést změnu HRV parametrů u pacientů trpících hypertenzí. Bylo zjištěno [53], že lidé trpící tímto onemocněním mají snížené hodnoty u parametrů $SDNN$ a $pNN50$, naopak parametry P_{LF} a P_{LF}/P_{HF} vykazují hodnoty zvýšené.

V jiné studii [57] bylo celkem 286 pacientů, mužů i žen, starších 18 let, rozděleno do čtyř skupin dle naměřených hodnot diastolického krevního tlaku: skupina A – $DBP < 90$ mmHg, skupina B – $DBP 90\text{--}99$ mmHg, skupina C – $DBP 100\text{--}109$ mmHg, skupina D – $DBP > 110$ mmHg. Následně byly změřeny hodnoty HRV (parametry $SDNN$, $RMSSD$, $pNN50$) u skupin A a C. Poté byly lidem ze skupiny C podávány léky pro léčbu hypertenze po dobu 3 měsíců. Po uplynutí této doby, byly obě skupiny znovu porovnány. Výsledky měření ukazuje obr. 3.13. Opět je možné si povšimnout snížených hodnot $SDNN$ a $pNN50$ u osob trpících hypertenzí. Parametr $RMSSD$ nevykazuje významné odchýlení. Dále je možné pozorovat, že HRV parametry u osob ze skupiny C se po léčbě výrazně přiblížili parametrům osob skupiny A, což potvrzuje vliv hypertenze na HRV.

Další studie [58] porovnává HRV parametry sportovců a netrénovaných jedinců. Do testu bylo vybráno 12 volných potápěčů (věnující se freedivingu), 15 hráčů basketbalu a 14 zdravých, netrénovaných jedinců. Všechny osoby byly nejprve podrobeny zátežovým testům na ergometru a byla testována jejich schopnost zadržet dech. Výsledky volných potápěčů byly vždy lepší než výsledky zbylých dvou skupin. Volní potápěči dokázali zadržet dech v průměru na 2 min 34 s \pm 21 s, hráči basketbalu na 1 min 14 s \pm 5 s a netrénovaní na 1 min 25 s \pm 4 s. Překonaná vzdálenost na ergometru byla u volných



Obrázek 3.13.: Vliv hypertenze na změnu parametrů HRV |Převzato z [57]|



(a) Analýza HRV v časové oblasti

(b) Analýza HRV ve frekvenční oblasti

Obrázek 3.14.: Vliv fyzické kondice na parametry HRV. Skupina I – volní potápěči, skupina II – hráči basketbalu, skupina III – netréňovaní jedinci |Převzato z [58]|

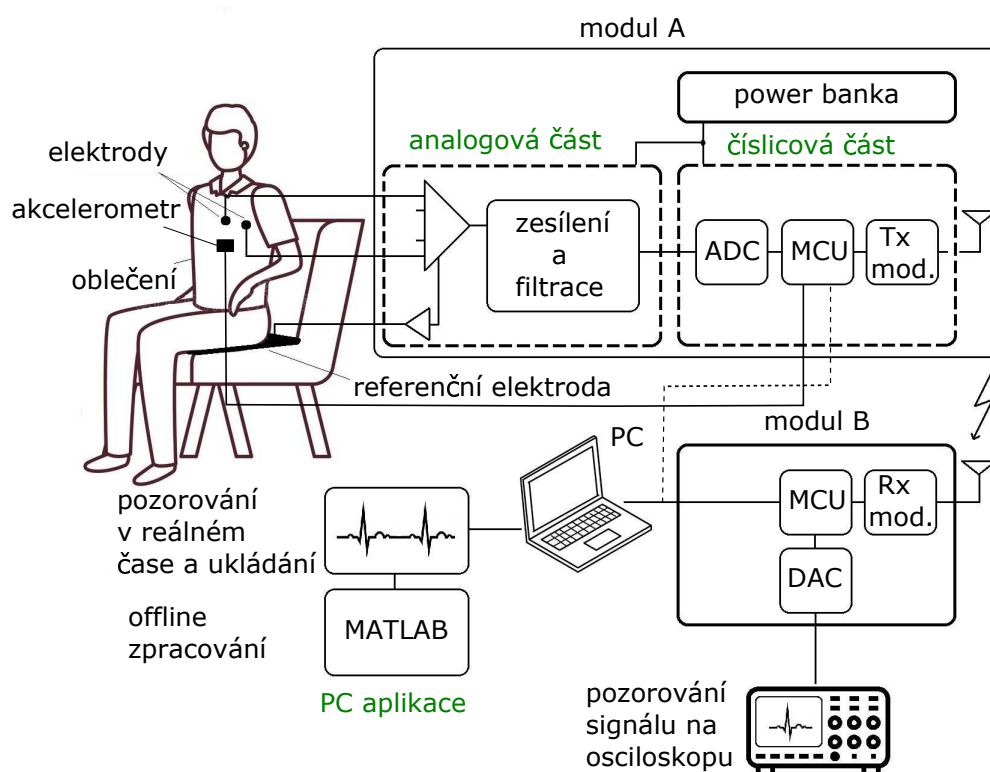
potápěčů v průměru $303 \text{ m} \pm 20 \text{ m}$ v porovnání s $270 \text{ m} \pm 31 \text{ m}$ u hráčů basketbalu a $165 \text{ m} \pm 22 \text{ m}$ u netréňovaných jedinců.

Po ukončení fyzických testů byl proveden u všech zúčastněných záznam signálu EKG a vypočteny HRV parametry, viz. obrázek 3.14. Volní potápěči měli hodnoty parametrů *SDNN* a *RMSSD* přibližně o 30 % vyšší než osoby ve zbylých skupinách. Ve frekvenční oblasti byly rozdíly ještě větší. Dále je možné si všimnout, že HRV parametry u lidí věnujících se basketbalu a lidí netréňovaných se příliš neliší, i přes výrazně lepší fyzickou kondici hráčů basketbalu.

4. Systém pro měření EKG a analýzu HRV

Systém pro monitorování EKG se zaměřením na analýzu HRV sdružuje tři hlavní části, na obrázku 4.1 jsou vyznačeny zeleně:

Analogovou část, ve které je signál získáván pomocí trojice, vhodně umístěných elektrod, zesilován na potřebnou úroveň a filtrován. Analogové části vznikly dvě, první je vlastní konstrukce, ve druhé je použit obvod AD8232, který je určen speciálně pro snímání EKG s pasivními elektrodami. Obě verze byly následně otestovány a porovnány.



Obrázek 4.1.: Blokové schéma měřicího systému. Zeleně – hlavní části systému

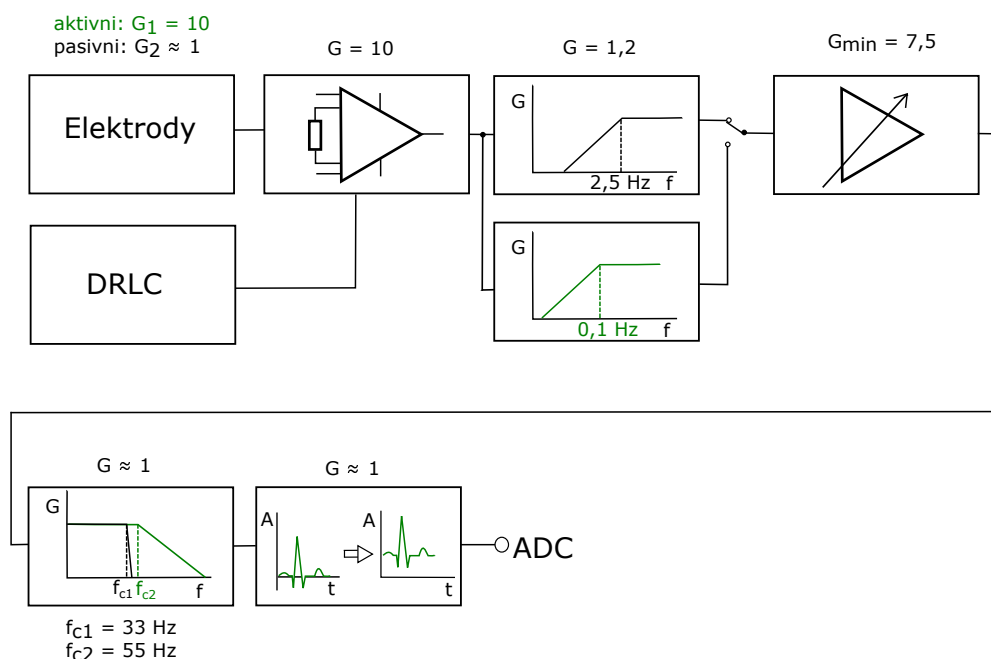
Číslicovou část, v níž je signál z předcházející části digitalizován se vzorkovací frekvencí 1 kHz. Číslicová část s analogovou tvoří jeden modul (modul A), který je možné připojit k PC buď bezdrátově s využitím druhého, přijímacího modulu (modul B) nebo drátově (na obrázku 4.1 vyznačeno přerušovanou čarou), pomocí USB rozhraní. Konfi-

gurace přenosu se provádí pomocí jumperu připojeného k MCU v modulu A. V případě bezdrátového přenosu je signál na přijímací straně mimo přenosu do PC, rekonstruován pomocí DAC, čímž je umožněno pozorování snímaného signálu i na osciloskopu. K MCU v modulu A je také připojen 3osý akcelerometr, který může být využit např. pro sledování pohybů pacienta.

Třetí část tvoří dvě aplikace pro PC. První aplikace umožňuje zobrazování snímaného signálu v reálném čase na monitoru PC a zároveň nabízí možnost ukládání zobrazených/přijímaných dat do .csv souboru. V druhé aplikaci, vytvořené v prostředí MATLAB, je možný detailnější, offline, rozbor naměřeného signálu – dokonalejší filtrace, detekce QRS komplexů, výpočet průměrné tepové frekvence, HRV parametry aj. Mimo analýzu EKG signálu je také prověřována celistvost zaznamenaných dat, což je možné pomocí kontrolního signálu (signál pilového průběhu), vysílaného MCU v modulu A spolu s měřeným signálem.

4.1. Analogová část, 1. verze

Na obrázku 4.2 je zobrazeno blokové schéma analogové části 1. verze, podrobné schéma zapojení je v příloze B.1.

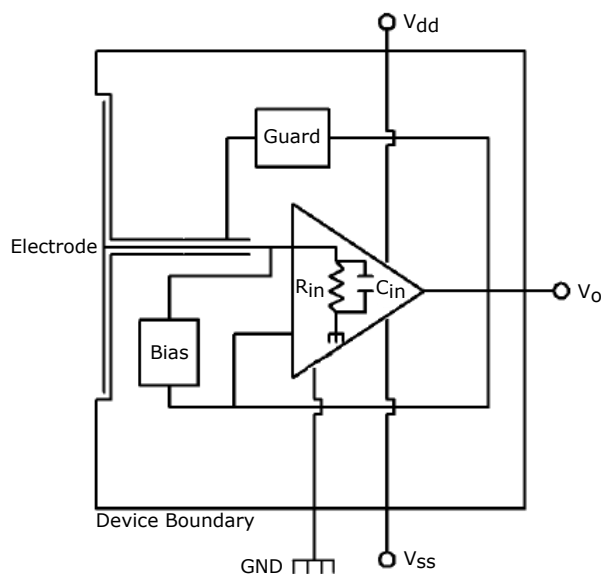


Obrázek 4.2.: Blokové schéma analogové části 1. verze

Snímání EKG signálu z těla pacienta bylo vyřešeno bezkontaktně (přes oblečení) pomocí aktivních, kapacitních senzorů od Plessey Semiconductors, typu PS25253. Tyto senzory mají velmi vysokou vstupní impedanci, typicky $20 \text{ G}\Omega$, dolní mezní kmitočet 200 mHz (-3 dB), horní mezní kmitočet 20 kHz (-3 dB), vazební kapacitu 250 pF a napájecí

napětí symetrické od $\pm 2,4$ V do $\pm 5,5$ V. Napěťový zisk senzorů je typicky 10, při $f = 1$ kHz. Více informací lze dohledat v katalogovém listu senzoru [59]. Na obrázku 4.3 je znázorněno vnitřní zapojení použitého senzoru. Sensory se připojují k analogové části následujícím způsobem (viz. příloha B.1): záporné napájecí napětí – S_{-5V}, kladné napájecí napětí – S_{+5V}, zem – S_{zem}, signál prvního senzoru: S₁, signál druhého senzoru – S₂.

Zapojení umožňuje využít i klasické, pasivní elektrody. Poté je však nutné nastavit celému řetězci vyšší zesílení, což lze provést pomocí zesilovače s říditelným ziskem.



Obrázek 4.3.: Vnitřní zapojení senzoru PS25253 |Převzato z [59]|

Signál ze senzorů/elektrod je dále zesilován přístrojovým zesilovačem IC1. Napěťové zesílení přístrojového zesilovače je nastaveno přibližně na 10 rezistorem R_3 (viz. podrobné schéma), jehož hodnotu lze jednoduše stanovit dle rovnice 4.1, kde G je požadovaný napěťový zisk:

$$R_G = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{G - 1} \quad (4.1)$$

Zpětnovazební signál pro obvod DRL je odebírán z napěťového děliče, tvořeného rezistory R_{21} a R_{22} . Tyto rezistory mají dohromady přibližně 10x větší hodnotu než rezistor R_3 a tudíž zesílení přístrojového zesilovače, nastavené tímto rezistorem téměř neovlivní. Výstupní signál z obvodu pro řízení pravé nohy (DRLC) je přiveden na další elektrodu, která se většinou umísťuje na pacientovu pravou nohu, odtud název DRL. Na tuto elektrodu je přiváděna část zesíleného souhlasného napětí v obrácené fázi (záporná zpětná vazba), která se odečítá od původního rušivého napětí a tím zmenšuje vliv rušivého napětí indukovaného do pacientova těla.

V signálu, zesíleném přístrojovým zesilovačem, jsou následně potlačeny nízkofrekvenční složky a stejnosměrná složka filtrem typu horní propust 2. řádu, topologie Sallen–Key.

Hornopropustné filtry jsou v zapojení dva s různými kmitočty zlomu, první 0,1 Hz, druhý 2,5 Hz. Nižší kmitočet zlomu zachová vyšší věrnost signálu, zároveň ale snižuje odolnost zapojení vůči pomalému kolísání nulové izolinie, případně jiným typů nízkofrekvenčního rušení. V případě působení velkého rušení je tedy možné využít druhý filtr, který je pro analýzu HRV také vyhovující.

Následně je signál zesílen pomocí zesilovače s říditelným napěťovým ziskem (IC3A). Základní zisk zesilovače je nastaven rezistory R_{10} (10 k) a R_{11} (1k5) přibližně na 7,5 a může být zvyšován. Řízení zisku se provádí pomocí rezistorů R_{17} až R_{20} s hodnotami 5k6, 3k3, 68 R, 82 R, které se připojují paralelně k rezistoru R_{11} . Spínání rezistorů zajišťuje IC8. Při výpočtech zesílení je nutné brát v úvahu odpory jednotlivých spínačů v IC8 v sepnutém stavu, které činí přibližně 90 Ω /spínač. Spínač je ovládaný MCU. Amplituda signálu EKG je závislá na umístění elektrod a jejich vzdálenosti od sebe, ale liší se také pacient od pacienta. Tyto rozdíly lze kompenzovat řízením zisku zesilovače.

Dále jsou v signálu potlačeny vysokofrekvenční složky a rušení způsobené síťovým brumem pomocí filtru typu dolní propust. Použit je filtr 8. řádu se spínanými kapacitami (IC2), s kmitočtem zlomu 33 Hz, který má již pro síťový brum útlum větší než 80 dB. Pro potlačení spínacího kmitočtu (3,3 kHz) použitého filtru a zamezení vzniku aliasingu, je zařazen na výstupu druhý filtr typu dolní propust 2. řádu. Tento filtr, integrovaný v IC2, je v zapojení Multiple Feedback s kmitočtem zlomu 55 Hz.

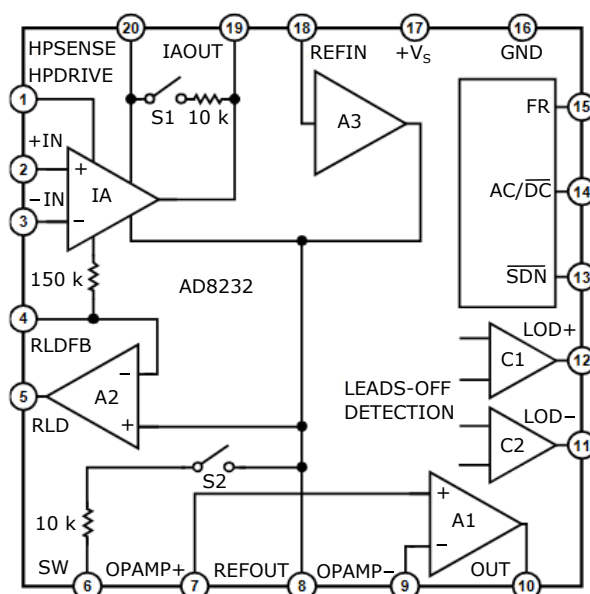
Nakonec je signálu, kvůli následné digitalizaci, nastaven napěťový offset (IC3B) tak, aby celý signál ležel v rozsahu 0–3,3 V.

Schéma zdrojové části je společně s číslicovou částí k nalezení v příloze B.3. Zařízení je možné napájet z power banky při bezdrátovém přenosu dat nebo přes USB při drátovém přenosu dat. Analogová část je napájena 5 V přímo ze zdroje. MCU, bezdrátový modul a akcelerometr jsou napájeny 3,3 V ze stabilizátoru umístěného na modulu s MCU. Napětí -5V pro analogovou část je vytvářeno pomocí dvojice napěťových konvertorů IC5, IC6 z napětí 5 V. IC6 vytváří záporné napětí pro napájení aktivních senzorů (jsou-li použity) a přístrojového zesilovače IC1. IC5 vytváří záporné napětí pro zbytek obvodu. Kladné i záporné napájecí napětí je na PCB v několika místech blokováno kondenzátory s kapacitou 100 nF.

4.2. Analogová část, 2. verze

Obvod AD8232 (Analog Devices) je určen pro jednosvodové snímání EKG s klasickými elektrodami. Obvod sdružuje veškeré hlavní části nutné pro snímání EKG, tj. přístrojový zesilovač, obvod DRL, nastavitelný filtr typu horní propust (1. až 3. řádu), filtr typu dolní propust topologie Sallen–Key a zesilovač. Dále je integrován obvod pro detekci odpojených elektrod a vstupní ochranné prvky. Pro obvod je charakteristická nízká

spotřeba – typicky $170 \mu\text{A}$. Napájecí napětí se může pohybovat v mezích od 2 V do 3,5 V. Blokové schéma vnitřního zapojení obvodu AD8232 je na obrázku 4.4. Podrobné schéma zapojení celé části je v příloze B.2.



Obrázek 4.4.: Vnitřní zapojení obvodu AD8232 [Převzato z [60]]

Pro detekci odpojených elektrod jsou využívány rezistory, zapojené mezi vstupy pro snímací elektrody (+IN, -IN) a kladné napájecí napětí. Pokud se napětí na jednotlivých vstupech pohybuje v rozmezí V_{CC} až $(V_{CC} - 0,5 \text{ V})$ je signalizováno odpojení dané elektrody na výstupech LOD+ a LOD-. Signalizace je provedena primárně pomocí dvou LED (LED3, LED4), nicméně signál z těchto výstupů je zaveden i do MCU v modulu A.

Zapojení bylo navrženo dle doporučení výrobce v [60]. V zapojení je použit filtr typu horní propust 2. řádu s kmitočtem zlomu 0,5 Hz a filtr typu dolní propust 2. řádu s kmitočtem zlomu 40 Hz. Celkové zesílení je nastaveno na 1100. Více informací o zapojení a obvodu AD8232 lze nalézt v [60].

Číslicová část je shodná pro obě verze analogových částí.

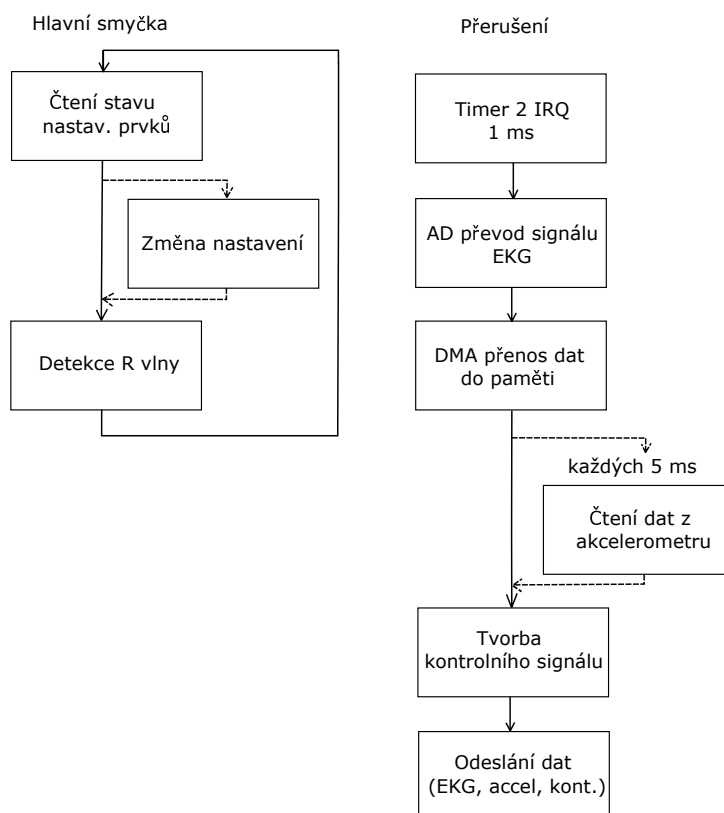
4.3. Číslicová část

4.3.1. Modul A

Základem číslicové části v modulu A je vývojová deska NUCLEO-F303K8 s mikroprocesorem STM32F303K8, který provádí digitalizaci zpracovaného EKG signálu z

analogové části, komunikuje s bezdrátovým modulem a akcelerometrem, nastavuje parametry měření a přenosu dat dle požadavků obsluhy a ovládá LED, která slouží pro indikaci srdečního tepu.

Program pro MCU byl napsán v jazyce C++ v prostředí TrueSTUDIO, volně dostupného z [61]. Program je k nalezení na příloženém CD (viz. příloha F)). MCU pracuje dle vývojového diagramu na obrázku 4.5.



Obrázek 4.5.: Činnost MCU v modulu A

Celý program je řízen časovačem (timer 2), který každou 1 ms vyvolá přerušení. V obluze přerušení od časovače je zahájen AD převod EKG signálu (převodník ADC1). Rozlišení ADC je 12 bitů. Po dokončení AD převodu je získané číslo uloženo do paměti pomocí DMA řadiče. Následuje čtení dat z akcelerometru. Použit je akcelerometr ADXL345, který měří zrychlení v osách x, y, z s přesností 4 mg na rozsahu ± 8 g. Více informací o akcelerometru lze nalézt v katalogovém listu [62]. Komunikace MCU s akcelerometrem probíhá po čtyřvodičové sběrnici SPI s taktovacím kmitočtem 2 MHz. Hodnoty z akcelerometru jsou čteny (aktualizovány) každých 5 ms. Poté je inkrementován kontrolní signál pilového průběhu (rozsah 0–255). Tento signál slouží k následné detekci chyb vzniklých zejména při bezdrátovém přenosu. Nakonec jsou všechna nashromážděná data odeslána. Odesílání probíhá v pořadí: EKG dolní bity, EKG horní bity, accel osa x dolní bity, accel osa x horní bity, accel osa y dolní bity, accel osa y horní bity, accel osa z dolní bity, accel osa z horní bity, kontrolní signál.

V hlavní smyčce MCU neustále kontroluje stav konfiguračních prvků. Konfigurační prvky jsou následující:

- typ přenosu (jumper): bezdrátově x drátově
- typ použitých elektrod (jumper): aktivní x pasivní
- zesílení (tlačítko): nastavení vhodného zesílení analogové části 1. verze

Při nastavení bezdrátového přenosu je signál odesílán pomocí bezdrátového modulu NRF24, pracujícího v pásmu 2,4 GHz a komunikujícího s MCU pomocí SPI sběrnice (společná pro bezdrátový modul a akcelerometr). Komunikace mezi bezdrátovými moduly probíhá s rychlostí 1 Mbps. Bezdrátový přenos může být výhodný např. při zátěžových měření EKG.

Drátový přenos je výhodný, požadujeme-li vysokou spolehlivost přenosu dat. Při drátovém přenosu jsou data z MCU v modulu A odesílána pomocí USB přímo do PC (modul B není využit) s rychlostí přenosu 512 kBd. Bezdrátový modul není v tomto případě potřebný a je uveden do úsporného režimu.

Nastavení typu elektrod slouží ke změně zesílení zesilovače, tvořeného IC3A, v analogové části 1. verze. Základní napěťové zesílení pro aktivní senzory je 7,5 (všechny paralelní rezistory odpojeny), pro pasivní 75 (připojen rezistor R_{20}).

Tlačítko *zesílení* slouží k automatickému nastavení vhodného zesílení zesilovače. Princip činnosti automatického nastavování zesílení je následující: Po stisku tlačítka začne MCU sledovat a zaznamenávat maximální hodnoty ve snímaném EKG signálu v 5 intervalech dlouhých 1,6 s. Délka intervalu byla zvolena tak, aby byl v každém intervalu, pro $TF \text{ min.} = 40 \text{ min}^{-1}$, zaznamenán alespoň jeden QRS komplex. Po dokončení sledování se vypočte aritmetický průměr získaných maximálních hodnot. Z vypočteného průměru se následně stanoví nové zesílení zesilovače (o hodnotě aktuálního ani nového zesílení uživatel informován není). Možná napěťová zesílení pro aktivní senzory jsou:

- 7,5 – základní rozsah, nepřipojen žádný rezistor
- 9,5 – připojen rezistor R17
- 10,5 – připojen rezistor R18
- 12,5 – připojeny rezistory R17 a R18

Napěťová zesílení pro pasivní elektrody jsou:

- 75 – základní rozsah, připojen rezistor R20
- 91 – připojen rezistor R19
- 157 – připojeny rezistory R19 a R20

Pro detekci vln R je implementován upravený Panův–Tompkinsův algoritmus. Jeho činnost je následující:

- výpočet kvadrátu
- filtrace pomocí klouzavého průměru
- výpočet diference
- prahování

Kvadrát je vypočten pro každou hodnotu. V poli o velikosti 1x10 bajtů se uchovává vždy 10 posledních umocněných hodnot. Tyto hodnoty jsou v každém kroku sečteny. Následně jsou součty ukládány do pole o velikosti 1x20 bajtů (uchovává se posledních 20 hodnot). Poté jsou vypočteny dvě diference dle rovnic 4.2 a 4.3, kde *suma* označuje pole součtů (*suma[X]* značí X-tý prvek pole *suma*).

$$diference_jedna = \frac{suma[10] * 100}{suma[0]} \quad (4.2)$$

$$diference_dva = \frac{suma[10] * 100}{suma[19]} \quad (4.3)$$

Pokud jsou vypočtené diference větší než 125, je na dobu 100 ms rozsvícena indikační LED. Po dobu daných 100 ms je algoritmus na další špičky v signálu necitlivý, čímž je zabráněno několikanásobné detekci jedné vlny R.

4.3.2. Modul B

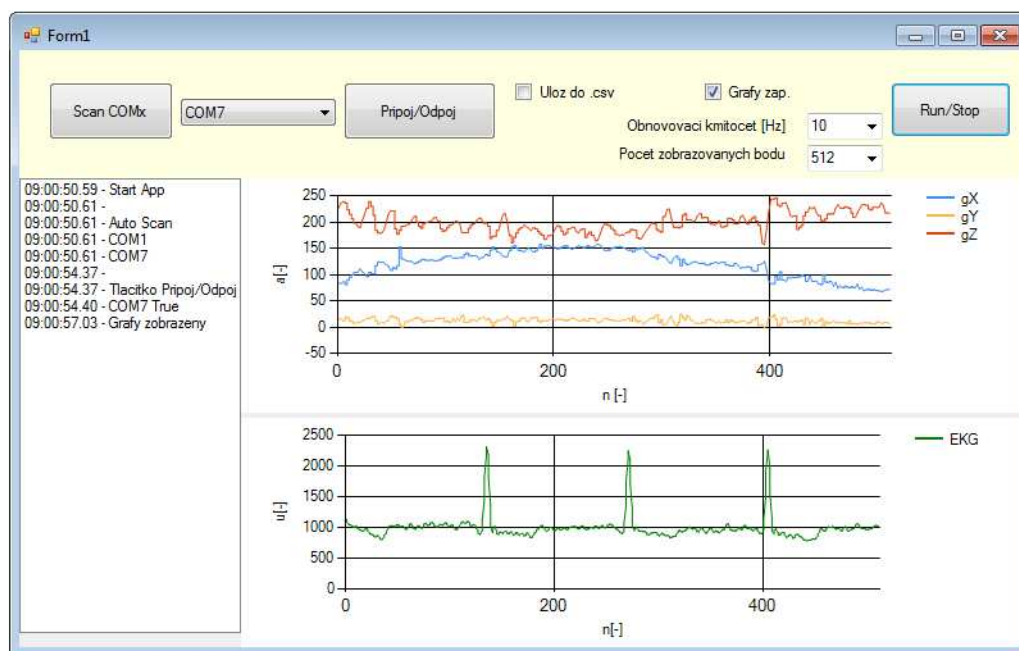
MCU v modulu B je shodný s MCU v modulu A. Hlavním úkolem tohoto modulu je přijímat data vysílaná modulem A v bezdrátovém módu a odesílat je do PC přes USB. Rychlost přenosu přes USB je 512 kBd. Pro možnost sledování signálu EKG na osciloskopu provádí MCU v modulu B rekonstrukci přijímaného signálu pomocí 12bitového DAC.

4.4. Aplikace pro PC

4.4.1. Komunikační aplikace

První aplikace umožňuje komunikaci PC s MCU. Komunikace s MCU probíhá po USB přes virtuální sériový port. Aplikace je napsána v jazyce C#, uživatelské prostředí aplikace je na obr. 4.6. V horní části programu jsou ovládací a nastavovací prvky. Na levé straně pod ovládacími prvky je okno, do kterého jsou vypisována hlášení, popř. události spojené s chodem aplikace (aktivní COM porty, otevření/uzavření COM portu, připojení ke COM portu, název souboru do něhož je zapisováno atpd.) a časy, ve kterých

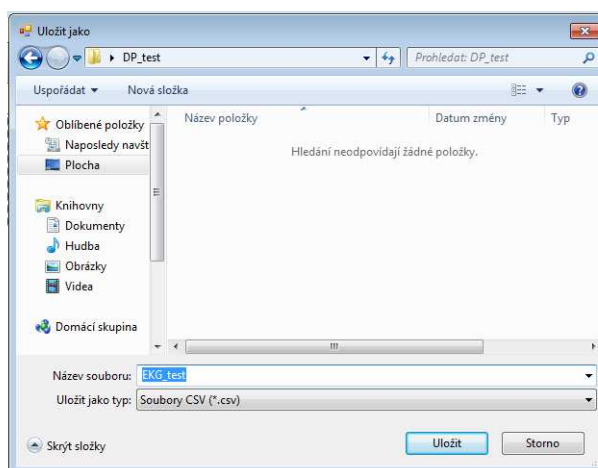
k událostem došlo. Hlavní část uživatelského prostředí zabírají dva grafy. Horní graf zobrazuje závislost zrychlení z akcelerometru (3 osy) na čase, dolní graf zobrazuje EKG v závislosti na čase.



Obrázek 4.6.: Uživatelské prostředí komunikační aplikace

Po stisku tlačítka *Scan COMx* jsou vyhledány aktivní sériové porty a vypsány do postraního okna pro výpis událostí. Při následném stisku tlačítka *Pripoj/Odpoj* dojde k pokusu o připojení aplikace na COM port, vybraný v rozbalovací liště vedle tlačítka. O úspěšnosti pokusu o připojení informuje uživatele výpis v levém okně. V případě úspěšného připojení je následně možné, zaškrtnutím políčka *Grafy zap.*, začít zobrazovat přijímaný signál na monitoru. Možnosti nastavení zobrazování jsou podobné nastavení osciloskopu. Je možné volit počet zobrazovaných bodů (časová základna) mezi 512, 1024 a 2048 body a obnovovací kmitočet mezi 5, 10, 25 a 50 Hz. Jelikož program může být spouštěn na různě výkonných PC, je možnost volby obnovovacího kmitočtu výhodná, poněvadž umožňuje přizpůsobení výpočetní náročnosti programu možnostem daného PC. Pomocí tlačítka *Run/Stop* je možné zobrazované průběhy zastavit. Při zaškrtnutí políčka *Uloz do .csv* dojde k otevření dialogového okna (obrázek 4.7), ve kterém je uživatel vyzván k zadání názvu a umístění souboru, do něhož se následně začnou ukládat přijatá data. Formát souboru je csv, oddělovacím znakem je středník.

Přijatá data jsou ukládána do bufferu o délce 2^{14} bitů, odkud jsou následně po jednotlivých řádcích čtena (začátek řádku označuje mezera, která je vysílána MCU vždy před užitečnými daty) a ukládána do struktury. Při požadavku na zápis do souboru jsou data z této struktury ukládána zároveň do druhého bufferu, odkud jsou po 128 řádcích zapisována pomocí metody *File.AppendAllTextC#* do vybraného csv souboru. Jelikož metoda *File.AppendAllTextC#* při každém použití daný soubor otevře, zapíše data a uzavře, byl



Obrázek 4.7.: Dialogové okno komunikační aplikace, v němž je uživatel vyzván k zadání názvu a umístění souboru pro ukládání dat

by zápis po jednotlivých řádcích příliš pomalý. K vyvolání dialogového okna pro zadání názvu a umístění souboru je použita třída *SaveFileDialog*^{C#}.

Pro další snížení výpočetní náročnosti aplikace, je v obou grafech zobrazován pouze každý pátý přijatý bod (ukládána jsou všechna přijatá data). Pro vykreslování závislostí byl zvolen typ grafů *FastLine*^{C#}, který je určen pro tvorbu grafů s velkým množstvím dat.

Program je k nalezení na přiloženém CD (viz. příloha F).

4.4.2. Aplikace pro analýzu HRV

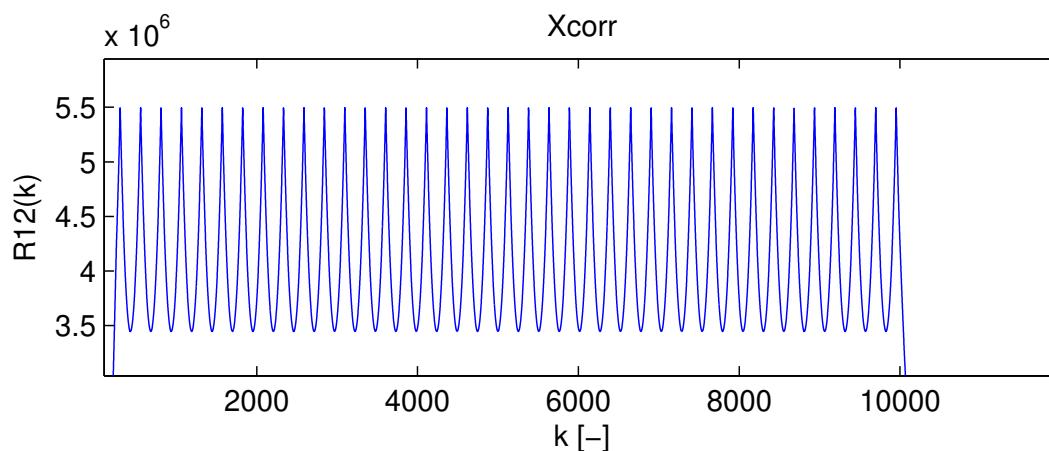
Pro analýzu zaznamenaného signálu byl vytvořen skript v jazyce MATLAB.

Soubor csv je otevřen pomocí funkce *uigetfile*^{MA}, která vyvolá dialogové okno a umožní uživateli výběr souboru. V případě, že uživatel zná název požadovaného souboru a cestu k němu, může použít funkci *importdata*^{MA}. Z otevřeného souboru je načten signál EKG a kontrolní pilový signál. Nejprve je provedena kontrola celistvosti signálu pomocí analýzy pilového signálu. Kroky při analýze pilového signálu jsou následující:

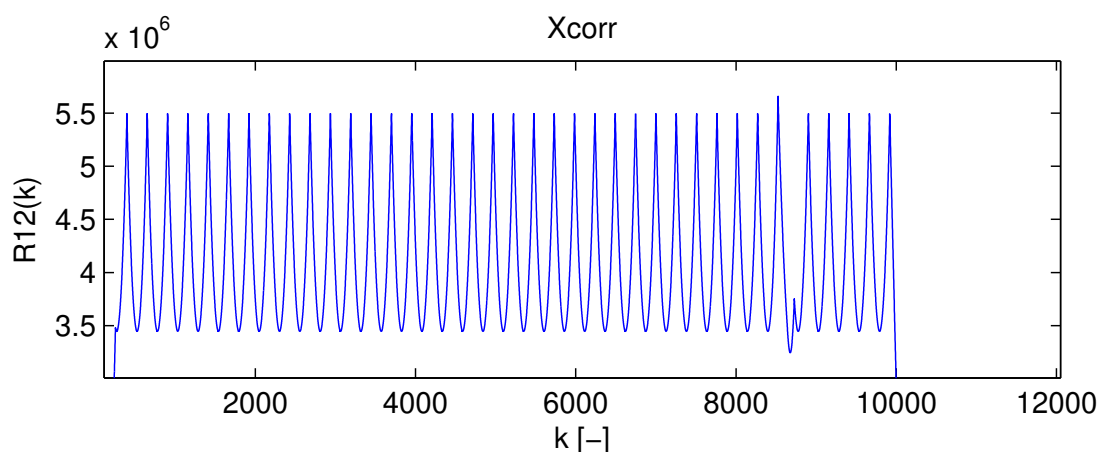
- vytvoření jedné periody pilového signálu (signál ideální)
- výpočet korelace vytvořeného pilového signálu a načteného pilového signálu
- prahování
- vyhodnocení
- označení chyb v grafu

Jedna perioda ideálního pilového signálu je vytvořena shodně s pilovým signálem, vytvářeným MCU v modulu A, tj. 0–255. Následně je tento ideální signál porovnán s pilovým signálem přijatým, pomocí výpočtu korelace (funkce *xcorr*^{MA}). Výsledek korelace

celistvého pilového signálu se signálem ideálním je na obrázku 4.8, výsledek korelace signálu s chybami se signálem ideálním je na obrázku 4.9.



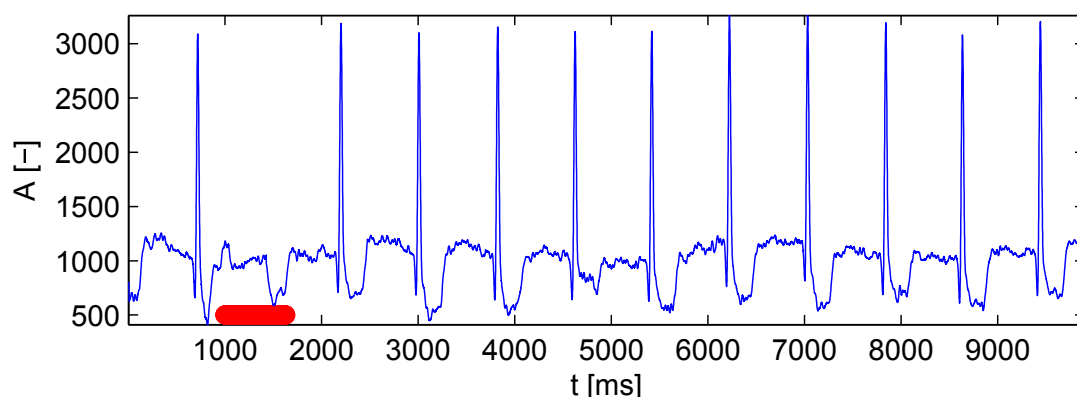
Obrázek 4.8.: Korelace celistvého kontrolního pilového signálu se signálem ideálním, vytvořeným v prostředí MATLAB



Obrázek 4.9.: Korelace kontrolního pilového signálu, který obsahuje chyby, se signálem ideálním, vytvořeným v prostředí MATLAB

V dalším kroku je od získaného signálu odečtena vhodně zvolená konstanta a jsou odříznuty záporné hodnoty. U takto upraveného signálu se následně hodnotí amplituda a vzdálenost mezi jednotlivými vrcholy. Nesouhlasí-li velikost amplitudy nebo vzdálenost, je daný úsek označen za chybný. Chybný úsek je vyznačen do grafu EKG signálu (obrázek 4.10). Analýza pilového signálu v 5 minutovém záznamu trvá cca 0,5 s.

Po provedení kontroly celistvosti jsou v signálu detekovány vlny R pomocí Panova–Tompkinsova algoritmu, převzatého z [51]. Z polohy vln R v signálu EKG jsou vypočteny RR intervaly. Následně je provedena korekce případných artefaktů metodou lineární interpolace, dle rovnice 4.4, a získány NN intervaly. RR intervaly jsou kontrolovány v cyklu $while^{MA}$ a $t_{RR}(i + 1)$ v rovnici 4.4 značí nalezený „problémový“ RR interval. Maximální odchylka po sobě jdoucích RR intervalů byla zvolena na $\pm 12\%$ (ve skriptu lze změnit). Z



Obrázek 4.10.: Označení chyby v signálu EKG. Chybný úsek je označen červeným pruhem

výsledků korekce je spočítáno procento artefaktů v signálu dle rovnice 4.5, kde $N_{artefakt}$ značí počet opravených RR intervalů a N_{RR} značí počet všech RR intervalů, celý zlomek je vydělen dvěma, jelikož každý artefakt ovlivní dva RR intervaly.

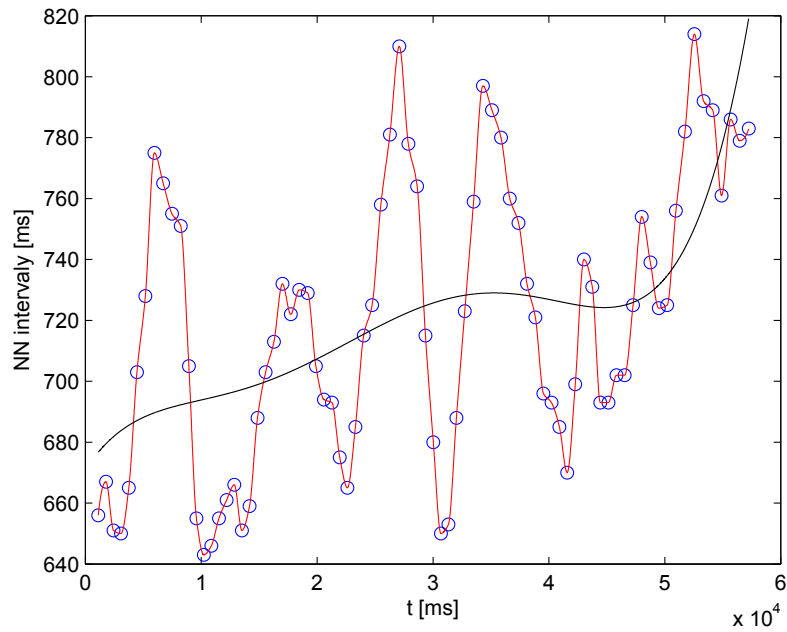
$$t_{RR}(i+1) = \frac{t_{RR}(i) - t_{RR}(i+3)}{4} * 3 + t_{RR}(i+3) \quad (4.4)$$

$$Procento_artefaktu = \frac{N_{artefakt}}{N_{RR} * 2} * 100 \quad (4.5)$$

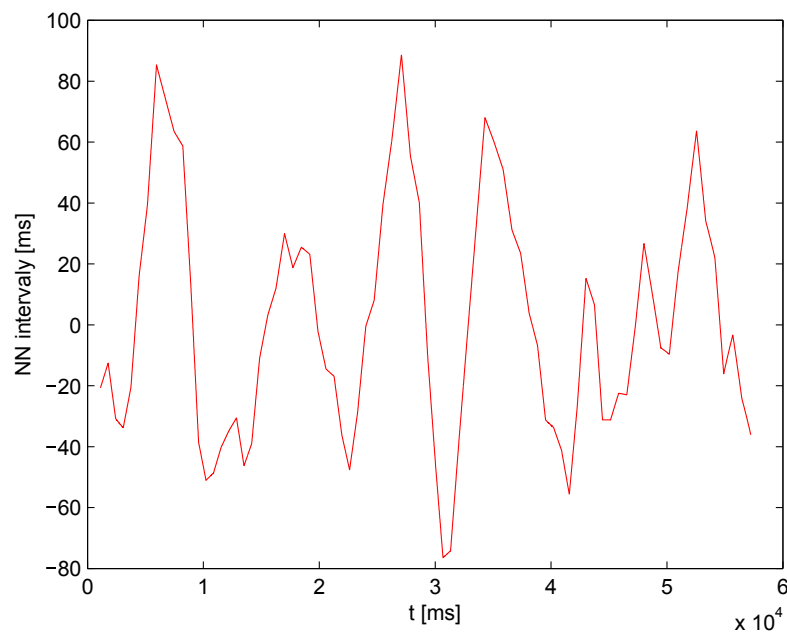
Ze získaných NN intervalů jsou vypočteny parametry, charakterizující HRV v časové oblasti: $SDNN$, $RMSSD$, $SDSD$, $pNN50$ a TF (střední hodnota TF z celého záznamu), dle rovnic uvedených v podkapitole 3.1.3. Sestaven je také histogram délek NN intervalů s šířkou sloupce 8 ms ($1/128$ Hz), příklad na obrázku 4.13.

Z řady NN intervalů je sestaven graf závislosti NN intervalů na čase detekovaných R vln. Vynesené hodnoty jsou převzorkovány se vzorkovací frekvencí 100 Hz a proloženy lineární funkcí pomocí $interp1^{MA}$. Před výpočtem FFT je ze signálu odstraněn trend a stejnosměrná složka. Pomocí funkcí $polyfit^{MA}$ a $polyval^{MA}$ je vypočten polynom 5. stupně, který je následně odečten od závislosti NN intervalů (obrázek 4.11). Na obrázku 4.12 je zobrazen detrendovaný graf závislosti NN intervalů na čase detekovaných R vln.

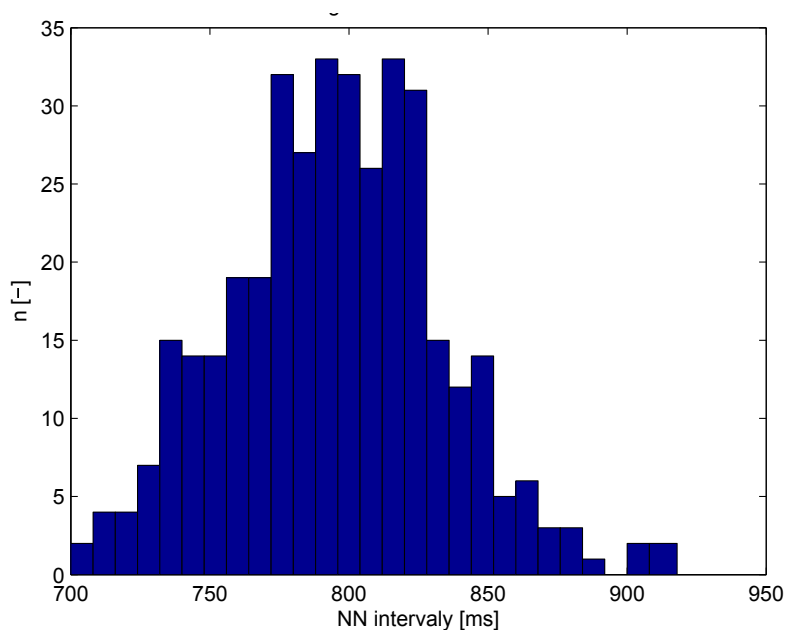
Z dané závislosti je následně pomocí FFT vypočteno odpovídající kmitočtové spektrum a dle [63] přečteno na spektrální výkonovou hustotu. Vypočtené hodnoty jsou převzorkovány se vzorkovacím kmitočtem 1000 Hz a proloženy lineární funkcí. Tato závislost je vynesena do grafu. V grafu jsou také vyznačeny hraniční kmitočty pro jednotlivá pásma HRV, svíslými, červenými čarami, pomocí funkce $stem^{MA}$. Pomocí integrace PSD jsou vypočteny spektrální výkony v pásmech VLF, LF, HF (P_{VLF} , P_{LF} , P_{HF} a celkový výkon TP). Dále je vypočten parametr P_{LF}/P_{HF} . Příklad výkonové spektrální hustoty signálu HRV je na obrázku 4.14. Skript je k nalezení na CD (viz. příloha F).



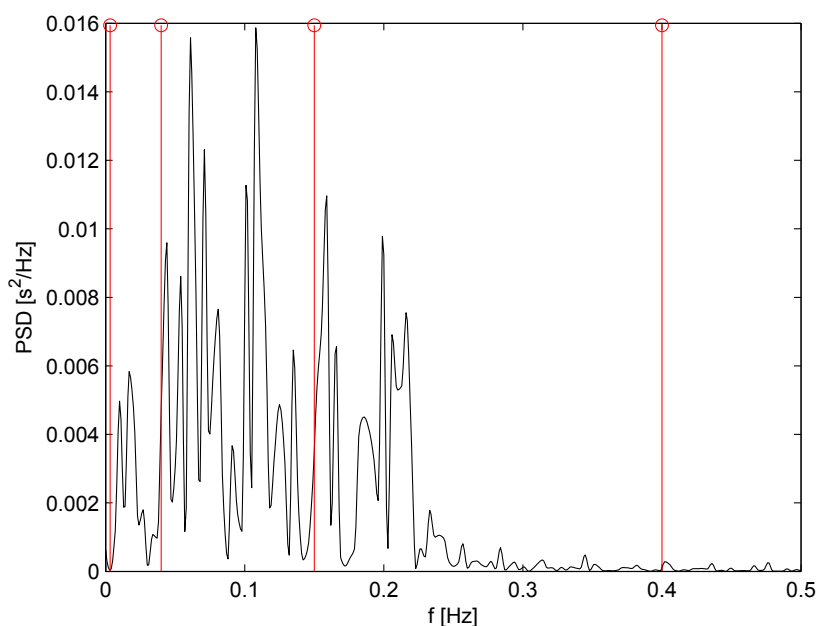
Obrázek 4.11.: *Závislost NN intervalů na čase detekovaných vln R. Modře – původní body závislosti, červeně – prokladový polynom 1. stupně, černě – detrendovací polynom 5. stupně*



Obrázek 4.12.: *Detrendovaná závislost NN intervalů na čase detekovaných vln R*



Obrázek 4.13.: Histogram délek NN intervalů – 5 minutový záznam, muž, 21 let



Obrázek 4.14.: Výkonová spektrální hustota HRV – 5 minutový záznam, muž, 21 let. Vypočtené HRV parametry jsou následující: $TP = 1016 \text{ ms}^2$, $P_{LF} = 573 \text{ ms}^2$, $P_{HF} = 353 \text{ ms}^2$, $P_{LF}/P_{HF} = 1,62$. Červeně – vyznačení HRV pásem

5. Testování navrženého měřicího systému

5.1. Porovnání analogových částí a typů snímačů

Při tomto testu byla porovnána kvalita EKG signálu snímaného pomocí navržené analogové části (1. verze) a analogové části, obsahující integrovaný obvod AD8232 (2. verze), který je speciálně určen pro jednosvodové snímání signálu EKG. Analýza HRV prováděna u zaznamenaných signálů nebyla, poněvadž signály nebyly snímány ve stejném čase a jejich srovnání by tudíž bylo nepřesné. 1. verze byla testována s pasivními elektrodami i s aktivními senzory, 2. verze byla testována pouze s elektrodami pasivními. Umístění senzorů/elektrod odpovídalo přibližně elektrodám V2 a V6 u 12svodového systému. Zemní elektroda byla umístěna na břicho. Aktivní senzory byly umístěny také přímo na tělo. Proběhla následující, vždy dvouminutová, měření:

- 1. verze – aktivní senzory – kmitočtové omezení: 0,1–33 Hz
- 1. verze – aktivní senzory – kmitočtové omezení: 2,5–33 Hz
- 1. verze – pasivní elektrody – kmitočtové omezení: 0,1–33 Hz
- 1. verze – pasivní elektrody – kmitočtové omezení: 2,5–33 Hz
- 2. verze – pasivní elektrody – kmitočtové omezení: 0,5–40 Hz

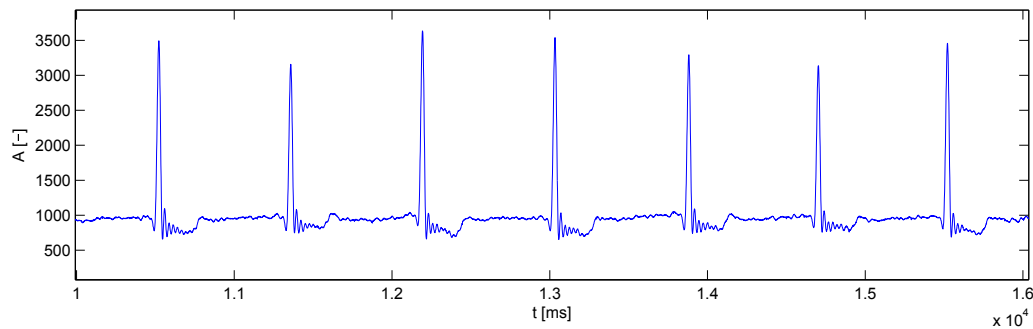
Na obrázcích 5.1 až 5.5 jsou zobrazeny části zaznamenaných EKG signálů jednotlivých měření.

Na záznamech je dobře patrný vliv různého kmitočtového omezení signálu. Při využití HP s kmitočtem zlomu 2,5 Hz je signál EKG znatelně zkreslený, především v oblasti vln S a T, proti signálu filtrovaného HP s kmitočtem zlomu 0,1 Hz. Signál snímaný aktivními senzory se prakticky neliší od signálu snímaného pasivními elektrodami. Jediný znatelný rozdíl je v menší čitelnosti vlny T u aktivních senzorů.

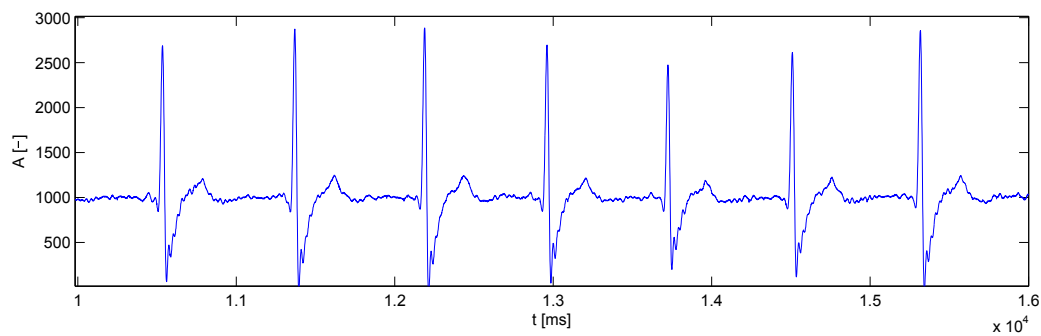
Při porovnání signálu 1. verze s pasivními elektrodami s filtrem HP 0,1 Hz a 2. verze lze říci, že signály jsou velice podobné. U signálu z 2. verze analogové části jsou

však patrné zbytky síťového rušení. To může být způsobeno nedostatečnou filtrací (filtr typu DP 2. řádu s kmitočtem zlomu 40 Hz) nebo nedokonale fungujícím obvodem DRL. U signálu z 1. verze analogové části jsou však patrné záškuby v oblasti vln S. Na to může mít vliv též nevhodně navržený obvod DRL, popř. různé parazitní kapacity.

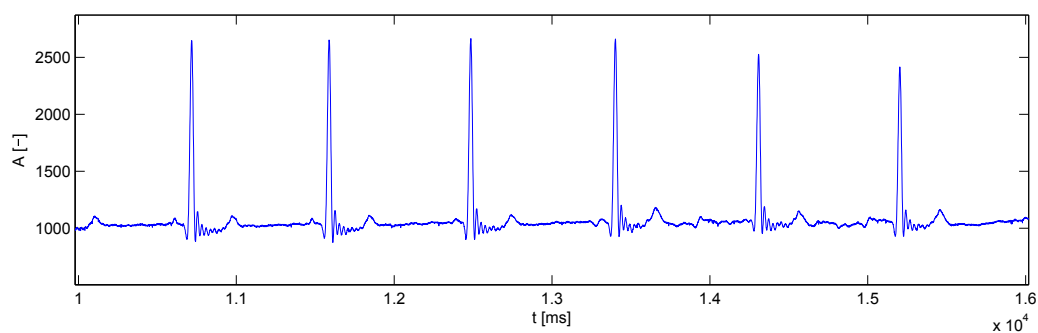
Nicméně i přes zjištěné nedostatky v záznamech signálů lze říci, že z hlediska analýzy HRV vyhovují všechny testované kombinace systémů a typů senzorů/elektrod.



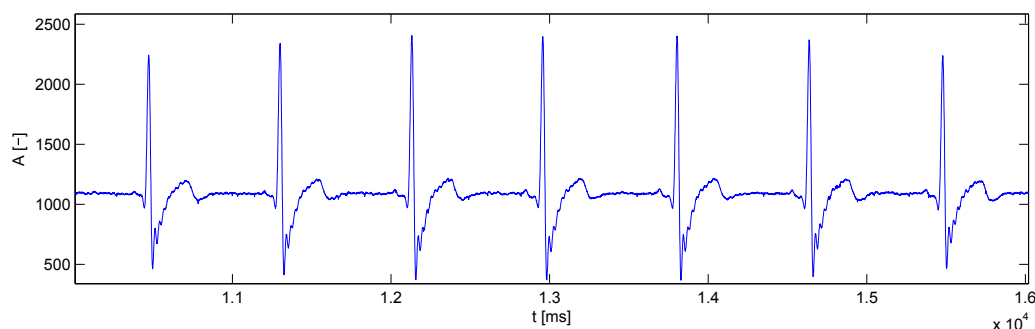
Obrázek 5.1.: 1. verze – aktivní senzory – kmitočtové omezení: 0,1–33 Hz



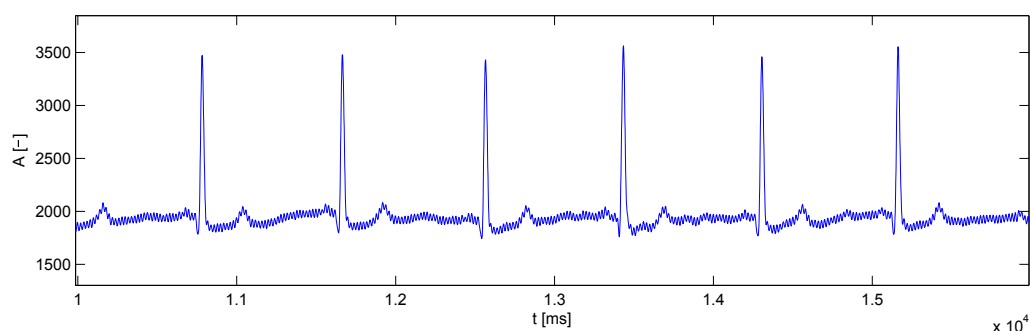
Obrázek 5.2.: 1. verze – aktivní senzory – kmitočtové omezení: 2,5–33 Hz



Obrázek 5.3.: 1. verze – pasivní elektrody – kmitočtové omezení: 0,1–33 Hz



Obrázek 5.4.: 1. verze – pasivní elektrody – kmitočtové omezení: 2,5–33 Hz



Obrázek 5.5.: 2. verze – pasivní elektrody – kmitočtové omezení: 0,5–40 Hz

5.2. Vliv tloušťky materiálu při bezkontaktním měření EKG

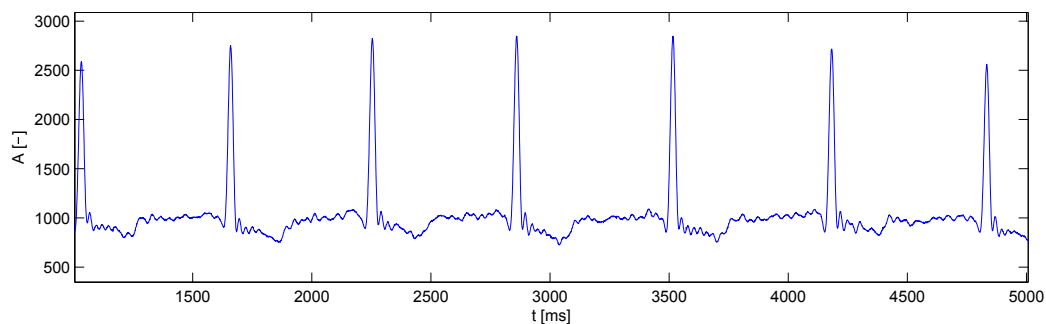
V tomto měření byla posuzována kvalita a úroveň signálu EKG v závislosti na tloušťce oblečení, přes které byl signál snímán. Pro test bylo použito bavlněné oblečení s 5 různými tloušťkami materiálu (tloušťka byla měřena posuvným měřítkem s přesností 0,02 mm), konkrétně:

- tričko – tloušťka materiálu: 0,2 mm
- 2 trička – celková tloušťka materiálu: 0,4 mm
- 3 trička – celková tloušťka materiálu: 0,6 mm
- košile – tloušťka materiálu: 0,35 mm
- mikina – tloušťka materiálu: 0,5 mm

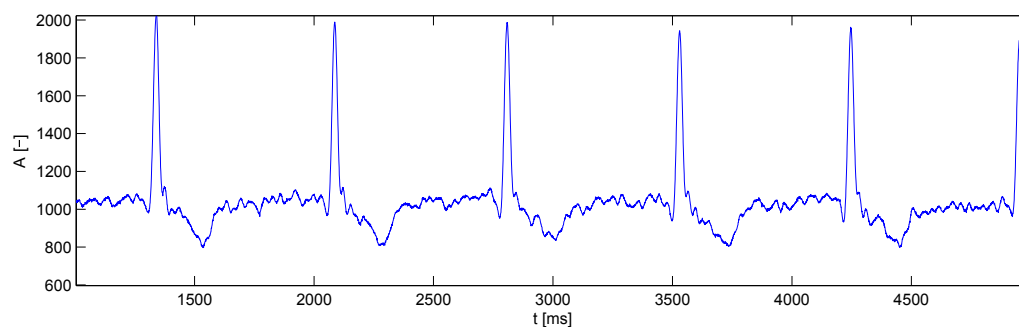
Umístění aktivních elektrod odpovídalo přibližně umístění elektrod V2 a V6 u 12svodového systému. Zemní elektroda byla přiložena přímo na kůži (břicho). Na obrázku 5.6 je signál EKG, snímáný elektrodami, umístěnými přímo na těle. Na obrázcích 5.7 až 5.11 je signál EKG snímáný přes oblečení s výše uvedenými tloušťkami.

V tabulce 5.1 je vypočteno procentuální snížení úrovně vlny R pro každou tloušťku materiálu proti signálu, snímaném přímo na těle.

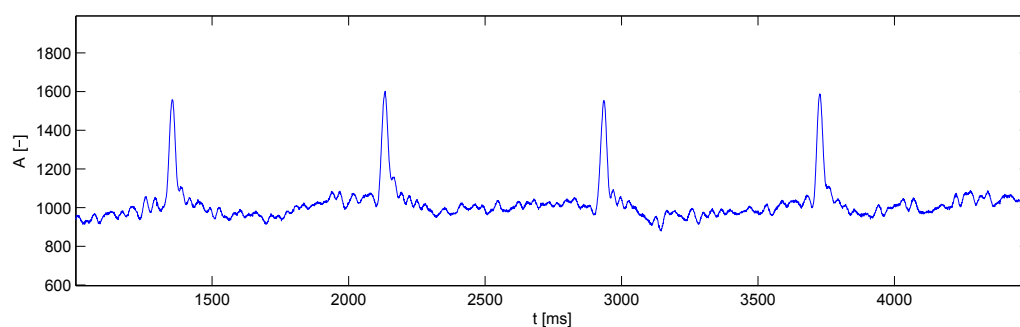
Dle výsledků z tabulky 5.1 lze pozorovat téměř lineární nárůst útlumu signálu EKG se zvětšující se tloušťkou materiálu. Dále je možné říci, že snímání signálu EKG přes materiál silnější než 0,6 mm je nevhodné, poněvadž signál má již malý odstup od šumu. Analýza takového signálu by byla obtížná.



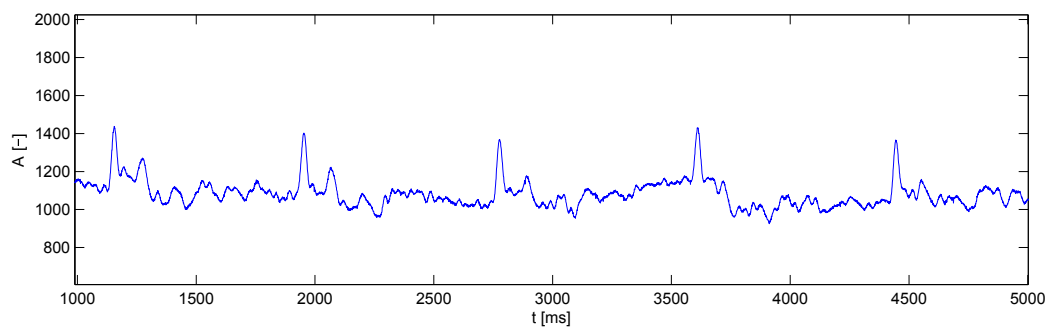
Obrázek 5.6.: *Signál, snímaný přímo na těle*



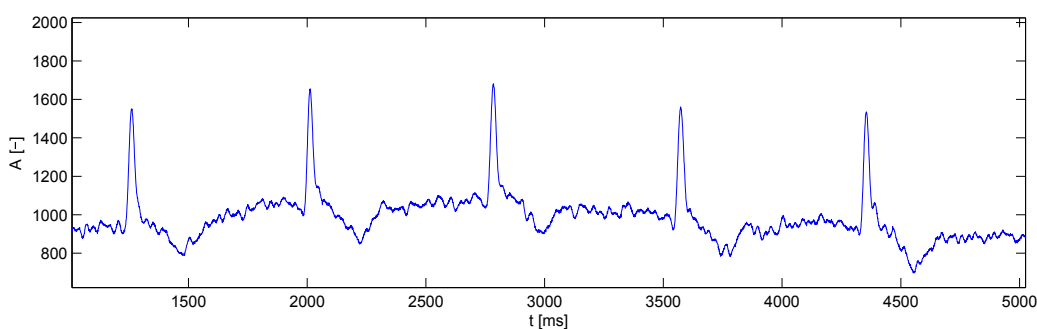
Obrázek 5.7.: *Signál, snímaný přes tričko s tloušťkou 0,2 mm*



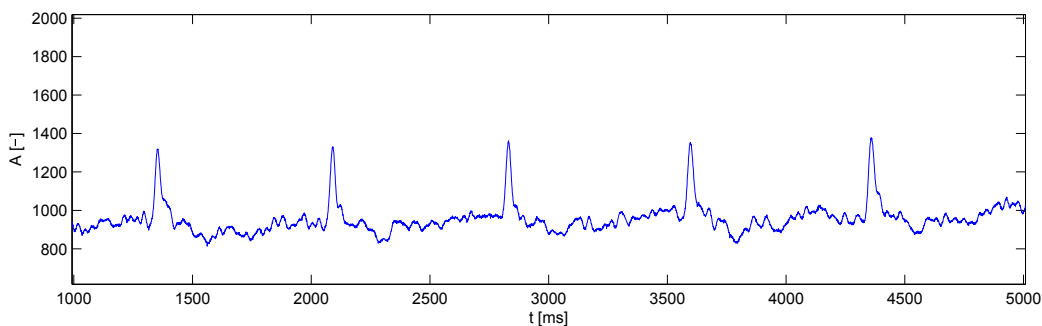
Obrázek 5.8.: *Signál, snímaný přes 2 trička s celkovou tloušťkou 0,4 mm*



Obrázek 5.9.: Signál, snímaný přes 3 trička s celkovou tloušťkou 0,6 mm



Obrázek 5.10.: Signál, snímaný přes košili s tloušťkou 0,35 mm



Obrázek 5.11.: Signál, snímaný přes mikinu s tloušťkou 0,5 mm

Tabulka 5.1.: Vliv tloušťky materiálu na úroveň snímaného signálu EKG proti signálu, snímaném přímo na těle

Oděv	tričko: 0,2 mm	2 trička: 0,4 mm	3 trička: 0,6 mm	košile: 0,35 mm	mikina: 0,5 mm
Snížení úrovně	37 %	62 %	78 %	65 %	71 %

5.3. Alternativní možnosti získávání dat pro analýzu HRV

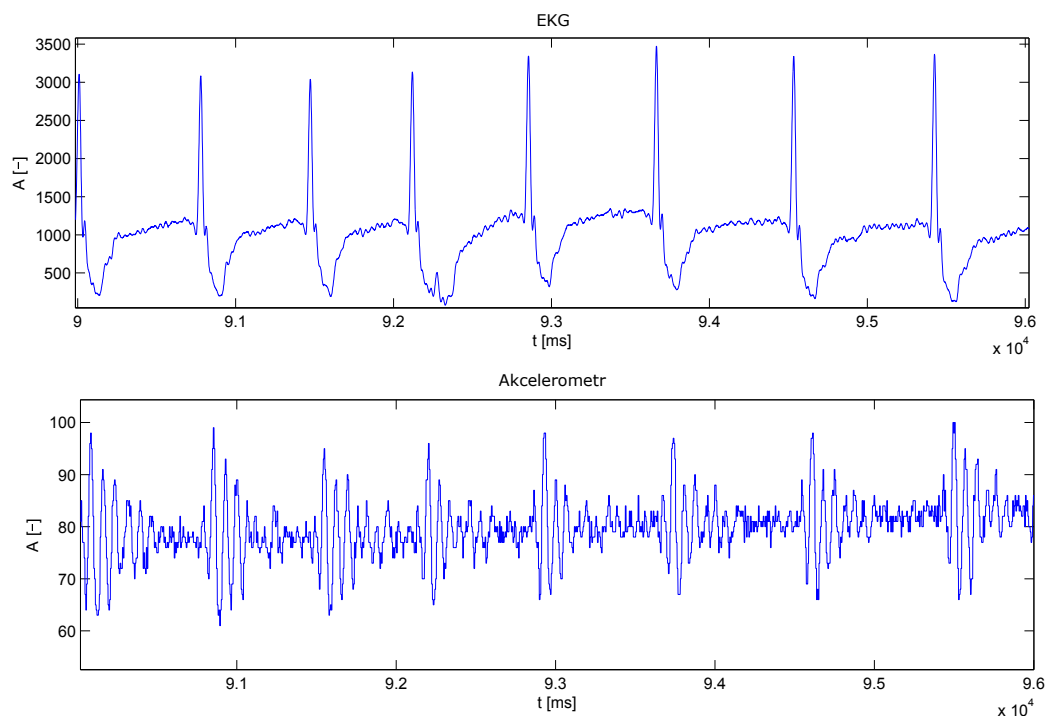
5.3.1. Měření pomocí akcelerometru

Srdce při své činnosti vytváří, kromě elektrických impulsů, také kinetickou energii nutnou pro cirkulaci krve v těle. Tyto změny kinetické energie se ze srdce přenáší na hrudník, kde je lze detekovat pomocí akcelerometru. Tato možnost byla otestována a porovnána s klasickým jednosvodovým EKG. Při testu byly přiloženy dva aktivní senzory na místo odpovídající přibližně elektrodám V2 a V6 u 12svodového systému. Mezi tyto senzory byl umístěn i akcelerometr (k analýze byl použit signál osy y). V tabulce 5.2 jsou uvedeny výsledky analýzy HRV 2minutového záznamu. Procento artefaktů v signálu je 5. Na obrázku 5.12 je zobrazena část testovacího záznamu. Na obrázku 5.13 jsou vypočtená spektra obou signálů.

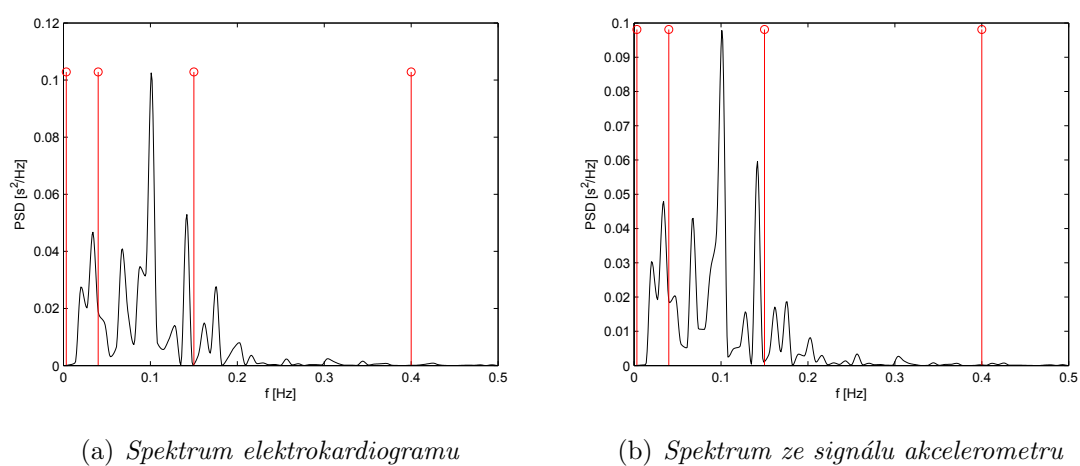
Tabulka 5.2.: Porovnání výsledků analýzy HRV z dat akcelerometru a klasického EKG

Snímač	$SDNN$ [ms]	$RMSSD$ [ms]	$SDSD$ [ms]	$pNN50$ [%]	TF [min ⁻¹]	P_{LF} [ms ²]	P_{HF} [ms ²]	TP [ms ²]
klasické EKG	86,5	37,9	38,0	18,1	80,9	2435	584	3730
Accel	87,6	37,4	37,5	18,7	80,5	2427	522	3672

Z výsledků v tabulce 5.2 je patrné, že odchylky u jednotlivých parametrů při analýze dat z akcelerometru jsou minimální, nejmenší odchylka je u parametru $SDNN$ – 1,27 %, a největší odchylka je u parametru P_{HF} , kde činí 10,6 %. Je tedy možné říci, že měřením pohybů hrudníku pacienta, vyvolaných činnostmi srdce, lze provádět analýzu HRV. Avšak tato metoda je nepraktická, neboť při měření mohou jakékoli pohyby pacienta záznam znehodnotit. Pravděpodobně jedinou výhodou této metody je vysoká odolnost vůči elektromagnetickému rušení. Dále je z detailu záznamu patrné, že signál z akcelerometru je proti signálu EKG zpožděný. Průměrné zpoždění je 73 ms.



Obrázek 5.12.: Detail zkušebního záznamu v časové oblasti. Nahoře je signál z klasického EKG, dole je odpovídající část záznamu z akcelerometru



(a) Spektrum elektrokardiogramu

(b) Spektrum ze signálu akcelerometru

Obrázek 5.13.: Vypočtená spektra z provedených záznamů signálu akcelerometru a elektrokardiogramu, získaného pomocí aktivních senzorů

5.3.2. Měření pomocí piezoelektrického snímače

Piezoelektrický snímač lze využít ke kontinuálnímu měření krevního tlaku. Snímač se zpravidla umísťuje na některý z pacientových prstů na ruce. Změny krevního tlaku způsobují deformace krystalu v piezoelektrickém senzoru, který generuje napětí odpovídající těmto změnám. Změny krevního tlaku odrážejí činnost srdce podobně jako elektrické impulsy, generované srdcem při své činnosti a měřené klasickým EKG. Z toho vyplývá, že HRV lze hodnotit i ze změn krevního tlaku. Tato metoda byla otestována a výsledky porovnány s jednosvodovým EKG.

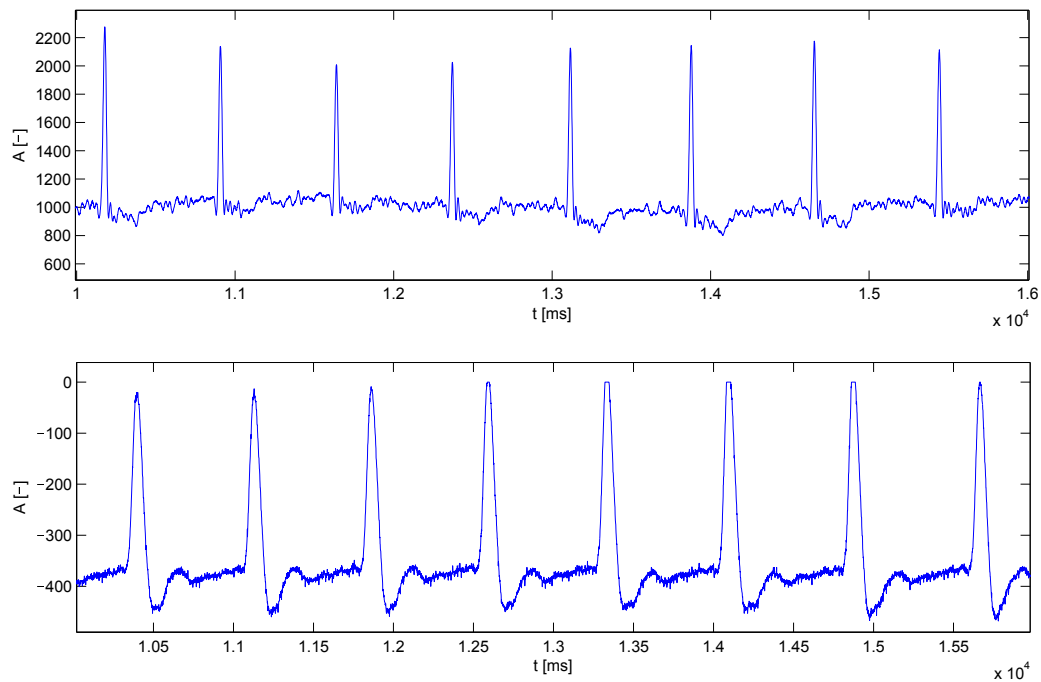
EKG bylo měřeno pomocí dvou aktivních senzorů, umístěných přibližně jako elektrody V2 a V6 u 12svodového systému. Piezoelektrický snímač byl umístěn na palci levé ruky. Paralelně k piezoelektrickému snímači byl zapojen vybíjecí rezistor o hodnotě $1\text{ M}\Omega$. V tabulce 5.3 jsou výsledky analýzy HRV 2minutového záznamu. Procento artefaktů v signálu je 0,84. Na obrázku 5.14 je zobrazena část zkušebního záznamu. Na obrázku 5.15 jsou zobrazena spektra obou signálů.

Tabulka 5.3.: Porovnání výsledků analýzy HRV ze signálu piezoelektrického snímače krevního tlaku a klasického EKG

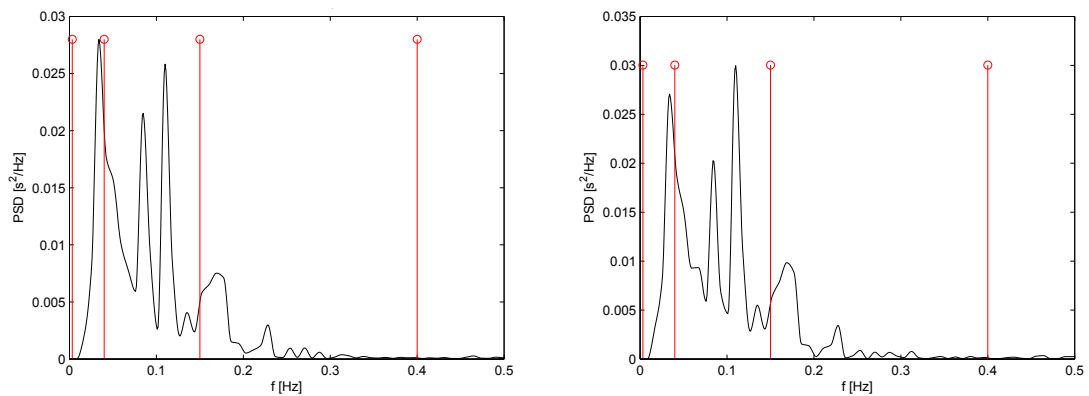
Snímač	$SDNN$ [ms]	$RMSSD$ [ms]	$SDSD$ [ms]	$pNN50$ [%]	TF [min^{-1}]	P_{LF} [ms^2]	P_{HF} [ms^2]	TP [ms^2]
klasické EKG	73,1	25,0	25,0	4,52	89,5	1102	330	1787
Piezo	74,8	25,7	25,7	3,95	89,5	1177	388	1926

V oblasti časové má největší odchylku parametr $pNN50$ – 12,6 %, v oblasti frekvenční vykazuje největší odchylku parametr P_{HF} – 17,5 %. Ostatní parametry mají odchylky minimální. Průměrné zpoždění signálu z piezoelektrického snímače proti klasickému EKG je 216 ms.

Z výsledků lze říci, že analýza HRV ze změn krevního tlaku je možná. U této metody je výhodná větší odolnost vůči pohybům pacienta, dále také silnější signál na výstupu snímače. Za největší výhodu lze považovat fakt, že piezoelektrický snímač nepotřebuje napájení ani žádné přídatné zesilovače, je tedy zvláště vhodný pro bateriově napájené systémy. Dále je také opět přínosná velká odolnost snímače proti elektromagnetickému rušení, kterým může být klasické EKG ovlivňováno.



Obrázek 5.14.: Detail zkušebního záznamu v časové oblasti. Nahoře je signál z klasického EKG, dole je odpovídající část záznamu z piezoelektrického snímače



(a) Spektrum elektrokardiogramu

(b) Spektrum ze signálu piezoelektrického snímače

Obrázek 5.15.: Vypočtená spektra z provedených záznamů signálu piezoelektrického snímače a elektrokardiogramu, získaného pomocí aktivních senzorů

5.3.3. Měření pomocí mikrofону

Mikrofony se využívají ve fonokardiografii ke snímání a záznamu srdečních ozev. Srdeční ozvy vznikají mechanickými pohyby částí srdce. Fonokardiografie se zaměřuje na detekci funkce srdečních chlopní, poněvadž právě mechanické kmity chlopní lze jednoduše detekovat. Spolu s fonokardiogramem je nutné detekovat i elektrokardiogram, aby bylo možné správně identifikovat jednotlivé ozvy. Více informací lze dohledat např. v [64].

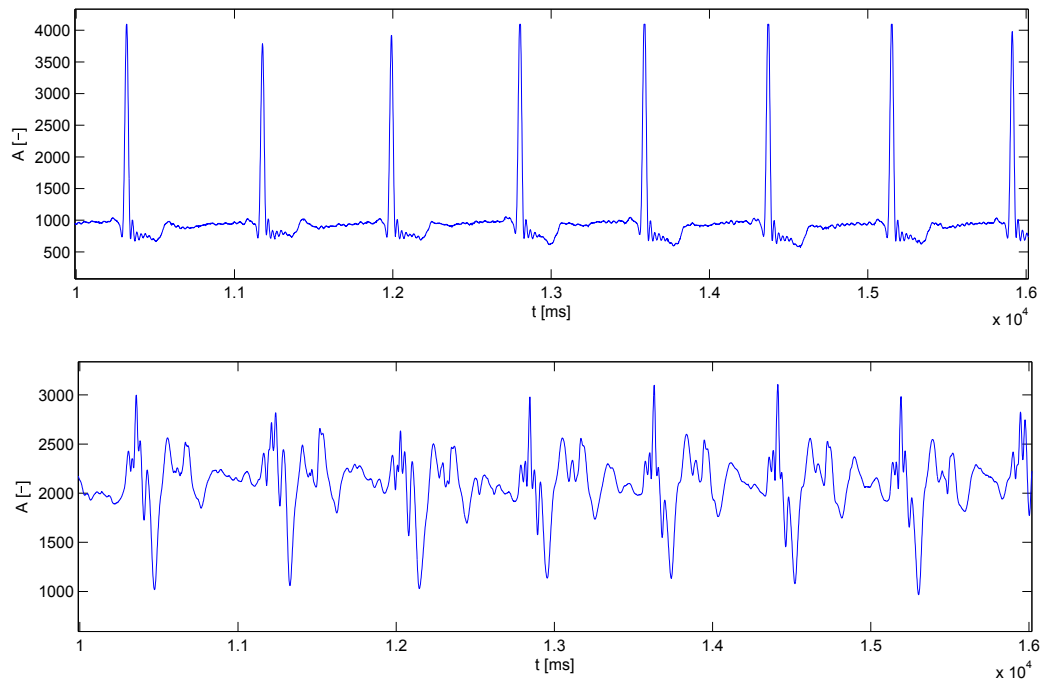
V této práci byla testována možnost analýzy HRV z fonokardiogramu. Byl proveden 2minutový záznam, ve kterém byl s fonokardiogramem zaznamenáván i elektrokardiogram. Výsledky analýzy HRV byly porovnány. Aktivní senzory pro snímání elektrokardiogramu byly umístěny přímo na těle přibližně jako elektrody V2 a V6 u 12svodového systému. Elektretový mikrofón, kterým byl snímán fonokardiogram, byl umístěn mezi aktivními senzory. Signál z mikrofónu byl přibližně 25x zesílen a filtrován DP 1. řádu s kmitočtem zlomu 33 Hz. V tabulce 5.4 jsou uvedeny výsledky analýzy HRV z fonokardiogramu a elektrokardiogramu. Na obrázku 5.16 jsou zobrazeny části obou záznamů v časové oblasti, na obrázku 5.17 jsou zobrazena spektra obou záznamů.

Tabulka 5.4.: Porovnání výsledků analýzy HRV ze signálu mikrofónu a klasického EKG

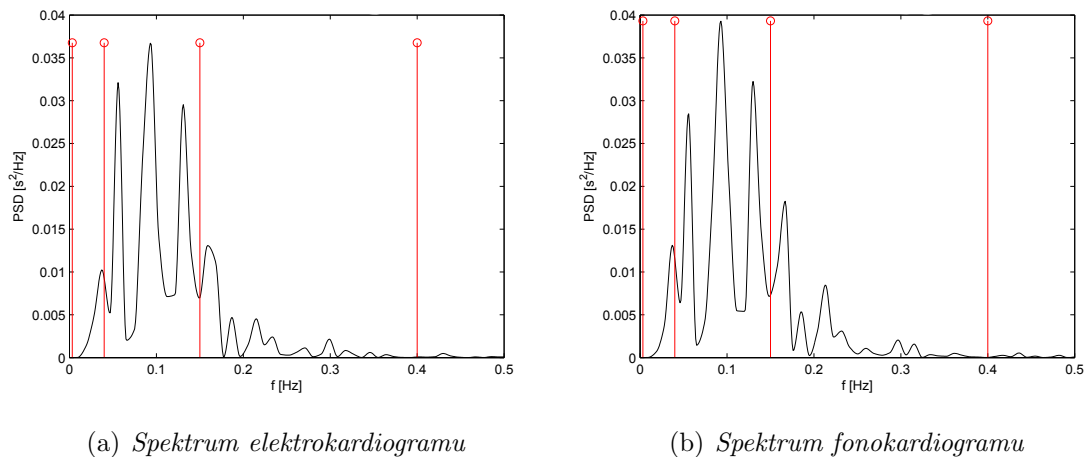
Snímač	$SDNN$ [ms]	$RMSSD$ [ms]	$SDSD$ [ms]	$pNN50$ [%]	TF [min^{-1}]	P_{LF} [ms^2]	P_{HF} [ms^2]	TP [ms^2]
klasické EKG	72,2	31,1	31,2	13,3	83,7	1671	465	2267
Mikrofón	74,7	33,9	34,0	14,0	83,7	1721	596	2454

Z tabulky 5.4 jsou patrné určité odchylky ve vypočtených parametrech mezi signály. V časové oblasti vykazuje největší odchylku parametr $RMSSD$ – 9 %, v oblasti frekvenční pak výkon v pásmu HF – 28 %. Průměrné zpoždění signálu z mikrofónu v porovnání ze signálem z klasického EKG je 100 ms.

Lze konstatovat, že analýzu HRV z fonokardiografického záznamu provádět lze, avšak získání delšího kvalitního záznamu je prakticky nemožné. Mikrofón snímá kromě srdečních ozev, které jsou velmi slabé, také zvuky z činnosti jiných orgánů, především plic. Dále je získaný signál zkreslen různými šumy a jinými zvuky z okolí pacienta, nehledě na zvuky produkované samotným mikrofónem, způsobené třením s tělem pacienta při nedokonalém kontaktu. Z těchto důvodů mohou být jednotlivé špičky ve fonokardiogramu zkresleny (lze spatřit na části záznamu na obr. 5.16) a tím pádem chybně detekovány. Výhodou může být pouze odolnost proti elektromagnetickému rušení.



Obrázek 5.16.: Detail zkušebního záznamu v časové oblasti. Nahoře je signál z klasického EKG, dole je odpovídající část záznamu z mikrofonu



(a) Spektrum elektrokardiogramu

(b) Spektrum fonokardiogramu

Obrázek 5.17.: Vypočtená spektra z provedených záznamů fonokardiogramu, zaznamenaného pomocí elektretového mikrofonu, a elektrokardiogramu, získaného pomocí aktivních senzorů

5.3.4. Měření pomocí hrudního pásu POLAR

5.3.4.1. Porovnání s klasickým EKG

Hrudní pás je zařízení, které snímá signál EKG, detekuje QRS komplexy a bezdrátově vysílá informace o tepové frekvenci ve formě pulsů (vysílač pracuje na frekvenci 5 kHz s dosahem cca 1 m). Hrudní pás se většinou využívá ve spojení se sporttesterem ke sledování tepové frekvence při sportování. Více informací o použitém hrudním pásu a jeho parametrech lze nalézt v [65].

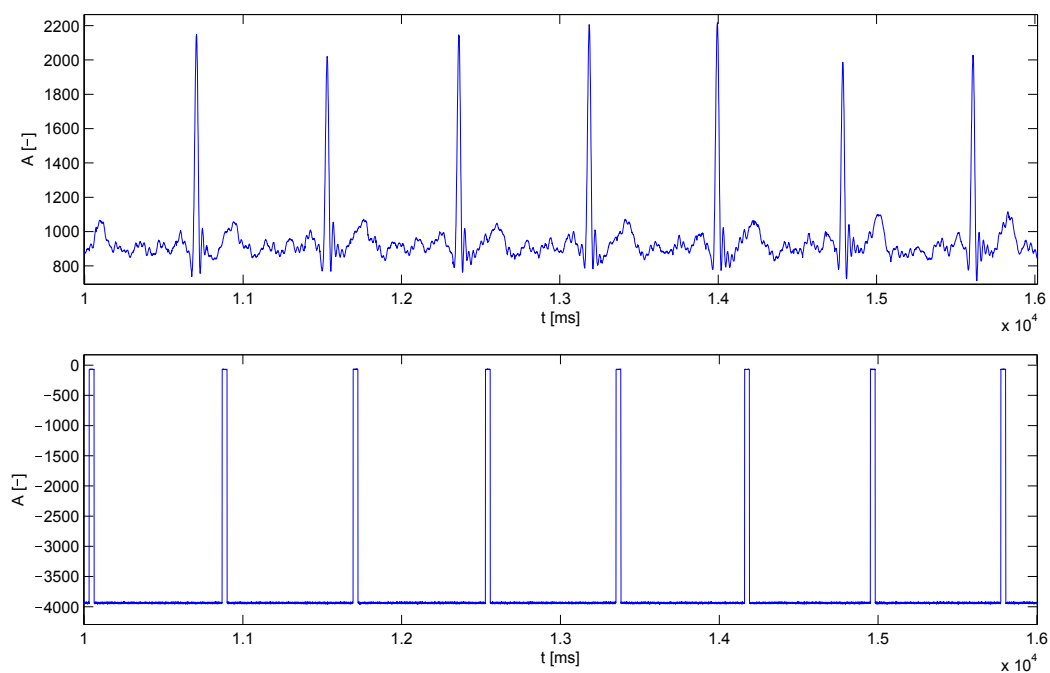
Při tomto měření byla testována možnost analýzy HRV ze signálu tepové frekvence, vysílané hrudním pásem. Impulzy z hrudního pásu byly zaznamenávány spolu se signálem EKG snímaným aktivními senzory. Následně byla provedena analýza HRV obou signálů a výsledky porovnány. Hrudní pás byl umístěn na hrudi, ve výšce odpovídající elektrodám V1 a V2 u 12svodového systému. Aktivní senzory byly umístěny cca 4 cm nad hrudním pásem v místě nad elektrodami V2 a V6 u 12svodového systému. V tabulce 5.5 jsou výsledky analýzy z provedeného dvouminutového měření. Procento artefaktů v signálu je 1,42. Detail části zaznamenaných signálů je na obrázku 5.18. Spektra obou signálů je možné porovnat na obrázcích 5.19.

Tabulka 5.5.: Porovnání výsledků analýzy HRV ze signálu hrudního pásu a klasického EKG

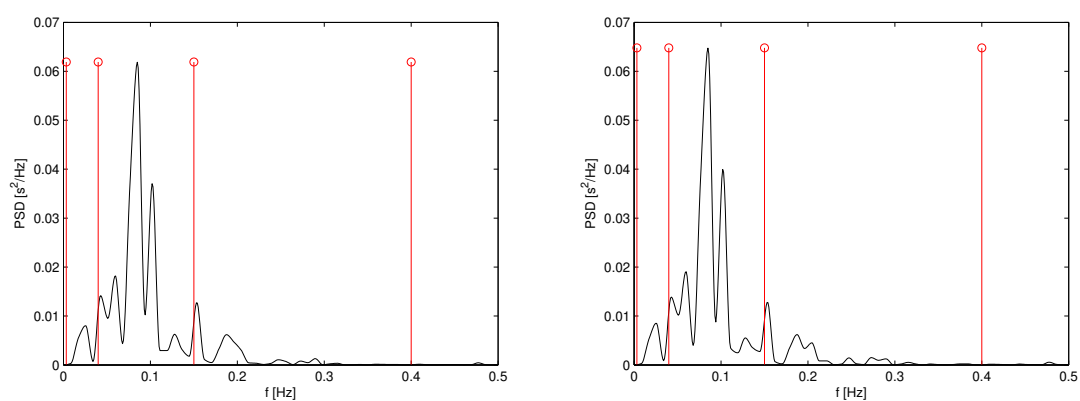
Snímač	$SDNN$ [ms]	$RMSSD$ [ms]	$SDSD$ [ms]	$pNN50$ [%]	TF [min^{-1}]	P_{LF} [ms^2]	P_{HF} [ms^2]	TP [ms^2]
klasické EKG	50,9	29,6	29,7	9,4	70,6	1781	313	2245
POLAR	51,8	31,5	31,6	13,0	70,6	1844	331	2328

Analýza HRV ze signálu, vysílaného hrudním pásem POLAR, je možná s velkou přesností. Jednotlivé parametry v časové i frekvenční oblasti se odchyľují pouze o jednotky procent. Jediná větší odchylka je u parametru $pNN50$, kde činí 38 %.

Použití hrudního pásu jako zdroje signálu pro analýzu HRV je zvláště výhodné, především pro značnou odolnost signálu proti pohybům pacienta, což lze využít např. při zátěžových testech a analýze HRV při zátěži pacienta/sportovce. Další výhodou signálu z hrudního pásu je, že ke své analýze nepotřebuje žádné další předzpracování (zesílení, filtrace, detekce QRS aj.). Pomocí MCU lze měřit čas mezi jednotlivými impulsy a analýzu HRV provádět přímo z těchto časů.



Obrázek 5.18.: Detail zkušebního záznamu v časové oblasti. Nahoře je signál z klasického EKG, dole je odpovídající část záznamu signálu z hrudního pásu



(a) Spektrum elektrokardiogramu

(b) Spektrum signálu z hrudního pásu

Obrázek 5.19.: Vypočtená spektra z provedených záznamů signálu z hrudního pásu a elektrokardiogramu, získaného pomocí aktivních senzorů

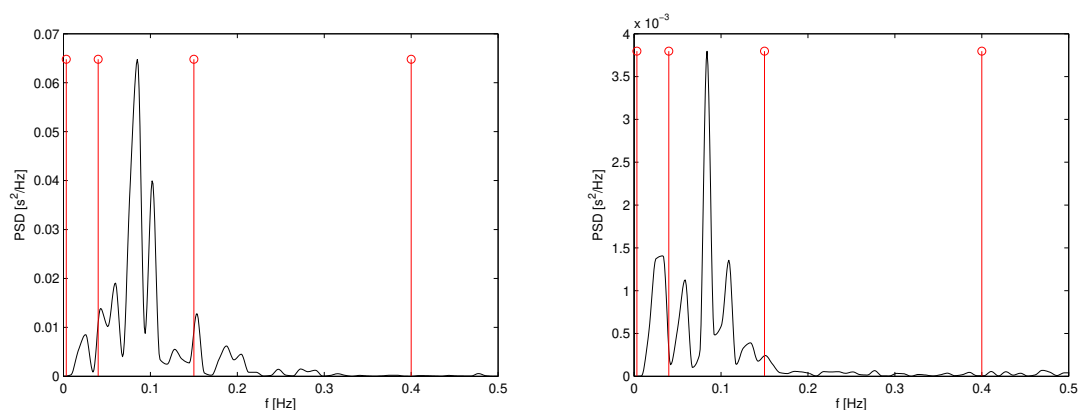
5.3.4.2. Zátěžové měření

Jak bylo zjištěno při předchozím měření, signál z hrudního pásu je vhodný pro analýzu HRV při zátěžovém testu. Zátěžový test byl proveden a výsledky porovnány s předcházejícím měření, které probíhalo v klidu. Dvouminutový zátěžový test se skládal z kombinace dřepů a poklusu na místě v blízkosti přijímače signálu z pásu. Pás byl umístěn shodně s předchozím měřením. Výsledky analýzy HRV pro zátěžový test jsou uvedeny v tabulce 5.6 spolu s výsledky s předcházejícího měření v klidu. Na obrázcích 5.20 a 5.21 jsou zobrazena spektra obou signálů.

Tabulka 5.6.: Analýza HRV ze signálu z hrudního pásu POLAR při zátěži a v klidu

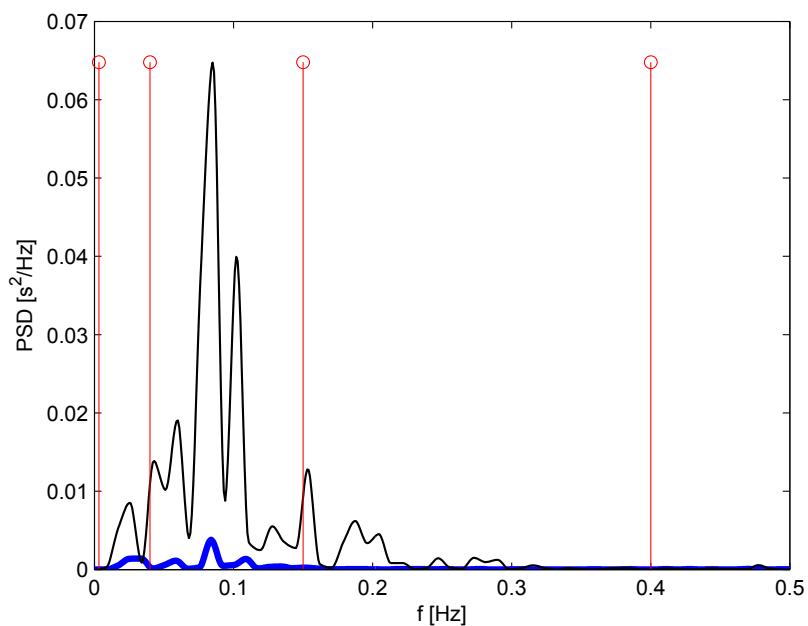
Stav	$SDNN$ [ms]	$RMSSD$ [ms]	$SDSD$ [ms]	$pNN50$ [%]	TF [min^{-1}]	P_{LF} [ms^2]	P_{HF} [ms^2]	TP [ms^2]
v klidu	51,8	31,5	31,6	13,0	70,6	1844	331	2328
při zátěži	15,2	6,0	6,0	0	122	80,0	9,3	117

Hodnoty u všech parametrů HRV jsou daleko nižší při zátěži než v klidu. Tento fakt odpovídá teorii uvedené např. v [43]. Při pohledu na obrázek 5.20 si lze všimnout, že spektra při zátěži a v klidu jsou si velmi podobná pouze s tím rozdílem, že zátěžové spektrum dosahuje menších amplitud (rozdíl je dobře patrný z obrázku 5.21). Dále bylo zjištěno, že v signálu při zátěži se neobjevil žádný artefakt, tj. procento artefaktů je 0. Při měření v klidu bylo procento artefaktů 1,42. Menší variabilitu tepové frekvence při zátěži lze pozorovat i přímo na grafu závislost tepové frekvence na čase (obrázky 5.22a a 5.22b).

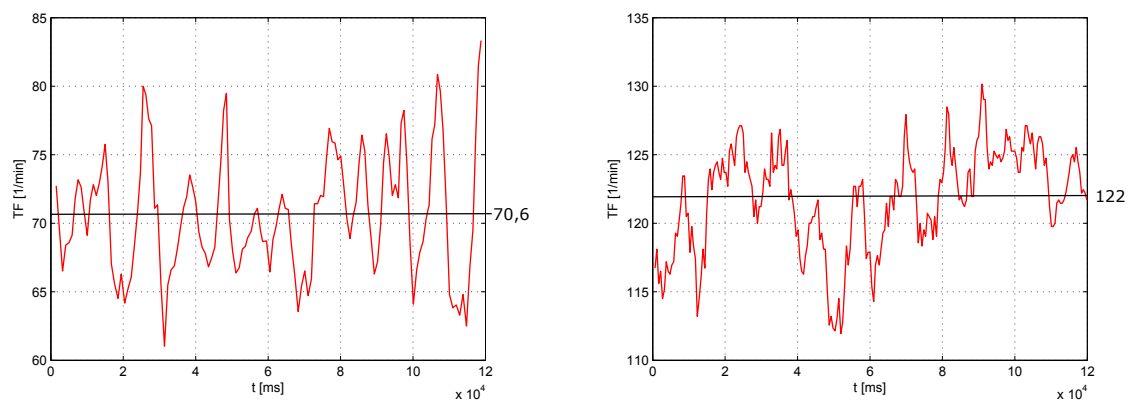


(a) Spektrum signálu z hrudního pásu v klidu (b) Spektrum signálu z hrudního pásu při zátěži

Obrázek 5.20.: Vypočtená spektra z provedených záznamů signálu z hrudního pásu POLAR při zátěži a v klidu



Obrázek 5.21.: Srovnání spekter v klidu a při zátěži. Černá – spektrum v klidu, tučná modrá – spektrum při zátěži



(a) Tepová frekvence v klidu. Střední hodnota tepové frekvence = $70,6 \text{ min}^{-1}$

(b) Tepová frekvence při zátěži. Střední hodnota tepové frekvence = 122 min^{-1}

Obrázek 5.22.: Grafy závislosti tepové frekvence na čase v klidu a při zátěži během dvouminutového měření

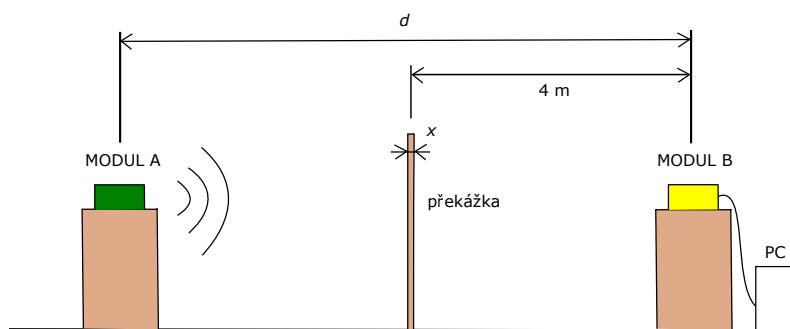
5.4. Testování bezdrátového přenosu dat

Při tomto měření byla testována kvalita bezdrátového přenosu dat. Hodnocena byla chybovost jako podíl nepřijatých rámců a správně přijatých rámců během 2minutových záznamů. V záznamech byl kontrolován pilový signál bod po bodu. Za chybně přijatý rámeček byl považován každý chybějící rádek. Zbylé řádky byly považovány za správně přijaté rámečky. Měření bylo provedeno v místnosti o rozměrech 9 x 4,5 m. Přijímač (modul B) byl nejprve položen na stojan, vysoký 480 mm, který byl v místnosti umístěn ve vzdálenosti 1 m od delší zdi a 2,25 m od zdi kratší. Vysílač (modul A) byl položen na stojan stejné výšky jako přijímač a postupně byla měněna vzdálenost mezi moduly (d), viz. obrázek 5.23.

Dále byly ve vzdálenosti 4 m od přijímače umístěny dřevěné překážky o rozměrech 850 x 2010 mm s různými tloušťkami (x), přičemž vysílač byl v konstantní vzdálenosti 7 m (obr. 5.23). Dřevěné překážky simulují např. přenos dat přes zavřené dveře.

Poslední zkouška spočívala v manuálním pohybování s vysílačem (simulace možných pohybů pacienta během vyšetření) v různých vzdálenostech (d) od přijímače.

Výsledky testů jsou shrnuty v tabulce 5.7.



Obrázek 5.23.: Schéma testování bezdrátového přenosu dat navrženého systému

Tabulka 5.7.: Chybovost bezdrátového přenosu dat navrženého systému v závislosti na vzdálenosti mezi vysílačem a přijímačem

d [m]	1	2	3	4	5	6	7	7	7	4	7
chybovost [%]	1,01	1,26	1,01	4,36	1,03	1,87	1,14	1,26	1,38	1,39	1,58
x [mm]	–	–	–	–	–	–	–	40	80	–	–
pohyb [-]	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE	ANO	ANO

Chybovost přenosu na vzdálenost 7 m je menší než na vzdálenost 4 m nebo 6 m. Vliv dřevěných překážek na kvalitu přenosu je dle testu zanedbatelný. Případné pohybování s vysílačem také nemá příliš velký vliv na zhoršení kvality přenosu dat. Kvalitu přenosu pravděpodobně nejvíce ovlivňují odrazy signálu od různých předmětů v

místnosti nebo zdí, popř. může mít vliv umístění oken a dveří v místnosti aj. Tento fakt se pravděpodobně projevil při přenosu dat na vzdálenost 4 m a 6 m. Z výsledků testu nelze stanovit maximální možnou vzdálenost mezi vysílačem a přijímačem pro kvalitní přenos dat. Vždy bude záležet na konkrétních prostorech, ve kterých bude systém využíván.

Ručním překontrolováním přijatých dat pro všechna měření bylo zjištěno, že většina chyb je způsobena maximálně jednotkami po sobě jdoucích nepřijatých rámců. Lze tedy říci, že takto znehodnocený signál lze stále s velkou přesností analyzovat.

5.5. Testování aplikace pro analýzu HRV

5.5.1. Porovnání s profesionálním analyzátozem

Pro porovnání výsledků výpočtu HRV parametrů byl zvolen program HRVAS, volně dostupný z [6]. Tento program umožňuje analýzu HRV v oblasti časové i frekvenční. Program neobsahuje algoritmus k detekci vln R, popř. QRS komplexů. Vstupem pro analýzu je řada RR popř. NN intervalů. Součástí aplikace je možnost volby metody korekce artefaktů a volba metody odstranění trendu. Řada RR , popř. NN intervalů je převáděna do oblasti spektrální pomocí Burgovy metody (autoregresivní) a Welchovy (neparametrická).

Pro srovnání bylo vybráno celkem deset záznamů signálů EKG, každý o délce 120 s. Ve vytvořené aplikaci byly detekovány vlny R a vypočteny RR intervaly. V této řadě byly následně detekovány a opraveny artefakty, tj. byly získány NN intervaly. Tyto NN intervaly byly vstupem pro obě aplikace. V obou aplikacích byly samostatně vypočteny HRV parametry v časové oblasti, následně byl odstraněn trend z řady NN intervalů, bylo vypočteno spektrum signálu a získány HRV parametry ze spektrální oblasti. U aplikace HRVAS byly pro srovnání výsledků analýzy HRV ve spektrální oblasti použity výsledky neparametrické Welchovy metody. Výsledky analýzy vytvořené aplikace jsou uvedeny v tabulce 5.8, výsledky analýzy z aplikace HRVAS jsou uvedeny v tabulce 5.9.

Ve výpočtu parametrů z oblasti časové se obě aplikace, až na výjimky, shodují. Vzniklé odchylky, např. záznam 209 – parametr $SDNN$ nebo záznam 220 – parametr $RMSSD$, jsou způsobeny pravděpodobně zaokrouhlováním. Hodnoty u parametrů v oblasti spektrální vykazují odchylky větší, např. záznam 219 – vytvořená aplikace má odchylku 30 % u parametru P_{LF} a odchylku 26 % u parametru P_{HF} proti aplikaci HRVAS. Dalším příkladem může být záznam 202, kde u parametru P_{LF} vyazuje vytvořená aplikace odchylku 15 % a u parametru P_{HF} odchylku 23 %. Odchylka u poměru výkonů v daných pásmech je, většinou, malá. U záznamu 219 činí odchylka 3 %, u záznamu 202

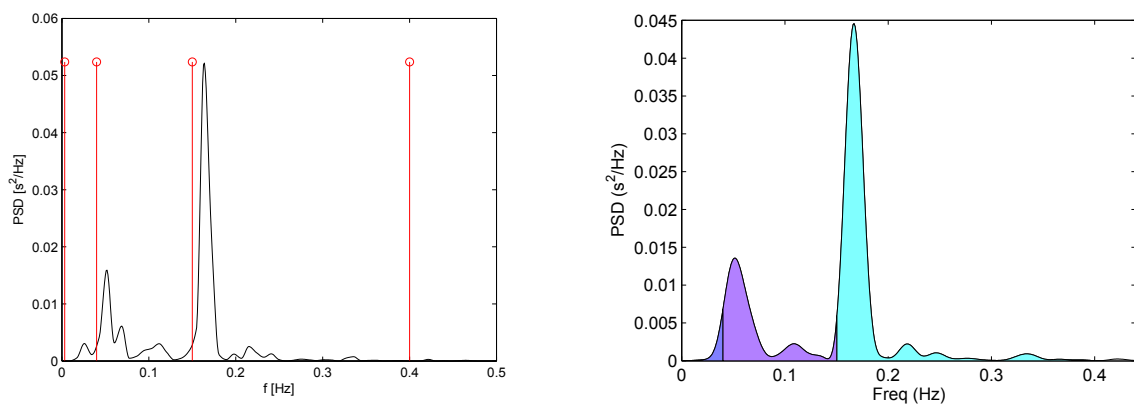
je to 10 %. Rozdílné výsledky u jednotlivých parametrů jsou pravděpodobně způsobeny odlišnými metodami převodu časové řady NN intervalů do oblasti spektrální. Na obrázku 5.24 je zobrazeno spektrum záznamu 202, vypočtené pomocí FFT, vytvořenou aplikací (vlevo) a spektrum vypočtené, pomocí Welchovy metody, aplikací HRVAS (vpravo).

Tabulka 5.8.: *Výsledky analýzy vybraných deseti záznamů signálů EKG vytvořenou aplikací, výsledky ve spektrální oblasti byly stanoveny výpočtem pomocí FFT*

Signál	$SDNN$ [ms]	$RMSSD$ [ms]	$pNN50$ [%]	P_{LF} [ms ²]	P_{HF} [ms ²]	P_{LF}/P_{HF} [-]
100	25,1	27,5	3,4	23,3	426	0,055
115	64,5	51,1	36,6	1552	540	2,87
124	33,8	43,3	28,4	314	193	1,62
202	39,3	40,9	22,3	355	793	0,45
205	11,8	13,6	0	15,2	50,8	0,30
209	25,2	23,8	4,8	92,5	273	0,33
214	52,2	38,4	19,3	400	905	0,44
219	93,9	83,5	39,6	3587	559	6,41
220	14,9	19,0	0,7	43,6	49,2	0,88
vlastní 1	37,8	25,1	2,7	636	371	1,71

Tabulka 5.9.: *Výsledky analýzy vybraných deseti záznamů signálů EKG aplikací HRVAS, výsledky ve spektrální oblasti byly stanoveny výpočtem pomocí Welchovy metody*

Signál	$SDNN$ [ms]	$RMSSD$ [ms]	$pNN50$ [%]	P_{LF} [ms ²]	P_{HF} [ms ²]	P_{LF}/P_{HF} [-]
100	25,1	27,5	3,4	23,5	506	0,046
115	64,5	51,1	36,6	1727	645	2,67
124	33,8	43,3	28,4	416	324	1,28
202	39,3	40,9	22,3	419	1035	0,41
205	11,8	13,6	0	17,1	65,7	0,26
209	25,3	23,8	4,8	112	322	0,35
214	52,2	38,4	19,3	272	992	0,27
219	93,9	83,5	39,6	2752	442	6,22
220	14,9	19,1	0,7	54,6	75,3	0,72
vlastní 1	37,8	25,1	2,8	685	391	1,75



(a) Výkonová spektrální hustota HRV signálu záznamu 202 vypočtená vytvořenou aplikací pomocí FFT

(b) Výkonová spektrální hustota HRV signálu záznamu 202 vypočtená aplikací HRVAS pomocí Welchovy metody

Obrázek 5.24.: Spektrum záznamu 202 z databáze MIT-BIH, vypočtené různými metodami

5.5.2. Vliv trendů v signálu HRV

Vliv trendů v signálu HRV na parametry HRV v oblasti spektrální byl testován na dvou záznamech signálu EKG. V obou případech bylo odstranění provedeno odečtením prokladového polynomu 5. stupně. Na obrázku 5.25 je zobrazen graf výkonové spektrální hustoty HRV signálu prvního 5minutového záznamu. Vlevo je spektrum před odstraněním trendu (s již odstraněnou stejnosměrnou složkou), vpravo je spektrum po odstranění trendu. Na obrázku 5.26 je obdobně zobrazen graf výkonové spektrální hustoty HRV signálu druhého 5minutového záznamu.

Pro lepší čitelnost grafů byla ze signálů odstraněna stejnosměrná složka (metodou nulování spektrálních čar ve spektru signálu). Stejnosměrná složka není součástí žádného HRV pásma a proto její vymazání/ponechání nezpůsobí žádné zkreslení výpočtu parametrů.

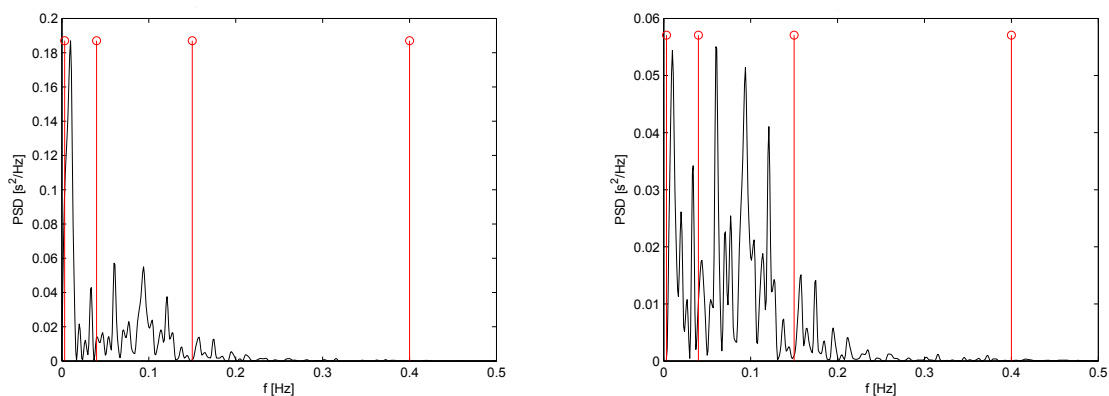
Z tabulek 5.10 a 5.11 je patrný největší vliv trendů, dle teorie, na nejnižší pásma HRV. Odchylka výkonu v pásmu VLF je v prvním případě 150 %, v případě druhém je to 156 %. Výkon v pásmu LF vykazuje odchylky pouze 3,4 % a 4,5 %. Pásmo HF není ovlivněno téměř vůbec. Lze tedy říci, že pro analýzu HRV v pásmech LH a HF není odstranění trendu ze signálu HRV nezbytně nutné. Pro analýzu v nižších kmitočtových pásmech je odstranění trendu nezbytné.

Tabulka 5.10.: *Vypočtené parametry HRV ve spektrální oblasti pro první testovací HRV signál*

	P_{VLF} [ms ²]	P_{LF} [ms ²]	P_{HF} [ms ²]	TP [ms ²]
signál s trendy	1726	1724	311	4020
signál s odstraněnými trendy	688	1667	314	2671

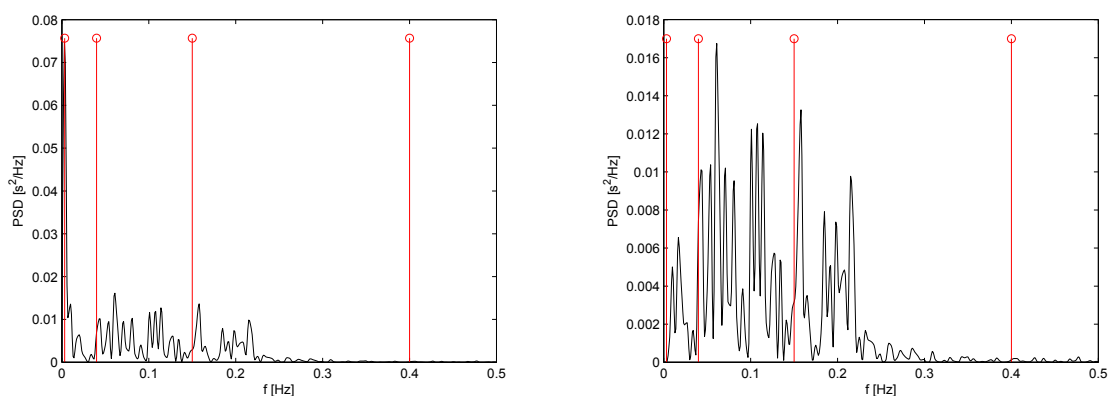
Tabulka 5.11.: *Vypočtené parametry HRV ve spektrální oblasti pro druhý testovací HRV signál*

	P_{VLF} [ms ²]	P_{LF} [ms ²]	P_{HF} [ms ²]	TP [ms ²]
signál s trendy	233	548	362	1354
signál s odstraněnými trendy	91	573	353	1016



(a) Výkonová spektrální hustota HRV signálu bez kompenzace trendů, pouze odstraněná stejnosměrná složka
 (b) Výkonová spektrální hustota HRV signálu s kompenzovanými trendy

Obrázek 5.25.: První HRV signál pro testování vlivu trendů na analýzu HRV. 5minutový záznam, muž 24 let



(a) Výkonová spektrální hustota HRV signálu bez kompenzace trendů, pouze odstraněná stejnosměrná složka
 (b) Výkonová spektrální hustota HRV signálu s kompenzovanými trendy

Obrázek 5.26.: Druhý HRV signál pro testování vlivu trendů na analýzu HRV. 5minutový záznam, muž 21 let

5.5.3. Vliv artefaktů v signálu EKG

Vliv artefaktů v signálu EKG na analýzu HRV byl testován na pěti záznamech signálu EKG z databáze MIT-BIH ([66], [67]) s různým obsahem artefaktů. Byly vybrány záznamy 100, 102, 105, 107, 215. Každý záznam byl analyzován dvakrát: s ponechanými artefakty a korigovanými artefakty pomocí metody z kap. 4.4.2, v čase 0–120 s. V tabulce 5.12 jsou uvedeny výsledky analýzy (signály jsou seřazeny dle procenta artefaktů).

Z výsledků v tabulce 5.12 je patrné, že největší vliv mají artefakty na parametr $pNN50$, který vykazuje chybu 35 % i při procentu artefaktů 0,36. Při procentu artefaktů 3,65 je chyba 1801 % a při procentu artefaktů 6,5 je chyba 463 %. Z časové oblasti mají artefakty nejmenší vliv na parametr $SDNN$, který vykazuje největší chybu 273 % při procentu artefaktů 3,65.

V oblasti frekvenční vykazují parametry HRV odchylky daleko menší. Při procentu artefaktů 0,36 činí největší odchylka 38 % u výkonu v pásmu LF a nejmenší odchylka 13 % u výkonu v pásmu HF. Největší odchylka, 586 %, je u parametru P_{LF} při procentu artefaktů 3,65. Nejméně ovlivňovaným parametrem je poměr výkonů v pásmech LF a HF, kde jeho největší odchylka je 66 % při procentu artefaktů 6,5 a nejmenší odchylka je pouze 5 % při procentu artefaktů 0,68.

Lze říci, že jakékoli množství artefaktů v signálu EKG dokáže analýzu HRV v oblasti časové zcela znehodnotit. V oblasti frekvenční je možné provádět analýzu HRV bez většího zkreslení výsledků i při malém procentu artefaktů. Dále lze říci, že míra zkreslení výsledků analýzy nezáleží pouze na procentu artefaktů (signály 105 a 215 v tabulce 5.12), ale také např. na časovém rozložení artefaktů či metodě korekce artefaktů. Avšak obecně lze říci, že při výskytu artefaktů v signálu EKG je jejich korekce nutná.

Tabulka 5.12.: *Výsledky analýzy vlivu artefaktů v signálu EKG na analýzu HRV*

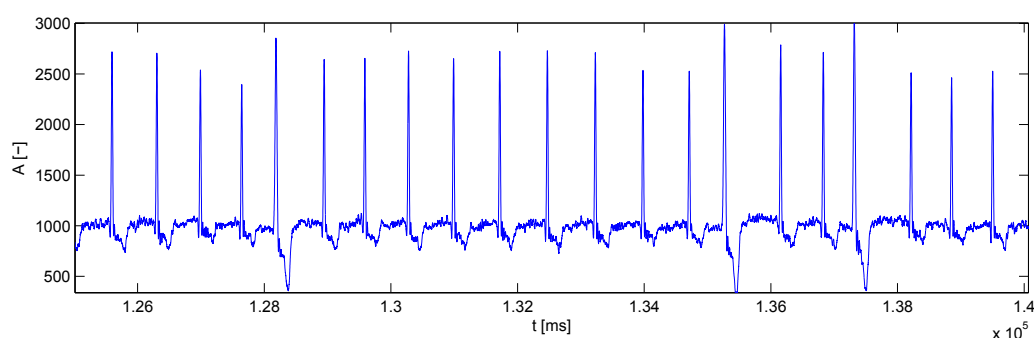
Signál	Artefakty	Procento artefaktů [%]	$SDNN$ [ms]	$RMSSD$ [ms]	$pNN50$ [%]	P_{LF} [ms^2]	P_{HF} [ms^2]	TP [ms^2]	P_{LF}/P_{HF} [-]
107	ANO	0,36	28,6	35,1	5,8	55,0	468	526	0,12
107	NE	0,36	23,8	23,8	4,3	39,7	412	456	0,096
100	ANO	0,68	32,1	43,6	5,5	31,6	538	580	0,058
100	NE	0,68	25,1	27,5	3,4	23,3	426	457	0,055
102	ANO	2,08	45,5	65,2	17,5	148	634	845	0,23
102	NE	2,08	29,4	32,3	10,5	109	393	556	0,28
105	ANO	3,65	78,8	131	11,6	118	1760	1892	0,067
105	NE	3,65	21,1	19,8	0,61	17,2	312	339	0,055
215	ANO	6,5	61,8	96,6	20,3	69,7	1035	1116	0,067
215	NE	6,5	25,3	22,6	3,6	77,5	389	485	0,20

5.5.4. Metody korekce artefaktů

Pro korekci artefaktů v signálu EKG byly testovány a porovnány následující metody ($t_{RR}(i+1)$ značí nalezený „problémový“ RR interval):

- ponechání artefaktu v signálu (žádná korekce)
- vymazání artefaktu (bez náhrady)
- lineární interpolace, dle rovnice 4.4 v podkapitole 4.4.2
- interpolace, dle rovnice $t_{RR}(i+1) = \frac{t_{RR}(i)+t_{RR}(i+3)}{2}$
- interpolace, dle rovnic $t_{RR}(i+1) = \frac{t_{RR}(i)+t_{RR}(i+3)}{2}$, $t_{RR}(i+2) = \frac{t_{RR}(i+1)+t_{RR}(i+3)}{2}$ – oprava obou RR intervalů artefaktu v jednom kroku

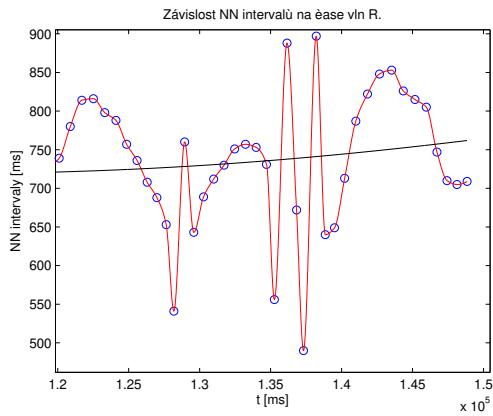
Metody byly testovány na záznamu signálu EKG, obsahující v čase 128–138 s tři artefakty (obrázek 5.27), tj. 1,43 % z celkového počtu QRS komplexů. Signál byl nejprve vyhodnocen v čase 0–125 s (záznam bez artefaktu) a poté znovu vyhodnocen v čase 0–150 s při použití výše uvedených metod. Další signály byly vyhodnocovány pouze při zachování artefaktu a při jeho korekce některou z metod.



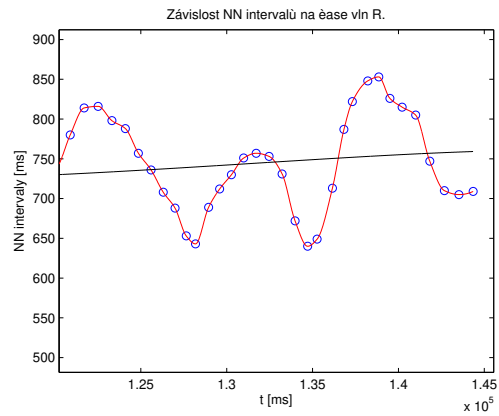
Obrázek 5.27.: Artefakty v testovacím signálu

Všechny metody korekce mají velice podobné výsledky. V časové oblasti u parametru $SDNN$ vychází nejlépe metoda b) s chybou 3 %, avšak tato metoda vychází nejhůře pro parametr $pNN50$, kde její chyba činí 30 %. U parametru $pNN50$ má nejmenší chybu, konkrétně 15 %, metoda e). Tato metoda vykazuje nejlepší výsledek i u parametru $RMSSD$, kde její chyba činí pouze 0,75 %. Podobné chyby, 1,5 %, dosahuje i metoda c).

V oblasti frekvenční vychází nejhůře metoda e), kde poměr výkonů v pásmech LF a HF má chybu 37 %. Zde vychází nejlépe metoda a) s chybou 6 %. U výkonů v jednotlivých pásmech vykazují všechny metody chyby mezi 20–30 %.

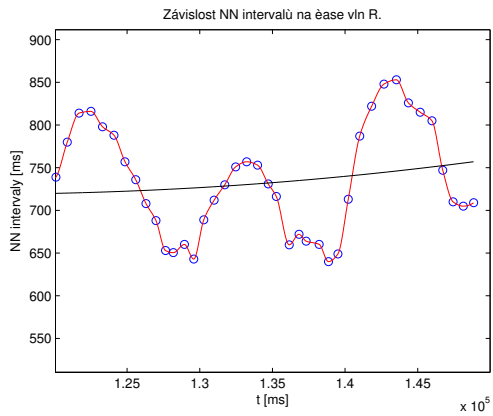


(a) Metoda a – žádná korekce

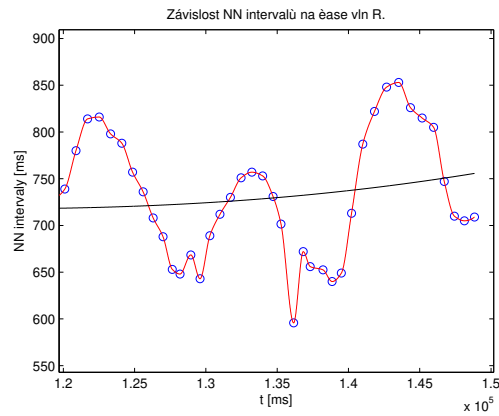


(b) Metoda b – vymazání artefaktu

Obrázek 5.28.: Grafy závislosti NN intervalů na čase detekovaných R vln pro metody korekce artefaktů a, b

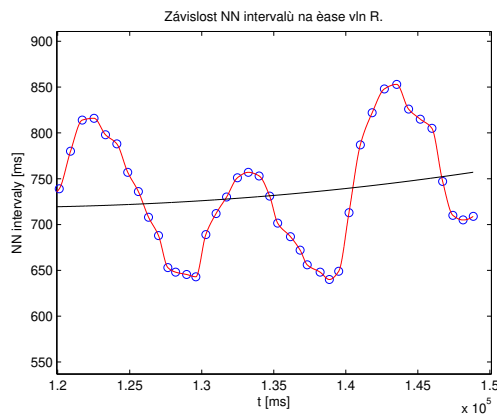


(a) Metoda c – lineární interpolace



(b) Metoda d – interpolace dle rovnice $t_{RR}(i+1) = \frac{t_{RR}(i)+t_{RR}(i+3)}{2}$

Obrázek 5.29.: Grafy závislosti NN intervalů na čase detekovaných R vln pro metody korekce artefaktů c, d



Obrázek 5.30.: Metoda e – interpolace dle rovnic $t_{RR}(i+1) = \frac{t_{RR}(i)+t_{RR}(i+3)}{2}$, $t_{RR}(i+2) = \frac{t_{RR}(i+1)+t_{RR}(i+3)}{2}$

Tabulka 5.13.: *Výsledky testování metod pro korekci artefaktů v signálu EKG*

Metoda	$SDNN$ [ms]	$RMSSD$ [ms]	$pNN50$ [%]	TF [min ⁻¹]	P_{LF} [ms ²]	P_{HF} [ms ²]	TP [ms ²]	P_{LF}/P_{HF} [-]
bez artefaktů	51,5	26,6	4,7	82,7	1345	322	1756	4,17
a)	59,9	57,3	9,8	82,95	1516	343	2197	4,42
b)	53,1	27,4	6,1	82,95	1578	296	2158	5,33
c)	53,3	27,0	5,9	82,95	1616	287	2278	5,63
d)	54,0	28,3	6,0	82,95	1645	298	2348	5,52
e)	53,5	26,8	5,4	82,95	1633	285	2297	5,72

6. Závěr

V teoretické části této diplomové práce bylo praktickým způsobem pojednáno o elektrokardiografii se zaměřením na analýzu variability tepové frekvence. Z oboru elektrokardiografie byly naznačeny metody měření EKG a typy rušení, vyskytující se v signálech EKG. K tématu variability tepové frekvence byl uveden význam analýzy HRV, příklady faktorů, které ovlivňují parametry HRV, metody analýzy HRV v oblasti časové a frekvenční. Zmíněny byly také kroky, nutné k úspěšnému zpracování signálu EKG pro analýzu HRV.

Praktická část byla zaměřena na popis navrženého systému pro měření a záznam signálu EKG a aplikací pro analýzu HRV. Celý systém se skládá z analogové části, která zpracovává (zesiluje a filtruje) signál z klasických, pasivních elektrod nebo aktivních, kapacitních senzorů. Signál z analogové části je digitalizován mikroprocesorem se vzorkovací frekvencí 1 kHz. K mikroprocesoru je připojen akcelerometr a bezdrátový modul, který umožňuje přenos dat na větší vzdálenost, čehož lze využít např. při zátěžovém měření. Pro záznam dat z mikroprocesoru, resp. měřicího systému byla vytvořena aplikace v prostředí C#, která dále umožňuje i vizuální kontrolu dat v reálném čase. Analýzu HRV je možné provést ve skriptu, vytvořeném v prostředí MATLAB, v oblasti časové a frekvenční.

Měření, provedená v rámci této práce lze rozdělit do dvou skupin:

- a) měření, uskutečněná pomocí navrženého systému
- b) měření, realizovaná k otestování navrženého systému samotného

a) Bylo zjištěno, že aktivní, kapacitní senzory k bezkontaktnímu snímání EKG využít lze. V reakci na to bylo provedeno měření 5.2, ve kterém byl zkoumán vliv tloušťky materiálu, přes který je signál snímán, na kvalitu snímaného signálu EKG. Byl zjištěn téměř lineární nárůst útlumu signálu EKG se zvětšující se tloušťkou materiálu, zároveň bylo zjištěno, že při tloušťce materiálu 0,6 mm činí útlum signálu již 78 % proti signálu snímaném přímo na těle. Bezkontaktní měření EKG lze využít např. při monitorování životních funkcí řidiče ve vozidle, přičemž aktivní senzory mohou být umístěny v sedadle řidiče, připevněny na bezpečnostním pásu apod.

Při měření 5.3 byly hledány jiné možnosti získávání dat pro analýzu HRV jako alternativa k měření signálu EKG. Byla testována možnost sledování mechanických pohybů srdce pomocí akcelerometru a mikrofону, dále byly sledovány změny krevního tlaku pomocí piezoelektrického snímače a byl využit signál z hrudního pásu, který je určený ke sle-

dování TF při sportování. Za referenční signál při porovnávání byl považován signál EKG, který byl vždy zaznamenáván spolu se zkušebním signálem z výše uvedených snímačů. Za nejlepší alternativní možnost z hlediska spotřeby elektrické energie lze považovat piezoelektrický snímač, který nepotřebuje napájení a jeho výstupní signál má dostatečnou úroveň pro záznam. Z hlediska odolnosti proti pohybům pacienta vychází nejlépe hrudní pás, který je možné využít i pro zátěžové měření. Velmi špatnou odolností proti pohybům pacienta disponují akcelerometr a mikrofon, které tudíž lze využít spíše k demonstrativním účelům. Mikrofon je navíc možné využít jen v bezhlučném prostředí. Avšak výhodou při získávání dat pomocí akcelerometru, mikrofonu i piezoelektrického snímače může být velká odolnost proti elektromagnetickému rušení ve srovnání s klasickým EKG.

Měření 5.5.2 bylo zaměřeno na zjištění vlivu trendů v signálech HRV. Zde byl, na dvou 5minutových záznamech EKG, prokázán značný vliv trendů na výsledky analýzy HRV, především v pásmech ULF a VLF. Ve vyšších kmitočtových pásmech je vliv trendů malý.

V rámci měření 5.5.3 byl zkoumán vliv artefaktů, typicky extrasystol, v signálu EKG na výsledky analýzy HRV. Bylo zjištěno, že i malé procento artefaktů dokáže analýzu HRV zcela znehodnotit. Zároveň také bylo zjištěno, že na přesnost analýzy HRV může mít vliv i časové rozložení artefaktů v signálu EKG. Pro otestování některých metod korekce artefaktů bylo provedeno měření 5.5.4.

b) První testování navrženého systému spočívalo v porovnání kvality signálu dvou realizovaných analogových částí. Bylo ověřeno, že obě části produkují na svém výstupu velmi podobné signály, které se vzájemně odlišovaly především kvůli nestejně nastaveným zlomovým kmitočtům použitých filtrů. Zároveň byl také testován vliv kmitočtu zlomu hornopropustného filtru na snímání signálu EKG. Vyšší kmitočet zlomu poskytuje vyšší odolnost proti nízkofrekvenčnímu rušení (typicky pohyby pacienta), avšak nižší věrnost signálu a naopak. Toto zjištění odpovídá teorii. Signál z aktivních senzorů se, až na detaily, které mohou být způsobené nestejným umístěním senzorů, neodlišuje od signálu z pasivních elektrod.

Dále (5.4) byla testována kvalita bezdrátového přenosu dat a vzdálenost, na kterou je možné data přenášet. Měření spočívalo v 2minutových přenosech signálů na různé vzdálenosti a s různými překážkami. Vyhodnocení chyb v přenosu bylo realizováno pomocí kontroly pilového signálu bod po bodu. Poté byl vyhodnocen počet nepřijatých řádků a řádků správně přijatých. Při měření se však negativně projeví odrazy signálu od různých předmětů v místnosti, ve které bylo měření prováděno. To pravděpodobně způsobilo, že chybovost při přenosu na vzdálenost 7 m byla menší než při přenosu na 4 m. Z výsledků měření tedy nelze stanovit maximální možnou vzdálenost, na kterou je přenos realizovatelný. Avšak lze říci, že chybovost přenosu bude vždy závislá na konkrétních prostorech, ve kterých bude měření a přenos dat probíhat.

Při posledním měření 5.5.1 byla prověřována korektnost analýzy HRV vytvořenou

aplikací (skriptem). Výsledky analýzy byly porovnány s výsledky vypočtenými profesionálním analyzátozem. Pro porovnání bylo použito 9 náhodně vybraných záznamů signálů EKG z databáze MIT-BIH a jeden signál vlastní, zaznamenaný vytvořeným systémem. V oblasti časové se výsledky obou aplikací shodují. V oblasti frekvenční se výsledky analýzy HRV mírně rozcházejí. To může být způsobeno rozdílnými metodami převodu dat z oblasti časové do oblasti frekvenční. I přes to lze říci, že vytvořená aplikace provádí korektní analýzu HRV.

V této práci byl kladen důraz hlavně na kvalitu a odolnost proti rušení u výstupního signálu z navrženého měřicího systému. Případný další vývoj by mohl být zaměřen na snížení spotřeby analogové a číslicové části systému, zvláště při bateriovém napájení. Další směry by mohly vést k detailnějšímu poznání práce s kapacitními senzory, případně k nalezení způsobů, které umožní snímání signálu EKG přes tlustší materiály než bylo testováno. Dále by bylo možné zdokonalit aplikaci (skript) pro analýzu HRV a vytvořit k ní přehledné uživatelské rozhraní, popř. aplikaci doplnit o analýzu HRV v časové oblasti pomocí geometrických metod. Cenné poznatky o chování srdce, popř. SA uzlu, by mohl přinést matematický model, sestavený na základě provedených měření HRV. I v tomto směru by bylo možné dané téma dále rozvíjet.

Literatura

- [1] mydiagnostick.com *The ideal device to detect Atrial Fibrillation* [online]. [cit. 24.2.2020]. Dostupné z:
<https://www.mydiagnostick.com/index.html>
- [2] firstaidshop.ie *Kardiamobile from Alivecor* [online]. [cit. 24.2.2020]. Dostupné z:
<https://www.firstaidshop.ie/kardia-alivecore-p/kardia-mobile.htm>
- [3] 9to5mac.com *watchOS 5.1.2 for Apple Watch now available with ECG app, new Infograph complications, more* [online]. [cit. 24.2.2020]. Dostupné z:
<https://9to5mac.com/2018/12/06/watchos-5-1-2-ecg-app/>
- [4] Čapka, V. *EKG zesilovač s bateriovým napájením a bezdrátovým přenosem z pacienta*. Brno, 2010, bakalářská práce, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav automatizace a měřicí techniky. Vedoucí práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.
- [5] Bečka, J. *Záznamník EKG signálu*. Plzeň, 2015, diplomová práce, Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta elektrotechnická, Katedra aplikované elektroniky a telekomunikací. Vedoucí práce Ing. Václav Koucký, CSc.
- [6] sourceforge.net *HRVAS: HRV Analysis Software* [online]. [cit. 18.3.2020]. Dostupné z:
<https://sourceforge.net/projects/hrvas/>
- [7] Tarantíková, D. *Analýza EKG signálu*. Plzeň, 2017, bakalářská práce, Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, Katedra informatiky a výpočetní techniky. Vedoucí práce Ing. Pavel Mautner, PhD.

- [8] VerywellHealth.com *The Cardiac Electrical System and How the Heart Beats* [online]. [cit. 31.1.2020]. Dostupné z:
https://www.verywellhealth.com/cardiac-electrical-system-how-the-heart-beats-1746299?utm_source=pinterest&utm_medium=social&utm_campaign=shareurlbuttons_nip
- [9] Ikem.cz. *Jak srdce vypadá a pracuje?* [online]. [cit. 31.1.2020]. Dostupné z:
<https://www.ikem.cz/cs/kardiocentrum/klinika-kardiovaskularni-chirurgie/o-nas/co-u-nas-lecime/zakladni-informace/a-1383/>
- [10] Bada, V. *Základy klinické elektrokardiografie*. Bratislava: Polygrafické stredisko UK v Bratislave, 2010. 124 s. ISBN: 978-80-223-2821-0.
- [11] ems12lead.com *Understanding ECG Filtering* [online]. [cit. 12.2.2020]. Dostupné z:
<http://ems12lead.com/2014/03/10/understanding-ecg-filtering/>
- [12] Oweis, R., Al-Tabbaa, B. QRS Detection and Heart Rate Variability Analysis: A Survey. *Biomedical Science and Engineering*. Irbid: Biomedical Engineering Department, Faculty of Engineering, Jordan University of Science and Technology, 2014, roč. 2, č. 1, 13–34.
- [13] Pan, J., Tompkins, W. J. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *Transactions on biomedical engineering*. 1985, roč. BME-32, č. 3, 230–235.
- [14] Grosman, T. *Analýza variability srdečního rytmu*. Praha, 2016, Diplomová práce, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra kybernetiky. Vedoucí práce Ing. Jakub Parák.
- [15] fbtl.cz. *Funkce buněk a lidského těla – srdce* [online]. [cit. 31.1.2020]. Dostupné z:
<http://fbtl.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>
- [16] KardioChirurgie.cz. *Srdeční ventily* [online]. [cit. 31.1.2020]. Dostupné z:
<https://www.kardiochirurgie.cz/novinky/srdecni-ventily-203>
- [17] Medicabaze.cz. *Lékařské repertorium online – EKG* [online]. [cit. 31.1.2020]. Dostupné z:
http://www.medicabaze.cz/index.php?sec=term_detail&categId=18&cname=Kardiologie&termId=3253&tname=EKG&h=empty#jump

- [18] Sedmera, D., Vostárek, F. Moderní pohled na převodní systém srdeční. *Časopis lékařů českých*. Praha: Česká lékařská společnost J.E. Purkyně, 2017, roč. 156, č. 8, 417–421.
- [19] Waller, A. D. A demonstration on man of electromotive changes accompanying the hearts beat. *Journal of Physiology*. 1887, roč. 8, č. 5, 229–234.
- [20] Besterman, E., Creese, R. Waller – pioneer of electrocardiography. *British Heart Journal*. 1979, roč. 42, č. 1, 61–64.
- [21] AlGhatrif, M., Lindsay, J. A brief review: history to understand fundamentals of electrocardiography. *Journal of Community Hospital Internal Medicine Perspectives*. 2012, DOI: 10.3402/jchimp.v2i1.14383
- [22] Sykes, A. H. A D Waller and the electrocardiogram, 1887. *British medical journal*. 1987, roč. 294, č. 6584, 1396-1398.
- [23] Rivera-Ruiz, M., Cajavilca, Ch., Varon, J. Einthovens String Galvanometer – The First Electrocardiograph. *British medical journal*. 2008, roč. 35, č. 2, 174-178.
- [24] Malmivuo, J., Plonsey, R. *Bioelectromagnetism – Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: Oxford University Press, 1975. 482 s. ISBN: 978–0195058239.
- [25] Sovová, E. *EKG pro sestry*. Praha: Grada Publishing, a. s., 2006. 112 s. ISBN: 80–247–1542–2.
- [26] ekg.kvalitne.cz 1. *Srdeční rytmus* [online]. [cit. 21.2.2020]. Dostupné z:
<http://ekg.kvalitne.cz/popis234.htm>
- [27] Temelová, K. *Hodnocení sklonu elektrické srdeční osy*. Brno, 2014, Bakalářská práce, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Oto Janoušek.
- [28] litfl.com *ECG Lead positioning* [online]. [cit. 21.2.2020]. Dostupné z:
<https://litfl.com/ecg-lead-positioning/>
- [29] tribune.cz. *Indikace a interpretace 24hodinové holterovské monitorace EKG* [online]. [cit. 21.2.2020]. Dostupné z:
<https://www.tribune.cz/clanek/14385-indikace-a-interpretace-hodinove-holterovske-monitorace-ekg>
- [30] Marco, P., Philbrich, J. Use of ambulatory electrocardiographic (Holter) monitoring. *Ann Intern Med*. 1990, č. 133, 53–68.

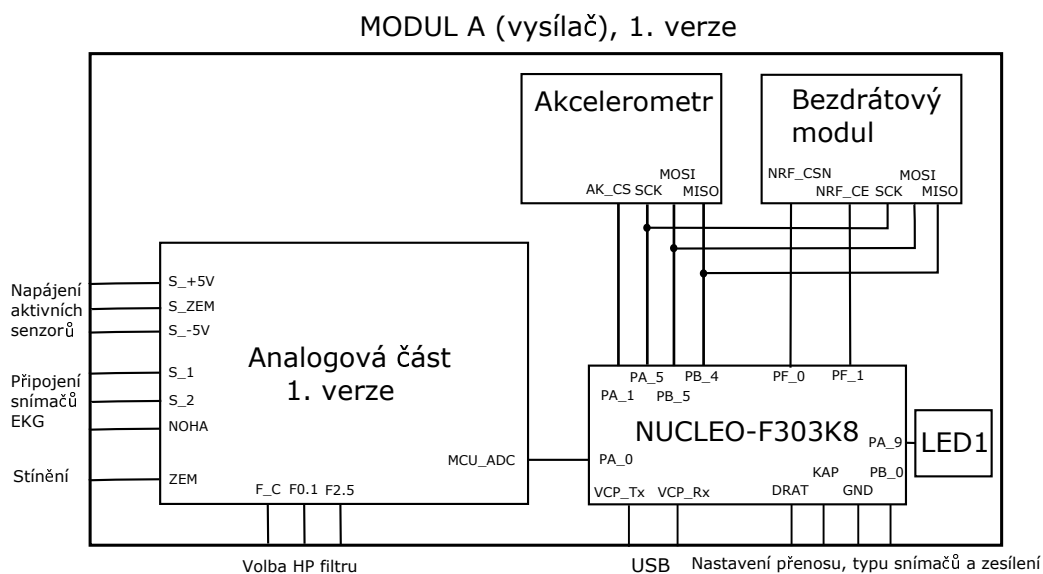
- [31] BTL Industries Limited. *BTL-08, Holter, Návod k použití*. Praha, 29 s, 104RS05/01/2011CZ.
- [32] NICE project team. *Lead-I ECG devices for detecting symptomatic atrial fibrillation using single time point testing in primary care*. 2019. 40 s. ISBN: 978-1-4731-3400-3
- [33] store.alivecor.com *KardiaMobile* [online]. [cit. 24.2.2020]. Dostupné z:
<https://store.alivecor.com/>
- [34] Vaes, B., Stalpaert, S., Tavernier, K., Thaelens, B., Lapeire, D., Mullens, W., Degryse, J. The diagnostic accuracy of the MyDiagnostick to detect atrial fibrillation in primary care. *BMC Family Practice*. 2014, DOI: 10.1186/1471-2296-15-113.
- [35] Himmelreich, J., Karregat, E., Lucassen, W., van Weert, H., de Groot, J., Handoko, L., Nijveldt, R., Harskamp, R. Diagnostic Accuracy of a Smartphone-Operated, Single-Lead Electrocardiography Device for Detection of Rhythm and Conduction Abnormalities in Primary Care. *Annals Journal Club*. 2019, DOI: 10.1370/afm.2438.
- [36] smartmania.cz *Měření EKG s pomocí hodinek: proč s ním někteří lékaři nesouhlasí?* [online]. [cit. 24.2.2020]. Dostupné z:
<https://smartmania.cz/mereni-ekg-s-pomoci-hodinek-proc-s-nim-nekteri-lekari-nesouhlasi/>
- [37] Čmejla, R. *Signály srdce 1* [online prezentace]. [cit. 6.2.2020]. Dostupné z:
http://sami.fel.cvut.cz/bsg/BS_5.pdf
- [38] Maggio, A. C. V., Bonomini, M. P., Leber, E. L., Arini, P. D. Quantification of Ventricular Repolarization Dispersion Using Digital Processing of the Surface ECG. *Advances in Electrocardiograms - Methods and Analysis*. 2012, DOI: 10.5772/23050
- [39] Rajendra Acharya, U., Paul Joseph, K., Kannathal, N. et al. Heart rate variability: a review. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2006, DOI: 10.1007/s11517-006-0119-0
- [40] datasci.com. *Heart Rate Variability* [online]. [cit. 1.2.2020]. Dostupné z:
[https://www.datasci.com/solutions/cardiovascular/heart-rate-variability-\(hrv\)](https://www.datasci.com/solutions/cardiovascular/heart-rate-variability-(hrv))
- [41] Kautzner, J., Malík, M. *Variabilita srdečního rytmu a její klinická použitelnost. 1. část*. Brno: Cor et Vasa, 1998, Roč. 40, č. 4, s. 182–187. ISSN: 0010–8650.

- [42] Pumprla, J., Sovová, E., Howorka, K. Variabilita srdeční frekvence: Využití v interní praxi se zaměřením na metabolický syndrom. *Interní medicína pro praxi*. Solen, 2014, roč. 16, č. 5, 205–208.
- [43] Fráňa, P. *Hodnocení krátkodobých změn srdeční frekvence a krevního tlaku u pacientů s esenciální arteriální hypertenzí*. Brno, 2007, disertační práce, Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, II. interní klinika, Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně. Vedoucí práce Doc. MUDr. Miroslav Souček, CSc.
- [44] Svobodová, S. *Analýza rozdílu HRV parametrů z PP a RR intervalů*. Brno, 2019, Bakalářská práce, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Jakub Milek.
- [45] Šikner, T. *Analýza variability srdečního rytmu pomocí detrendované analýzy fluktuaace*. Brno, 2013, Diplomová práce, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Oto Janoušek.
- [46] BIOPAC systems, Inc. Application note *Heart Rate Variability – Preparing Data for Analysis Using Acknowledge* [online]. [cit. 12.2.2020]. Dostupné z:
<https://www.biopac.com/wp-content/uploads/app233.pdf>
- [47] Jarkovská, D. *Elektrofyzilogie myokardu ve zdraví a nemoci*. Plzeň, 2017, Disertační práce, Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Plzni, Ústav fyziologie. Vedoucí práce doc. MUDr. Milan Štengl, Ph.D.
- [48] Choi, A., Shin, H. Quantitative Analysis of the Effect of an Ectopic Beat on the Heart Rate Variability in the Resting Condition. *Frontiers in Physiology*. 2018, DOI: 10.3389/fphys.2018.00922.
- [49] Morelli, D., Rossi, A., Cairo, M., Clifton, D. A. Analysis of the Impact of Interpolation Methods of Missing RR-Intervals Caused by Motion Artifacts on HRV Features Estimations. *Sensors*. 2019, DOI: 10.3390/s19143163.
- [50] Mosyurchak, A. *Principy softwarové detekce QRS*. Brno, 2012, Bakalářská práce, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky. Vedoucí práce Ing. Martin Vítek, Ph.D.
- [51] Sedghamiz, H. *Matlab Implementation of Pan Tompkins ECG QRS Detector*. 2014, DOI: 10.13140/RG.2.2.14202.59841.
- [52] Shaffer, F., Ginsberg, J. P. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Front Public Health*. 2017, DOI: 10.3389/fpubh.2017.00258.
- [53] Yilmaz, M., Kayançığek, H., Çekici, Y. Heart rate variability: Highlights from hidden signals. *Journal of Integrative Cardiology*. 2018, DOI: 10.15761/JIC.1000258.

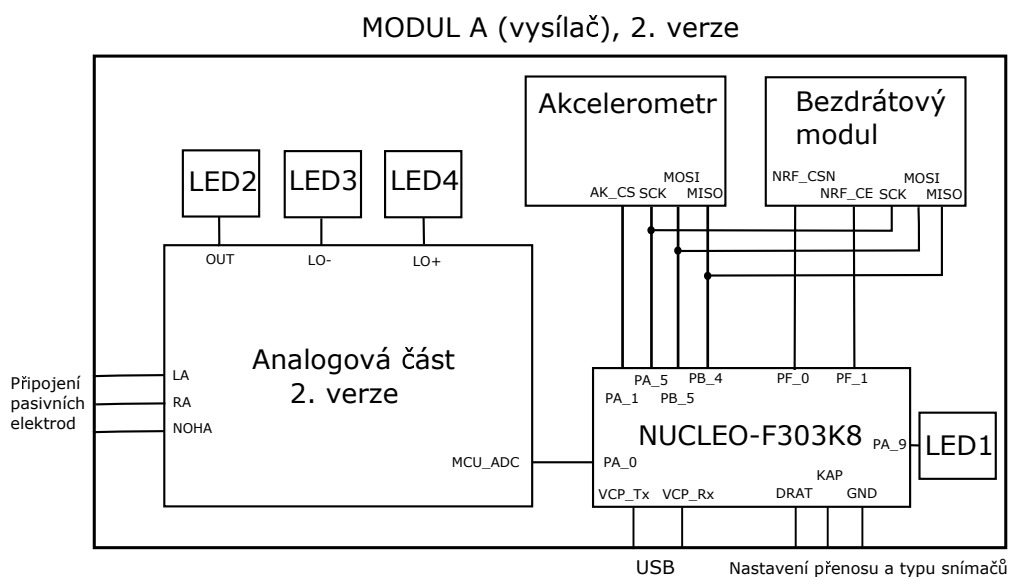
- [54] Metelka, R. Heart rate variability - Current diagnosis of the cardiac autonomic neuropathy. A review. *Biomedical papers of the Medical Faculty of the University Palacky*. 2014, DOI: 10.5507/bp.2014.025.
- [55] Vlčková, E., Bednařík, J., Buršová, Š., Šajgalíková, K., Mlčáková, L. Spektrální analýza variability srdeční frekvence – normativní data. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2010, č. 6, 663–672.
- [56] kardi.ru *Variabilita srdečního ritma* [online]. [cit. 16.2.2020]. Dostupné z:
<https://kardi.ru/ru/index/Article?&ViewType=view&Id=37>
- [57] Menezes jr, A. d. S., Moreira, H. G., Daher, M. T. Analysis of heart rate variability in hypertensive patients before and after treatment with angiotensin II-converting enzyme inhibitors. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. 2004, ISSN 1678-4170.
- [58] Vagin, Yu. E., Narycheva, I. Physical endurance and hypoxia tolerance mechanisms in freedivers, basketball players and untrained people exposed to physical loads with repeated breath-holds. *Theory and practice of physical culture*. 2016, č. 7, 18–20.
- [59] Datasheet, Plessey Semiconductors. PS25253 – EPIC Ultra High Impedance ECG Sensor [online]. [cit. 6.2.2020]. Dostupné z:
<https://cz.mouser.com/datasheet/2/613/ps25253-epic-qfn-sensor-electrophysiology-low-gain-1387272.pdf>
- [60] Datasheet, Analog Devices. AD8232 – Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End [online]. [cit. 3.3.2020]. Dostupné z:
<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>
- [61] atolllic.com *TrueSTUDIO for STM32* [online]. [cit. 9.3.2020]. Dostupné z:
<https://atolllic.com/resources/download/windows/>
- [62] Datasheet, Analog Devices. ADXL345 – 3-Axis, $\pm 2\text{ g}/\pm 4\text{ g}/\pm 8\text{ g}/\pm 16\text{ g}$ Digital Accelerometer [online]. [cit. 9.3.2020]. Dostupné z:
<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL345.pdf>

- [63] mathworks.com *Power Spectral Density Estimates Using FFT* [online]. [cit. 18.3.2020]. Dostupné z:
<https://www.mathworks.com/help/signal/ug/power-spectral-density-estimates-using-fft.html>
- [64] Kubát, T. *Snímač kardiomikrofon - laboratorní úloha*. Ostrava, 2019, Bakalářská práce, Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [65] polar-eshop.cz. *POLAR – Listens to your body. POLAR T34 – hrudní pás* [online]. [cit. 11.5.2020]. Dostupné z:
<https://www.polar-eshop.cz/polar-t34-hrudni-pas>
- [66] Goldberger A. L., Amaral L. A. N., Glass L., Hausdorff J. M., Ivanov P. Ch., Mark R. G., Mietus J. E., Moody G. B., Peng C-K. , Stanley H. E. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet. *Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. 2003. *Circulation*. 101(23):e215-e220.
- [67] physionet.org *MIT-BIH Arrhythmia Database* [online]. [cit. 25.3.2020]. Dostupné z:
<https://www.physionet.org/content/mitdb/1.0.0/>

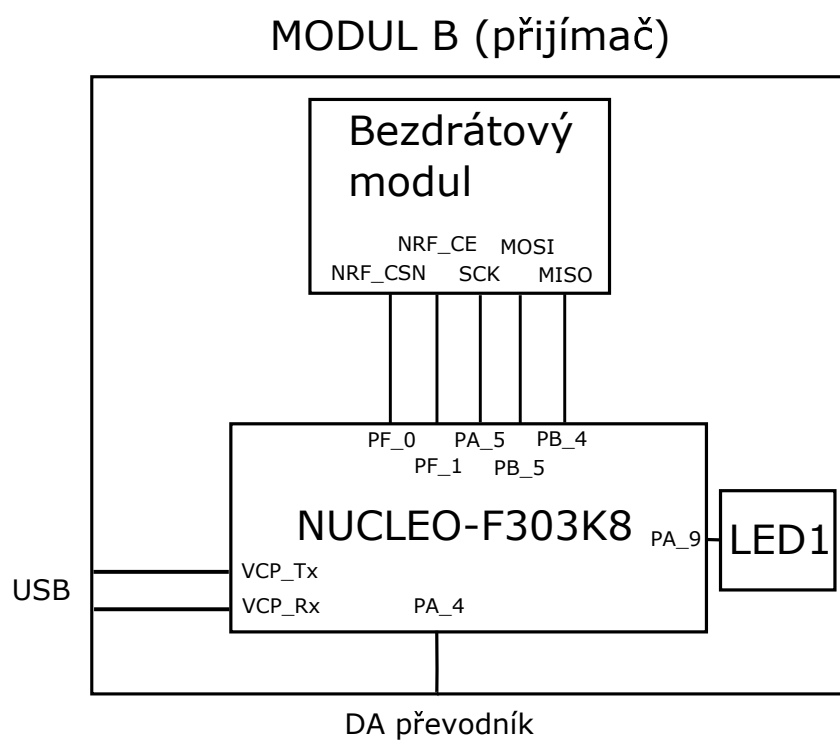
A. Blokové schéma zapojení



Obrázek A.1.: Blokové schéma zapojení modulu A, 1.verze analogové části s vyznačenými signálovými cestami.

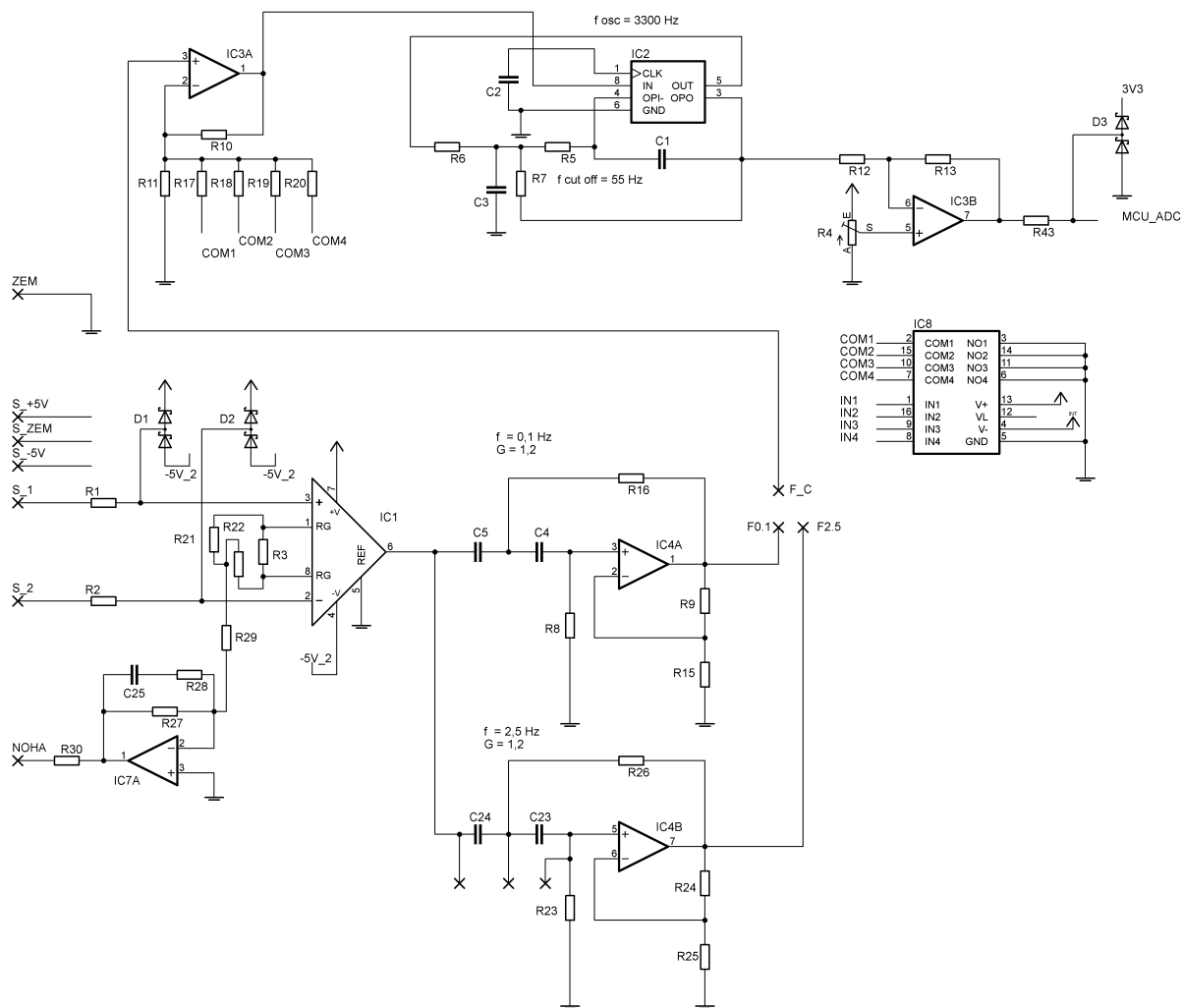


Obrázek A.2.: Blokové schéma zapojení modulu A, 2.verze analogové části s vyznačenými signálovými cestami.

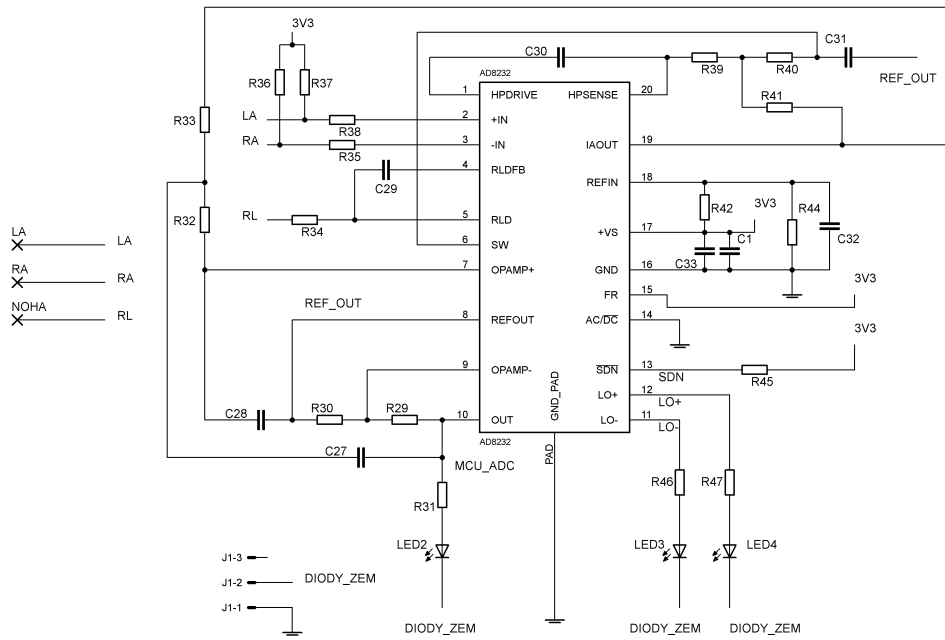


Obrázek A.3.: *Blokové schéma zapojení modulu B s vyznačenými signálovými cestami. Podrobné schéma je k nalezení na přiloženém CD pod názvem EKG_snimac_modul_B.sch*

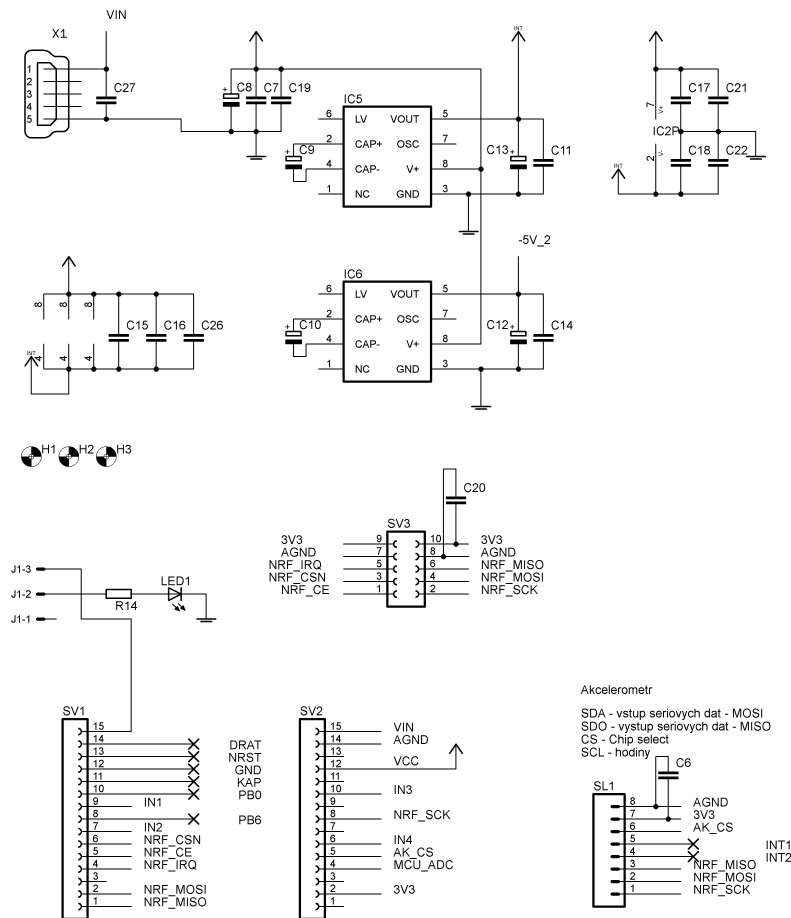
B. Podrobné schéma zapojení



Obrázek B.1.: Schéma zapojení analogové části snímače EKG, 1. verze. Integrované obvody: IC1 – AD620, IC2 – MAX293, IC3 – TC913, IC4 – TC913, IC7 – TC913, IC8 – MAX4552. X – připojovací body: S_{-5V} – záporné napájecí napětí aktivních senzorů, S_{+5V} – kladné napájecí napětí aktivních senzorů, S_{zem} – zem aktivních senzorů, S₁ – signál prvního senzoru/elektrody, S₂ – signál druhého senzoru/elektrody, NOHA – výstup DRRLC, ZEM – případné stínění, F0.1 – výstup prvního HP filtru s kmitočtem zlomu 0,1 Hz, F2.5 – výstup druhého filtru HP s kmitočtem zlomu 2,5 Hz, F_C – výběr HP filtru.



Obrázek B.2.: Schéma zapojení analogové části snímače EKG, 2. verze. X – připojovací body: LA – levá elektroda, RA – pravá elektroda, NOHA – výstup DRLC.



Obrázek B.3.: Schéma zapojení číslicové části a napájení. Integrované obvody: IC5 – ICL7660, IC6 – ICL7660. Konektory: SV1, SV2 – NUCLEO-F303K8, SV3 – bezdrátový modul NRF24, SL1 – akcelerometr ADXL345, X1 – napájecí USB konektor

C. Seznam součástek

C.1. Analogová část, 1. verze

Součástka	Hodnota	Pouzdro	Součástka	Hodnota	Pouzdro
C1	33 n	C1206	R8	6M8	R1206
C2	10 n	C1206	R9	6k8	R1206
C3	150 n	C1206	R10	10 k	R1206
C4	220 n	C1206	R11	1k5	R1206
C5	220 n	C1206	R12	10 k	R1206
C23	220 n	C1206	R13	10 k	R1206
C24	220 n	C1206	R15	33 k	R1206
C25	220 p	C1206	R16	8M2	R1206
D1	BAT54S	SOT23	R17	5k6	R1206
D2	BAT54S	SOT23	R18	3k3	R1206
D3	BAT54S	SOT23	R19	68 R	R1206
IC1	AD620	SO8	R20	82 R	R1206
IC2	MAX293	DIL8	R21	22 k	R1206
IC3	TC913	SO8	R22	22 k	R1206
IC4	TC913	SO8	R23	330 k	R1206
IC7	TC913	SO8	R24	6k8	R1206
IC8	MAX4552	SO16	R25	33 k	R1206
R1	2k2	R1206	R26	220 k	R1206
R2	2k2	R1206	R27	680 k	R1206
R3	5k6	R1206	R28	10 k	R1206
R4	10 k	CA9V	R30	100 k	R1206
R5	27 k	R1206	R43	2k7	R1206
R6	56 k	R1206	R21	22 k	R1206
R7	56 k	R1206			

C.2. Analogová část, 2. verze

Součástka	Hodnota	Pouzdro
C1	100 n	C1206
C27	1n5	C1206
C28	10 n	C1206
C29	1 n	C1206
C30	330 n	C1206
C31	330 n	C1206
C32	100 n	C1206
C33	100 n	C1206
AD8232	AD8232	LFCSP_ 20
R29	1 M	R1206
R30	100 k	R1206
R31	1 k	R1206
R32	1 M	R1206
R33	1 M	R1206
R34	360 k	R1206
R35	180 k	R1206
R36	10 M	R1206
R37	10 M	R1206
R38	180 k	R1206
R39	10 M	R1206
R40	1M4	R1206
R41	10 M	R1206
R42	10 M	R1206
R44	10 M	R1206
R45	47 k	R1206
R46	1 k	R1206
R47	1 k	R1206
LED2	červená	LED3MM
LED3	zelená	LED3MM
LED4	zelená	LED3MM

C.3. Číslicová část a napájení

Součástka	Hodnota	Pouzdro
C6	100 n	C1206
C7	100 n	C1206
C8	10 u	E2,5-6
C9	10 u	E2,5-6
C10	10 u	E2,5-6
C11	100 n	C1206
C12	10 u	E2,5-6
C13	10 u	E2,5-6
C14	100 n	C1206
C15	100 n	C1206
C16	100 n	C1206
C17	100 n	C1206
C18	100 n	C1206
C19	100 n	C1206
C20	100 n	C1206
C21	100 n	C1206
C22	100 n	C1206
C26	100 n	C1206
C27	100 n	C1206
R14	1 k	R1206
IC5	ICL7660	SO08
IC6	ICL7660	SO08
LED1	červená	LED3MM

D. Příspěvek na konferenci Radioelektronika 2020

D.1. Non-contact ECG Monitoring for Driver

Antenna Array: Variable Parameters Approach

Lukáš Jelínek¹, Martin Štumpf¹, Lukáš Jelínek²,

³Mecas ESI
ESI Group
Pilsen, The Czech Republic

viewed as the VND prob-
lem. Antenna array parameters
are chosen to guess the optimal
solution based on own experience or a
heuristic algorithm. Another possibility
is to use a global optimization
algorithm (e.g. genetic algorithm) on a
large number of iterations (e.g. 10000)
and every iteration a new space vector
is generated.

Optimization
using
As the
of the
term

30th International Conference
Radioelektronika 2020
April 15-16, 2020
Bratislava, Slovakia



Non-contact ECG Monitoring for Driver

Milan Stork
Department of Applied Electronics
and Telecommunications
University of West Bohemia
Univerzitni 8, Plzen, Czech Republic
stork@kae.zcu.cz

Josef Houzar
Department of Applied Electronics
and Telecommunications
University of West Bohemia
Univerzitni 8, Plzen, Czech Republic
jhouzar@students.zcu.cz

Abstract — This work describes system for electrocardiographic (ECG) signal scanning with non-contact electrodes and wireless data transmission. Introductory part deals about electrocardiography and generally with analog signal processing especially with active capacitance electrodes. In the next part of this work the ECG measuring system is designed. Next section includes ECG measurement results. In final part of this work the development of ECG system with non-contact electrodes, wireless data transmission and partly signal processing for visualization of measured ECG is described. Presented system should be used mainly to monitoring the ECG signal of handicapped drivers.

Keywords - analog signal, capacitance electrodes, digital signal, electrocardiography, non-contact, wireless

I. INTRODUCTION

ECG is one of the most useful non-invasive diagnostic tests in clinical medicine and is now commonly used in the examination of general patients, but also in patients with implanted defibrillators and pacemakers, as well as in the diagnosis of myocardial damage, ischemia and previous heart attack. Electrocardiogram monitoring is also important for the diagnosis of heart rhythm disorders and for the prevention of cardiac disorders. Other applications of ECG monitoring include evaluation of metabolic disorders, side effects and consequences of pharmacotherapy and other parameters. But there is a problem with ECG signal transmission to the sensing electrodes and movement of the sensing electrodes. Therefore, different types of ECG systems [1-3] have been implemented to improve the quality of the measured signal. Often, a hydrogel is used between the skin and electrodes to increase conductivity. However, the wet electrode method uses conductive gels that contain toxic materials that can cause patient skin irritation and are therefore not suitable for long-term ECG imaging. Patients may even be allergy to nickel particles or acrylic adhesive present in frequently used hydrogel ECG electrodes [4-7]. Methods using wet electrodes are therefore not suitable for long-term ECG sensing. The problem is also fixing the electrodes directly to the patient's body if the ECG is measured during patient moving. In this paper, contactless, active capacitive-coupled electrodes (ACCE) were tested to develop a wireless ECG monitoring system. The capacitive dry electrode method [8-9] does not require direct contact to the skin, thus are suitable for long-term monitoring, but require an amplifier with ultra-high input resistance. The result should be used for developing a system that allows handicapped drivers to be monitored while driving [10-13].

This work was supported by Department of Applied Electronics and Telecommunications, University of West Bohemia, Plzen, Czech Republic and by the Ministry of Education, Youth and Sports of the Czech Republic under the project OP VVV Electrical Engineering Technologies with High-Level of Embedded Intelligence, CZ.02.1.01/0.0/0.0/18_069/0009855 and by the Internal Grant Agency of University of West Bohemia in Plzen, the project SGS-2018-001.

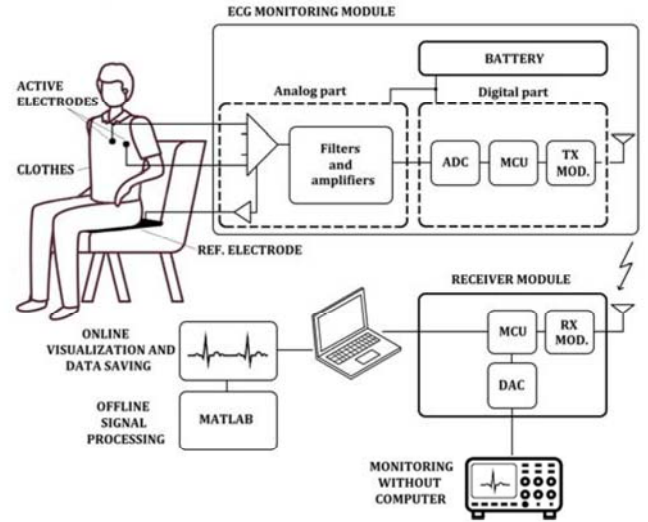


Fig. 1. The block diagram of the system for ECG monitoring

II. PROPOSED NON-CONTACT ECG SYSTEM

A block diagram of the whole system for contactless ECG signal capture is shown in Fig. 1. The system consists of ACCE placed on the T-shirt of the test person. The signal from the electrodes is processed in ECG monitoring module which contains analog processing part including amplifiers, high-pass and low-pass filters, digital part with analog/digital converter (A/D), microcontroller and transmitter [14]. The signal is transmitted wirelessly to the receiver and processed in the personal computer (PC), where the ECG signal is displayed and stored [15-18].

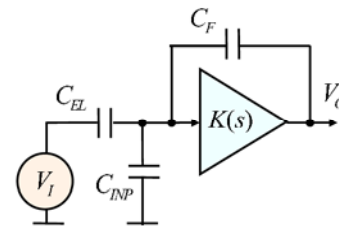


Fig. 2. The simplified circuit diagram of the capacitive coupled electrode. V_I - input source, C_{EL} - electrode capacitance, C_{INP} - input capacitance, C_F - positive feedback capacitance, $K(s)$ - gain of amplifier, V_O - voltage output

III. ACTIVE CAPACITIVE-COUPLED ELECTRODES

The most important part of the proposed ECG monitoring system are special capacitively coupled active electrodes. Simplified circuit diagram of active electrode is shown in Fig. 2. The positive feedback by means C_F is used for input capacitance reduction [19-20]. Transfer function $K(s)$ has band-pass response

$$K(s) = K_0 \frac{2\xi\omega_0 s}{s^2 + 2\xi\omega_0 s + \omega_0^2} \quad (1)$$

where K_0 is the gain in the middle of the band, ξ is damping constant and ω_0 is natural frequency. Transfer function amplifier with capacitance electrodes according Fig. 2 is

$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{C_{EL} \cdot K(s)}{C_{EL} + C_{INP} - C_F (K(s) - 1)} \quad (2)$$

Taking (1) and (2), after some manipulations

$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{C_{EL} \cdot K_0}{C_{EL} + C_{INP} + C_F} \cdot \frac{2\xi\omega_0 s}{s^2 + \frac{C_{EL} + C_{INP} - C_F (K_0 - 1)}{C_{EL} + C_{INP} + C_F} 2\xi\omega_0 s + \omega_0^2} \quad (3)$$

therefore amplifier is stable if

$$C_{EL} + C_{INP} - C_F (K_0 - 1) > 0 \quad (4)$$

For construction an ultra-high input resistance capacitive coupled amplifier PS25251 was used [21-22]. The block diagram of the PS25251 is displayed in Fig. 3, the mechanical dimensions in Fig. 4 and photo in Fig. 5

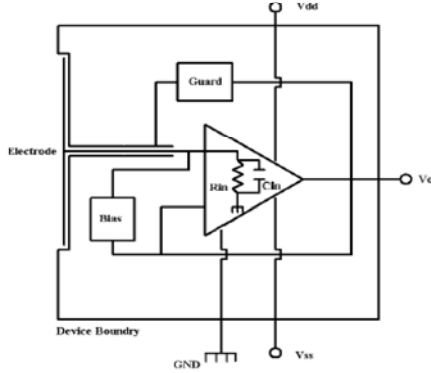


Fig. 3. Internal circuit of EPIC ECG Sensor PS25251 [22]

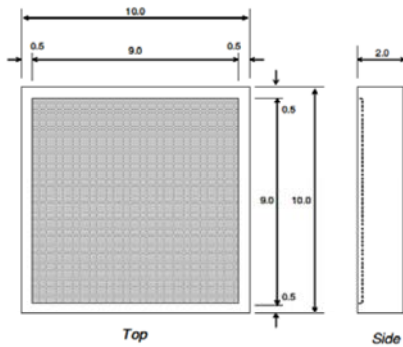


Fig. 4. Mechanical Drawing of PS25251 ultra high impedance ECG sensor (active area 9 x 9 mm) [22]

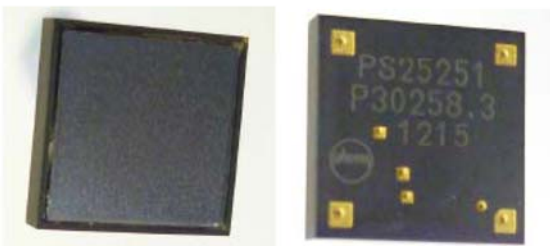


Fig. 5. The photo of PS25251, top (left) and bottom (right) [22]

Technical parameters of active electrodes are as follows: PS25251 EPIC is ultra high impedance ECG sensor, with typically 20 G Ω input resistance, capacitive coupling. Input capacitance is only 15pF but high-pas -3dB cutoff is typically 0.2 Hz. High-pass -3dB cutoff is typically 10 kHz, Electrodes are supplied with bipolar power supply from $\pm 2.4V$ to $\pm 5.5V$. Electrodes are covered in a custom package with pins for surface mount assembly. Coupling capacitance of the electrode is 250 pF, voltage gain is 50. The device uses active feedback techniques to increasing the effective input capacitance of the sensor (C_{in}) and also boosts the input resistance (R_{in}). The electrical connections described above are used to realize a sensor with a suitable frequency response. Such electrodes can be used for ECG diagnostic and monitoring applications [22].

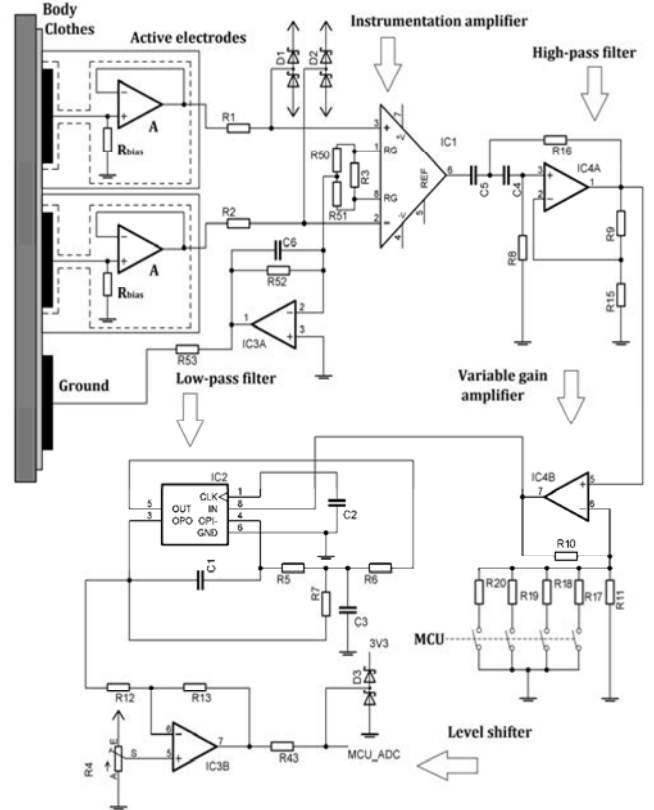


Fig. 6. The circuit diagram of the analog part. Active electrode - PS25251; IC1-AD620; IC2 - MAX261; IC3,IC4 - TC913

IV. ANALOG PART FOR CONTACTLESS ECG SCANNING AND BASIC SIGNAL PROCESSING

Although the main goal of the analog part design was to create an ECG system with contactless electrodes, a version without capacitively coupled electrodes, i.e. a conventional version of ECG with contact electrodes, was also considered. Since the non-contact electrodes have a gain of 50, it was necessary to add a gain control when using conventional contact electrodes. This is accomplished using analog switches. The circuit diagram of analog part is displayed in Fig. 6. The outputs of active electrodes are connected to instrumentation amplifier (IC1) followed by high-pass filter (IC4A) where filter cutoff frequency is 1.6 Hz, next is variable gain amplifier (IC4B) where the gain is changed by analog switches that connect resistors of different values, next is 8th order switched capacitor, Butterworth low-pass filter (IC2) with cutoff frequency 33 Hz and 2nd order analog filter with cutoff frequency 55 Hz and level shifter (IC3b)

(because voltage for A/D converter must be only positive). The output of the analog part is then connected to a 12-bit A/D converter, which is part of the microcontroller STM32F303K8 [23]. The microcontroller digitizes the ECG signal with a sampling rate of 1 kHz, converts the parallel number from the converter to the serial and transmits wirelessly to the receiver (NRF24L01 is used as transmitter and the same module as receiver). The signal from the receiver is once more processed by a microcontroller and connected to PC via USB. Because microcontroller used in the receiver module also includes a digital to analog converters (D/A), it allows convert received digital ECG signal to analog output which can be displayed on an oscilloscope.

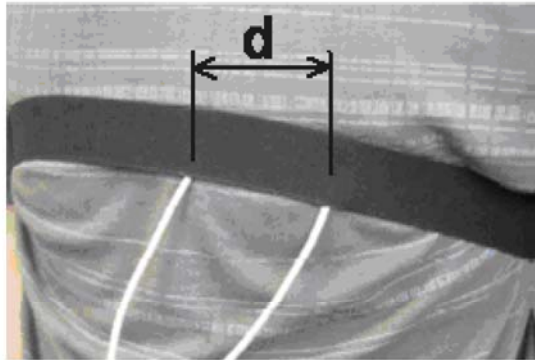


Fig. 7. The capacitance electrodes placed on the T-shirt (under rubber belt), distance $d=7$ cm in this figure

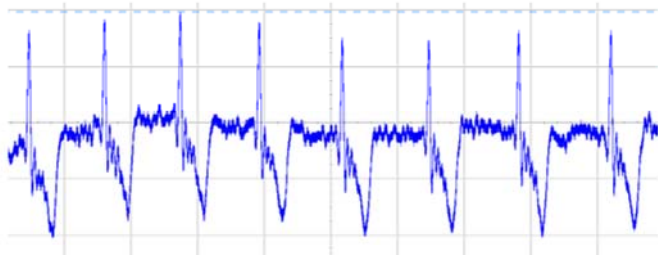


Fig. 8. The ECG signal from capacitance electrodes placed on the body, distance 20 cm, (real time signal taken from oscilloscope)

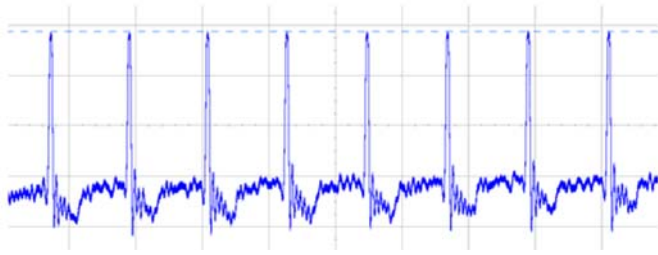


Fig. 9. The ECG signal from capacitance electrodes placed on the body, distance $d=7$ cm, (real time signal taken from oscilloscope)

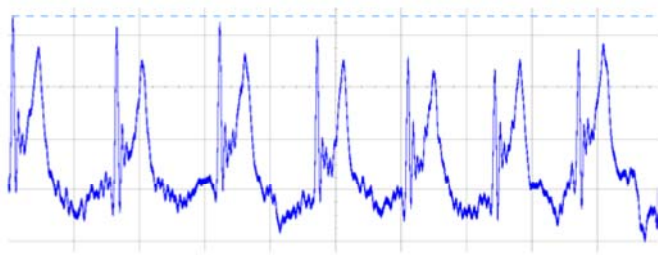


Fig. 10. The ECG signal from capacitance electrodes placed on the T-shirt, distance $d=20$ cm, (real time signal taken from oscilloscope)

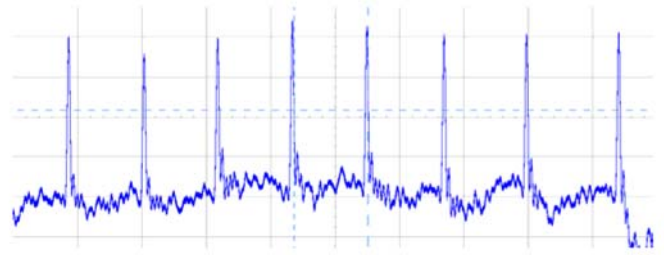


Fig. 11. The ECG signal from capacitance electrodes placed on the T-shirt, distance $d=7$ cm, (real time signal taken from oscilloscope)

V. RESULTS

Various placement and electrode spacing on the body were tested during the tests. An important result is that the electrodes can be placed close to each other ($d = 7$ cm, see Fig. 7) which will be important if the electrodes are placed in the driver's seat belt. Fig. 8 and 9 show ECG waveforms when active capacitive electrodes were placed directly on the body at 20 cm and 7 cm distances. Fig. 10 and 11 show ECG waveforms when active capacitive electrodes were placed on the T-shirt at 20 cm and 7 cm distances.

On the Fig. 12 is an example of an ECG signal evaluating the QRS complex and shaping it into a digital signal to determine heart rate, heart pulse loss, heart rate variability, etc. Derivation is based on detection of maximum and minimum in QRS complex.

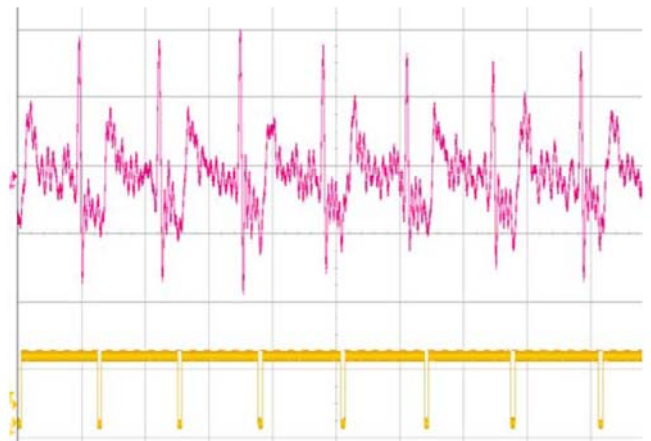


Fig. 12. The ECG signal from capacitive electrode placed on T-shirt, distance 7 cm (top) and detection of QRS complex for heart rate evaluation (bottom)

There is a problem with artifacts caused by the movement of a person when scanning ECG. The example is presented in Fig. 13. The Y scale shows the values from the 12-bit A / D converter. Therefore, an experiment was performed with an accelerometer located near the sensing electrodes and the possibility of ECG interference compensation was tested [24-29]. The result is shown in Fig. 14 and 15 for 2 different segments of ECG signal. In the upper part the segment of ECG signal is disturbed by the movement of the patient, in the middle the signal from the accelerometer is shown. The accelerometer signal is smoothed by the low-pass filter. On the bottom is result of subtracting smoothed accelerometer signal from movement disturbed ECG signal. It should be added that the signal to be subtracted must be appropriately amplified. This signal processing is currently being performed offline in PC (signal must be segmented).

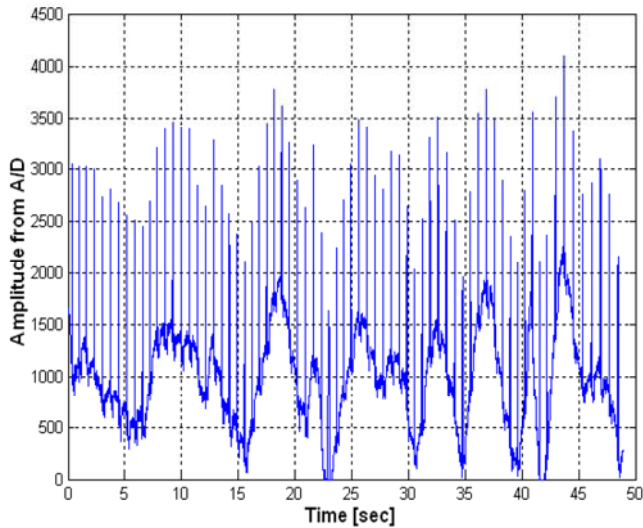


Fig. 13. The example of ECG signal disturbed by the movement of the patient. The Y scale shows the values from the 12-bit A / D converter

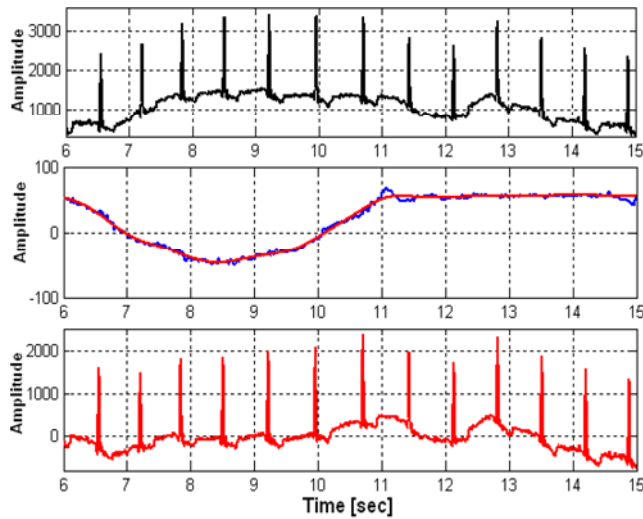


Fig. 14. Top - ECG signal disturbed by the movement of the patient, middle - the signal from the accelerometer and signal smoothed by the lowpass filter, bottom - corrected ECG signal as result of subtracting smoothed accelerometer signal from disturbed ECG signal

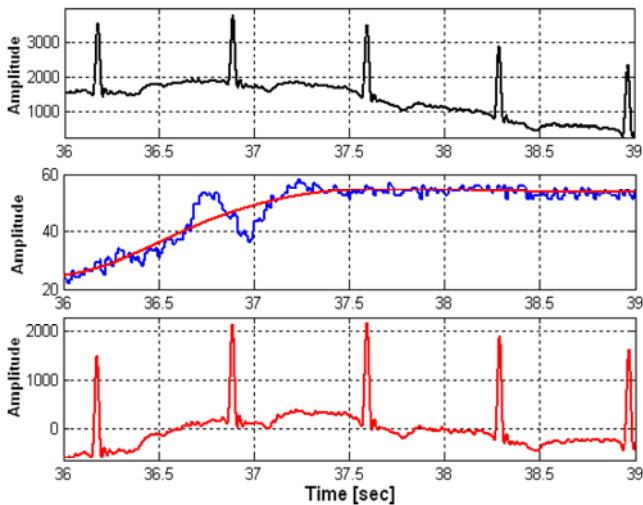


Fig. 15. Another example of ECG signal disturbed by the movement of the patient. The signal description is the same as in Fig. 14

VI. CONCLUSIONS

A number of research institutes are currently involved in contactless scanning and wireless transmission of ECG and other physiological parameters that do not bother the patient. In this work, a system for contactless ECG monitoring based on commercial active capacitive ECG electrodes was described. The main advantage is that the sensing electrodes not only are non-contact with body, but can even sense the ECG signal through the fabric, e.g. they can be placed on a T-shirt, car belt etc. Properties of active capacitive electrodes and analogue ECG sensing system have been described. Results measured on the realized sample system were also presented. News in this paper are on the first the electrodes distance and their places testing, on the second, using signals from accelerometer to partly remove errors caused patient moving. The so far disadvantage is that some calculation requires offline signal processing. The main advantage, however, is that contactless ECG signal acquisition is possible. The system can be used wherever it is necessary to monitor non-contact ECG for a long time.

REFERENCES

- [1] J. H. Kim, S. M. Lee, S. H. Lee, "Capacitive monitoring of bio and neuro signals," *Biomedical Engineering Letters*, 2014, pp.142-148.
- [2] I. D. Castro, C. Varon, T. Torfs, T. S. vanHu R. Puers, C. van Hoof, "Evaluation of a multichannel non-contact ECG system and signal quality algorithms for sleep apnea detection and monitoring," *Sensors*, 18, 577. PubMed, 2018.
- [3] M. Choi, J. J. Jeong, S. H. Kim, S. W. Kim, "Reduction of motion artifacts and improvement of R peak detecting accuracy using adjacent non-intrusive ECG sensors," *Sensors*, 16, 715. PubMed, 2016.
- [4] M. Weder et al., "Embroidered electrode with silver/titanium coating for long-term ECG monitoring," *Sensors*, vol. 15, no. 1, pp. 1750–1759, 2015.
- [5] E. M. Fong and W.Y. Chung, "A hygroscopic sensor electrode for fast stabilized non-contact ECG signal acquisition," *Sensors*, vol. 15, no. 8, pp. 19237–19250, 2015.
- [6] B. Babusiak, S. Borik, L. Balogova, L., "Textile electrodes in capacitive signal sensing applications," *Measurement*, 2018, pp. 114: 69-77.
- [7] K. Vlach, J. Kijonka, F. Jurek, P. Vavra, P. Zonca, "Capacitive biopotential electrode with a ceramic dielectric layer," *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2017, pp. 245, 988-995.
- [8] E. Spinelli, F. Guerrero, P. Garcia, and M. Haberman, "A simple and reproducible capacitive electrode," *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, no. 3, pp. 286–289, 2016.
- [9] T. Bednar, B. Babusiak, "Measurement of capacitive coupled ECG from the car seat," *TRANSCOM, High Tatras, Novy Smokovec - Grand Hotel Bellevue, Slovak Republic, ScienceDirect*, 2019.
- [10] I. D. Castro, M. Mercuri, A. Patel, R. Puers, C. Van Hoof and T. Torfs, "Physiological Driver Monitoring Using Capacitively Coupled and Radar Sensors," *MDPI, Appl. Sci.* 2019, 9, 3994; doi:10.3390/app9193994, Available: www.mdpi.com/journal/applsci
- [11] J. Vicente, P. Laguna, A. Bartra, P. Bailón, "Drowsiness detection using heart rate variability," *Med. Biol. Eng. Comput.*, 54, pp. 927–937. PubMed, 2016.
- [12] M. T. Valderas, J. Bolea, P. Laguna, M. Vallverdú, R. Bailón., "Human emotion recognition using heart rate variability analysis with spectral bands based on respiration," In *Proceedings of the 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Milan, Italy, 25–29 August 2015; pp. 6134–6137.
- [13] C. H. Antink, E. Breuer, D. U. Uguz, S. Leonhardt, "Signal-Level Fusion With Convolutional Neural Networks for Capacitively Coupled ECG in the Car," In *Proceedings of the 2018 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, Maastricht, The Netherlands, pp. 23–26 September 2018.

- [14] Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg Drive Amplifier, Texas Instrum., Dallas, TX, USA, 2011. [Online]. Available: <http://www.ti.com/general/docs/>
- [15] Y. Ye-Lin et al., "Wireless sensor node for non-invasive high precision electrocardiographic signal acquisition based on a multi-ring electrode," *Measurement*, vol. 97, pp. 195–202, 2017.
- [16] V. P. Rachim and W.-Y. Chung, "Wearable noncontact armband for mobile ECG monitoring system," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 10, no. 6, pp. 1112–1118, 2016.
- [17] J. Lee et al., "Flexible capacitive electrodes for minimizing motion artifacts in ambulatory electrocardiograms," *Sensors*, vol. 14, no. 8, pp. 14732–14743, 2014.
- [18] J. Lee, G. H. Lee, H. Kim, and S. Cho, "An ultra-high input impedance analog front end using self-calibrated positive feedback," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 53, no. 8, pp. 2252–2262, Aug. 2018.
- [19] F. N. Guerrero, E. M. Spinelli, "A Two-Wired Ultra-High Input Impedance Active Electrode," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 12, no. 2, Apr. 2018, DOI: 10.1109/TBCAS.2018.2796581
- [20] M. Chen et al., "A 400 G Ω input-impedance, 220 mVpp linear-inputrange, 2.8Vpp CM-interference -tolerant active electrode for non-contact capacitively coupled ECG acquisition," in *Proc. IEEE Symp. VLSI Circuits*, Honolulu, HI, USA, Jun. 2018, pp. 129–130.
- [21] PS25451, EPIC Ultra High Impedance Movement Sensor, Data Sheet 291767 issue 2, Plessey Semiconductors Ltd., Available: www.plessevsemi.com
- [22] PS25251, EPIC Ultra High Impedance ECG Sensor, Data Sheet 291766 Issue 3, Plessey Semiconductors Ltd., Available: www.plesseysemi.com
- [23] F. Zhang, J. Holleman, and B. P. Otis, "Design of ultra-low power biopotential amplifiers for biosignal acquisition applications," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 6, no. 4, pp. 344–355, Aug. 2012.
- [24] STM32F303x6/x8, stm32f303c6-1, DS9866 Rev 8, 2018, Available on: www.st.com.
- [25] S. K. Jain and B. Bhaumik, "An energy efficient ECG signal processor detecting cardiovascular diseases on smartphone," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 11, no. 2, pp. 314–323, Apr. 2017.
- [26] Y. M. Chi, C. Maier, and G. Cauwenberghs, "Ultra-high input impedance, low noise integrated amplifier for noncontact biopotential sensing," *IEEE J. Emerg. Sel. Topics Circuits Syst.*, vol. 1, no. 4, pp. 526–535, Dec. 2011.
- [27] J. Jenitta, A. Rajeswari, "Denoising of ECG signal based on improved adaptive filter with EMD and EEMD," in *Proc. IEEE Conf. Informat. Commun. Technol.*, 2013, pp. 957–962.
- [28] T. Torfs, Y. H. Chen, H. Kim, and R. F. Yazicioglu, "Noncontact ECG recording system with real time capacitance measurement for motion artifact reduction," *IEEE Trans. Biomed. Circuit Syst.*, vol. 8, no. 5, pp. 617–625, Oct. 2014.
- [29] I. D. Castro, R. Morariu, T. Torfs, C. van Hoof, and R. Puers, "Robust wireless capacitive ECG system with adaptive signal quality and motion artifact reduction," in *Proc. IEEE Int. Symp. Med. Meas. Appl.*, Benevento, Italy, 2016, pp. 1–6.

E. Příspěvek na konferenci Applied Electronics 2020

E.1. Non Contact Methods of Heart Rate Variability Measuring and Analysis

Příspěvek na konferenci byl přijat. Konference se bude konat 8. a 9. září 2020.

Non Contact Methods of Heart Rate Variability Measuring and Analysis

Milan Stork

Department of Applied Electronics and
Telecommunications/RICE
University of West Bohemia
Plzen, Czech Republic
stork@kae.zcu.cz

Josef Houzar

Department of Applied Electronics and
Telecommunications/RICE
University of West Bohemia
Plzen, Czech Republic
jhouzar@gmail.cz

Abstract – It is well known that the heart rate variability (HRV) reflects the activity of the autonomic nervous system. HRV is calculated from heart rate (HR). HR is a nonstationary signal; its frequency variation may contain indicators of current disease, or warnings about impending cardiac diseases. Irregular variance of HRV can be considered as a predictor for sudden cardiac death or for cardiac transplant patient, etc. Measurements of HRV can be acquired by analyzing the changes of heart rate with power spectral analysis or obtained from model by using the nonlinear dynamics e.g. chaos theory. This paper deals on different approach for HRV measuring and their properties. All described methods were tested and results are shown.

Keywords – accelerometer; balistocardiography; ECG; heart rate variability; non contact electrodes; pressure wave

I. INTRODUCTION

HRV causes irregular RR intervals in electro cardiograph signal (ECG). HRV is most often derived from ECG [1, 2, 3]. HRV can be separated in 4 frequency bandwidth:

1. High frequency (HF) [0.15 – 0.4] Hz, $t_M=1$ min
 2. Low frequency (LF) [0.04 – 0.15] Hz, $t_M=5$ min
 3. Very low frequency (VLF) [0.0033 – 0.04] Hz, $t_M=50$ min
 4. Ultra low frequency (ULF) [<0.0033] Hz, $t_M=24$ hour
- where t_M is measuring time.

From previous HRV separation is seen that measuring time is long for LF, VLF and ULF. Consider contact ECG as the gold standard, but if the HRV is measured by means of contact ECG there are problems with electrodes. E.g. the wet electrodes method uses conductive gels that contain toxic materials that can cause patient skin irritation and are therefore they aren't suitable for long-term ECG imaging. Patients may also be allergy to nickel particles or acrylic adhesive present in frequently used hydrogel ECG electrodes. Methods using wet electrodes are therefore not suitable for long-term

This work was supported by Department of Applied Electronics and Telecommunications, University of West Bohemia, Plzen, Czech Republic and by the Ministry of Education, Youth and Sports of the Czech Republic under the project OP VVV Electrical Engineering Technologies with High-Level of Embedded Intelligence, CZ.02.1.01/0.0/0.0/18_069/0009855 and by the Internal Grant Agency of University of West Bohemia in Plzen, the project SGS-2018-001.

ECG sensing. But there are other possibilities for HRV measuring, because other physiologic signals can be used, see Fig.1. In this paper is described and tested on several methods for HRV measuring, which are based on: non-contact ECG measuring (NCECG) which is almost similar as contact ECG, accelerometer based method (ACC), pulse wave method (PW) and balistocardiography (BCG) method. All these methods belong to non-invasive non contact methods and are suitable for different types of patients [4, 5, 6].

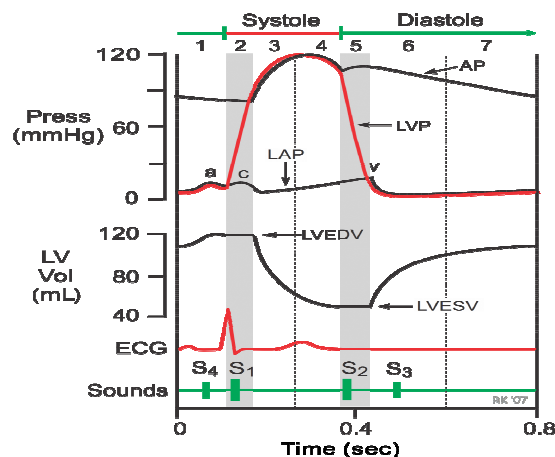


Figure 1. A single cycle of cardiac activity. Aortic pressure (AP), left ventricular pressure (LVP), left atrial pressure (LAP), left ventricular end-diastolic volume (LVEDV), left ventricular end systolic volume (LVESV), left ventricular volume (LV Vol), heart sounds (S₁-S₄). (Courtesy: Wikipedia)

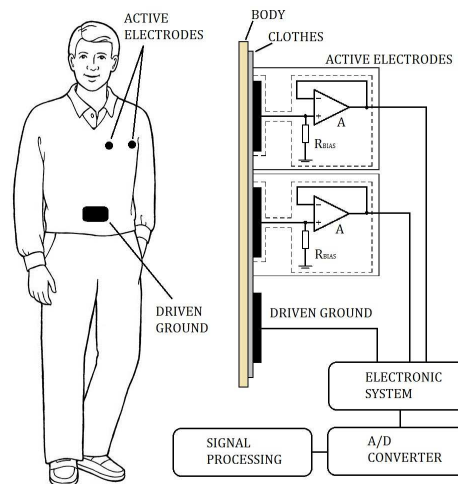


Figure 2. The block diagram of the system for NCECG method. The electrodes are placed on clothes



Figure 3. The capacitance electrodes placed on the T-shirt (under rubber belt)

II. NCECG METHOD

For NCECG the high input impedance, capacitive coupled electrodes were used. The ultra-high input resistance active electrodes with amplifier, type PS25251 was used for NCECG system construction [7]. PS25251 is ultra high impedance ECG sensor, with typically 20 G Ω input resistance and capacitive coupling. Input capacitance is only 15pF but high-pass -3dB cutoff is typically 0.2 Hz. Low-pass -3dB cutoff is typically 10 kHz The simplified block diagram of measuring system is shown in Fig. 2. It is important to note that signal was wirelessly transmitted. In Fig. 3 the photo of non-contact capacitive electrodes placed on T-shirt is displayed.

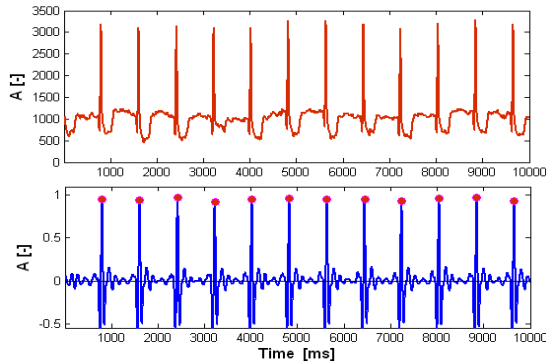


Figure 4. The example of NCECG - raw signal (top) and detected R waves (bottom)

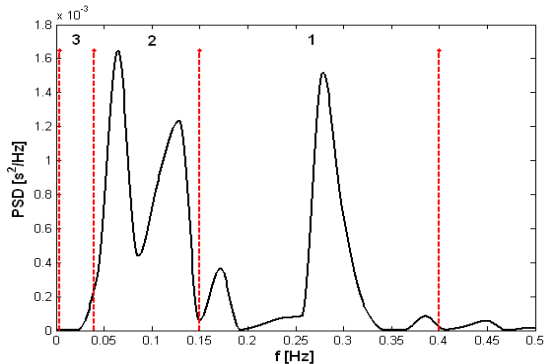


Figure 5. The example of PSD measured by means of NCECG separated in 3 bands, 1-HF, 2-LF, 3-VLF

The example of short NCECG signal measured by NCECG method and detected R waves are displayed in Fig. 4 In Fig. 5 the power spectral density (PSD) of NCECG signal is presented

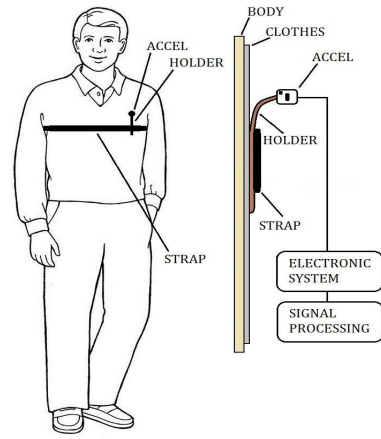


Figure 6. Acceleration method block diagram

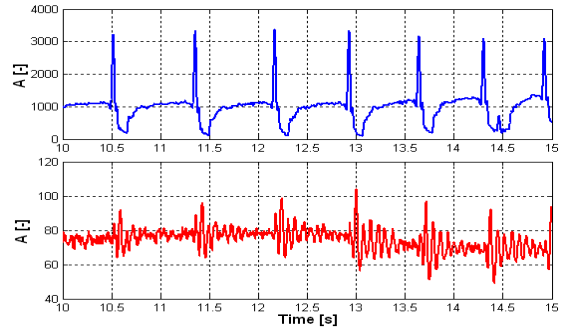


Figure 7. ACC method. ECG raw signal (top) and raw signal form accelerometer (bottom)

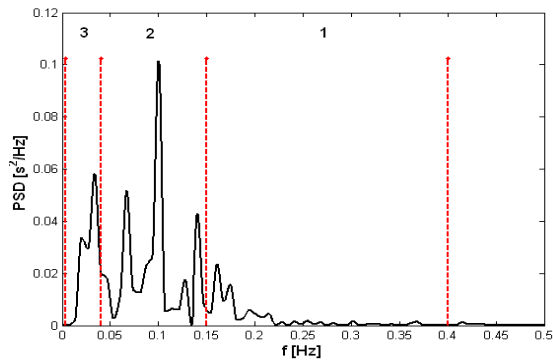


Figure 8. PSD measured by means of ACC method separated in 3 bands, 1-HF, 2-LF, 3-VLF

III. ACC METHOD

For this method the accelerometer was used. Block diagram of ACC method is shown in Fig. 6. Accelerometer is attached on rubber belt (ADXL345 3-Axis, $\pm 2 g/\pm 4 g/\pm 8 g/\pm 16 g$ was used) [8]. The short time evolution of NCECG and ACC signals are shown in Fig. 7. The PSD is presented in Fig. 8.

IV. PW METHOD

The third method is based on blood pressure waveforms measuring in finger [7, 8], see Fig. 9. The arterial pressure is measured non-invasively by means of small cuff placed around the finger with piezoelectric sensor inside. The principle is similar to photoelectric plethysmograph method, but it is much better concerning power consumption, because piezoelectric sensor is power source [9].

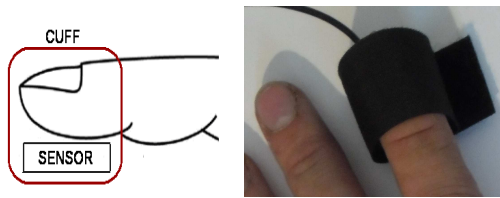


Figure 9. PW - piezoelectric sensor. Sensor principle (left), Photo of the sensor (right)

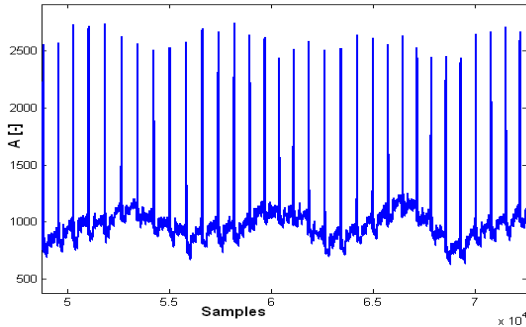


Figure 10. The example of raw signal. PW method

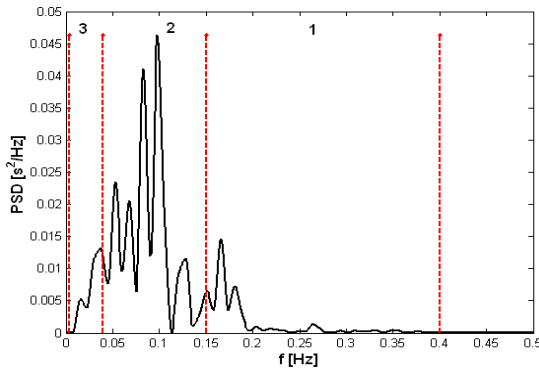


Figure 11. The example of PSD measured by means of PW separated in 3 bands, 1-HF, 2-LF, 3-VLF

Results of PW methods are displayed in Fig. 10, where time evolution of signal from piezoelectric sensor, the PSD is shown in Fig. 11.

V. BCG METHOD

The fourth method is based on mechanical vibrations of body [10, 11, 12]. BCG is a newly revived inexpensive method where local vibrations due to cardiovascular function are detected non-invasively from the sternum. These vibrations provide information about the mechanical function of the cardiovascular system that can be used as an independent diagnostic method. Thus, BCG has been proposed to be a useful tool in ischemia detection. BCG is also proposed to function as a relatively simple method for assessing myocardial contractility. Measuring principle is shown in Fig. 12. The tested person only sits on rigid chair with force sensor. Balistocardiogram is a record of mechanical oscillations generated by a movement of heart and blood flow through great vessels in upper part of body. From BCG systolic forces, HR and HRV can be derived. Example of measured BCG signal with detected maximal values for derivation HR and HRV is presented in Fig. 13. PSD is displayed in Fig. 14.

Main advantage of BCG method is that sensor is not attached to tested person. Disadvantage of BCG is sensitivity on body movement. Time evolution of BCG signal is similar as signal from ACC method.

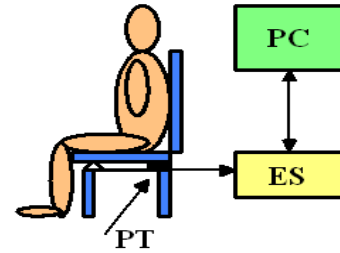


Figure 12. BCG PT - piezoelectric transducer (force sensor), ES - electronic system, PC - personal computer

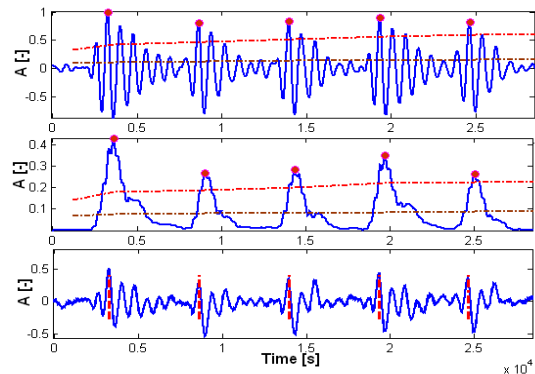


Figure 13. BCG method. Raw signal (top) and detected maximal values (middle), filtered signal with detected R (bottom)

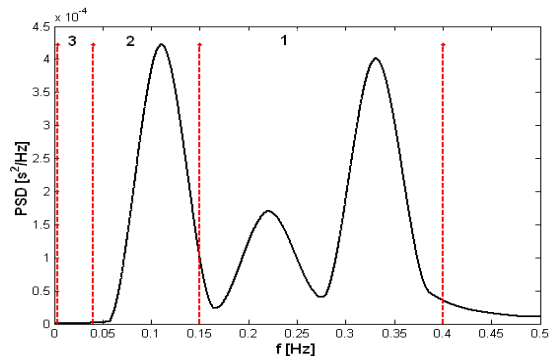


Figure 14. PSD measured by means of BCG method separated in 3 bands, 1-HF, 2-LF, 3-VLF

VI. EVALUATION

The HRV is based on time domain and spectral methods [13 - 24]. The important parameters (calculated in Tab. I) are [25]: SDNN - the standard deviation of NN intervals. RMSSD - Root mean square of the successive differences - used for a good snapshot of the Autonomic Nervous System's Parasympathetic branch and is the basis of our "HRV Score", NN50 - The number of pairs of successive NN (R-R) intervals that differ by more than 50 ms. pNN50 - The proportion of NN50 divided by the total number of NN (R-R) intervals multiplied by 100 (result in %). HRM - mean HR during measuring, P_{LF}, P_{HF} - powers in LF and HF bands. Equations are following:

$$SDNN = \sqrt{\left(\frac{1}{N-1}\right) \sum_{j=1}^N (NN_j - \overline{NN})^2} \quad (1)$$

$$RMSSD = \sqrt{\left(\frac{1}{N-1}\right) \sum_{j=1}^{N-1} (NN_{j+1} - NN_j)^2} \quad (2)$$

$$SDSD = \sqrt{\left(\frac{1}{N-1}\right) \sum_{j=1}^{N-1} (|NN_{j+1} - NN_j| - \overline{\Delta NN})^2} \quad (3)$$

TABLE I. RESULTS OF DIFFERENT METHODS

Method	NCECG	ACC	PW	BCG
SDNN [ms]	86.5	87.6	87	84
RMSSD [ms]	37.9	37.4	38.1	37.6
SDSD [ms]	38	37.5	37.9	38.1
pNN50 [%]	18.1	18.7	18.8	18.9
HRM [beat/min]	80.9	80.5	79.7	80.2
P _{LF} [ms ²]	2435	2427	2520	2470
P _{HF} [ms ²]	584	522	530	545

VII. CONCLUSION

In this work, several methods for HRV was described, constructed and tested. The data was transmitted wirelessly to a PC. It was proof (see Tab. I), that results are similar for one tested subject. The NCECG method is gold standard. The ACC and BCG signals are similar but both methods are sensitive for patient movement. The one of most promising method is PW method, because of minimal power consumption what is important for long measuring. It would be best to test all methods simultaneously on one subject, but it has not been technically possible so far. Also, the difference in values in the table for different methods is due to measurements at different times on different subjects.

REFERENCES

- [1] T. C. Huang, D. Ramaekers, J. Lin, H. Ector, H. D. Geest, A. E. Aubert, "Analysis of Heart Rate Variability Using Power Spectral Analysis and Nonlinear Dynamics," *Computers in Cardiology*, 02766547194 \$4.00 0 IEEE, 1994.
- [2] U. R. Acharya, K. P. Josep, N. Kannathal, C. M. Lin, J. S. Suri, "Heart rate variability: a review," *Med Bio Eng Comput* 44:1031–1051, DOI 10.1007/s11517-006-0119-0, 2006.
- [3] R. J. Oweis, B. O. Al-Tabbaa, "QRS Detection and Heart Rate Variability Analysis: A Survey," *Biomedical Science and Engineering*, Vol. 2, No. 1, 13-34, DOI:10.12691/bse-2-1-3, Available online at <http://pubs.sciepub.com/bse/2/1/3>, 2014.
- [4] L. Wang, C. Y. Poon and Y. T. Zhang, "The non-invasive and continuous estimation of cardiac output using a photoplethysmogram and electrocardiogram during incremental exercise," *Physiol. Meas.* 31 (2010) 715–726, doi:10.1088/0967-3334/31/5/008, 2010.
- [5] M. Obadiat, "Phonocardiogram signal analysis: Techniques and performance analysis," *Journal of Medical Engineering and Technology*, vol. 17, no. 6, pp. 221-227, Nov./Dec. 1993.
- [6] A. M. Yebra, F. Landreani, C. Casellato, E. Pavan, C. Frigo, P. Fran, E. G. Caiani, "Studying Heart Rate Variability from Ballistocardiography Acquired by Force Platform: Comparison with Conventional ECG," *Computing in Cardiology*, 42:929-932, ISSN 2325-8861, 2015.

- [7] PS25251, EPIC Ultra High Impedance ECG Sensor, Data Sheet 291766 Issue 3, Plessey Semiconductors Ltd., Available: www.plesseysemi.com.
- [8] ADXL345, Digital Accelerometer, Analog Devices, Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL345.pdf>
- [9] M. A. Ahmad, "Piezoelectric extraction of ECG signal," *Sci. Rep.* 6, 37093; doi: 10.1038/srep37093, 2016.
- [10] M. J. Tadi, E. Lehtonen, T. Koivisto, M. P'ankaalaa and A. Paasio, "Seismocardiography: Toward Heart Rate Variability (HRV) Estimation," *IEEE Instrumentation and Measurement*, doi: 978-1-4799-6477-2/15/\$31.00 ©2015 IEEE, 2015.
- [11] K. Tavakolian, F. Khosrow-khavar, B. Kajbafzadeh, M. Marzencki, S. Rohani, B. Kaminska, and C. Menon, "Seismocardiographic adjustment of diastolic timed vibrations," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3797–3800, Aug 2012.
- [12] M. D. Rienzo, E. Vaini, P. Castiglioni, G. Merati, P. Meriggi, G. Parati, A. Faini, and F. Rizzo, "Wearable seismocardiography: Towards a beat-by-beat assessment of cardiac mechanics in ambulant subjects," *Autonomic Neuroscience*, vol. 178, no. 12, pp. 50 – 59, 2013.
- [13] J. Pan and W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230{236, 1985.
- [14] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, "Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-33, no. 12, pp. 1157{1165, 1986.
- [15] V. X. Afonso, J. W. Tompkins, T. Q. Nguyen, & S. Luo, "ECG beat detection using filter banks," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(2), 192–202. doi: 10.1109/10.740882, 1999.
- [16] A. Demski & M. L. Soria, "Ecg-kit: A Matlab Toolbox for Cardiovascular Signal Processing," In *Journal of open research software*, doi: <http://doi.org/10.5334/jors.86>, 2016.
- [17] D. Han, Y. N. Rao, J. C. Principe & K. Gugel, "Real-time pca (principal component analysis) implementation on dsp," In *2004 IEEE International Joint Conference on Neural Networks (IEEE Cat. No.04CH37541) (Vol. 3, pp. 2159–2162 vol.3)* doi:10.1109/IJCNN.2004.1380953, 2004.
- [18] J. W. Lee, K. S. Kim, B. Lee & M. H. Lee., "A real time QRS detection using delay-coordinate mapping for the microcontroller implementation," *Annals of Biomedical Engineering*, pp. 1140–1151. doi:10.1114/1.1523030, 2002.
- [19] F. Scholkmann, J. Boss & M. Wolf, "An efficient algorithm for automatic peak detection in noisy periodic and quasi-periodic signals," *Algorithms*, 5(4), 588–603, doi:10.3390/a5040588, 2012.
- [20] T. Schreiber & T. Kaplan, "Nonlinear noise reduction for electrocardiograms," *Chaos*. doi:<https://doi.org/10.1063/1.166148>, 1996.
- [21] H. Sedghamiz, "An online algorithm for r, s and t wave detection," *Matlab Central Community Profile*, doi:10.13140/RG.2.2.23774.64328, 2013.
- [22] H. Sedghamiz, "Complete Pan-Tompkins Implementation ECG QRS Detector," *Matlab Central Community Profile*, doi:10.13140/RG.2.2.14202.59841, 2014.
- [23] H. Sedghamiz & D. Santonocito, "Unsupervised detection and classification of motor unit action potentials in intramuscular electromyography signals," In *2015 e-health and bioengineering conference (ehb)* (pp. 1–6). doi:10.1109/EHB.2015.7391510, 2015.
- [24] H. Sedghamiz, "BioSigKit: A Matlab Toolbox and Interface for Analysis of BioSignals," *Journal of Open Source Software*, 3(30), 671, 2018.
- [25] What are HRV score, RMSSD, ln(RMSSD), SDNN, NN50, and PNN50? Available: <https://help.elitehrv.com/article/68-what-are-hrv-score-rmssd-ln-rmssd-sdnn-nn50-and-pnn50>.

F. Seznam příloh na CD

Příloha	Název složky	Název souboru
Program pro MCU v modulu A	Programy_MCU	Modul_A.hex
Program pro MCU v modulu B	Programy_MCU	Modul_B.hex
Komunikační aplikace	Aplikace_pro_PC	Komunikacni.exe
Aplikace pro analýzu HRV	Aplikace_pro_PC	Analyzator_HRV.m
Schéma zapojení modulu A, 1. verze	Eagle	EKG_snimac_modul_A1.sch
DPS modulu A, 1. verze	Eagle	EKG_snimac_modul_A1.brd
Schéma zapojení modulu A, 2. verze	Eagle	EKG_snimac_modul_A2.sch
DPS modulu A, 2. verze	Eagle	EKG_snimac_modul_A2.brd
Schéma zapojení modulu B	Eagle	EKG_snimac_modul_B.sch
DPS modulu B	Eagle	EKG_snimac_modul_B.brd