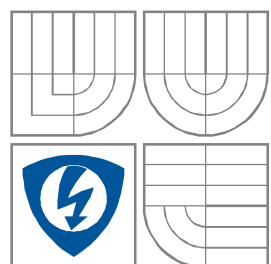


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONIC

ZPRACOVÁNÍ ELEKTROKARDIOGRAMU ELECTROCARDIOGRAM PROCESSING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S PROJECT

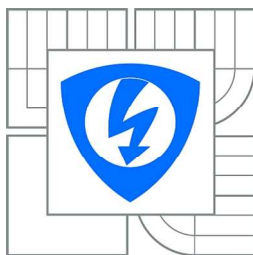
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Peter Miščík

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Marina Ronzhina

BRNO, 2011



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Peter Miščík

ID: 106646

Ročník: 3

Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Zpracování elektrokardiogramu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

V prostředí LabView navrhnete jednoduchý kardiologický monitor pro sledování tepové frekvence, který bude založený na detekci R-vln v EKG signálu a bude pracovat v reálném čase. Před detekcí provedte vhodnou filtraci signálů. Potřebná data získáte pomocí snímače EKG (EKG Sensor, Vernier) a simulátorů EKG signálů. Součástí textu závěrečné práce bude i laboratorní návod na vytvoření příslušného virtuálního přístroje.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SORNMO, L., LAGUNA, P. Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. Academic Press, 2005.

[2] VLACH, J. Začínáme s LabVIEW. Praha: BEN - technická literatura, 2008.

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 27.5.2011

Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Táto bakalárská práca sa zaoberá spracovaním elektrokardiogramu (EKG) v programovom prostredí LabView. Hlavnú časť je program na spracovanie EKG, vrátane potlačenia rôznych šumů a detekcie R-piku, vytvorený v prostredí LabView. Použitie komponenty a postup realizácie jednotlivých častí programu sú popísané v manuáli a dosiahnuté výsledky znázornené na obrázkoch.

Klíčov slova

Elektrokardiogram (EKG), filtrce EKG, detekcia R-piku

Abstract

The topic of this bachelor's thesis is electrocardiogram (ECG) processing using LabView. The main part of a program for processing the ECG, particularly suppressing various noises and detection R-peaks, is created in LabView environment. Used components and realization of individual parts of program are described in manual, achieved results are shown in pictures.

Keywords

Electrocardiogram (ECG), filtering ECG, detection of R-peak

Bibliografická citácia

MIŠČÍK, P. *Zpracování elektrokardiogramu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 45 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Marina Ronzhina.

Prohlášení

Prohlašuji, že svůj semestrální projekt na téma Zpracování elektrokardiogramu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu 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 uvedeného semestrálního projektu dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu 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 § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 3. ledna 2011

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu semestrálního projektu Ing. Marině Ronzhině za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mého semestrálního projektu.

V Brně dne 3. ledna 2011

.....
podpis autora

Obsah

Obsah	6
Zoznam obrázkov	7
Úvod	8
1 Elektrokardiografia	9
1.1 Elektrokardiografické zvodové systémy	9
1.1.1 Bipolárne Eithovenove zvodové systémy (I., II., III.).....	9
1.1.2 Unipolárne končatinové Goldbergerovy zvodové systémy (aVL, aVR, aVF)	10
1.1.3 Unipolárne hrudné zvodové systémy (V1, V2, V3, V4, V5, V6)	10
1.2 EKG krivka	11
1.3 Elektrokardiografy	13
2 Spracovanie EKG	13
2.1 Predspracovanie	14
2.1.1 Potlačenie driftu	14
2.1.2 Potlačenie sieťového brumu	15
2.1.3 Myopotenciály.....	17
2.2 Detekcia QRS	17
3 LabView	18
4 Návod na vytvorenie virtuálneho prístroja (VI)	19
4.1 Vytvorenie VI.....	20
4.2 Načítanie signálu	21
4.2.1 Načítanie signálu zo súboru	21
4.2.2 Načítanie signálu nameraného pomocou snímača EKG (Vernier)	22
4.2.3 Výber signálu	25
4.3 Predspracovanie	26
4.3.1 Potlačenie driftu	26
4.3.2 Potlačenie sieťového brumu	27
4.3.3 Potlačenie myopotenciálov	29
4.4 Spracovanie	32
4.4.1 Detekcia QRS	33
4.4.2 Signalizácia prítomnosti R piky	34
4.4.3 Sledovanie dĺžky RR intervalu	36
4.4.4 Zvuková signalizácia R vlny	39
4.5 Časová podmienka pre sledovanie dĺžky RR intervalu.....	40
5 Záver	43
6 Zoznam literatúry	44
7 Prílohy	45
Príloha A (obsah CD).....	45
Príloha B.....	45

Zoznam obrázkov

<i>Obr. 1.1. Eithovenov trojuholník.....</i>	<i>9</i>
<i>Obr. 1.2. Unipolárne Goldbergerovy zvody.....</i>	<i>10</i>
<i>Obr. 1.3. Unipolárne hrudné zvody.....</i>	<i>11</i>
<i>Obr. 1.4. Krivka EKG.....</i>	<i>12</i>
<i>Obr. 1.5 RR interval</i>	<i>13</i>
<i>Obr. 2.1 Lineárny časovo nemenný filter.....</i>	<i>15</i>
<i>Obr. 2.2 Fázový diagram pre dva filtre IIR.....</i>	<i>16</i>
<i>Obr. 2.3 Zvýraznenie QRS komplexu</i>	<i>17</i>
<i>Obr. 3.1. Prepojenie pre snímanie EKG.....</i>	<i>18</i>
<i>Obr. 4.1 Bloková schéma spracovania EKG.....</i>	<i>19</i>
<i>Obr. 4.2 Úvodná obrazovka Labview.....</i>	<i>20</i>
<i>Obr. 4.3 Čelný panel (a) a blokový digram (b).....</i>	<i>21</i>
<i>Obr. 4.4 Palety LabView: Functions (a), Controls (b), Tools (c).....</i>	<i>21</i>
<i>Obr. 4.5 Prepojenie funkcii k načítanie signálu zo súboru.....</i>	<i>22</i>
<i>Obr. 4.6 Komponenty LABPRO</i>	<i>23</i>
<i>Obr. 4.7 Nastavenie aktivity kanálu</i>	<i>23</i>
<i>Obr. 4.8 Prepojenie komponentov LabPro</i>	<i>24</i>
<i>Obr. 4.9 Indikátory LabPro a Stop Button.....</i>	<i>25</i>
<i>Obr. 4.10 Výber signálu</i>	<i>25</i>
<i>Obr. 4.11 Zobrazenie originálneho signálu</i>	<i>26</i>
<i>Obr. 4.12 Blokový diagram : Potlačenie driftu.....</i>	<i>27</i>
<i>Obr. 4.13 Čelný panel: Potlačenie driftu</i>	<i>27</i>
<i>Obr. 4.14 Blokový diagram: Potlačenie sieťového brumu.....</i>	<i>28</i>
<i>Obr. 4.15 Čelný panel: Potlačenie sieťového brumu</i>	<i>29</i>
<i>Obr. 4.16 Blokový diagram: Potlačenie myopotenciálov</i>	<i>30</i>
<i>Obr. 4.17 Čelný panel: Potlačenie myopotenciálov.....</i>	<i>30</i>
<i>Obr. 4.18 Potlačenie šumov na signály zo súboru</i>	<i>31</i>
<i>Obr. 4.19 Potlačenie šumov na signály meranom pomocou LabPro.....</i>	<i>32</i>
<i>Obr. 4.20 Detekcia QRS: prepojenie komponentov</i>	<i>33</i>
<i>Obr. 4.21 Detekcia QRS: Pásmová prepust' (a), dolná prepust' (b).....</i>	<i>34</i>
<i>Obr. 4.22 Signalizácia R piku</i>	<i>35</i>
<i>Obr. 4.23 Detekcia QRS: signál zo súboru</i>	<i>35</i>
<i>Obr. 4.24 Detekcia QRS: signál meraný pomocou LabPro</i>	<i>36</i>
<i>Obr. 4.25 Blokový diagram: Shift register</i>	<i>37</i>
<i>Obr. 4.26 Blokový diagram: RR interval</i>	<i>37</i>
<i>Obr. 4.27 RR interval: signál zo súboru</i>	<i>38</i>
<i>Obr. 4.28 RR interval: signál meraný pomocou LabPro</i>	<i>39</i>
<i>Obr. 4.29 Zvuková signalizácia R vlny</i>	<i>40</i>
<i>Obr. 4.30 Podmienka pre sledovanie dĺžky RR intervalu.....</i>	<i>41</i>
<i>Obr. 4.31 Prekročenie nastaveného času RR intervalu</i>	<i>41</i>
<i>Obr. 4.32 Čelný panel</i>	<i>42</i>

Úvod

Automatické spracovanie elektrokardiogramu (EKG) je stále rozvíjajúca sa disciplína, kde sú pomocou softwaru detekované pre diagnostiku rôznych srdečných chorôb významné parametre signálu. Detekované body sú potom spracované ďalšími diagnostickými prostriedkami. Tieto metódy sa využívajú predovšetkým u holterovského vyšetrenia, kde je záznam EKG 24 hodinový. Jedná sa o úsporu času, kde sú označené miesta patologického stavu a kardiológ potom vie, na ktorej časti EKG signálu sa má predovšetkým zamerať. Spracovanie je z pravidla dvojstupňové. Najskôr je signál potrebné vhodne filtrovať aby sa odstránil šum a rôzne artefakty a následne sa pristupuje k samotnej detekcii. Spracovanie je rovnako využívané u patientskych monitorov k spusteniu alarmu pri patologických stavoch.

Cieľom tejto bakalárskej práce je navrhnúť jednoduchý kardiologický monitor, v prostredí LabView, pre sledovanie tepovej frekvencie, ktorý bude založený na detekcii R-vln a bude pracovať v reálnom čase. Ďalej je cieľom laboratórny návod na vytvorenie príslušného virtuálneho prístroja, tak aby sa mohol využiť ako ukážka v laboratórnych cvičeniach.

1 Elektrokardiografia

Elektrokardiografia alebo EKG je vyšetrenie pri ktorom prístroj sníma elektrickú aktivitu srdca. Výsledkom je elektrokardiogram, graf zaznamenaný obvykle na milimetrovom papieri. Je to krivka zmien elektrického napätia medzi dvoma bodmi v priebehu času. Vyšetrenie EKG je rýchle, lacné a nenáročné pre pacienta, pritom prináša mnoho dôležitých informácií o funkcii srdca.

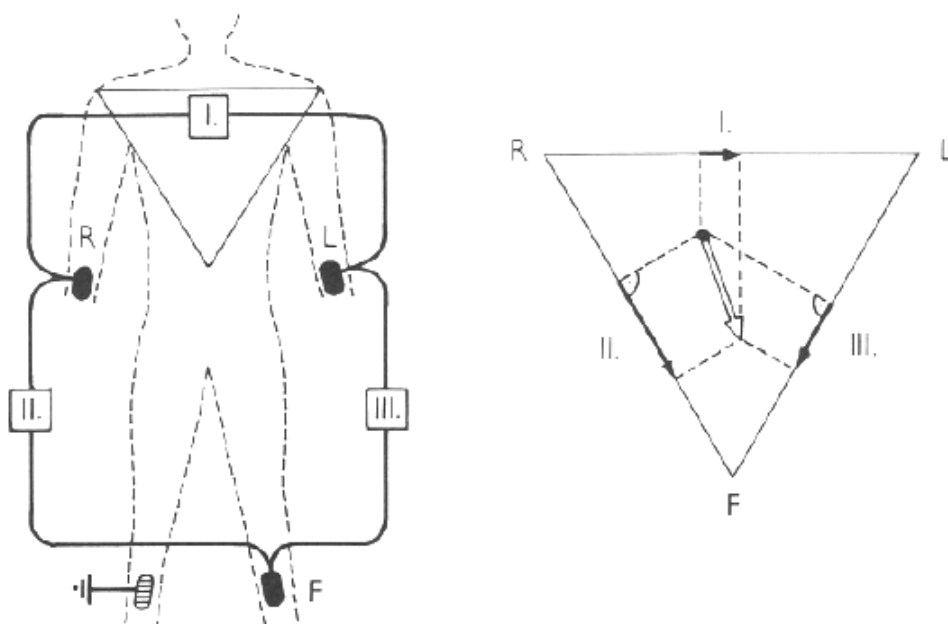
Výsledok vyšetrenia, záznam EKG je k dispozícii ihneď, ktorý lekár zhodnotí. Môže na ňom napríklad vidieť, či srdce trpí nedostatkom kyslíku – infarkt myokardu, pracuje koordinovane, má správnu frekvenciu alebo či nie je zväčšené. Niektoré poruchy sa na EKG nemusia prejaviť, napríklad poruchy rytmu - arytmia, ktoré sa vyskytnú len raz za čas, alebo pokiaľ srdce pracovať nedostatočne pri určitej fyzickej záťaži. Pri podozrení na takú poruchu lekár musí uskutočniť ďalšie vyšetrenia.

1.1 Elektrokardiografické zvodové systémy

Miesta snímania z povrchu tela a ich označenie sa v elektrokardiografii pevne ustálili. Preto EKG signál môžeme zaznamenať v pomerne veľkej amplitúde (jednotky až desiatky mV) prakticky na ľubovoľnom mieste telesného povrchu. U nás najčastejšie 12 zvodové EKG a to tri bipolárne Eithovenove končatinové zvody, tri končatinové unipolárne Goldbergerove zvody a šesť unipolárnych hrudných zvodov. [4]

1.1.1 Bipolárne Eithovenove zvody (I., II., III.)

Užívajú sa od začiatku elektrokardiografie. Sú s nimi veľké skúsenosti a nejde ich pre bežnú prax opomenúť. Zachycujú projekciu srdečného potenciálu do frontálnej roviny. Pri bipolárnom zapojení sa meria rozdiel potenciálov medzi dvoma aktívnymi elektródami. Zvody sa označujú rímskymi číslicami I, II, III (znázornené na obr. 1.1, [8]):



Obr. 1.1. Eithovenov trojuholník.

Pokiaľ spojíme tieto tri zvodné miesta (približných vrcholov rovnoramenného trojuholníka, rozumie sa v miestach odstupe končatín od trupu, alebo tieto zvodné miesta fungujú ako predĺžený kábel), dostaneme známy Einthovenov trojuholník. Keď označíme potenciály snímané končatinovými elektródami ako VR (pravá ruka), VL (ľavá ruka) a VF (ľavá noha), sú bipolárne končatinové zvodny podľa Einthovena definované takto [4]:

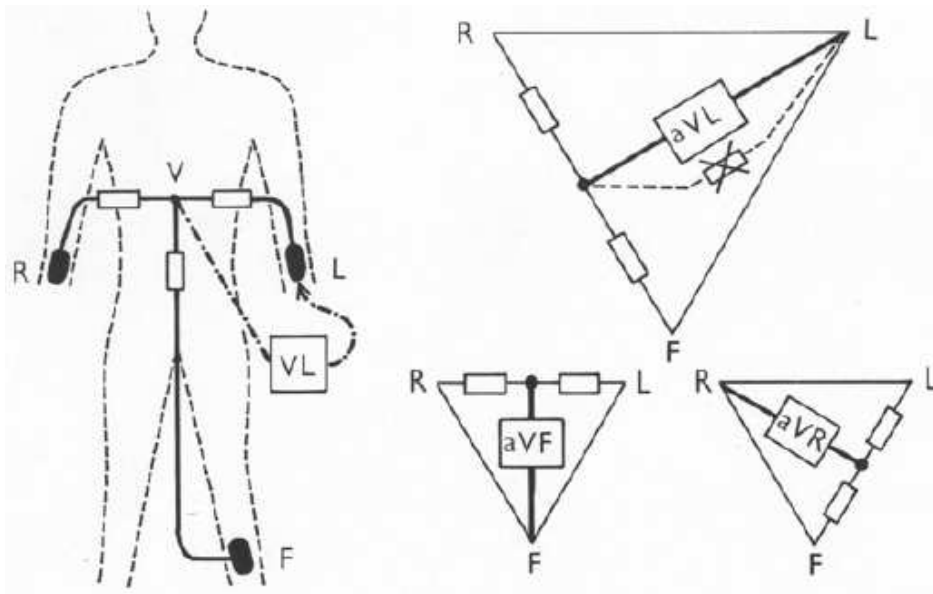
$$U_I = V_L - V_R,$$

$$U_{II} = V_F - V_R,$$

$$U_{III} = V_F - V_L.$$

1.1.2 Unipolárne končatinové Goldbergerovy zvodny (aVL, aVR, aVF)

Spojením končatinových elektród cez rovnako veľké odpory bol vytvorený virtuálny stred (tzv. Wilsonova svorka), do ktorého boli zapojené referenčné vstupy troch ďalších diferenciálnych zosilňovačov. Vektory nových súradnicových os, ktoré tak vznikli, si môžeme predstaviť ako šípky, vedúce zo stredu (z ťažiska) rovnostranného Einthovenova trojuholníku smerom k jeho vrcholom, reprezentujúcim elektródy R, L, F; novo vzniknuté zvodny potom boli pomenované VR, VL, VF. Vylepšením tohto systému preto bolo zapojenie, kde sa nevytvoril centrálny bod uprostred trojuholníka pre všetky elektródy, ale pre každý referenčný bod bol vytvorený bod z dvoch odporov, spájajúcich ostatné elektródy (Obr. 1.2. [8]). Týmto spôsobom osvetľujeme dodnes používané označenie odpovedajúcich zvodov ako aVR, aVL, aVF. Jedná sa o zvodny unipolárne, kde každý zvod reprezentuje potenciál len jednej príslušnej elektródy. [4]

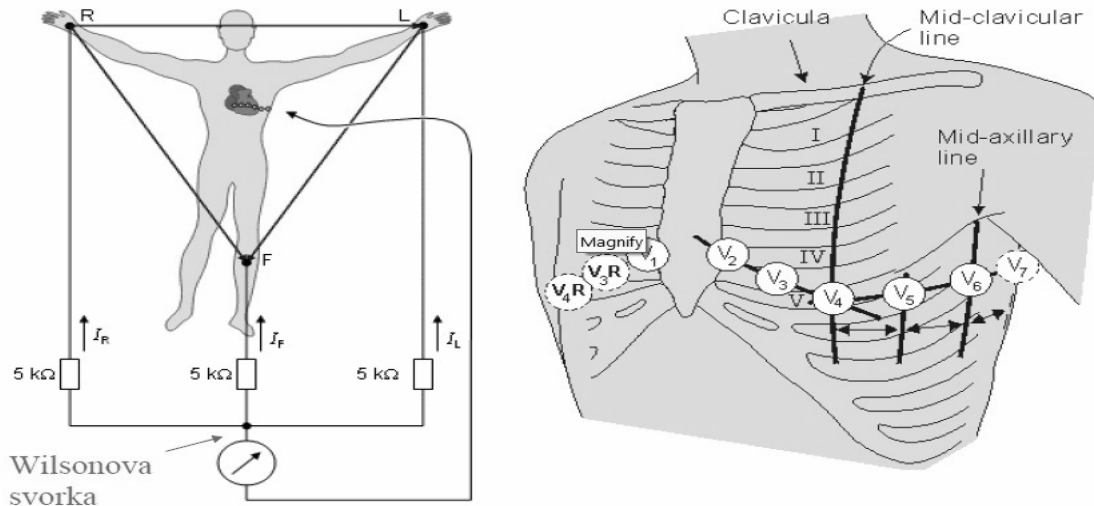


Obr. 1.2. Unipolárne Goldbergerovy zvodny.

1.1.3 Unipolárne hrudné zvodny (V1, V2, V3, V4, V5, V6)

Priebehom doby vznikla potreba vyšetrovať pohyb elektrického srdečného vektora v priestore, tj. bolo nutné umiestniť elektródy v rovine pokiaľ možno kolmej na túto rovinu. Toho sa dosiahlo pomocou šiestich elektród V1 až V6, umiestnených priamo na hrudníku vyšetrovanej osoby tak, že elektródy V1 a V2 ležia medzi štvrtým a piatym rebrom vpravo a vľavo od hrudnej kosti, ďalej vľavo elektróda V3 a ďalej stále umiestňované elektródy V4, V5

a V6 ležia medzi piatym a šiestym: V4 v čiare prebiehajúcej stredom ľavého kľúčku, V5 v čiare prebiehajúcej prednou riasou podpažnej jamky a V6 v čiare pod stredom podpažnej jamky (viď. Obr. 1.3 [3]). [4]



Obr. 1.3. Unipolárne hrudné zvodky.

1.2 EKG krivka

EKG vyšetrenie je súčasťou každého interného vyšetrenia. Preto správny popis EKG krivky je dôležitý a má spolu s anamnézou a klinickým obrazom rozhodujúci význam pre stanovenie diagnózy. Na každej EKG krivke popisujeme rytmus, akcie, frekvencie, sklon elektrickej osi srdčej, analýza jednotlivých vln a kmitov. [5]

Depolarizácia a repolarizácia siene a komôr vedie ku vzniku rôznych vln a kmitov na EKG.

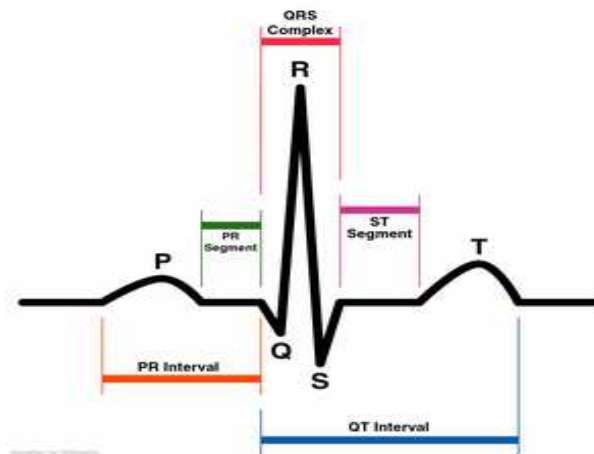
Na EKG rozoznávame rôzne vlny, kmity a intervaly (Obr. 1.4) [5]:

vlny: P,T,U

kmity: Q,R,S

intervaly: PQ (PR), QT

úseky: PQ,ST.



Obr. 1.4. Krivka EKG.

Podstata jednotlivých častí môže byť definovaná nasledovne [5]:

Vlna P je prejavom depolarizácie siene. Je to obvykle pozitívna guľovitá vlna, jej výška je maximálne 2,5 mm (0,25 mV) a netrvá dlhšie než 0,10 s.

Interval PQ (PR) ide o interval, ktorý meriame od začiatku vlny P ku začiatku komorového komplexu (kmity Q alebo R). Tento interval predstavuje dobu, za ktorú vzruch prebehne od sínusového uzlu prevodnou sústavou až k pracovnému myokardu komôr (do komorovej svaloviny). Normálne je izoelektrický a doba trvania je 0,12 – 0,20 s.

QRS komplex, jeho predpokladom depolarizácia komôr. Depolarizácia je postupná, najprv sa depolarizuje septum z vetvy ľavého Tawarovho ramienka, potom sú súčasne aktivované subendokardiálne vrstvy oboch komôr a odtiaľ sa šíri podráždenie naprieč pracovným myokardom k epikardu. Pozostáva z troch kmitov, pozitívny kmit R a negatívne kmity Q a S. Normálne trvanie komplexu QRS je 0,06 – 0,10 s.

Kmit Q je to prvý negatívny kmit komorového komplexu, ktorý vždy predchádza kmitu R. Vyjadruje depolarizáciu septa a papilárnych svalov. Široký do 0,03 s a jeho hĺbka je do 3 mm (0,3 mV).

Kmit R je vždy pozitívny, ak je v komorovom komplexe viac pozitívnych kmitov označujú sa s apostrofom R', R''. Normálna výška kmitu v končatinových zvodoch je do 10 mm (1 mV), v hrudných zvodoch do 25 mm (2,5 mV), poprípade u mladistvých do 35 mm (3,5 mV).

Kmit S negatívny kmit (pod izoelektrickou líniou), ktorý nasleduje po kmite R.

Úsek ST je to izoelektrický interval medzi koncom QRS komplexu a začiatkom vlny T. Podstatou ST je repolarizácia komôr. Úsek ST a vlna T sú najlabilnejšími časťami EKG krivky. Zmeny úseku ST a vlny T môžu byť spôsobené celou radou príčin. Často sú zmeny nešpecifické a ich interpretácia musí byť vždy v súvislosti s klinickým obrazom a anamnézou onemocnenia.

Vlna T je výrazom repolarizácie komôr. Normálne je vlna T ľahko asymetrická, vo všetkých zvodoch je pozitívna. Doba trvania 0,2 s a jej výška 2 – 8 mm (0,2 – 0,8 mV).

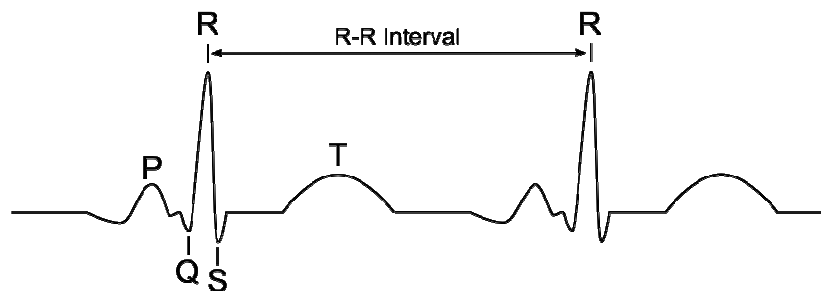
Vlna U je viditeľná len na niektorých EKG. Normálne je vlna U plošne pozitívna, vždy menšia ako vlna T a často nepresahuje výšku 0,5 – 1 mm. Príčina vlny U neje známa. Súdi sa na neskoršiu repolarizáciu niektorých oblastí komôr. Taktiež sa súdi, že vlna U je výsledkom repolarizácie Purkyňových vlákien.

Interval QT predstavuje elektrickú systolu. Začína kmitom Q (R ak Q neje prítomne) a končí vlnou T. Interval ovplyvňuje tepová frekvencia, užívajú sa pre praktické účely tzv.

hodnoty QTc – tzn. hodnota QT s korekciou na frekvencii (c). Hodnota QTc sa pohybuje medzi 0,34 – 0,42 s a líši sa na základe pohlavia (u žien dlhší) a veku (vekom sa predlžuje).

RR interval doba, ktorá uplynie medzi dvoma R vlnami v elektrokardiograme sa nazýva RR interval (Obr. 1.5). U RR intervalov popisujeme napríklad ich variabilitu.

Variabilita intervalov RR nás informuje výhradne o zmenách neurovegetatívnej regulácie (modulácie) srdca, a nie o stave jeho substrátu. Variabilita intervalov RR sa môže meniť vplyvom extrakardiálnych vplyvov pôsobiacich priamo na obehové centrum. Klasickým prípadom je diabetická neuropatia, použitie kofeínu a vplyv celého radu farmák (anestetiká, psychofarmaká a pod.). Variabilita intervalov RR sa mení pôsobením kardiálnych vplyvov. Ide o postihnutie koronárnych tepien, stavy po infarkte myokardu atď. Metóda sledovania variability intervalov R-R sa stala pomocnou diagnostickou metódou v kardiológii.



Obr. 1.5 RR interval

1.3 Elektrokardiografy

V súčasnosti sa používajú moderné prístroje so zabudovanými mikroprocesormi, ktoré ich riadia a rozširujú ich využitie a diagnostické možnosti. Sú menších rozmerov, ľahko prenosné v porovnaní s väčšími prístrojmi z minulosti. Na monitore nových prístrojov je možné sledovať činnosť srdca v reálnom čase. Základné parametre má prístroj automaticky nastavené v pamäti: napr. výšku amplitúdy, rýchlosť posunu EKG papiera (pri bežnej rýchlosti 25mm/s, kde jeden dielik EKG papiera zodpovedá časovému úseku 0,04 s), ďalej údaje ako dátum a čas. Poruchy prístroj automaticky signalizuje na displeji - napr. výmenu papiera, odpojenie elektródy a pod. [9]

Kardiologický monitor umožňuje dlhodobu sledovať EKG a diagnosticky zaujímavé úseky zaznamenať pre neskoršiu analýzu, ponúka náhľad kriviek ešte pred ich zápisom. Monitor napríklad slúži k sledovaniu RR intervalu ako aj tepnovej frekvencii, ktoré sú určené pre diagnostikovanie srdečných chýb a rôznych srdečných nemocí.

2 Spracovanie EKG

Analýza EKG bola jednou z prvých oblastí v medicíne, kde bolo predstavené počítačové spracovanie. Počítačové spracovanie napomohlo k novému chápaniu EKG signálu. Žiadny systém neponúka univerzálne spracovanie EKG signálu ale sú navrhnuté tak aby zaznamenávali signál za určitých podmienok. Systémy môžu byť pre kludové snímanie EKG, záťažové testy, ambulantné monitorovanie EKG, monitorovanie pri intenzívnej starostlivosti. Spoločné pre všetky tieto systémy je súbor algoritmov, ktoré pred spracovávajú signál s ohľadom na rôzne typy šumu a následne spracovávajú signál podľa potreby ako detekcia QRS, detekcia R-pikov, R-R intervalu a podobne.

2.1 Predspracovanie

Potlačenie rušení EKG, ich vznik spájame s dýchaním pacienta, nepatrnými pohybmi, svalovou činnosťou a taktiež sieťovým brumom elektrickej energie. Rušenie odstránime pomocou filtrovania, ktorým ho znížime alebo úplne odstránime. Rušenia delíme na tri skupiny a to kolísanie nulovej línie signálu (drift), sieťový brum a myopotenciály, svalová aktivita, ktorá predstavuje dôležitú časť filtrovania EKG signálu.

2.1.1 Potlačenie driftu

Odstránenie je potrebné aby sa minimalizovali zmeny v rytme, ktoré nemajú srdcový pôvod. To je dôležité ak sú jemné zmeny v nízkych frekvenciách ST-T segmentu, diagnóza ischémie, ktorá môže byť pozorovaná, napríklad počas záťažového testu. Drift ako kolísanie nulovej línie signálu približne do 2 Hz, pomalé elektrochemické deje na rozhraní elektróda pokožka, vplyv dýchania asi do 0,8 Hz a pomalé pohyby klienta asi do 2 Hz. Pre odstránenie tohto zdroja rušenia použijeme metódu lineárnej filtrácie (Obr. 2.1 [1]), ktorá je ďalej rozdelená na základe konečnej (FIR) a nekonečnej (IIR) impulznej odozvy.

Filtre IIR

Priama realizácia hornej priepuste je vcelku nevhodná, kvôli nelineárnej fázovej charakteristike. Možnosť poprednej a spätnej filtrácie, nulová fázová charakteristika. Realizáciu uskutočníme pomocou dolnej priepuste a odčítaním výstupu od oneskoreného vstupu, tu nám dochádza k problému s odhadom oneskorenia kvôli nelineárnej fázovej charakteristike.

Oneskorenie je funkciou kmitočtu [3]

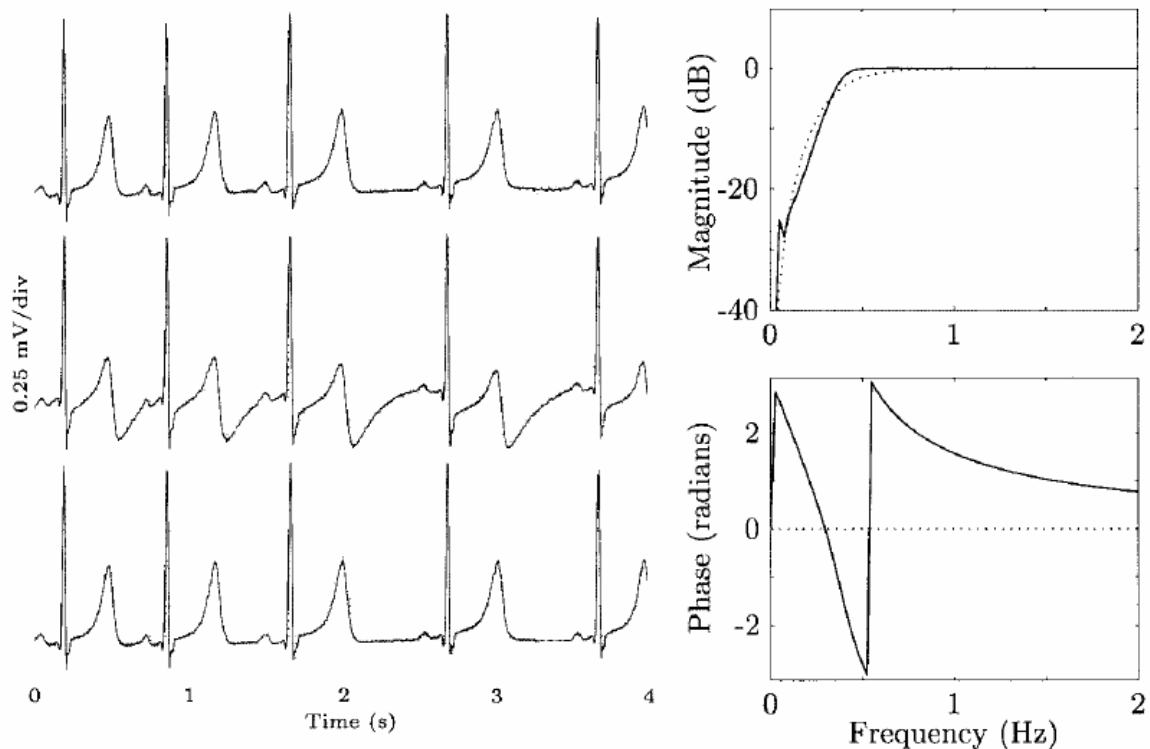
$$\tau(\omega) = -\frac{\arg H(\omega)}{\omega} \quad [s] \quad (2.1.)$$

Filtre FIR

Realizácia je vhodnejšia, možnosť ich návrhu s presne lineárnou fázovou charakteristikou. Kde nám taktiež vzniká problém, filtre sú úzkopásmové, klasické návrhy vedú k dlhým impulzným charakteristikám (radovo stovky vzrokov reálnych hodnôt), výpočet odozvy je pracný. [3]

Riešenie problému:

- realizácia dolnej priepuste, ktorá môže využiť postupnú konverziu vzorkovacieho kmitočtu výrazne znižujúcu celkovú pracnosť výpočtu odozvy, výstup dolnej priepuste sa odčíta od oneskoreného vstupu (fázové oneskorenie filtra je konštantné vďaka symetrii impulznej charakteristiky)
- návrh vychádzajúci z dolnej priepuste Lynnovho typu, ktorá môže mať výrazne nižšiu pracnosť výpočtu odozvy, realizácia môže byť pomocou kaskády veľmi jednoduchých filtrov alebo konverziou kmitočtu vzorkovania, kde je výsledná pracnosť veľmi nízka, návrh Lynnových filtrov je jednoduchý



Obr. 2.1 Lineárny časovo nemenný filter. Horný panel – pôvodný EKG, spracovaný dvoma filtermi. Plná čiara vysoko nelineárna fáza, bodkovaná čiara nulová fáza. Stredný panel – signál spracovaný filterom s nelineárnou fázou, silno skreslené ST-T úseky. Dolný panel – signál spracovaný filterom s nulovou fázou, takmer žiadne skreslenie. Medzná frekvencia $F_m = 0,5$ Hz, frekvencia vzorkovania $F_{vz} = 250$ Hz.

2.1.2 Potlačenie sieťového brumu

Elektromagnetické polia spôsobené rozvodmi elektrickej energie predstavujú sieťový brum v zdroji EKG, rovnako ako aj iné biologické signály zaznamenané od povrchu tela. Tento šum je charakterizovaný pri frekvencii 50/60 Hz sínusového rušenia plus vyššie harmonické zložky. Takéto rušenie nie je problém odstrániť rôznymi bezpečnostnými opatreniami ako zníženie vplyvu rušenia cez rozvody elektrickej energie, výberom miesta snímania, poprípade tienením. No aj potom môže byť potreba vykonať spracovanie signálu a odstrániť toto rušenie. Môžeme použiť lineárnu filtráciu, pásmovú zadrž až po pokročilejšie techniky, ktoré spracovávajú odchýlky v elektrickej sieti. [1]

Lineárna filtrácia

Veľmi jednoduchá možnosť ako potlačiť sieťový brum je filter, ktorý ma definované komplexne-konjugovaný nulový bod na jednotkovej kružnici, v mieste rušivej frekvencie ω_0 . [1]

$$z_{1,2} = e^{\pm j\omega_0} \quad (2.2)$$

Takýto FIR filter druhého rádu ma prenosovú funkciu [1],

$$H(z) = (1 - z_1 z^{-1}) \cdot (1 - z_2 z^{-1}) = 1 - 2 \cos(\omega_0) z^{-1} + z^{-2}. \quad (2.3)$$

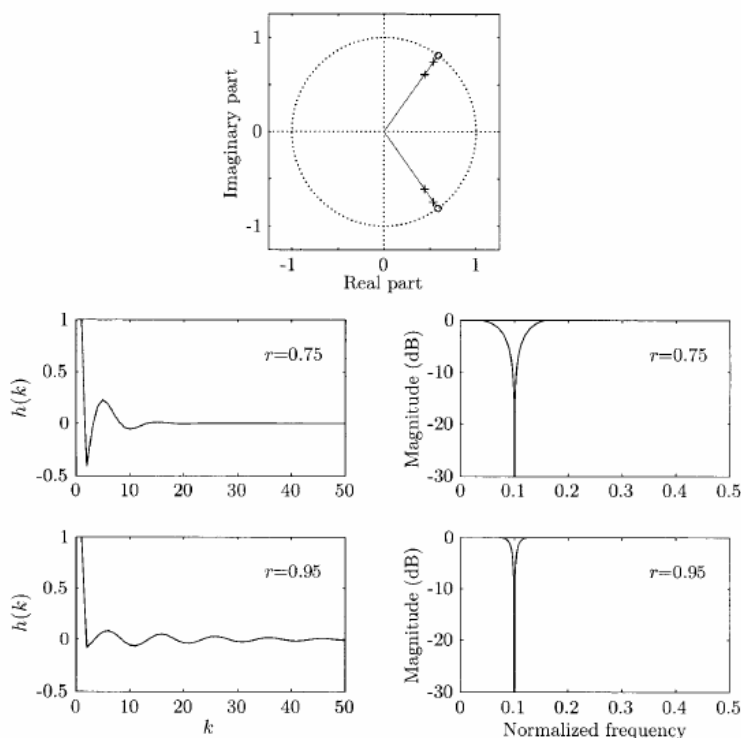
Pretože tento filter má zárez s pomerne veľkou šírkou pásma, potlačí nam sieťový brum ale taktiež frekvencie v blízkosti ω_0 . Je potrebné, aby zárez bol selektívny. Riešime to napríklad vložení komplexne-konjugovaných pólov umiestnených v rovnakom uhle ako nulové body. [1]

$$p_{1,2} = r e^{\pm j\omega_0}, \quad 0 < r < 1 \quad (2.4)$$

Prenosová funkcia IIR filtra bude [1],

$$H(z) = \frac{(1 - z_1 z^{-1}) \cdot (1 - z_2 z^{-1})}{(1 - p_1 z^{-1}) \cdot (1 - p_2 z^{-1})} = \frac{1 - 2 \cos(\omega_0) z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2 \cos(\omega_0) z^{-1} + r^2 z^{-2}} \quad (2.5)$$

Vložením pólov polomer r do jednotkovej kružnice nám znížil šírku pásma zárezu. Obr. 2.2 [1] ukazuje impulznú odozvu a rozsah funkcií pre dve hodnoty polomeru $r = 0,75$ a $0,95$. Z grafu je zrejmé, že šírka pásma klesá na úkor zvýšenia prechodnej doby odozvy filtra. Praktický dôsledok je, že vo výstupe signálu sa nám objaví zvonivý artefakt, môže sa stať, že sa niekedy vyskytne v QRS komplexe ako neskorý potenciál. Výsledok spracovania pomocou filtra IIR (viď. rovnica 2.5) pomocou $r = 0,97$, to nám preukazuje, že takto zvolená filtrácia môže mať ničivý účinok na EKG signál, výrazne modifikuje diagnostický obsah. [1]



Obr. 2.2 Fázový diagram pre dva filtre IIR druhého radu s rovnako umiestnenými nulovými bodmi a pólmí, no s rozličným polomerom r 0,75 alebo 0,95. Respektíve impulzná odozva $h(k)$ a zodpovedajúce veľkosti funkcie v ľavom a pravom panely.

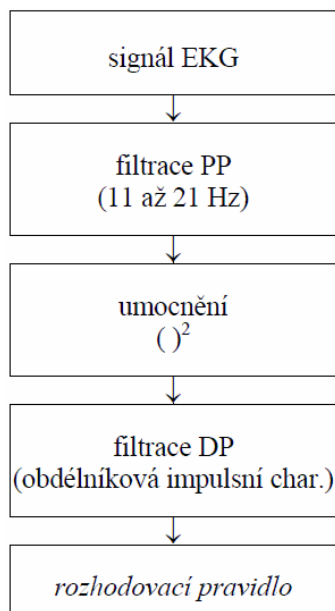
2.1.3 Myopotenciály

Prítomnosť svalovej aktivity predstavuje veľký problém u mnohých EKG aplikáciách, najmä u zaťaženého EKG alebo u EKG veľmi malých detí je problémom, dôvodom je výrazne prekrytie spektier rušenia a užitočného signálu. Sú charakterizované pri frekvencii nad 100 Hz kľudové EKG a zhruba 10 Hz a vyššie zaťažené EKG. Tento šum neodstránime pomocou úzkopásmovej filtrácie, ale predstavuje oveľa zložitejší problém filtrácie, pretože spektrálny obsah svalovej aktivity výrazne prekryva užitočné spektrum EKG. Vzhľadom k tomu, že EKG je opakujúci signál, technika použitá na zníženie myopotenciálov, môže byť podobná ako spôsob vyvolania potenciálov pri spracovaní. Úspešné zníženie šumu, súbor priemerovania je však obmedzený na jeden konkrétny QRS komplex v čase a vyžaduje aby niekoľko beatov bolo k dispozícii. Možnosti k riešeniu tohto problému pomocou filtra dolnej priepuste s premennou frekvenciou. Adaptívnou filtráciou, ktorá je možná len s obmedzeným efektom. Vlnkovou filtráciou, zdá sa ako najvhodnejšia. Kumulačnými metódami, ktoré sú najúčinnějšíe ale väčšinou slúžia k získaniu reprezentatívneho cyklu. [1]

2.2 Detekcia QRS

Medzi spracovanie elektrokardiogramu patri detekcia R – pikov, pomocou ktorých odčítavame RR interval a jeho variácie, detekcia QRS komplexu.

Všeobecný diagram procesu zvýraznenia QRS je znázornený na obr. 2.3. Najprv sa signál EKG musí vyfiltrovať filtrom typu pásmová priepust, tým sa odstránia nepotrebné zložky signálu. Ďalej sa musí vyfiltrovaný signál umocniť, preto aby sa zvýraznili špičky alebo R vlny signálu, týmto umocnením sa zvýšia rozdiely v signály, čo sa využíva pri detekovaní R vln. Pre vyhladenie signálu sa ďalej použije filter typu dolná prepust'.



Obr. 2.3 Zvýraznenie QRS komplexu

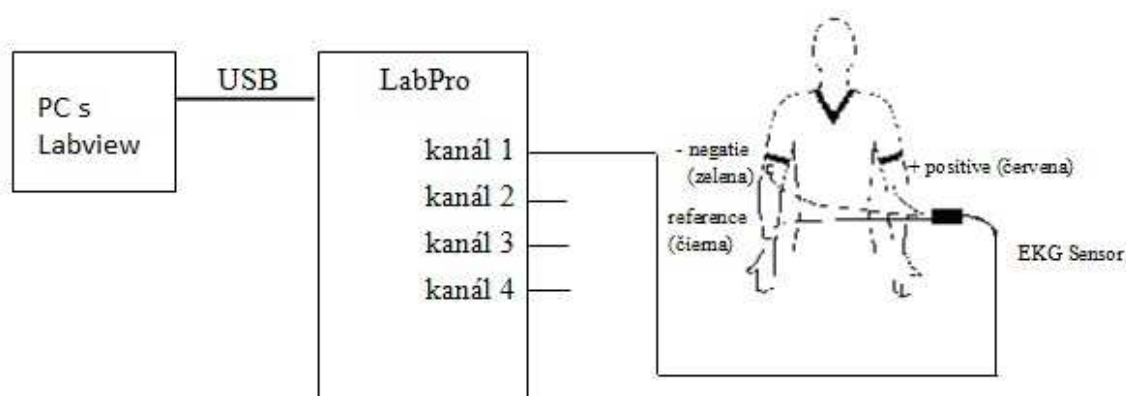
3 LabView

Programovacie prostredie Labview (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench), grafické vývojové prostredie, je z produkcie firmy National Instruments. Programovací jazyk v Labview sa označuje tiež ako „G“. Prevedenie je pomocou grafického blokového diagramu, na ktorý užívateľ pripája rôzne funkcie, uzly a komponenty. Môže byť pripojených viac uzlov súčasne, preto je Labview schopný paralelného spúšťania. Program sa skladá z blokového diagramu a hlavného panelu.

Čelný panel (front panel) tvorí užívateľské rozhranie zvolenej aplikácie a určuje jej vzhľad a chovanie. Pomocou jeho objektov, ovládacie a indikačné prvky, je možné riadiť beh aplikácie, zadávať parametre a získavať informácie o spracovaných výsledkoch. Všetky objekty je možné ľubovoľne meniť a upravovať, programovo nastavovať, automaticky prispôbovať veľkosti okna. Na ploche je možné pracovať s vlastnými prvkami, tak pomerne so širokou škálou prvkov, ktoré sú súčasťou samotného vývojového prostredia. Vizualne prostriedky sa z funkčného hľadiska delia na dve základné skupiny: vstupy (tlačidlo, otočné tlačidlo, posuvný ovládač atď.) a výstupy (indikátory, ručičkové meradlo, textový či číslcový zobrazovač, kontrolka, prúžkový diagram atď.). [2]

Blokový diagram je druhým združeným oknom každej aplikácie. Na obrazovke užívateľ definuje vlastné algoritmy programu, teda prepojenie prvkov čelného panelu a ich parametre. Blokový diagram sa vytvára z prvkov z palety prvkov knižnice, ktoré sú zviazané s prvkami čelného panelu, s konštantami zadanými z knižnice alebo s globálnou či lokálnou premennou v móde pre čítanie alebo zápis. [2]

Pomocou programovacieho prostredia Labview 2010 je navrhnutý jednoduchý kardiologický monitor pre sledovanie tepnovej frekvencie, založený na detekcii R vln, ktorý pracuje v reálnom čase na signáloch získaných pomocou snímača EKG (EKG sensor, Vernier). Na signáloch sú prevedené rôzne filtrácie, pomocou dostupných komponentov Labview, pre potlačenie nežiaducich šumov. Prepojenie EKG senzoru s počítačom je ukázané na obr. 3.1.



Obr. 3.1. Prepojenie pre snímanie EKG.

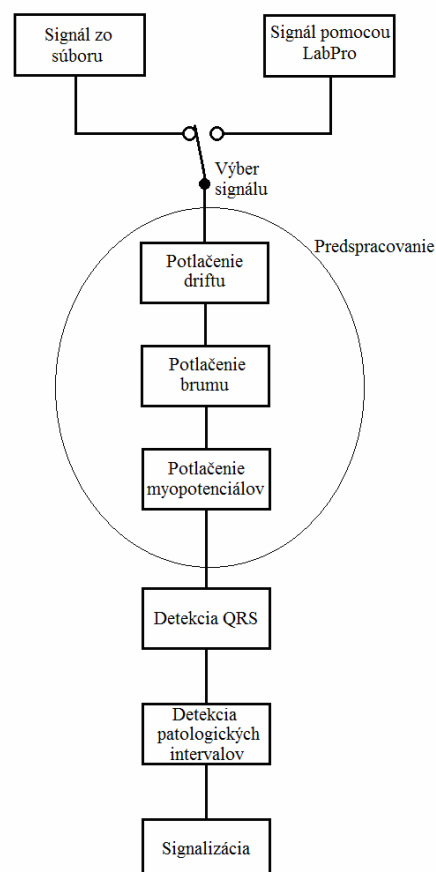
LabPro System je rozhranie pre pripojenie EKG senzorov k počítači. Dokáže snímať aj zaznamenávať dáta aj vtedy, ak nie je pripojený k počítači. Pripája sa k počítaču cez USB port

alebo sériový port. Umožňuje prístup do štyroch analógových a dvoch digitálnych kanálov pre zber dát. [6]

EKG Sensor snímač pre EKG, umožňuje zaznamenávať časovú zmenu potenciálu spôsobeného srdečnou aktivitou. Záznam tejto zmeny je elektrokardiogram, snímač je elektrokardiograf. Sensor meria elektrické signály vznikajúce pri kontrakcii svalov. Možno ho použiť pre štandardné trojvodičové meranie EKG alebo prípadné povrchové EMG meranie. Vodiče senzoru sa pripájajú k jednorazovým elektródam.

4 Návod na vytvorenie virtuálneho prístroja (VI)

Táto časť je zameraná laboratórnemu návodu na vytvorenie virtuálneho prístroja, jednoduchý kardiologický monitor, v Labview verzii 2010. V návode je popísaný podrobný postup k vytvoreniu VI, k nožnej ukážke v laboratórnych cvičeniach. Program je vytvorený z dostupných komponentov verzii Labview používaného v školskom laboratóriu. V návode postupujeme podľa blokovej schémy na Obr. 4.1. Celkový blokový diagram programu nájdeme v prílohe B.



Obr. 4.1 Bloková schéma spracovania EKG

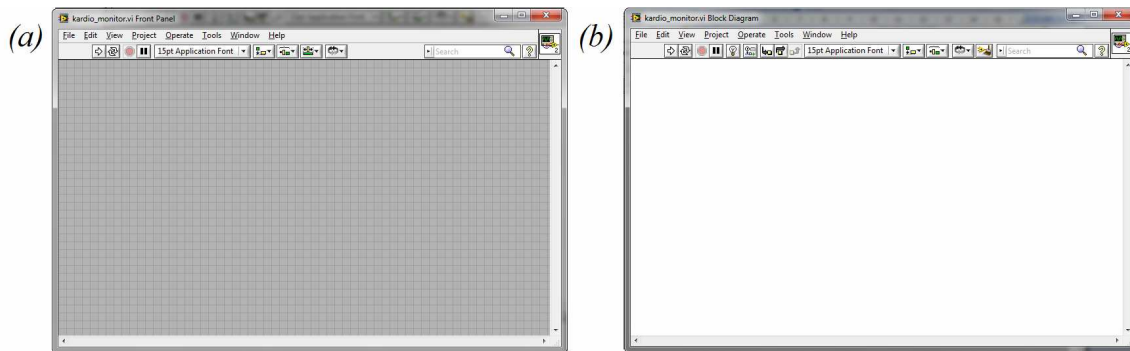
4.1 Vytvorenie VI

Spustením programu Labview sa zobrazí úvodná obrazovka **Getting started** (Obr. 4.2), kde si vyberáme možnosť otvorenia nového VI (Blank VI). Úvodná obrazovka nám taktiež ponúka zoznam skôr otvorených VI, spustenie návodu, hľadanie internete.



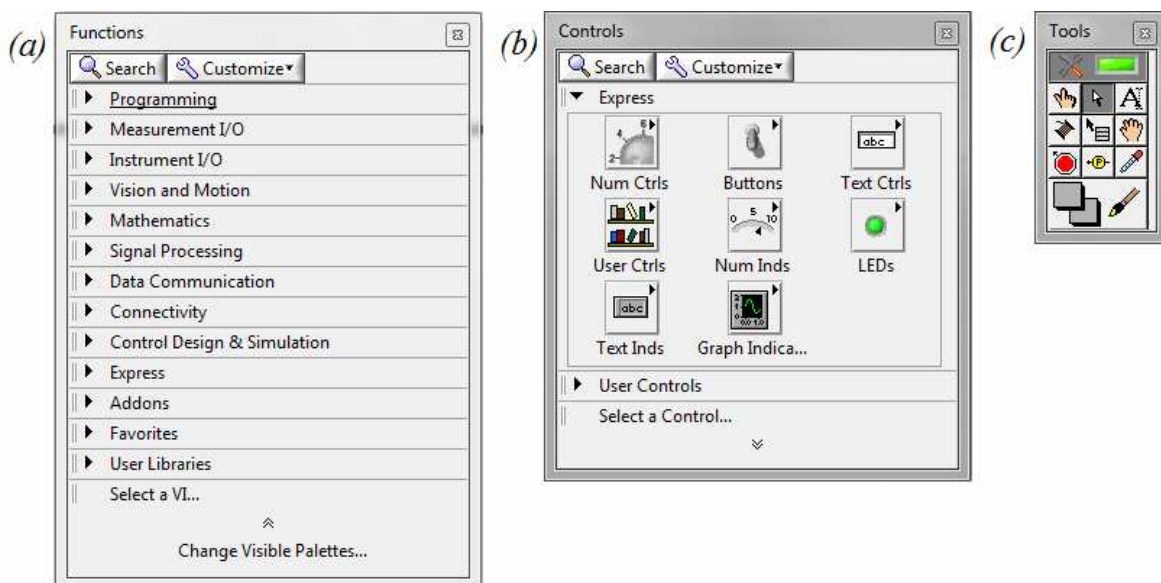
Obr. 4.2 Úvodná obrazovka Labview

Po kliknutí na Blank VI sa nám otvorí obrazovka čelného panelu (Front Panel) a jej združené okno blokového diagramu (Block Diagram) s ktorými budeme pracovať (Obr.4.3). Medzi obrazovkami je možné prechádzať napr. stisnutím <Ctrl + E>.



Obr. 4.3 Čelný panel (a) a blokový digram (b)

Labview obsahuje aj palety kde sa nachádzajú jednotlivé komponenty a funkcie pre prácu s programom. **Controls Palette**, slúži k výberu komponentov na čelný panel. **Functions Palette**, slúži na výber funkcií umiestňovaných do blokového digramu. **Tools Palette**, ktorá sa používa v oboch paneloch pre editáciu komponentov, prepojenie funkcií (Obr. 4.4).



Obr. 4.4 Palety LabView: Functions (a), Controls (b), Tools (c)

4.2 Načítanie signálu

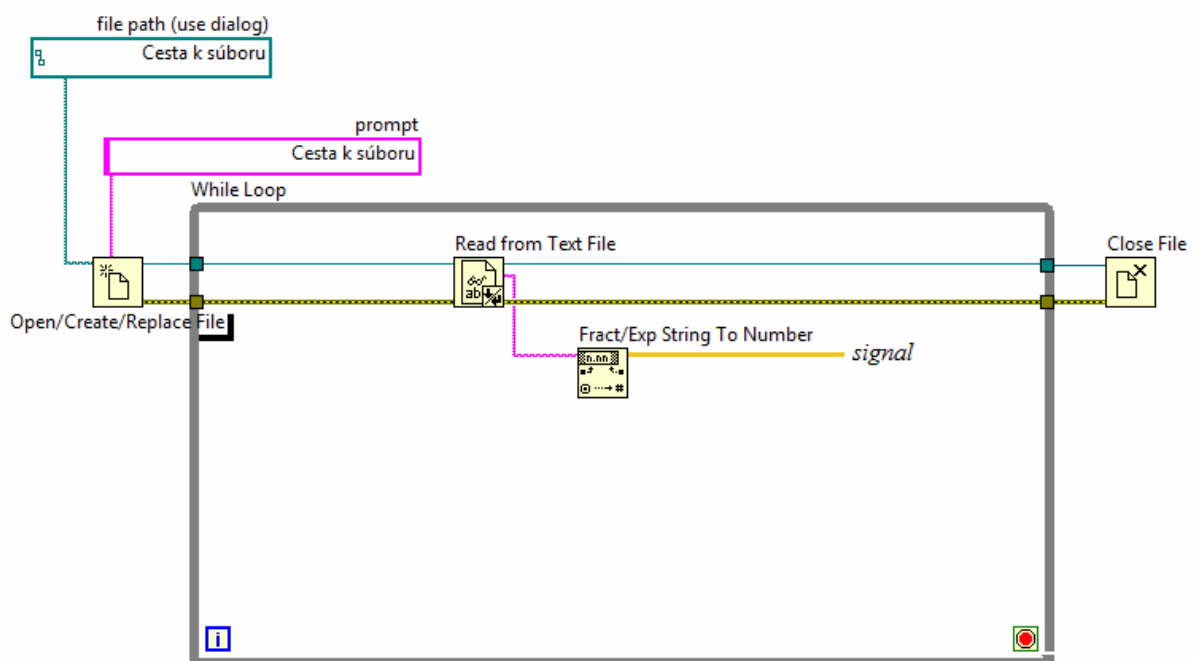
Program umožňuje základné spracovanie EKG signálu nahratého zo súboru *.dat získaného z verejnej databázy Physionet [7] a na signály snímaného v reálnom čase získaného pomocou EKG senzoru systému LabPro.

4.2.1 Načítanie signálu zo súboru

Program pracuje v slučke **While Loop**, ktorá sa nachádza v paletе <pravé tlačidlo myši> **Functions>>Programming>>Structures>> While Loop**. Konkrétnu funkciu pre prácu so súborom je možno vybrať z palety **Functions>>Programming>>File I/O>>**

Open/Create/Replace File, ktorú umiestnime do blokového diagramu, mimo slučky **While Loop**. K definovaniu cesty k súboru, klikneme pravým tlačidlom na vstup **file path** a na ľavej strane funkcie vyberieme **Create Constant** vytvoríme dialógové okno pre zadanie cesty súboru. Pre opakované načítavanie textového súboru vytvoríme dialógové okno, klikneme pravým tlačidlom myši na vstup **prompt** a napíšeme zhodnú cestu k súboru ako v prvom prípade. Keďže načítavame textový súbor potrebujeme k tomu funkciu z palety **Functions>>Programming>>File I/O>> Read from Text File**. K opätovnému otváraní súboru budeme potrebovať aj funkciu **Functions>>Programming>>File I/O>> Close File**, ktorú umiestnime na druhú stranu slučky **While Loop**.

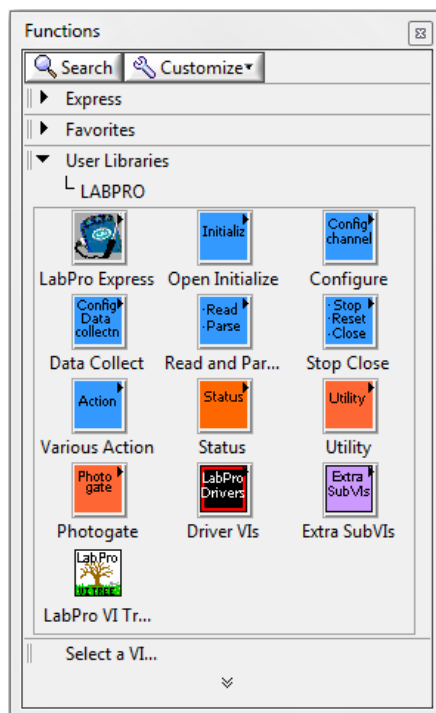
K pretransformovaniu dátového súboru na signál budeme potrebovať polymorfnú funkciu **Functions>>Programming>>String>>String/Number Conversion>>Fract/Exp String to Number**. Prepojenie jednotlivých vstupov a výstov funkcií (Obr. 4.5) k načítaniu signálu zo súboru realizujeme pomocou palety **Tools>>Connect Wire**.



Obr. 4.5 Prepojenie funkcií k načítanie signálu zo súboru

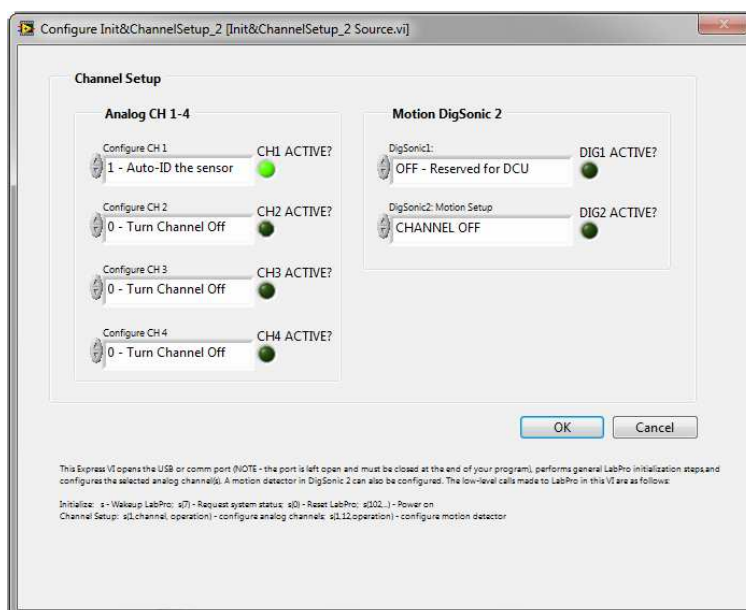
4.2.2 Načítanie signálu nameraného pomocou snímača EKG (Vernier)

Načítaný signál snímačom EKG a rozhrania LabPro System, získame pomocou komponentov z užívateľskej knižnice, ktorá je dostupná na stránkach výrobcu Vernier [<http://www.vernier.com/labview/software/labprotoolkit.html>]. Stiahnutý priečnik LabPro sa pridáva do LabView priečinka pre užívateľské knižnice "user.lib". Komponenty LabPro sa nám tak zobrazia v palety **Functions>>User Libraries>>LABPRO** (Obr. 4.6).



Obr. 4.6 Komponenty LABPRO

Signál načítame pomocou komponentov a to, **Functions>>User Libraries>>LABPRO>>LabPro Express Vis>>Init&ChannelSetup_2Source.vi**, po jeho pridání do blokového diagramu sa zobrazí dialógové okno v ktorom zmeníme kanál 1 na aktívny (Obr. 4.7). Kliknutím pravého tlačidla na výstup LabPro Connect a na výstup LabPro OS a následným výberom **Create Indicator** sa nám vytvoria indikátory (Obr. 4.8), tieto indikátory sa zobrazia aj na čelnom paneli (Obr. 4.9).

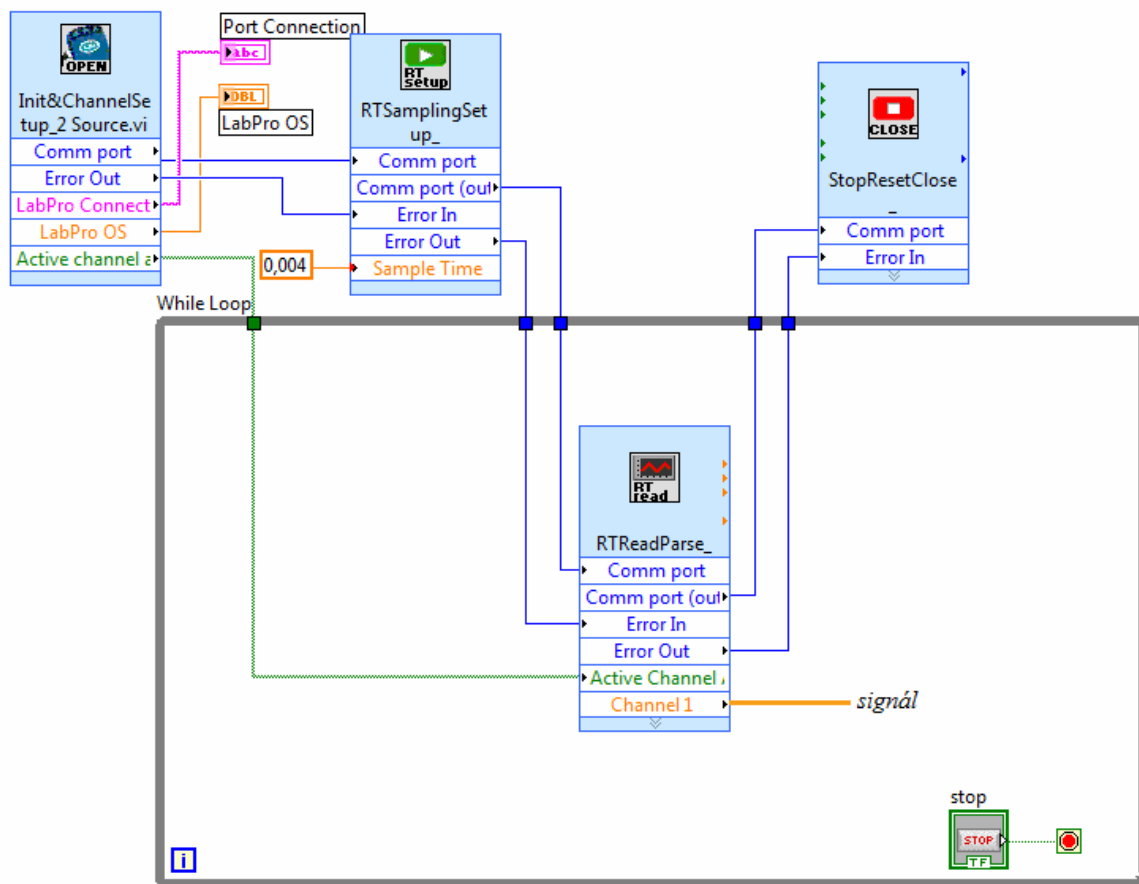


Obr. 4.7 Nastavenie aktivity kanálu

Ďalším komponentom je **Functions>>User Libraries>>LABPRO>>LabPro Express Vis>>RTSamplingSetup_2**, ktorý slúži na nastavenie času vzorky. Kliknutím praveho tlačidla myši na vstup **Sample Time** a výberom na ľavej strane funkcie **Create Constant**, kde zadáme konštantnú hodnotu (Obr. 4.8).

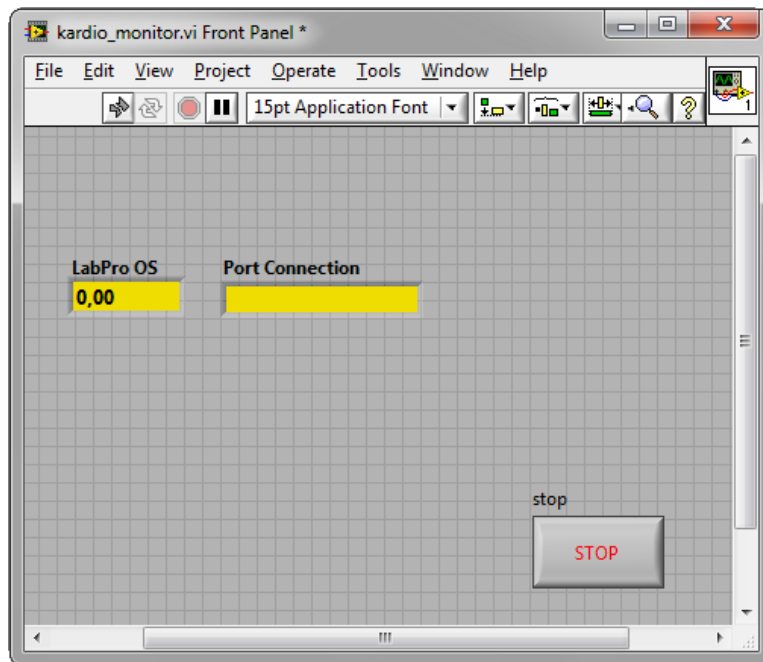
Na resetovanie, uzatvorenie alebo zastavenie nám slúži komponent **Functions>>User Libraries>>LABPRO>>LabPro Express Vis>>StopResetClose**, ktorého vstupy prepojíme s výstupmi ostatných komponentov (Obr. 4.8).

Výberom komponentu, pomocou ktorého načítame signál a ktorý nám ponúka možnosť výberu kanálu v blokovom diagrame, **Functions>>User Libraries>>LABPRO>>LabPro Express Vis>>StopResetClose**. Prepojenie jeho vstupov a výstupov vidíme na Obr. 4.8.



Obr. 4.8 Prepojenie komponentov LabPro

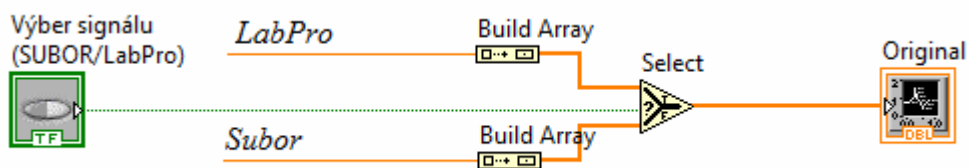
Pre správnu funkčnosť slučky **While Loop** je potrebné na čelnom paneli programu vytvoriť tlačidlo Stop, **Controls>>Express>>Buttons & Switches>>Stop Button** (Obr. 4.9) a následne ho prepojiť v blokovom diagrame (Obr. 4.8).



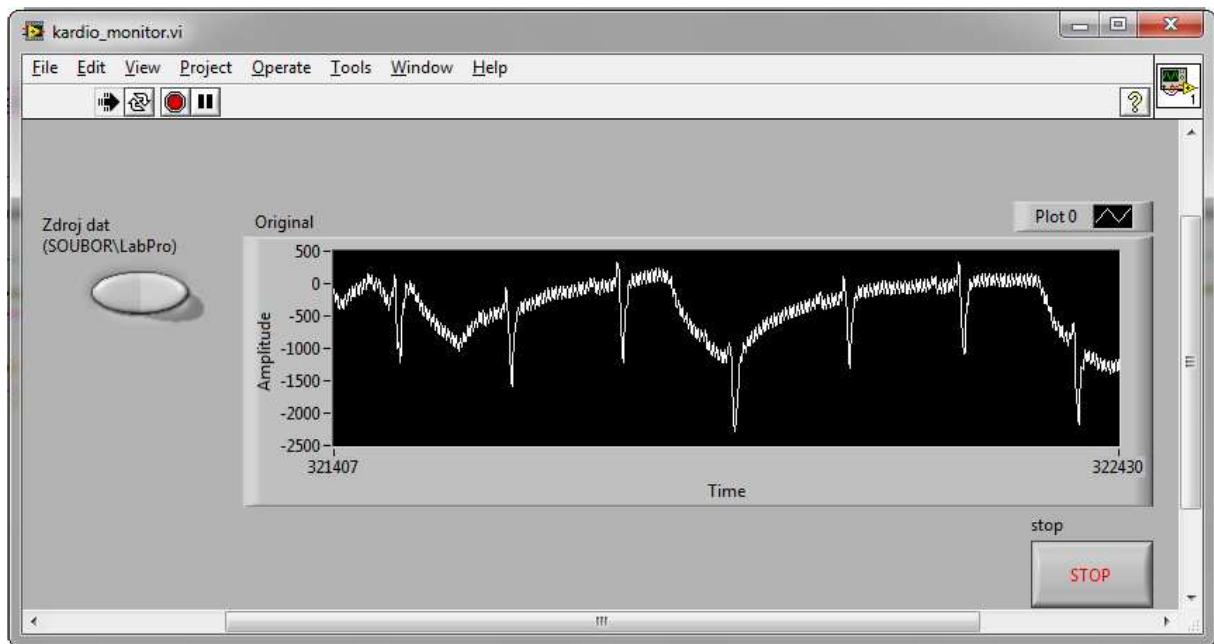
Obr. 4.9 Indikátory LabPro a Stop Button

4.2.3 Výber signálu

Výber načítaného signálu (Súbor/LabPro) je pomocou selekcie **Functions>>Programming>>Comparison>>Select**, ktorý je ovládaný vstupom True/False na čelnom paneli, **Controls>>Express>>Buttons & Switches>>Rocker** (Obr. 4.11). Vstupný signál do selekcie je pretransformovaný na Array, **Functions>>Programming>>Array>>Build Array** (Obr. 4.10). Výstup selekcie je pripojený na graf **Controls>>Express>>Graph Indicators>>Chart**, ktorý zobrazuje aktuálne vybraný signál (Obr. 4.11). Celkové prepojenie načítania výberu signálu môžeme vidieť v prílohe B.



Obr. 4.10 Výber signálu



Obr. 4.11 Zobrazenie originálneho signálu

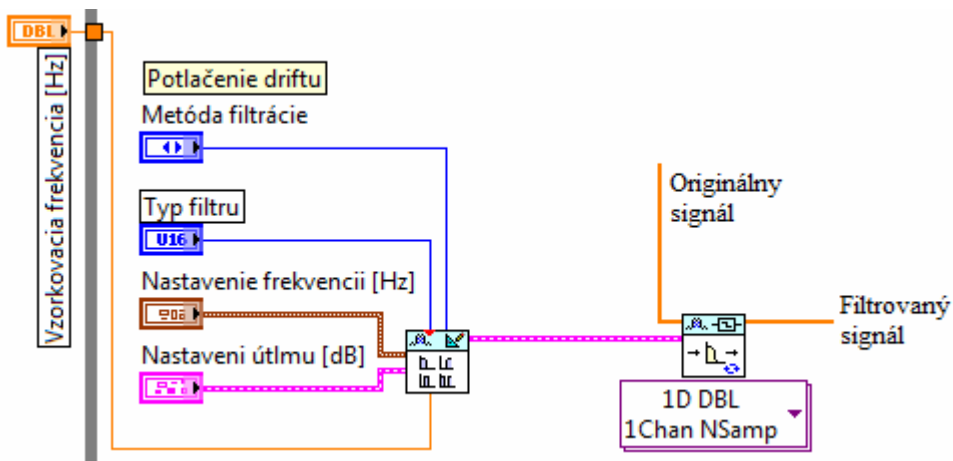
4.3 Predspracovanie

V tejto časti programu budeme pred spracovávať EKG signál, to znamená potláčať šumy a to drif, sieťový brum a myopotenciály. Využijeme k tomu digitálne filtre, ktoré nám program ponúka a ktoré sa ukázali ako najvhodnejšie pre spracovanie EKG signálu získavaného online pomocou rozhrania LabPro. Ostatné druhy filtrov sa ukázali ako nevhodné pre spracovanie signálu tohto typu, dokázali nám spracovať len signál zo súboru. Ovládacie prvky filtrov sú na čelnom paneli uložené do **Tab Control** kvôli prehľadnosti a ušetreniu miesta (**Controls>>Modern>>Containers>>Tab Control**), ponúka aj napríklad možnosť pripojenia v blokovom diagrame na slučku **Case**, my to využívať nebudeme ide nám len o grafické využitie.

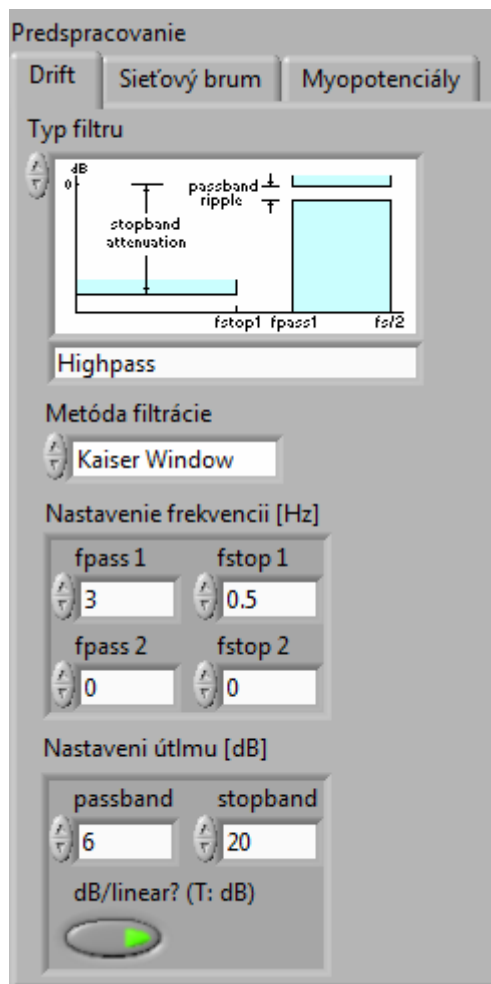
4.3.1 Potlačenie driftu

Realizujeme pomocou digitálneho filtru kde si máme možnosť zvoliť metódu filtrácie (Kaiser Window), typ filtra (Highpass) a zadávať jeho špecifické hodnoty frekvencie a útlmu. Komponent do ktorého privádzame signál a ktorý nám všetky tieto nastavenia spracováva je **Functions>>Signal Processing>>Digital Filter Design>>Processing>>Filtering**, k nemu pripájame špecifický filter, výberom v **Functions>>Signal Processing>>Digital Filter Design>>Filter Design>>Classical** (Obr. 4.12), máme komponent kde tieto špecifikácie zadávame. Postupným kliknutím pravého tlačidla na vstupy (**freq spec, ripple spec, f_s, filter type, filter method**) a následným **Create Control** vytvoríme prvky na čelnom paneli, ktorými filter ovládame a ktoré sú uložené v **Tab Control** (Obr. 4.13).

Na čelnom paneli si môžeme všimnúť, že nastavenie typu filtra je riešené aj pomocou obrázka, kde obrázok slúži ako nápoveda, kvôli jednoduchšiemu zadávaniu hodnôt frekvencie a útlmu. V **Controls>>Modern>>Ring&Enum>>Text&Pict Ring**. Kliknutím pravého tlačidla na okno môžeme importovať obrázky a zadávať ich popis.



Obr. 4.12 Blokový diagram : Potlačenie driftu

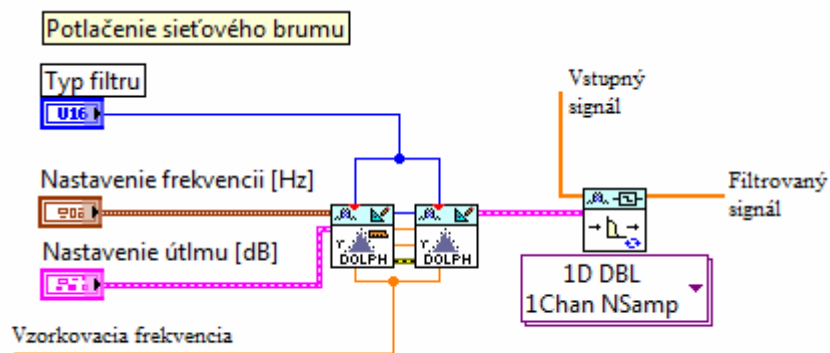


Obr. 4.13 Čelný panel: Potlačenie driftu

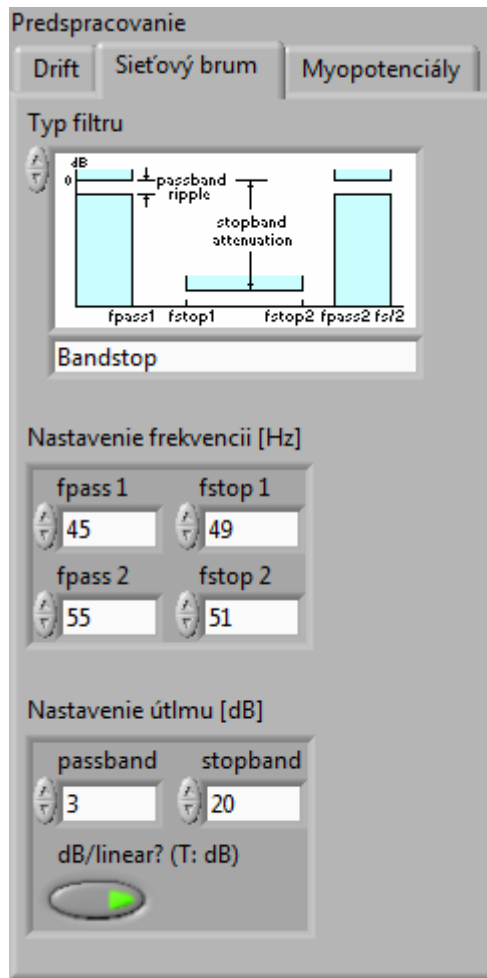
4.3.2 Potlačenie sieťového brumu

Potlačenie sieťového brumu na 50 Hz vykonáme pomocou pásmovej zádrže Chebysheva FIR filtru. Základom je opäť komponent do ktorého privádzame signál

a výstup komponentu s nastavením filtra, **Functions>>Signal Processing>>Digital Filter Design>>Processing>>Filtering**. V tomto prípade budeme prepájať dva komponenty, ktoré nám nastavujú špecifikácie filtra. Prvý, **Functions>>Signal Processing>>Digital Filter Design>>Filter Design>>Advanced FIR Filter Design>>Dolph Cheby Order Estimation**, kde vytvoríme ovládacie prvky na vstupoch (**freq spec, ripple spec, f_s , filter type**), tento komponent nám pomocou nami zadaných hodnôt (frekvencia, útlm), typu filtra, metódy filtrácie vypočíta rád filtra, ktorého výstup pripájame na druhý komponent spolu s výstupom hornej frekvencie (f_H) a dolnej frekvencie (f_L), **Functions>>Signal Processing>>Digital Filter Design>>Filter Design>>Advanced FIR Filter Design>>Dolph Cheby Design** (Obr. 4.14). Vytvorené indikátory spolu s hodnotami máme taktiež na čelnom paneli (Obr. 4.15).



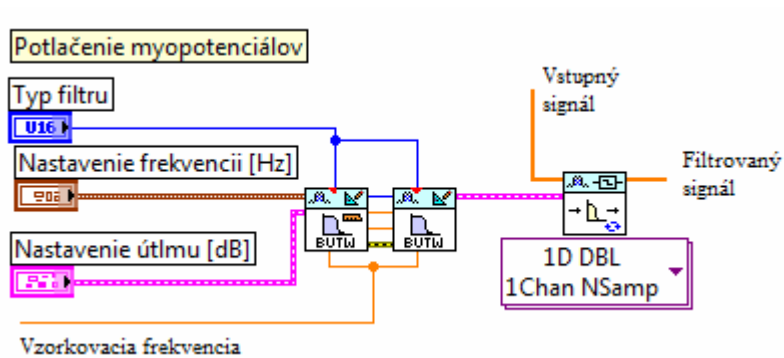
Obr. 4.14 Blokový diagram: Potlačenie sieťového brumu



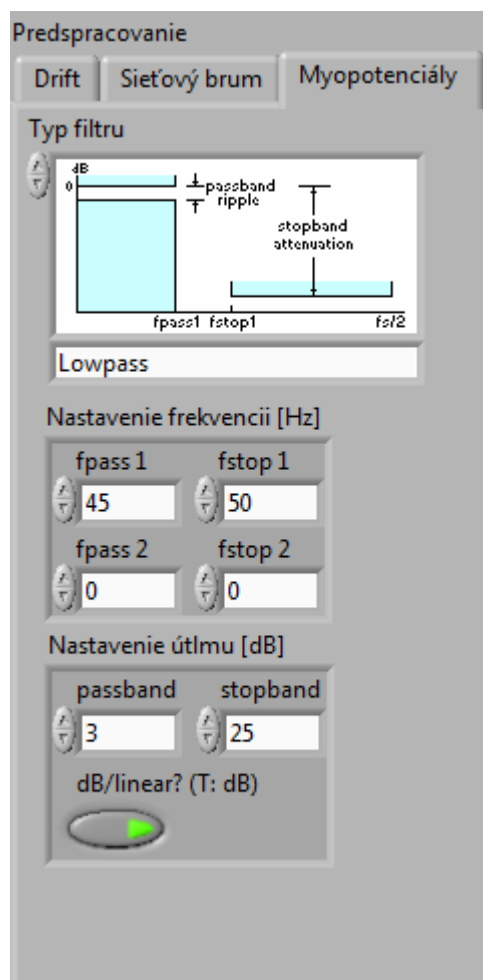
Obr. 4.15 Čelný panel: Potlačenie sieťového brumu

4.3.3 Potlačenie myopotenciálov

Prepojenie komponentov pre potlačenie myopotenciálov budeme riešiť rovnako ako v predchádzajúcom prípade, za použitia iného typu filtra. Použijeme dolnú prepust' Butterworth filtra, ktorý patrí medzi IIR filtre. Základný komponent **Functions>>Signal Processing>>Digital Filter Design>>Processing>>Filtering**, do ktorého pripájame **Functions>>Signal Processing>>Digital Filter Design>>Filter Design>>Advanced IIR Filter Design>>Butterworth Design**, pre výpočet radu filtra a zadávanie frekvencií a útlmov použijeme **Functions>>Signal Processing>>Digital Filter Design>>Filter Design>>Advanced IIR Filter Design>>Butterworth Order Estimation**, komponenty prepojíme ako v minulom prípade (Obr. 4.16). Postupným kliknutím pravého tlačidla na vstupy (**freq spec**, **ripple spec**, **f_s**, **filter type**) a následného výberu **Create Control** vytvoríme na čelnom paneli ovládacie prvky (Obr. 4.17).

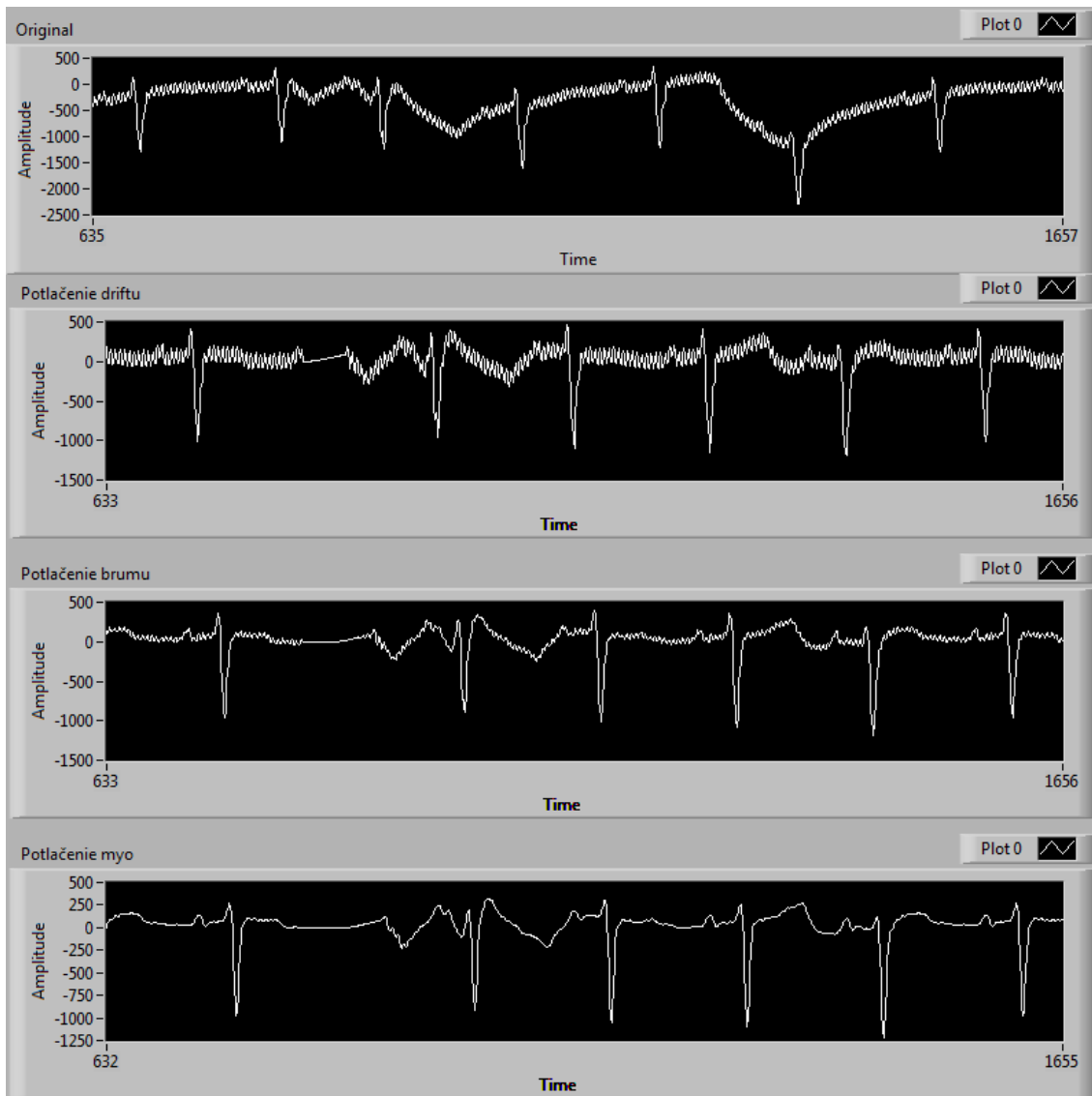


Obr. 4.16 Blokový diagram: Potlačenie myopotenciálov

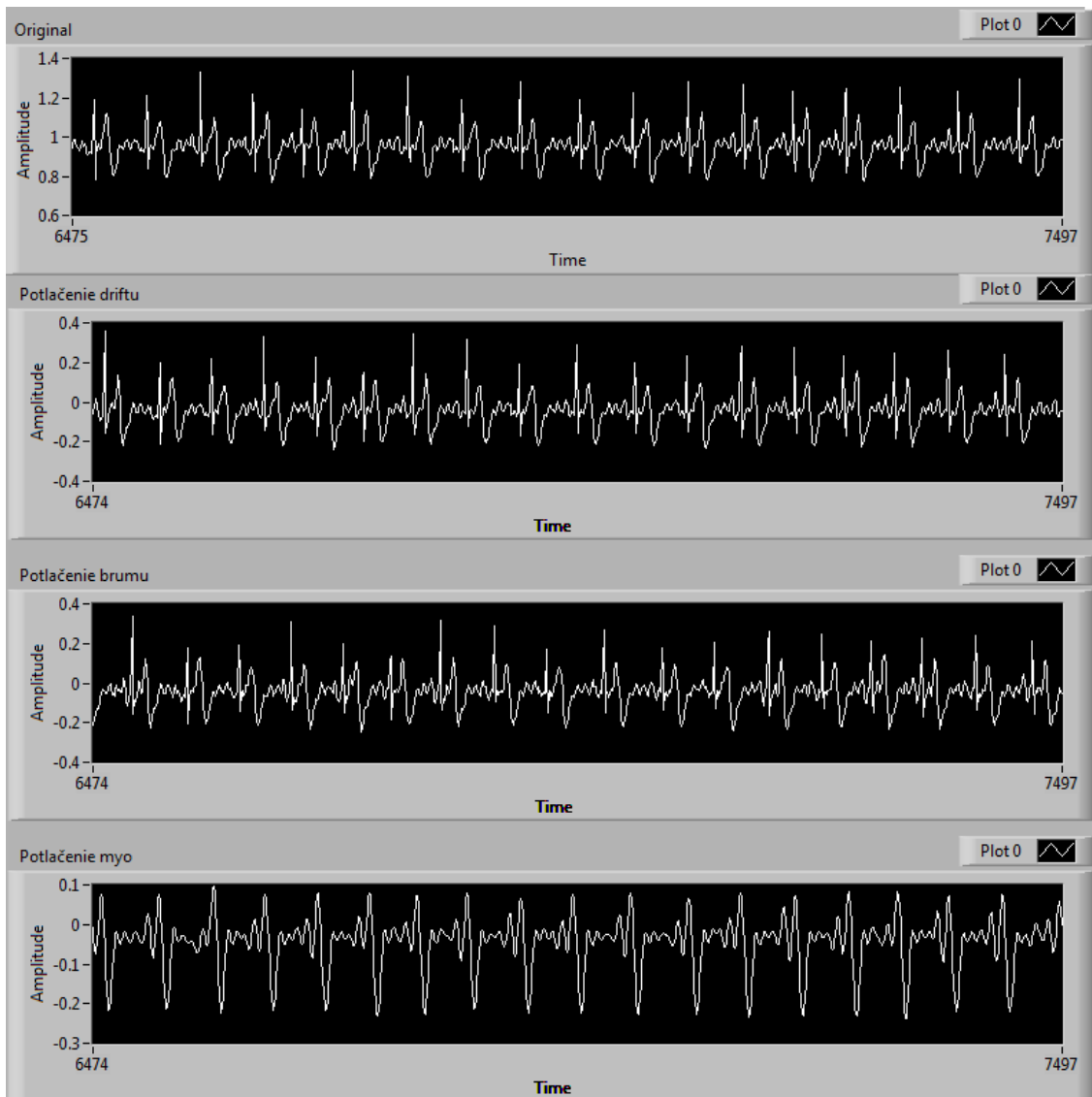


Obr. 4.17 Čelný panel: Potlačenie myopotenciálov

Overenie funkčnosti filtrov pre potlačenie rôznych šumov na signály zo súboru a na signály získaného pomocou EKG senzoru a LabPro, uskutočníme pripojením **Waveform Graph** na výstupy jednotlivých filtrov. Na obrázku vidíme potlačenie šumu vždy z predchádzajúceho signálu (Obr. 4.18, Obr. 4.19).



Obr. 4.18 Potlačenie šumov na signály zo súboru



Obr. 4.19 Potlačenie šumov na signály meranom pomocou LabPro

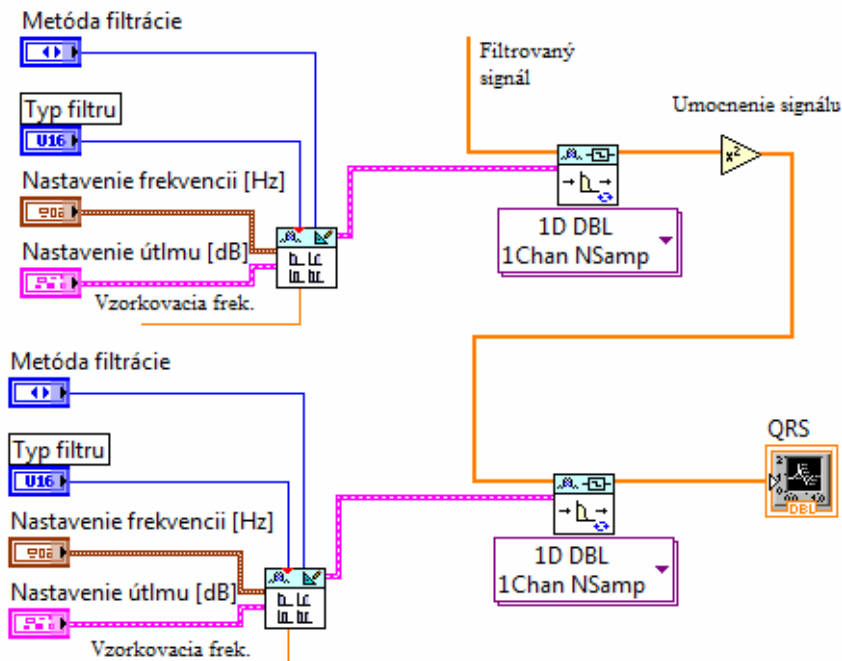
Spracovanie signálu EKG z rozdielnych zdrojov (Obr. 4.18 a Obr. 4.19) je relatívne totožné s predpokladom. Originálne signály obsahujú nežiaduce zložky, ktoré sa nám podarilo potlačiť. V prvom prípade sa nám podarilo potlačiť drift, potom potlačiť sieťový brum, ktorý nám nespôbil nejakú výraznú zmenu, možným dôvodom môže byť nevýrazný šum na 50 Hz, ktorý sme sa snažili potlačiť pásmovou zádržou. Nakoniec potlačenie myopotenciálov nám zvýraznilo EKG krivku do rozpoznania jednotlivých segmentov. Celkový blokový diagram programu máme v prílohe B.

4.4 Spracovanie

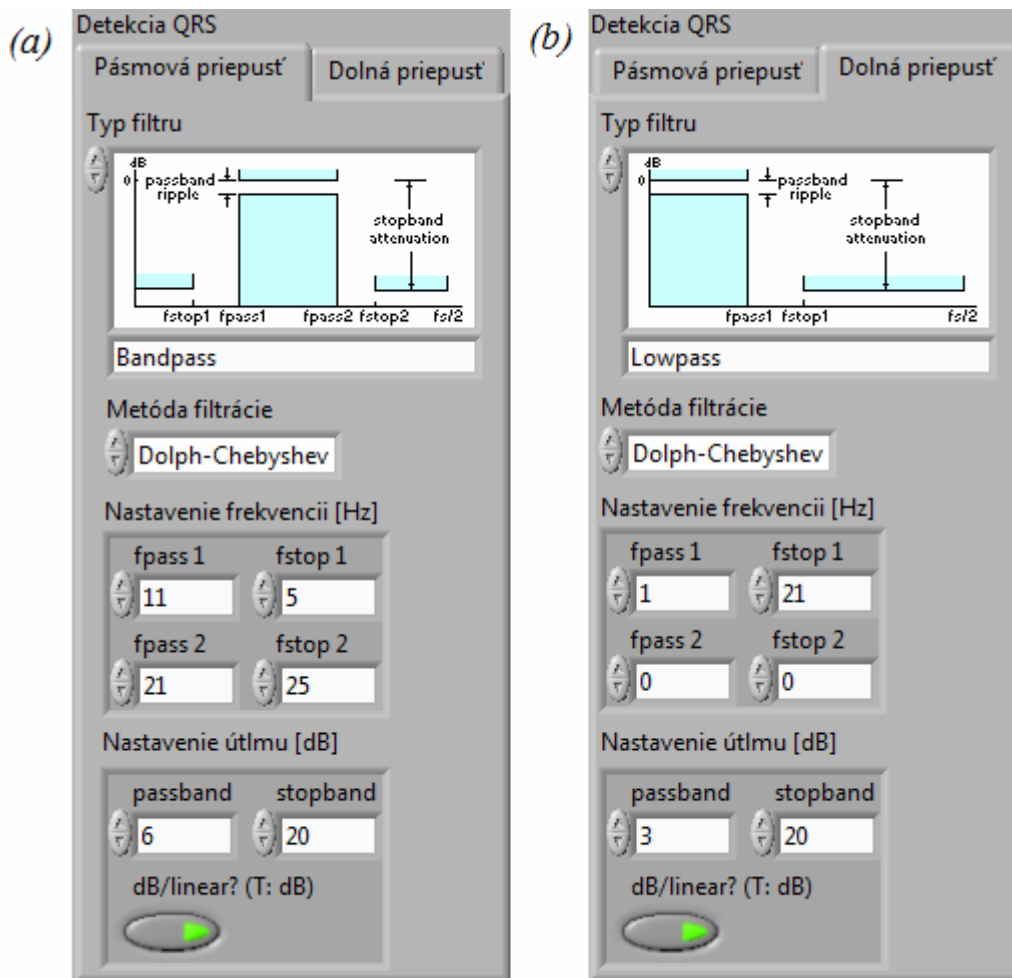
V tejto časti sa budeme zaoberať detekciou QRS pomocou všeobecného diagramu zvýraznenia QRS (Obr. 2.3), nastavenia prahovej hodnoty R piku, signalizáciou R piku pomocou Led diódy a zvukom (pípnutím), zobrazením RR intervalu do grafu, získaného pomocou logických členov.

4.4.1 Detekcia QRS

Detekciu QRS uskutočníme pomocou filtra ako pri potlačení driftu. Použijeme pásmovú prepust', následné umocnenie signálu a dolnú prepust' Dolph-Chebysheva filtra, pre zvýraznenie QRS. Oba filtre vytvoríme pomocou základného komponentu **Functions>>Signal Processing>>Digital Filter Design>>Processing>>Filtering**, a doňho pripojený komponent s nastavením špecifikácií filtra **Functions>>Signal Processing>>Digital Filter Design>>Filter Design>>Classical**. Výstup jedného filtra prepojíme so vstupom druhého filtra pomocou umocnenia signálu, **Functions>>Programming>>Numeric>>Square** (Obr. 4.20). Postupným vytvorením ovládacích prvkov na vstupoch (**freq spec**, **ripple spec**, **f_s**, **filter type**, **filter method**) oboch filtrov (pravé tlačidlo>> **Create Control**) sa nám na čelnom paneli vytvoria ovládacie prvky filtrov, ktoré si taktiež môžeme uložiť do **Tab Control** (Obr. 4.21). Celkové prepojenie predspracovania a detekcie QRS v blokovom diagrame vidíme v prílohe B.



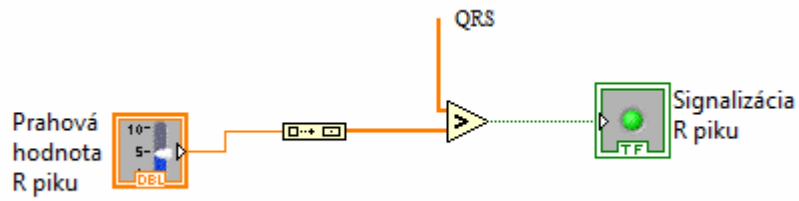
Obr. 4.20 Detekcia QRS: prepojenie komponentov



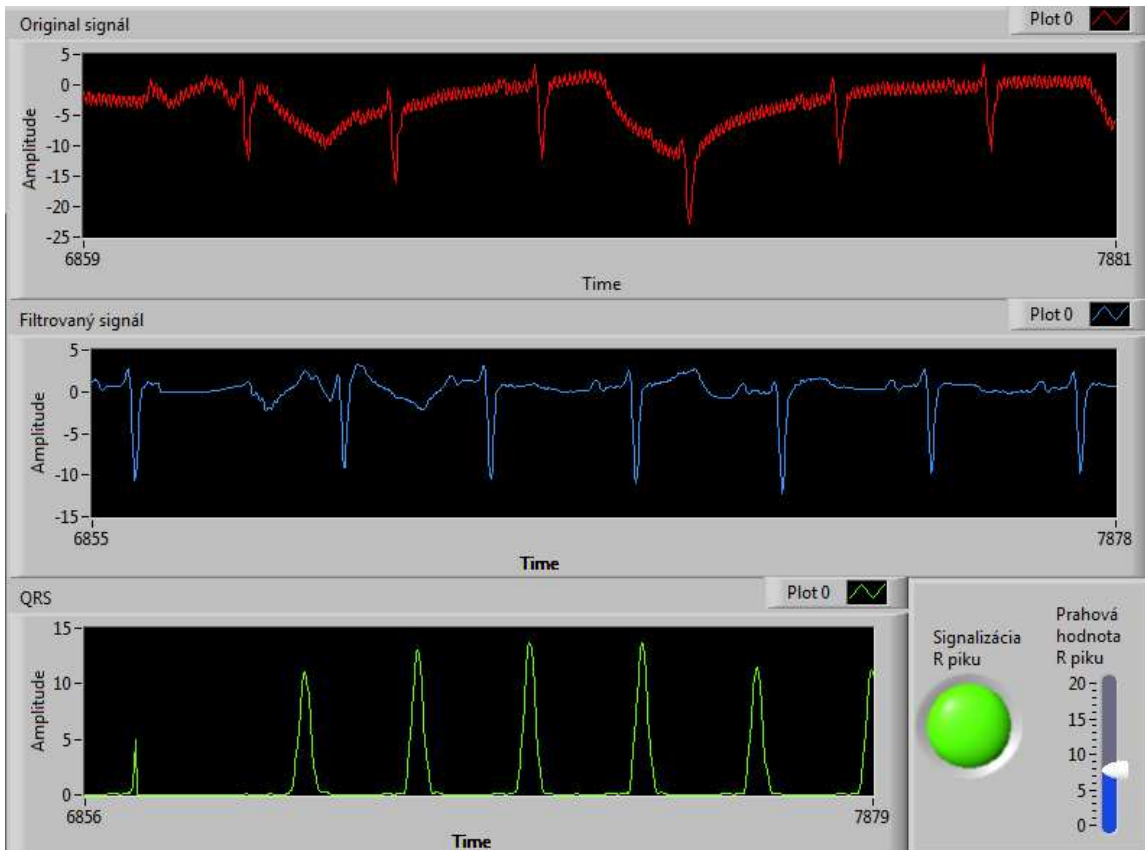
Obr. 4.21 Detekcia QRS: Pásmová prepust' (a), dolná prepust' (b)

4.4.2 Signalizácia prítomnosti R piky

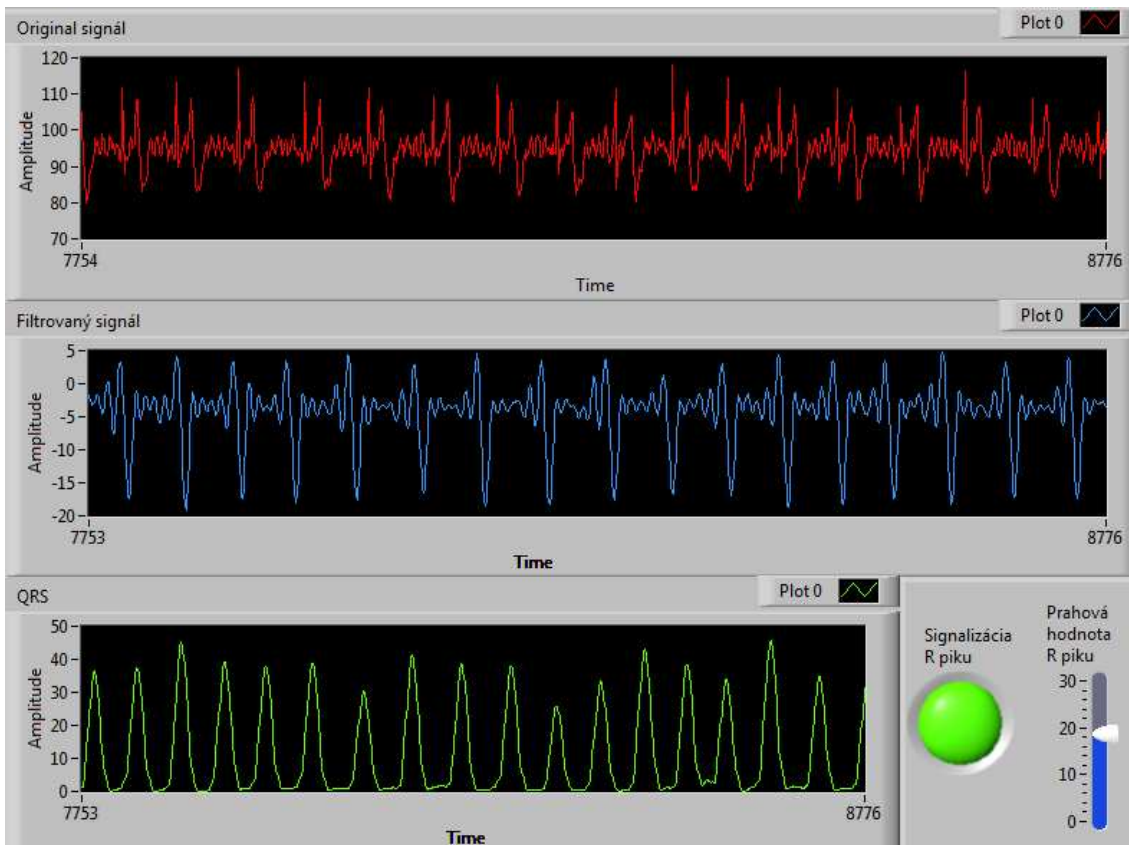
Nastavenie prahovej hodnoty R piky budeme potrebovať k jej signalizácii Led diódou. Pomocou porovnávacieho člena (**Functions>>Programming>>Comparison>>Greater**) kde je privedený signál QRS a nastaviteľná hodnota (kliknutím pravého tlačidla na vstup porovnavacieho člena a následným výberom **Create Control**) s nastaviteľnou hodnotou na čelnom paneli nám Led (**Controls>>Modern>>Boolean>>Round Led**) signalizuje R piky. Ovládací prvok nastavenia hodnoty je možné na čelnom paneli zmeniť na iný typ v našom prípade na posuvný prvok (**Controls>>Modern>>Numeric>>Vertical Pointer Slide**), keďže sme na začiatku prevádzali naše signály na Array taktiež to musíme urobiť s hodnotou z ovládacieho prvku (**Functions>>Programming>>Array>>Build Array**). Na Obr. 4.22 máme prepojenie komponentov v blokovom diagrame a na Obr. 4.23 a Obr.4.24 overenie funkčnosti detekcie QRS a signalizácie R piky na signály zo súboru a na signály získané pomocou LabPro.



Obr. 4.22 Signalizácia R piku



Obr. 4.23 Detekcia QRS: signál zo súboru

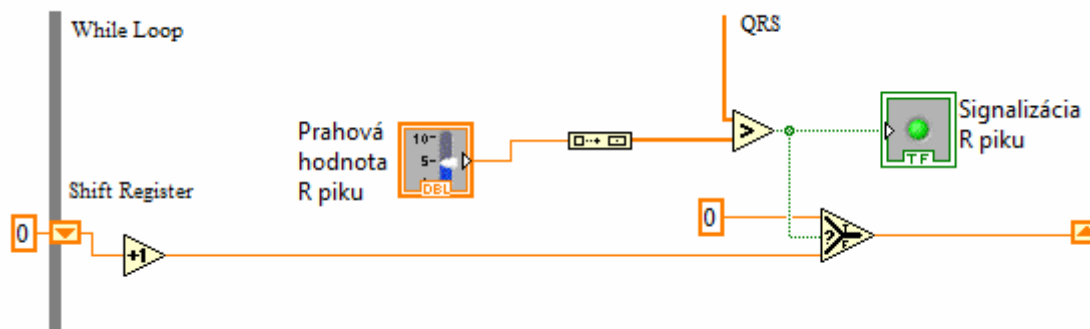


Obr. 4.24 Detekcia QRS: signál meraný pomocou LabPro

Detekcia QRS je uskutočnená z filtrovaného signálu, ktorý získame z originálneho načítaného signálu. Celkový blokový diagram a prepojenie jednotlivých častí programu vidíme v prílohe B.

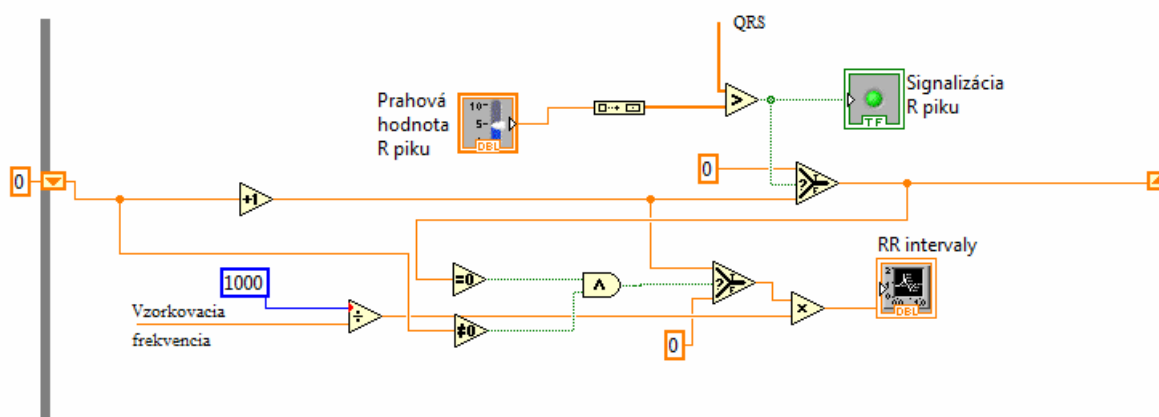
4.4.3 Sledování dĺžky RR intervalu

Dobu, ktorá uplynie medzi dvoma R vlnami vyhodnotíme pomocou logických členov a vynesieme do grafu. Využijeme shift register, select, inkrementáciu, porovnávacie členy a násobenie. Začneme s tvorbou shift registra. V blokovom diagrame si vytvoríme select (**Functions>>Programming>>Comparison>>Select**), na vstup **T** (true) pripojíme konštantu s hodnotou 0 (pravé tlačidlo **Create Constant**). Na vstup **F** (false) pripojíme výstup z člena, ktorý nám inkrementuje shift register (**Functions>>Programming>>Numeric>>Increment**) a na vstup **?** pripojíme výstup z porovnávacieho člena ($QRS > \text{prahová hodnota}$). Výstup selectu pripojíme na slučku **While Loop**. Mimo slučky **While Loop** si vytvoríme konštantu (**Functions>>Programming>>Numeric>>DBL Numeric Constant**), ktorú pripojíme na vstup inkrementu. Na vzniknutý oranžový štvorček na slučke **While Loop** klikneme pravým tlačidlom a vyberieme možnosť **Replace with Shift Register** a následne klikneme ľavým tlačidlom na oranžový štvorček, ktorý nám vznikol po pripojení výstupu selectu na slučku **While Loop** (Obr. 4.25).

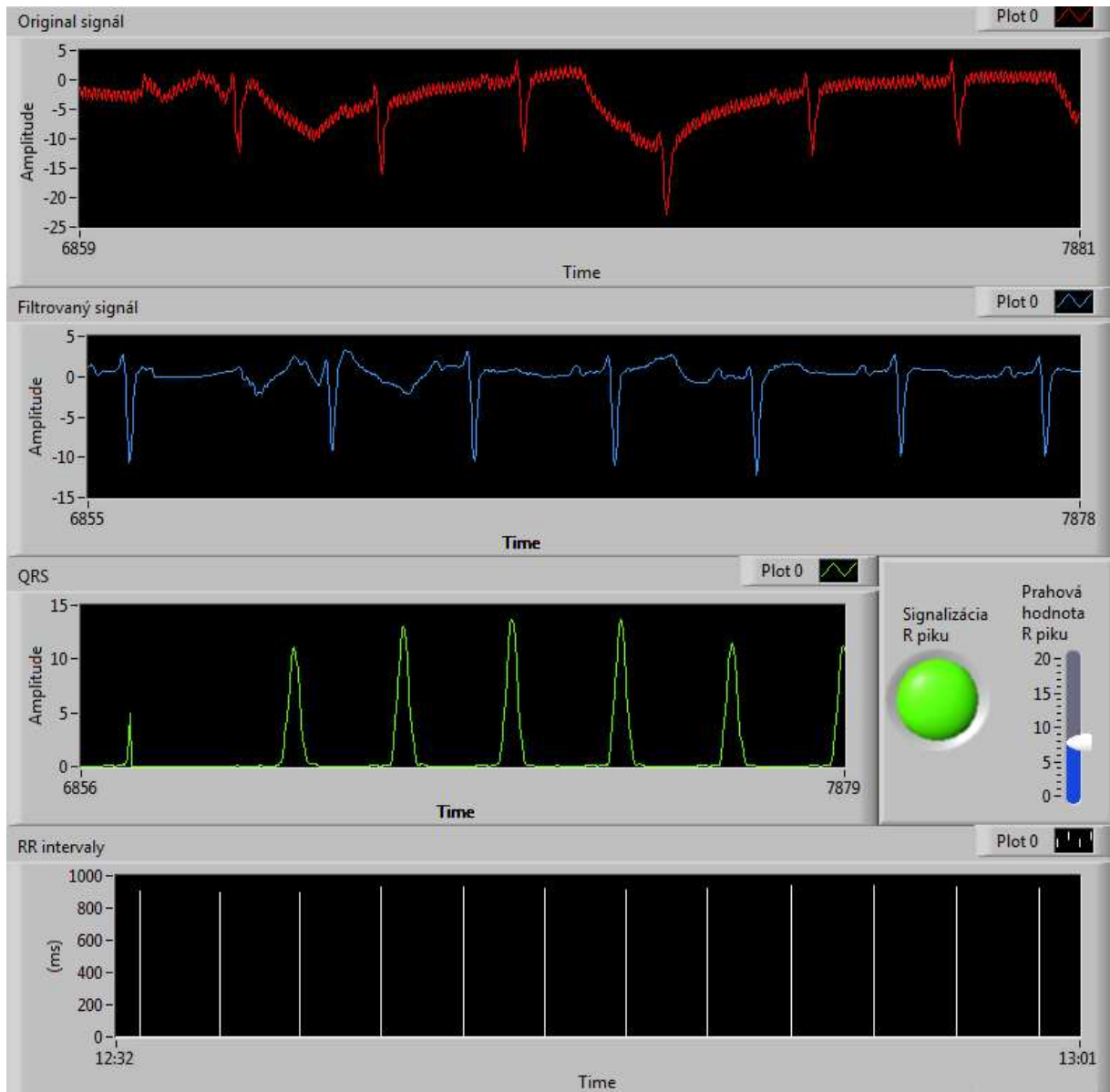


Obr. 4.25 Blokový diagram: Shift register

V ďalšej časti vyhodnocovania RR intervalu si vytvoríme druhý selekt (**Functions>>Programming>>Comparison>>Select**), na vstup T (true) privedieme výstup inkrementácie (za Shift Registrom) a na vstupe F (false) konštantu 0 (pravé tlačidlo **Create Constant**). Na vstup ? pripojíme výstup z logického člena And (**Functions>>Programming>>Boolean>>And**). Na prvý vstup And pripojíme porovnávací člen (rovný 0) výberom v **Functions>>Programming>>Comparison>>Equal To 0?** a na jeho vstup, výstup z prvého selektu. Na druhý vstup And pripojíme opačný člen (**Functions>>Programming>>Comparison>>Not Equal To 0?**) a na jeho vstup výstup z Shift Registra. Tieto logické operácie nám pomôžu k presnému určeniu maximálnej doby medzi dvoma R vlnami. Výstup druhého selektu pripojíme do **Functions>>Programming>>Numeric>>Multiply**, na druhý vstup pripojíme vzorkovaciu frekvenciu prevedenú na milisekundy, pomocou **Functions>>Programming>>Numeric>>Divide**, horný vstup konštanta 1000 (pravé tlačidlo **Create Constant**), dolný vstup vzorkovacia frekvencia (Obr. 4.26). Výstup z násobiaceho člena pripojíme na graf (**Controls>>Express>>Graph Indicators>>Chart**) (Obr. 4.27, Obr. 4.28).



Obr. 4.26 Blokový diagram: RR interval



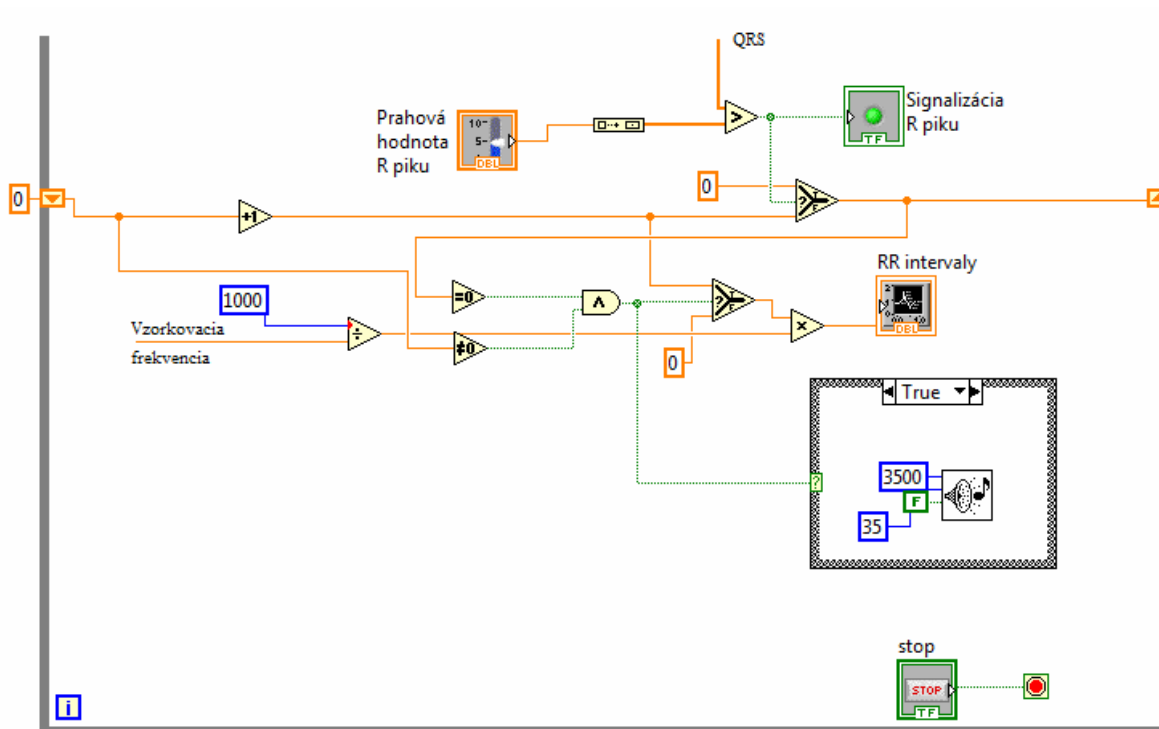
Obr. 4.27 RR interval: signál zo súboru



Obr. 4.28 RR interval: signál meraný pomocou LabPro

4.4.4 Zvuková signalizácia R vlny

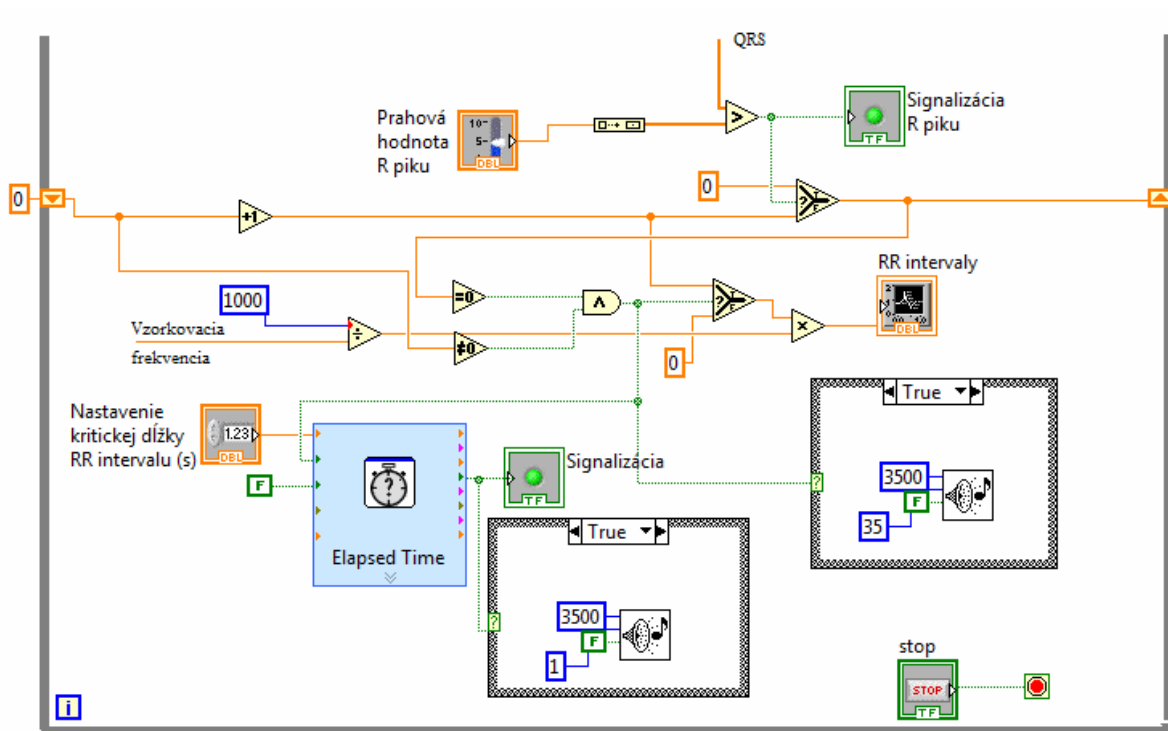
Vytvoríme pomocou pípnutia (**Functions>>Programming>>Graphics &Sound >>Beep.vi**), kde môžeme nastavovať frekvenciu a dĺžku zvuku, vytvorením konštant na vstupy **frequency (Hz)** a **duration (msec)** (pravé tlačidlo **Create Constant**) a na vstup **use system alert? (T)** privedieme konštantne **F** (false) aby sme použili nami nastavený zvuk. Celý komponent uložíme do slučky Case (**Functions>>Programming>>Structures>>Case Structure**), do zložky True a na Case privedieme výstup z logického člena And, ktorý sme použili pri RR intervale (Obr. 4.29).



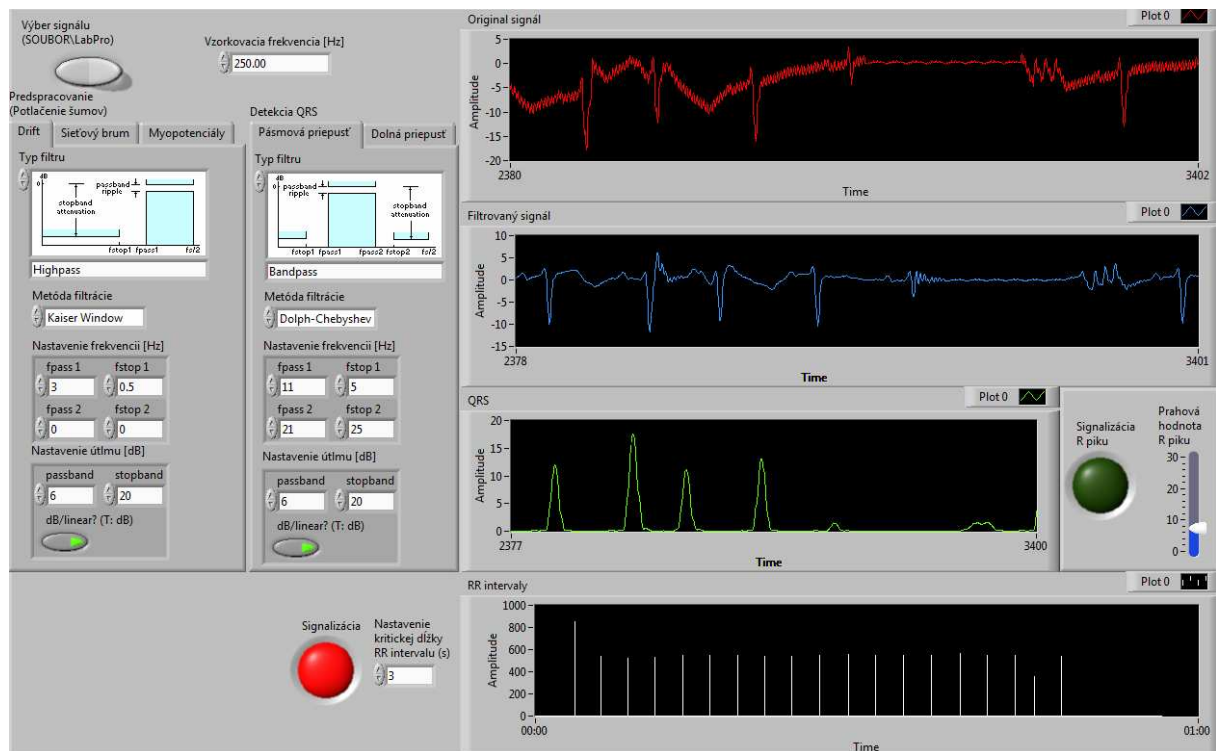
Obr. 4.29 Zvuková signalizácia R vlny

4.5 Časová podmienka pre sledovanie dĺžky RR intervalu

Na túto časť programu využijeme komponent **Elapsed Time**, pomocou tohto komponentu si môžeme nastaviť čas, ktorý bude podmienkou pre RR interval, čas medzi dvomi R vlnami. Výberom **Functions>>Programming>>Programming>>Elapsed Time**, na vstupe **Time Target (s)** vytvoríme ovládací prvok (pravé tlačidlo **Create Control**) kde zadávame hodnotu v sekundách (Obr. 4.31). Odpočítavanie nami zvoleného času sa automaticky spúšťa príchodom R vlny. Ak R vlna nepríde bude nám to signalizovať červená **Led** (Obr. 4.31), ktorú pripojíme na výstup **Time Has Elapsed**. Pre správnosť funkcie musíme ošetriť vstup **Auto Reset** konštantným **F** (false) a vstup **Reset**, výstupom z logického člena **And**, ktorý sme použili pri RR intervale. Výstup **Time Has Elapsed** môžeme pripojiť taktiež na **Case** ako v prípade zvukového signálu R vlny (Obr. 4.29) aby sme mali aj zvukovú signalizáciu o prekročení nami nastaveného času (Obr. 4.30).



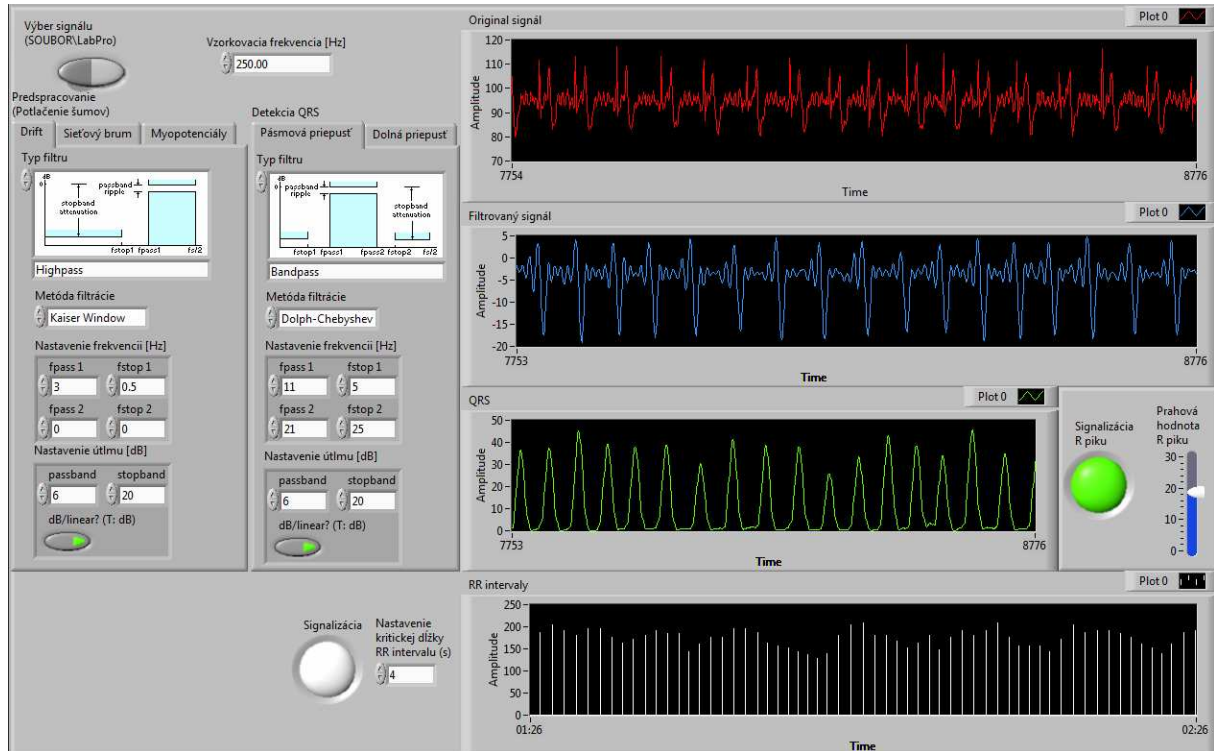
Obr. 4.30 Podmienka pre sledovanie dĺžky RR intervalu



Obr. 4.31 Prekročenie nastaveného času RR intervalu

Na Obr. 4.31 je ukážka celkového čelného panelu. Kde sú rozmiestnené všetky ovládacie prvky, ktoré sú v predchádzajúcich podkapitolách popísané a to výber signálu, nastavenie frekvencie vzorky, nastavenie parametrov filtrov pre pred spracovanie, filtrov pre

detekciu QRS, nastavenie prahovej hodnoty R piku a nastavenie podmienky pre dĺžku RR intervalu. Všetky ovládacie prvky je možné meniť za chodu programu, aj keď pri zmene parametrov digitálnych filtrov nám vyskočí dialógové okno, ktoré nám oznámi zmenu ale pri voľbe **Continue** program ďalej pokračuje.



Obr. 4.32 Čelný panel

5 Záver

Bakalárska práca je zameraná na spracovanie EKG, v online a offline režimoch. V úvode je popísaný vznik EKG, princíp snímania a význam jeho jednotlivých pikou, segmentov a intervalov. Ďalší text je venovaný metódam filtrácii pre potlačenie šumov a laboratórnemu návodu na tvorbu programu v LabView so zameraním na spracovanie elektrokardiogramu.

V dnešnej dobe máme niekoľko rôznych metód pre potlačenie nežiaducich zložiek v signáloch, ktoré môžu byť jednoduché alebo zložitejšie, záleží na dostupných prostriedkoch. V práci sú použité lineárne filtre, ktoré sú v celku jednoduché na realizáciu a pri vhodnom nastavení parametrov dostávame dobré výsledky.

Hlavnou časťou predloženej práce je laboratórny návod na vytvorenie jednoduchého kardiomonitoru v prostredí LabView, ktorý obsahuje veľké množstvo funkcií vhodných pre riešenie daného problému. Navrhnutý program spracováva signál EKG v reálnom čase snímaného pomocou EKG senzoru a signál nahratý z databázy. Program pozostáva z pred spracovania EKG za použitia digitálnych filtrov, ktoré potláčajú nežiaduce zložky (drift, sieťový brum, myopotenciály). Filtre sú ľahko nastaviteľné a ich funkčnosť ľahko overiteľná. Zmena signálu po jednotlivých filtráciách je zrejmé z obrázkov, získaných z programu. Ďalšou časťou je spracovanie EKG, konkrétne detekcia QRS, za použitia taktiež digitálnych filtrov a vyhodnotenie dĺžky RR intervalu pomocou logických operácií.

Program môže slúžiť ako základ pre cvičenia zamarené na zoznámenie študentov s metódami merania a analýzy EKG. Daný program je možné ďalej rozširovať a testovať jeho parametre na rôznych signáloch (ako meraných v reálnom čase tak získaných z dostupných databáz).

6 Zoznam literatúry

- [1] SORNMO, L., LAGUNA, P. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Academic Press, 2005.
- [2] VLACH, J. *Začínáme s LabVIEW*. Praha: BEN - technická literatura, 2008.
- [3] KOZUMPLÍK, J. *Analýza a interpretace biologických dat* 2008. 51 s. Výukový text FEKT VUT Brno.
- [4] Elektrokardiogram [online]. 2010 [cit 2010-12-15]. Dostupný z WWW: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Elektrokardiogram>>
- [5] HAMAN, P. *Základy EKG* [online]. Plzeň, 2006 [cit. 2010-12-15]. Dostupný z WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz/>>
- [6] Vernier [online]. 2010 [cit. 2010-12-15]. Dostupný z WWW: <<http://www.vernier.cz/produkty/databaze>>
- [7] GOLDBERGER AL, AMARAL LAN, GLASS L. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220. Dostupný z WWW: <<http://www.physionet.org>>
- [8] HONZÍKOVÁ, N, HONZÍK, P. *Biologie člověka*. Brno 2003. 134 s. Skriptum FEKT VUT Brno
- [9] Elektrokardiografia [online]. 2011 [cit 2011-04-20]. Dostupný z WWW: <<http://sk.wikipedia.org/wiki/Elektrokardiografia>>

7 Prílohy

Príloha A (obsah CD)

- program v LabView
- bakalárska práca v elektronickej podobe

Príloha B

- *Blokový diagram programu vytvoreného v LabView*