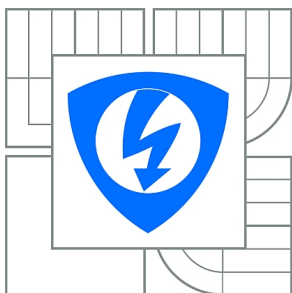


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘICÍ TECHNIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

VYUŽITÍ PROSTŘEDÍ LABVIEW PRO ANALÝZU BIOSIGNÁLŮ

LABVIEW AND BIOSIGNAL ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

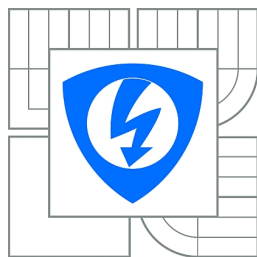
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

MILOŠ KUTÍLEK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. RADIM KOLÁŘ, Ph.D.

BRNO 2010



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav automatizace a měřicí techniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Automatizační a měřicí technika

Student: Miloš Kutílek

ID: 78190

Ročník: 3

Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Využití prostředí LabView pro analýzu biosignálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s prostředím LabView a s jeho možnostmi pro základní zpracování a analýzu signálů (filtrace a spektrální analýza).

Vytvořte aplikace sloužící především k reálnému zarušení EKG signálu různými typy šumů, jeho filtraci, detekci R-vlny a spektrální analýze. Jednotlivé aplikace přehledně navrhňte a popište, aby mohly být využity pro laboratorní cvičení.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 31.5.2010

Vedoucí práce: doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

prof. Ing. Pavel Jura, CSc.

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:

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou biosignálů v prostředí LabView. Především se zaměřuje na analýzu EKG signálů. V této práci je popsána teorie elektrokardiogramu a je vytvořeno několik programů, které se zabývají různými přístupy k digitální filtraci EKG signálů. Dále jsou vytvořeny programy pro různé detekování R vlny a jednoduchý kardiologický monitor.

Klíčová slova:

Elektrokardiogram, LabView, QRS komplex, Tepová frekvence, Variabilita srdečního rytmu

Abstract:

This bachelor's thesis deals with the analysis of biological signals in LabView environment. Mainly it focuses on the analysis of ECG signals. The thesis also describes the theory of electrocardiogram and occupies by several programs which consider various approaches to digital filtering of ECG signals, programs for detection R wave by different ways and simple cardiology monitor.

Keywords:

Electrocardiogram, LabView, QRS complex, Pulse rate, Heart rate variability

Bibliografická citace

KUTÍLEK, M. *Využití prostředí LabView pro analýzu biosignálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 46 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Využití prostředí LabView pro analýzu biosignálů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské 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 bakalářské práce 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 31. května 2010

.....

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Radimovi Kolářovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 31. května 2010

.....

podpis autora

1. OBSAH

1. OBSAH.....	6
2. SEZNAM OBRÁZKŮ	8
3. ÚVOD	9
4. TEORETICKÝ ROZBOR ELEKTROKARDIOGRAFIE	10
4.1 ELEKTROKARDIOGRAM	10
4.2 ELEKTROKARDIOGRAFICKÉ SVODOVÉ SYSTÉMY	10
4.3 PRŮBĚH EKG SIGNÁLŮ	12
4.4 ÚSEKY KŘIVKY EKG	13
4.4.1 Vlna P.....	13
4.4.2 Úsek PQ	13
4.4.3 QRS Komplex	14
4.4.4 Úsek ST	14
4.4.5 Vlna T.....	14
5. RUŠENÍ EKG SIGNÁLŮ	15
6. VARIABILITA SRDEČNÍHO RYTMU	18
6.1 AUTONOMNÍ NERVOVÁ SOUSTAVA.....	18
6.2 VARIABILITA SRDEČNÍHO RYTMU.....	18
6.3 METODY NA VYHODNOCENÍ VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU.....	19
6.3.1 Metody měření ve frekvenční oblasti.....	19
6.3.2 Metody měření v časové oblasti	19
7. LABVIEW	21
7.1 ÚVOD DO LABVIEW	21
7.2 PROGRAMOVACÍ PROSTŘEDÍ.....	21
7.2.1 Front Panel	21
7.2.2 Block Diagram	21
8. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	22
8.1 VYTVOŘENÉ PROGRAMY V LABVIEW	23
8.1.1 Program pro načítání EKG signálu a jeho filtraci FIR filtrem typu pásmová propust	23
8.1.2 Program pro porovnání mezi FIR a IIR filtrem	25
8.1.3 Program kaskádové řazení filtrů.....	27
8.1.4 Program na detekování R vlny pomocí pevného prahu	29
8.1.5 Program na detekování R vlny pomocí plovoucího prahu.....	32
8.1.6 Kardiologický monitor s analýzou signálu HRV.....	33
9. ZÁVĚR.....	38

10.	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	39
11.	PŘÍLOHY	40
11.1	OBSAH CD	40
11.2	BLOKOVÉ DIAGRAMY VYTVOŘENÝCH PROGRAMŮ V LABVIEW	40

2. SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 4.1 Einthovenův trojúhelník a vytvoření Wilsonovy svorky [6]	11
Obrázek 4.2 Znázornění průběhu EKG[8]	13
Obrázek 5.1 Ukázka EKG signálu a jeho rušení myopotenciálem	15
Obrázek 5.2 Rušení síťovým napětím o frekvenci 60Hz	16
Obrázek 5.3 Ukázka EKG signálu a jeho rušení způsobené pohyby pacienta.....	17
Obrázek 5.4 Rušení EKG signálu kolem nízkých frekvencí.....	17
Obrázek 6.1 Ukázka Poincaré diagramu[7]	20
Obrázek 8.1 Uživatelské rozhraní programu pro načítání EKG signálu a filtraci	23
Obrázek 8.2 Blokové schéma programu pro načítání EKG signálu a filtraci	24
Obrázek 8.3 Uživatelské rozhraní programu filtrování FIR a IIR filtrem	25
Obrázek 8.4 Blokové schéma programu porovnání filtrování FIR a IIR filtrem.....	26
Obrázek 8.5 Uživatelské rozhraní programu kaskádové řazení filtrů.....	27
Obrázek 8.6 Blokové schéma programu kaskádové řazení filtrů	28
Obrázek 8.7 Programu na detekování R vlny pomocí pevného prahu.....	29
Obrázek 8.8 Blokové schéma programu detekce R vlny pomocí pevného prahu	30
Obrázek 8.9 Zvýraznění QRS komplexu	30
Obrázek 8.10 Program na detekování R vlny pomocí plovoucího prahu	32
Obrázek 8.11 Uživatelské rozhraní kardiologického monitoru	33
Obrázek 8.12 Blokové schéma kardiologického monitoru	34
Obrázek 8.13 Poincaré diagram z prvního signálu	36
Obrázek 8.14 Poincaré diagram z druhého signálu.....	37
Obrázek 11.1 Blokový diagram programu pro načítání EKG signálu a filtraci.....	41
Obrázek 11.2 Blokový diagram programu filtrování FIR a IIR filtrem.....	42
Obrázek 11.3 Blokový diagram programu kaskádové řazení filtrů	43
Obrázek 11.4 Blokový diagram programu na detekování R vlny - pevný práh	44
Obrázek 11.5 Blokový diagram programu na detekování R vlny - plovoucí práh	45
Obrázek 11.6 Blokový diagram kardiologického monitoru.....	46

3. ÚVOD

Elektrokardiografie je v dnešní době obor, který prodělal velmi intenzivní vývoj. Stává se nedílnou součástí moderní medicíny.

Kardiovaskulární onemocnění má mnoho podob, postihuje především srdce a cévy. K hlavním formám onemocnění patří vysoký krevní tlak, onemocnění srdce a ischemická choroba srdeční. Každý rok zemře na tyto choroby v Evropské unii přibližně 2 miliony lidí.

Cílem této bakalářské práce je navrhnout několik programů v prostředí LabView zabývajících se různými přístupy k filtraci EKG signálů. Dále je cílem navrhnout programy pro detekování R vln pomocí různých prahů. Následně tyto programy popsat, aby se mohly využít jako ukázka v laboratorních cvičeních.

4. TEORETICKÝ ROZBOR ELEKTROKARDIOGRAFIE

4.1 ELEKTROKARDIOGRAM

Elektrická aktivita srdce se projeví změnami elektrického napětí i na povrchu těla. Tyto změny vznikají součtem elektrických projevů všech srdečních buněk. Jelikož jednotlivé buňky nemají ve stejném okamžiku stejnou hodnotu akčního potenciálu a nepracují zcela synchronně, tečou po povrchu membrán a všude kolem srdce elektrické proudy. Protože mají lidské tkáně velký obsah elektricky nabitých iontů, vznikají mezi různými místy povrchu těla napětí, jejichž průběh v čase zaznamenává elektrokardiografie. Přístroj, který snímá EKG, se nazývá elektrokardiograf.[2]

4.2 ELEKTROKARDIOGRAFICKÉ SVODOVÉ SYSTÉMY

Místa snímání elektrického signálu z povrchu těla a jejich označení se v elektrokardiografii pevně ustálily. Běžný elektrokardiografický záznam se v dnešní době skládá z 12 svodů, které rozdělujeme do tří skupin:

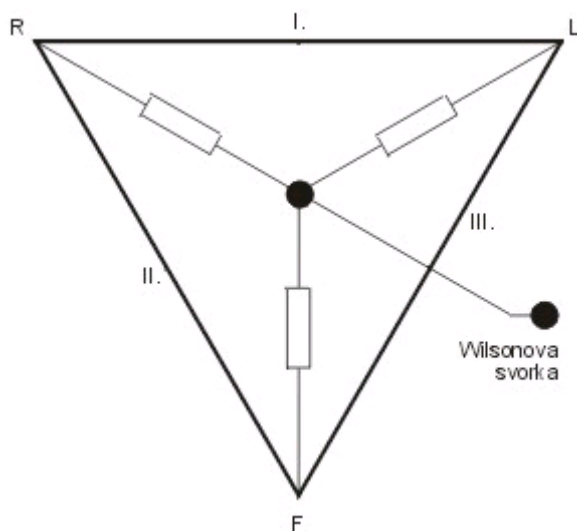
- 1) bipolární svody končetinové – I, II, III,
- 2) unipolární svody končetinové – aVR, aVL, aVF,
- 3) unipolární svody hrudní – V1, V2, V3, V4, V5, V6.

Ad 1) **Bipolární svody končetinové podle Einthovena** (někdy se označují jako standardní svody) se užívají již od začátku elektrokardiografie. Jsou s nimi velké zkušenosti a nelze je pro běžnou praxi zcela opomenout. Zachycují projekci srdečních potenciálů do frontální roviny. Při bipolárním zapojení se měří rozdíl potenciálů mezi dvěmi aktivními elektrodami. Svody se označují římskými číslicemi I, II, III (znázornění na obrázku 4.1):

Svod I – spojuje pravou ruku a levou ruku.

Svod II – spojuje pravou ruku a levou nohu.

Svod III – spojuje levou ruku a levou nohu.



Obrázek 4.1 Einthovenův trojúhelník a vytvoření Wilsonovy svorky [6]

Pokud spojíme tato tři svodná místa (přibližných vrcholů rovnoramenného trojúhelníku, rozumí se v místech odstupů končetin od trupu, neboť tato svodná místa fungují jako prodloužený kabel), dostaneme známý Einthovenův trojúhelník. Označíme-li potenciály snímané končetinovými elektrodami jako VR (pravá ruka), VL (levá ruka) a VF (levá noha), jsou bipolární končetinové svody podle Einthovena definovány takto:

$$U_I = V_L - V_R$$

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

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

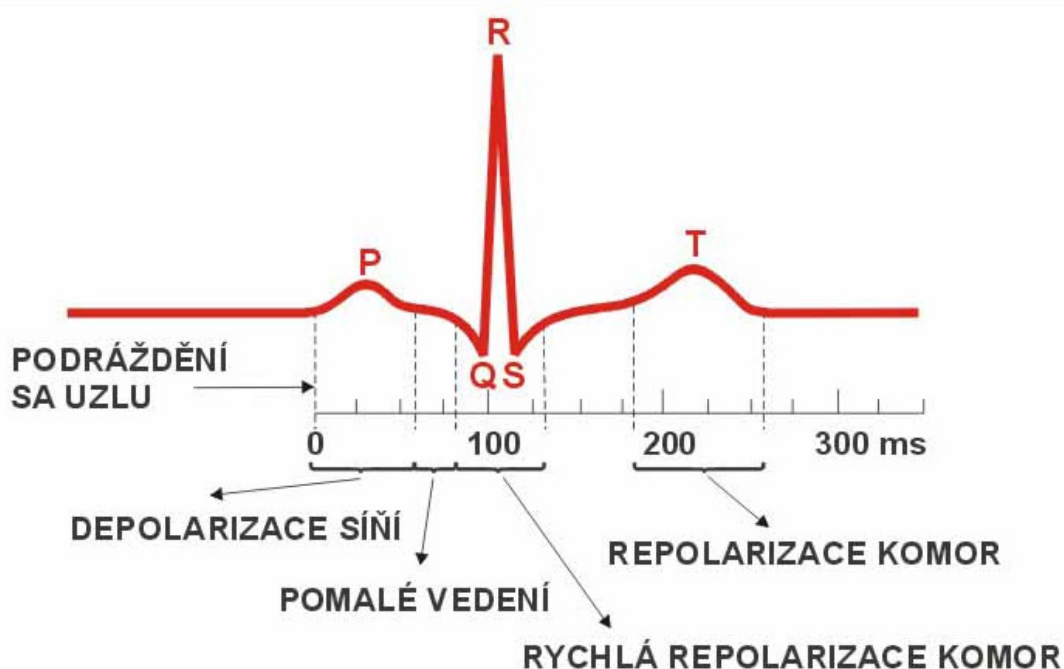
Ad 2) **Zvětšené unipolární svody podle Goldbergera.** Dříve měly tyto unipolární končetinové svody indiferentní nulovou elektrodu vytvořenou spojením všech tří končetinových svodů přes odpor 5 kΩ do centrální svorky s aktivní elektrodou umístěnou pokaždé na odpovídající končetině. Toto zapojení později modifikoval Goldberger tak, že od centrální svorky odpojil vždy končetinu zapojenou na aktivní elektrodu. Centrální svorka už nemá nulový potenciál a amplituda záznamu je zvýšena. Označení svodů je aVR, aVL, aVF (a znamená augmentovaný = zesílený).[2]

Ad 3) **Unipolární hrudní svody podle Wilsona** (někdy se nazývají jako prekordiální). Zatímco končetinové svody zobrazují elektrickou aktivitu srdce do frontální projekce, hrudní unipolární svody sledují elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině. Dohromady umožňují určitou prostorovou představu o elektrickém srdečním poli. Referenční elektroda je vytvořena spojením tří končetinových svodů přes odpor 5 kΩ a aktivní elektroda je umístěna na jednom ze šesti specifických míst na hrudníku. Elektrody, které se označují V1 až V6 se umisťují následovně:

svod	aktivní elektroda	referenční elektroda
V ₁	4. mezižebří parasternálně vpravo	Wilsonova svorka
V ₂	4. mezižebří parasternálně vlevo	Wilsonova svorka
V ₃	mezi V ₂ a V ₄	Wilsonova svorka
V ₄	5. mezižebří medioklavikulárně vlevo	Wilsonova svorka
V ₅	mezi V ₄ a V ₆	Wilsonova svorka
V ₆	5. mezižebří ve střední axil. čáře vlevo	Wilsonova svorka

4.3 PRŮBĚH EKG SIGNÁLŮ

Impuls pro kontrakci myokardu vzniká v sinoatriálním (SA) uzlu v oblasti pravé předsíně odkud se šíří dál. Tento primární signál je příliš slabý, proto se při běžném záznamu EKG skoro vůbec nezaznamená. První vlna EKG záznamu je vlna P, která svědčí o depolarizaci předsíní, tedy o jejich počínající kontrakci. Samotnou repolarizaci předsíní na EKG není možno rozpoznat, protože je příslušný biosignál zastíněn daleko vyšším signálem pocházejícím od depolarizace komor. Tento signál je charakterizován komplexem vln QRS. Následuje vlna T, která svědčí o následné repolarizaci komor. Průběh signálu EKG je znázorněn na obrázku 4.3.[3]



Obrázek 4.2 Znázornění průběhu EKG[8]

4.4 ÚSEKY KŘIVKY EKG

4.4.1 Vlna P

Vlna P je projevem depolarizace síní. Je to obvykle pozitivní kulovitá vlna, která má maximálně výšku 2,5 mm (0,25 mV) a netrvá déle než 0,10 s. Normálně může být, a poměrně často je, ve svodu III a V1 negativní (ve svodu aVR je vždy negativní). Ve svodu V1 je často vlna P bifázická (+-). Nejlépe se identifikuje ve svodech II a V1.[1]

4.4.2 Úsek PQ

Když dospěje vlna depolarizace do atrioventrikulárního uzlu, dojde ke zbrzdění jejího dalšího postupu. Pomalý přesun podráždění z předsíní na komory je dán strukturou atrioventrikulárního uzlu, jenž vede vzruch pomaleji z celého myokardu. Význam zpomalení změny podráždění je v oddělení systoly síní od systoly komor.[1]

4.4.3 QRS Komplex

Základem QRS komplexu je depolarizace komor. Depolarizace je postupná. Nejprve se depolarizuje septum z větve levého Tawarova raménka, pak jsou současně aktivovány subendokardiální vrstvy obou komor a odtud se šíří podráždění napříč pracovním myokardem k epikardu. QRS komplex sestává ze 3 kmitů – Q, R a S. Pozitivní kmit (nad izoelektrickou linií) se označuje R. Negativní kmity (pod izoelektrickou linií) jsou dva. Negativní kmit před R vlnou se nazývá Q a negativní kmit za R vlnou se označuje S. Normální trvání QRS komplexu je 0,06 – 0,1 s. Normální výška kmitu závisí na svodech. Například v končetinových svodech je do 10 mm (1 mV), v hrudních svodech (V5, V6) je do 25 mm (2,5 mV), popřípadě u mladistvých do 35 mm (3,5 mV).[2]

4.4.4 Úsek ST

Když se rozšíří depolarizace po celé svalovině komor, je po malou dobu elektrická aktivita srdce nulová (srdeční vlákna komor jsou ve fázi plató, mají stejný elektrický náboj a nikde netečou žádné elektrické proudy). Na záznamu EKG se píše izoelektrický úsek ST.[2]

4.4.5 Vlna T

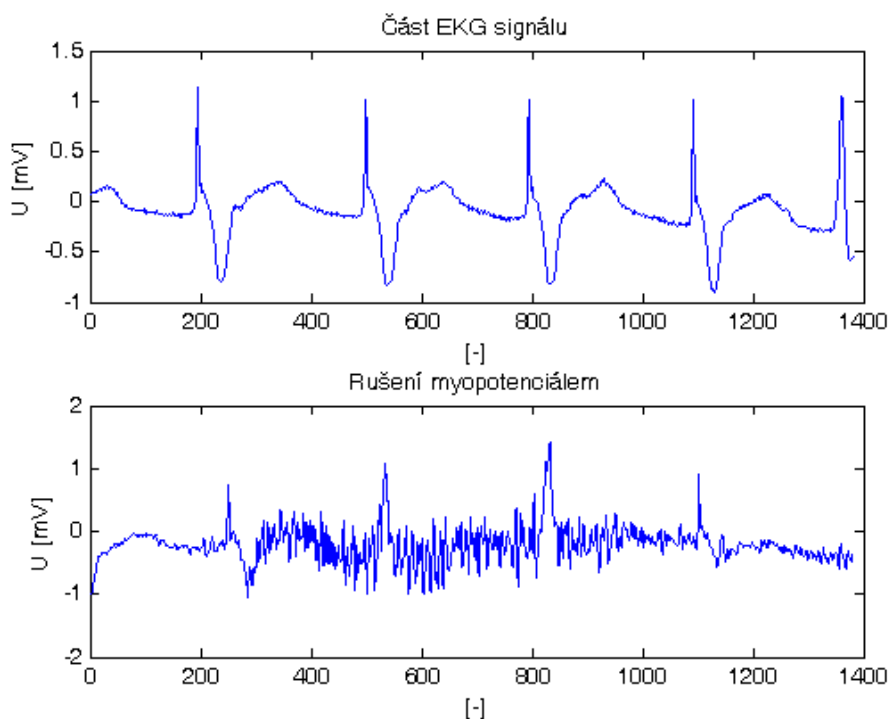
Na fázi plató navazuje repolarizace komorového myokardu, která na rozdíl od depolarizace probíhá od epikardu k endokardu. Jelikož je repolarizace děj elektricky opačný oproti depolarizaci, má součtový vektor směr od endokardu k epikardu stejně jako při depolarizaci. Během repolarizace komor se na EKG záznamu píše vlna T.[2]

5. RUŠENÍ EKG SIGNÁLŮ

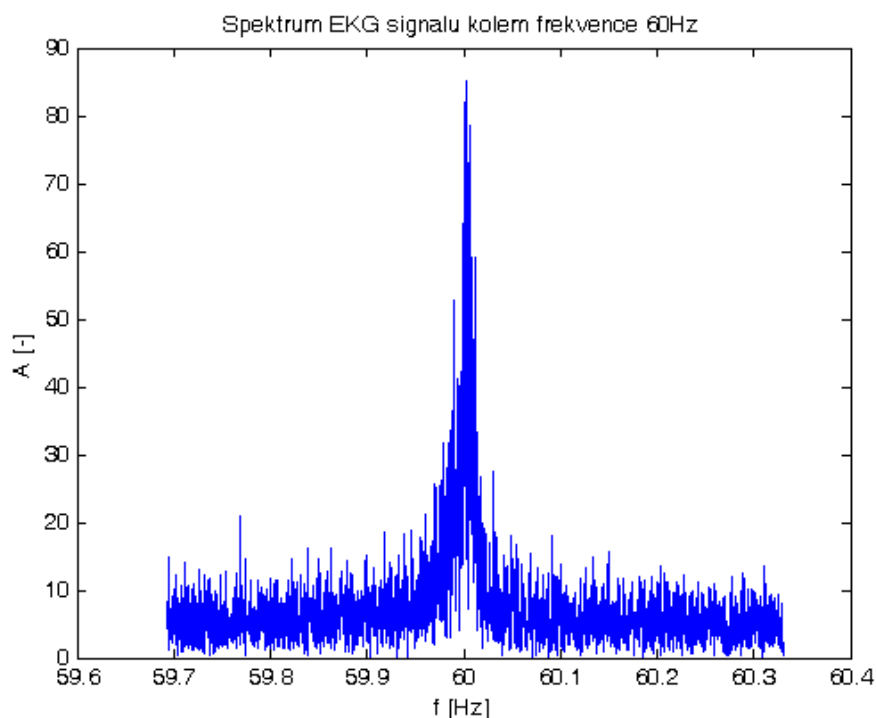
Signály, které ruší EKG signál, se dají rozdělit z hlediska šířky frekvenčního pásma na:

Úzkopásmové – tvoří je pomalé kolísání izoelektrické linie a sítový brum. Dále také elektrochemické procesy na přechodu elektroda – kůže (do 0,8 Hz), dýchání pacienta (do 0,5 Hz), dále se projevují pomalé pohyby pacienta (do 1,5 Hz). To způsobuje kolísání izoelektrické linie. Sítové rušení je následkem indukce napětí ze silových elektrických rozvodů (50 Hz).

Širokopásmové – především při zátěžových testech jsou to myopotenciály (myo – sval), které se tvoří při aktivním pohybu svalů vyšetřovaného pacienta. Jejich frekvenční pásmo zasahuje přibližně od 20 Hz do řádově kHz. Ještě se mohou vyskytnout rychlé skokové změny izoelektrické linie při vyšetření batolat a kojenců. Tyto druhy širokopásmového rušení se frekvenčně překrývají se spektrem EKG signálu. S tím se musí počítat při jejich filtraci.



Obrázek 5.1 Ukázka EKG signálu a jeho rušení myopotenciálem

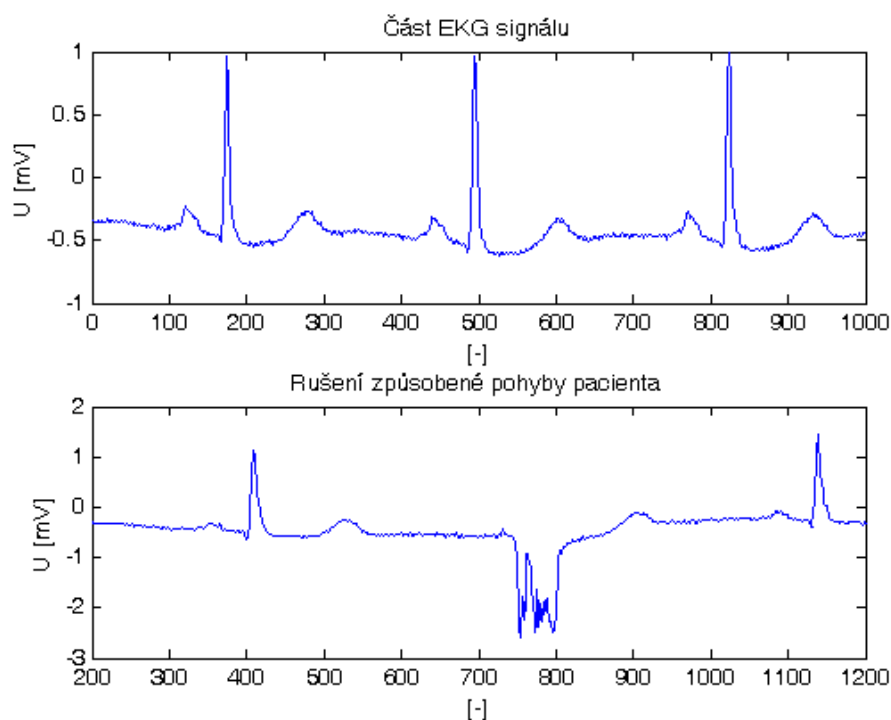


Obrázek 5.2 Rušení síťovým napětím o frekvenci 60Hz

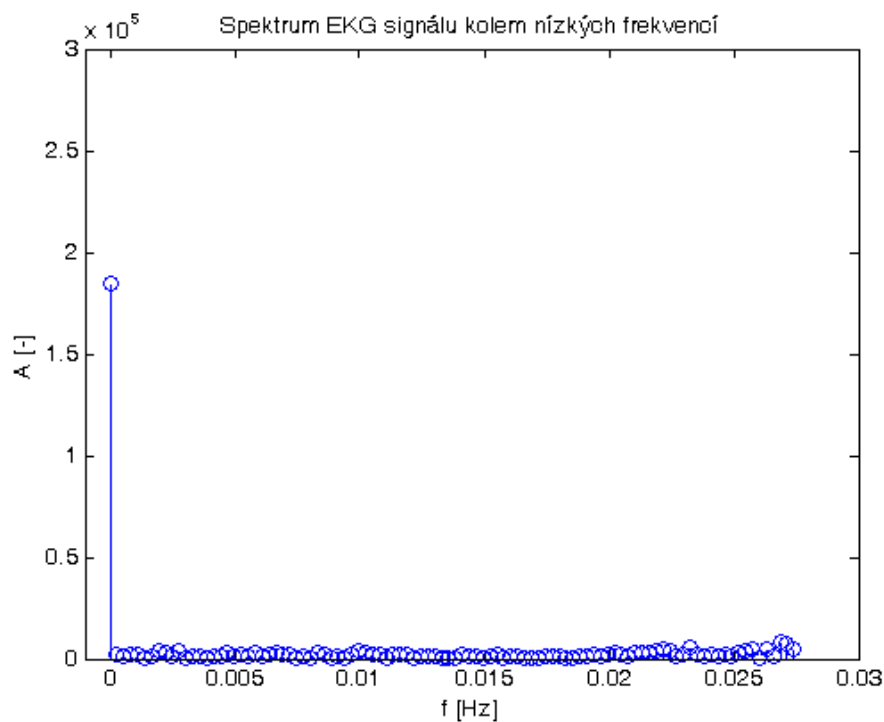
Na obrázku 5.2 je znázorněno rušení, které je způsobeno silovými rozvody. Frekvence tohoto napětí je 60 Hz z důvodu, že signál byl pořízen v USA.

Na obrázku 5.3 je vidět část EKG signálu a jeho rušení způsobené pohybem pacienta způsobující výrazný pohyb elektrod, které následně způsobí skokovou změnu signálu.

Na obrázku 5.4 je vidět spektrum EKG, na obrázku je patrné rušení kolem nízkých frekvencí.



Obrázek 5.3 Ukázka EKG signálu a jeho rušení způsobené pohyby pacienta



Obrázek 5.4 Rušení EKG signálu kolem nízkých frekvencí

6. VARIABILITA SRDEČNÍHO RYTMU

6.1 AUTONOMNÍ NERVOVÁ SOUSTAVA

Autonomní nervová soustava nebo také vegetativní soustava je součástí periferního nervového systému, který má za úkol udržovat optimální vnitřní podmínky organismu. Udržuje srdeční a dýchací frekvenci, vykonává proces trávení, pocení, močení, tvoří sliny, ovládá průměr zornice. Ačkoliv nejvíce jeho činností je nevědomých, některé činnosti pracují v součinnosti s vědomými procesy, jako je například proces dýchání. Jeho hlavní součásti jsou senzorický systém, motorický systém (sestavující z parasympatického a sympatického systému) a enterický nervový systém.

Sympatický a parasympatický systém reguluje životní funkce jednotlivých orgánů za účelem dosažení stabilního vnitřního prostředí v organismu. U kardiovaskulární soustavy sympatický systém mimo jiné zvyšuje srdeční výdej a parasympatický systém jej snižuje.[5]

6.2 VARIABILITA SRDEČNÍHO RYTMU

Variabilita srdečního rytmu (HRV- Heart rate variability) je metoda k popisu aktivity autonomní nervové soustavy. Zdánlivě lehké provedení této metody zpopularizovalo její užití. Mnoho dnešních moderních přístrojů provádí automatizované měření HRV. Kardiologům tím poskytují nástroj jak pro výzkum, tak i pro klinické studie. Interpretace výsledků mnoha rozdílných měření HRV měla velký potenciál pro nesprávné úsudky a také pro nepřiměřené a neodůvodněné extrapolace. Tento problém vedl Evropskou a Americkou kardiologickou společnost k vytvoření standardů měření, fyziologické interpretace a klinického užití HRV. Ve spojitém EKG signálu je zjištěn každý QRS komplex a intervaly mezi všemi následujícími QRS komplexy se nazývají RR intervaly. Ze zjištěných intervalů se dá vypočítat např. průměrný RR interval, průměrná tepová frekvence, rozdíl mezi nejdelším a nejkratším RR intervalem. [4]

6.3 METODY NA VYHODNOCENÍ VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU

Hlavní dělení metod na vyhodnocení variability srdečního rytmu se dělí na dvě základní skupiny. Metody měření ve frekvenční oblasti a metody měření v časové oblasti.

6.3.1 Metody měření ve frekvenční oblasti

Metody měření ve frekvenční oblasti se zaměřují zejména na výpočet hustoty výkonového spektra signálu HRV (PSD). Analýza poskytuje základní informace o rozložení výkonu signálu HRV jako funkce frekvence. Metody pro výpočet mohou být obecně klasifikovány jako parametrické a neparametrické a ve většině případů poskytují srovnatelné výsledky.

6.3.1.1 Neparametrické metody

Výhodou této metody je jednoduchost použitého algoritmu (ve většině případů Rychlá Fourierova Transformace) a vysoká rychlost zpracování.

6.3.1.2 Parametrické metody

Výhodou metody je hladší průběh spektrálních složek, jednoduché zpracování spektra výpočtem nízkofrekvenčních a vysokofrekvenčních výkonových složek. Dále také přesný odhad PSD na malém množství vzorků, na kterém se předpokládá, že je signál stacionární. Nevýhodou parametrických metod je potřeba ověřovat vhodnost použitého modelu a jeho složitost.[4]

6.3.2 Metody měření v časové oblasti

Metody měření v časové oblasti se dělí na geometrické a statistické metody.

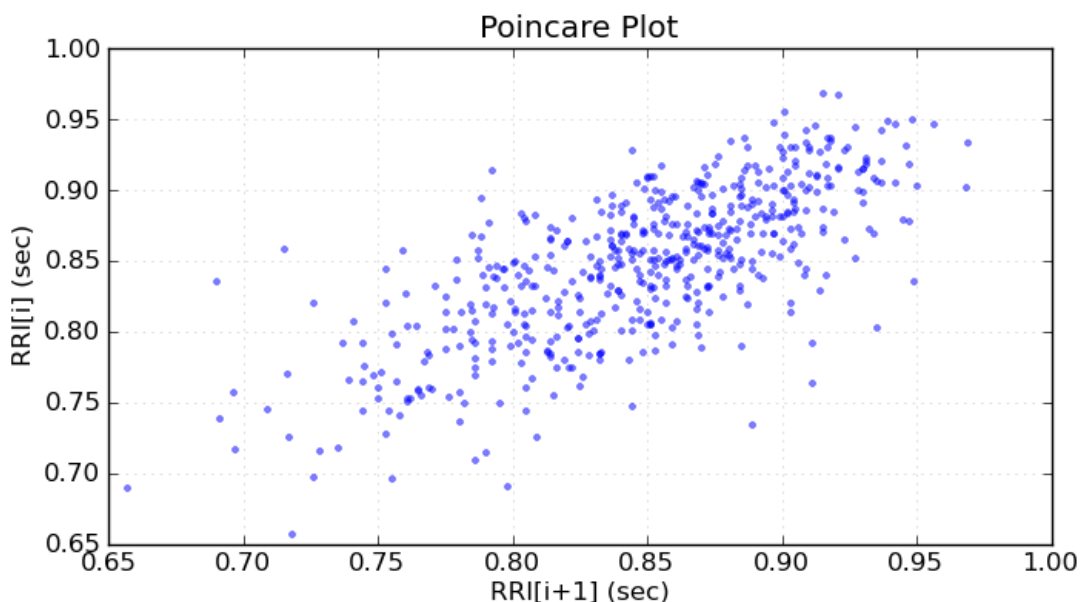
6.3.2.1 Statistické metody

Jedná se o používání jednoduchých statistických metod pro hodnocení variability RR intervalů v určitém časovém úseku. Příkladem ukazatele dlouhodobého HRV je standardní odchylka všech RR intervalů nebo rozdíl mezi maximální a minimální délkou RR intervalu ve vybraném časovém okně. Tyto

metody standardních odchylek se užívají k výpočtu HRV při 24 hodinových záznamech EKG.

6.3.2.2 Geometrické metody

Série RR intervalů se dá přeměnit na geometrické tvary, jako je rozdělení hustoty RR intervalů v časovém zobrazení. Toto zobrazení se také nazývá jako Poincaré diagram. Vyjádření geometrické metody se využívá v této bakalářské práci. Na Poincaré diagramu se na x-osu zobrazují RR intervaly s indexem n a na y-osu se vykreslují RR intervaly s indexem $n-1$. V ideálním případě by při tomto zobrazení byl na grafu jen jeden bod, v praxi však tento případ nenastane. Jedná se vždy o množinu bodů, která vytváří obrazce, jako je např. elipsa nebo kružnice. Jestliže je zobrazena podlouhlá elipsa, jedná se o zaznamenání velkých rozdílů mezi maximální a minimální délkou RR intervalů. Pokud se elipsa podobá kružnici, znamená to, že je rozdíl RR intervalů minimální. Příklad zobrazení RR intervalů v Poincaré diagramu je znázorněn na obrázku 6.1.[4]



Obrázek 6.1 Ukázka Poincaré diagramu[7]

7. LABVIEW

7.1 ÚVOD DO LABVIEW

Jedná se o vývojové prostředí firmy National Instrument. LabView je zkratkou slov Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench. Tento software je založen na principu grafického programování. Program vytvořený v LabView se nazývá virtuální přístroj, vytváří se program s příponou VI. LabView slouží k získávání dat pomocí měřicí karty nebo prostřednictvím simulace.

7.2 PROGRAMOVACÍ PROSTŘEDÍ

7.2.1 Front Panel

Front panel je okno pro topografické rozmístění ovládacích a zobrazovacích prvků virtuálního přístroje, které lze vybrat z panelu Controls. Front panel určuje, jak bude vypadat konečné uživatelské rozhraní. Pomocí nabídky lze určit vlastnosti zvoleného prvku.

7.2.2 Block Diagram

Zde se spojováním jednotlivých prvků vytváří výsledný program. Prvky položené ve Front panelu se objevují automaticky. Z panelu Functions jsou do Block diagramu vkládány prvky a řídicí bloky, které se ve Front panelu nezobrazují a které tvoří komplexní funkce programu. Nezbytné je využívání kontextové nápovědy, která nám usnadňuje práci při vytváření signálových cest v programu.

8. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

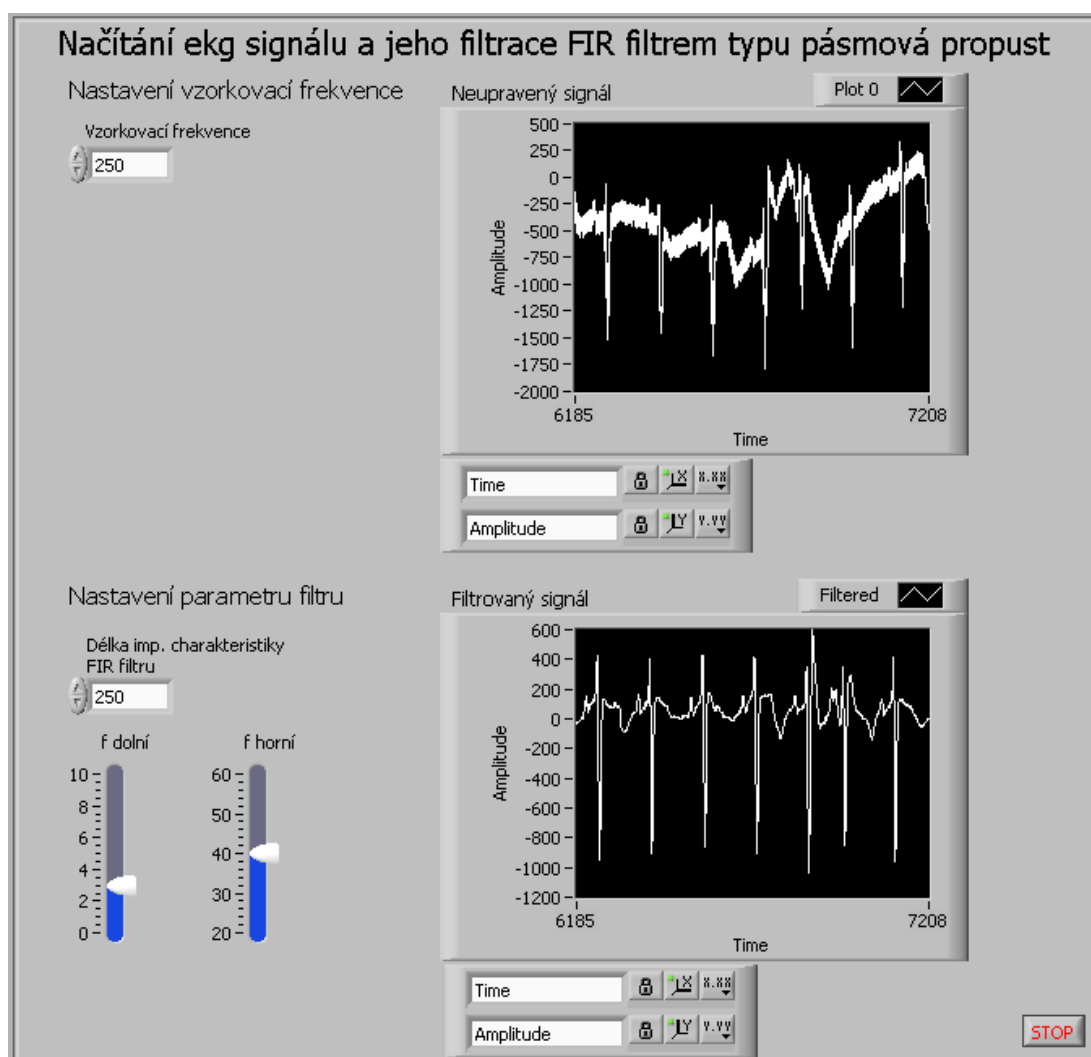
Tato bakalářská práce se zaměřuje na vytváření programů v prostředí LabView. Programy byly tvořeny ve verzi LabView 8.2. Vzniklé programy by mohly sloužit jako ukázkové v laboratorních cvičeních. Proto bylo vytvořeno celkem 6 jednotlivých programů:

- program pro načítání EKG signálu ze souboru a jeho filtraci FIR filtrem typu pásmová propust
- program pro porovnání filtrování IIR a FIR filtrem, oba typu pásmová propust
- program kaskádové řazení filtrů
- program pro detekování R vlny pomocí pevného prahu
- program pro detekování R vlny pomocí plovoucího prahu
- kardiologický monitor s analýzou signálu HRV

8.1 VYTVOŘENÉ PROGRAMY V LABVIEW

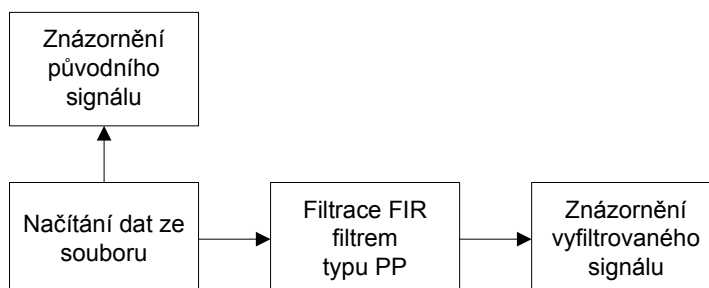
8.1.1 Program pro načítání EKG signálu a jeho filtraci FIR filtrem typu pásmová propust

Tento program umožňuje načíst EKG signál ze souboru a následně ho vyfiltrovat. Na obrázku 8.1 je znázorněno, jak vypadá uživatelské rozhraní programu. Uživatel má možnost nastavit vzorkovací frekvenci, nastavit parametry filtru a sledovat, jak se mění filtrovaný signál. Pro filtraci zde byl použit FIR filtr (neboli filtr s konečnou impulsní charakteristikou) typu pásmová propust.



Obrázek 8.1 Uživatelské rozhraní programu pro načítání EKG signálu a filtraci

Vlastní program je zobrazen na blokovém diagramu na obrázku 8.2.



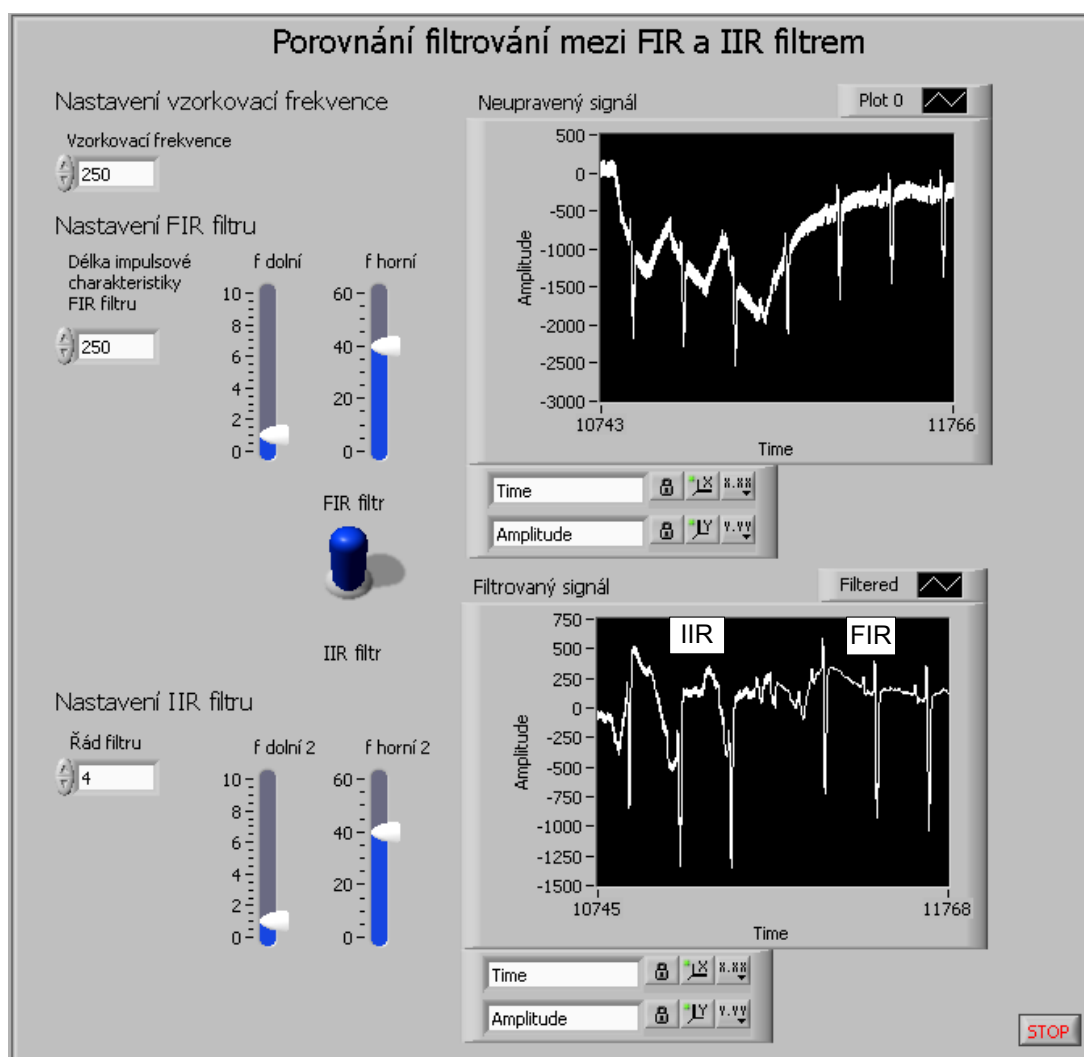
Obrázek 8.2 Blokové schéma programu pro načítání EKG signálu a filtraci

Načítání dat se souboru je řešeno pomocí několik bloků. Nejdříve se zadá cesta k uloženému souboru se signálem. Z tohoto souboru se vzorky načítají a převádí se z textového typu na číslo a následně se převádí na typ *point by point*.

Filtrace, jak již bylo řečeno, je řešena pomocí FIR filtru typu pásmová propust. Ta slouží k vyfiltrování užitečného pásma EKG signálu. Filtr je defaultně nastaven na pásmo 1 až 40 Hz, délka impulsní charakteristiky je nastavena na hodnotu 250.

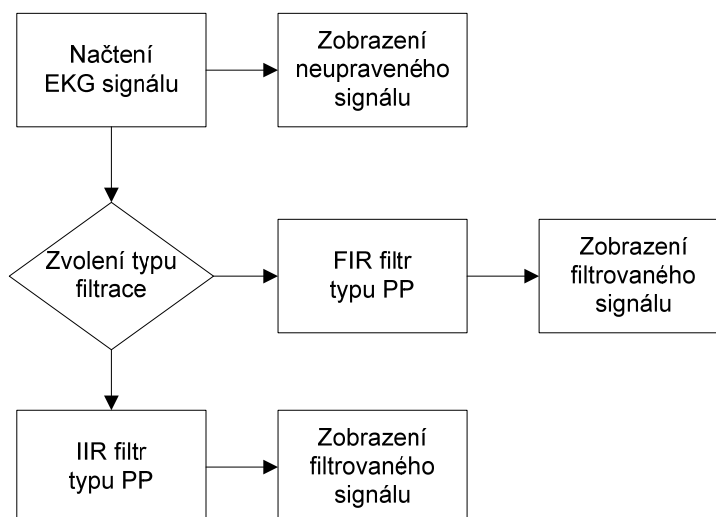
8.1.2 Program pro porovnání mezi FIR a IIR filtrem

Tento program, jak již název napovídá, se zabývá porovnáním filtrování FIR a IIR filtru, oba tyto filtry jsou typu pásmová propust. Uživatel si může sám nastavit, kterým filtrem má být načtený EKG signál filtrován. U obou filtrů se dají nastavovat parametry nezávisle na sobě. Na obrázku 8.3 je znázorněno uživatelské rozhraní s ukázkou filtrace signálu. V první polovině grafu filtrovaného signálu je vidět, že byl signál filtrován pomocí IIR filtru. Zkreslení je způsobeno tím, že IIR filtr zkresluje signál vlivem nelineární fázové charakteristiky. V druhé polovině je signál vyfiltrován FIR filtrem a není na něm patrné zkreslení.



Obrázek 8.3 Uživatelské rozhraní programu filtrování FIR a IIR filtrem

Funkce programu je znázorněna pomocí zjednodušeného blokového schéma na obrázku 8.4.



Obrázek 8.4 Blokové schéma programu porovnání filtrování FIR a IIR filtrem

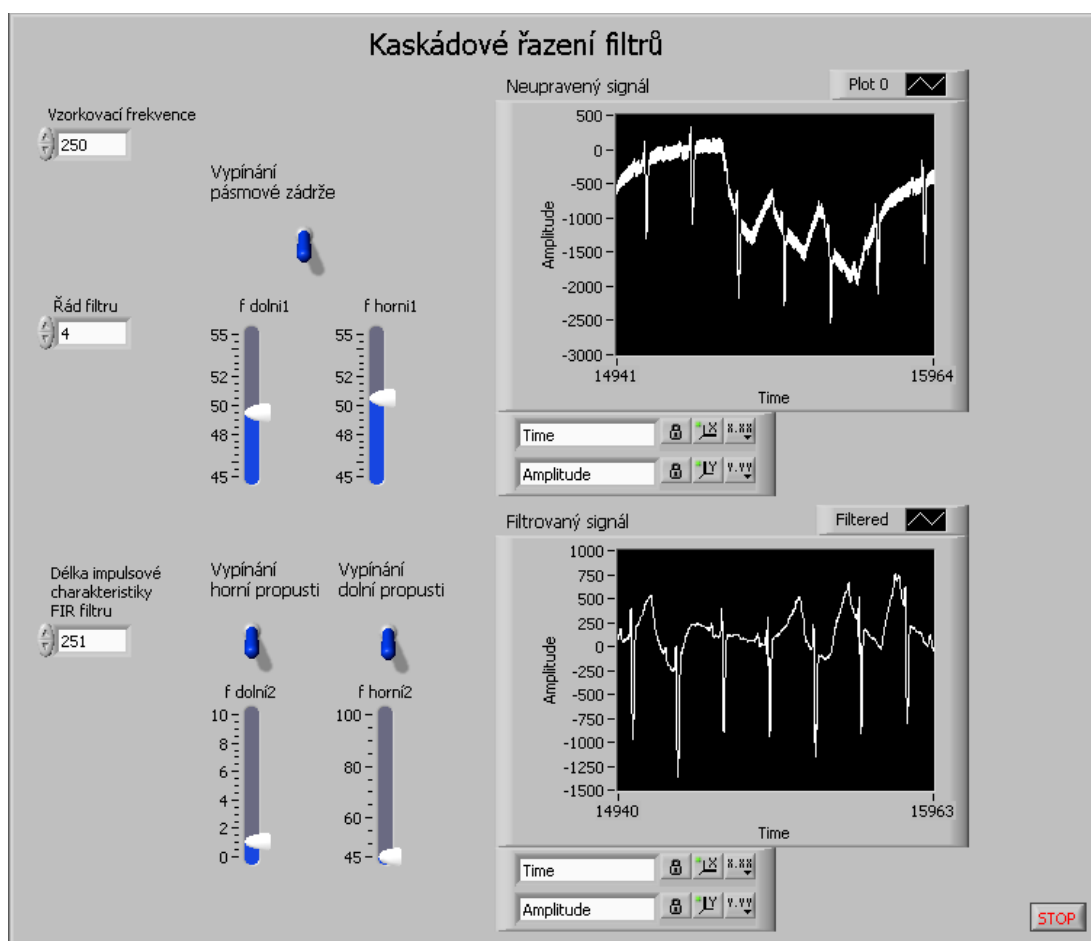
Zvolení typu filtrace je řešeno pomocí bloku pro logickou nulu nebo jedničku, uživatel si zvolí typ filtrace pomocí přepínače.

Nastavení FIR filtru typu pásmová propust je na začátku programu nastaveno na frekvenční pásmo 1 až 40 Hz. Délka impulsní charakteristika je nastavena na 250.

IIR filtr (neboli filtr s nekonečnou impulsní charakteristikou) je filtr, na kterém se nastavuje řád filtru místo délky impulsní charakteristiky. Hodnota řádu IIR filtru je nastavena na 4.

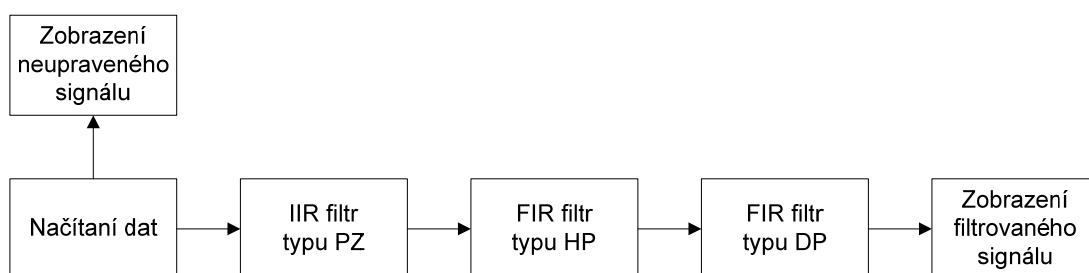
8.1.3 Program kaskádové řazení filtrů

Tento program se zabývá kaskádovým řazením filtrů. Jedná se o tři sériově zapojené filtry, každý z těchto filtrů může uživatel podle potřeby vypnout nebo zapnout. První je IIR filtr typu pásmová zadrž, který filtruje rušení ze sítě o frekvenci 50 Hz, v USA je toto rušení o frekvenci 60 Hz. Další je FIR filtr typu horní propust, který má za úkol odstranit rušení o nízkých frekvencích, které je způsobeno například dýcháním pacienta nebo pomalými pohyby pacienta. Pro správnou funkci FIR filtru typu horní propust musí být délka impulsní charakteristiky nastavena na lichou hodnotu. Poslední je FIR filtr typu dolní propust, který filtruje rušení na vysokých frekvencích. Uživatelské rozhraní tohoto programu je znázorněno na obrázku 8.5.



Obrázek 8.5 Uživatelské rozhraní programu kaskádové řazení filtrů

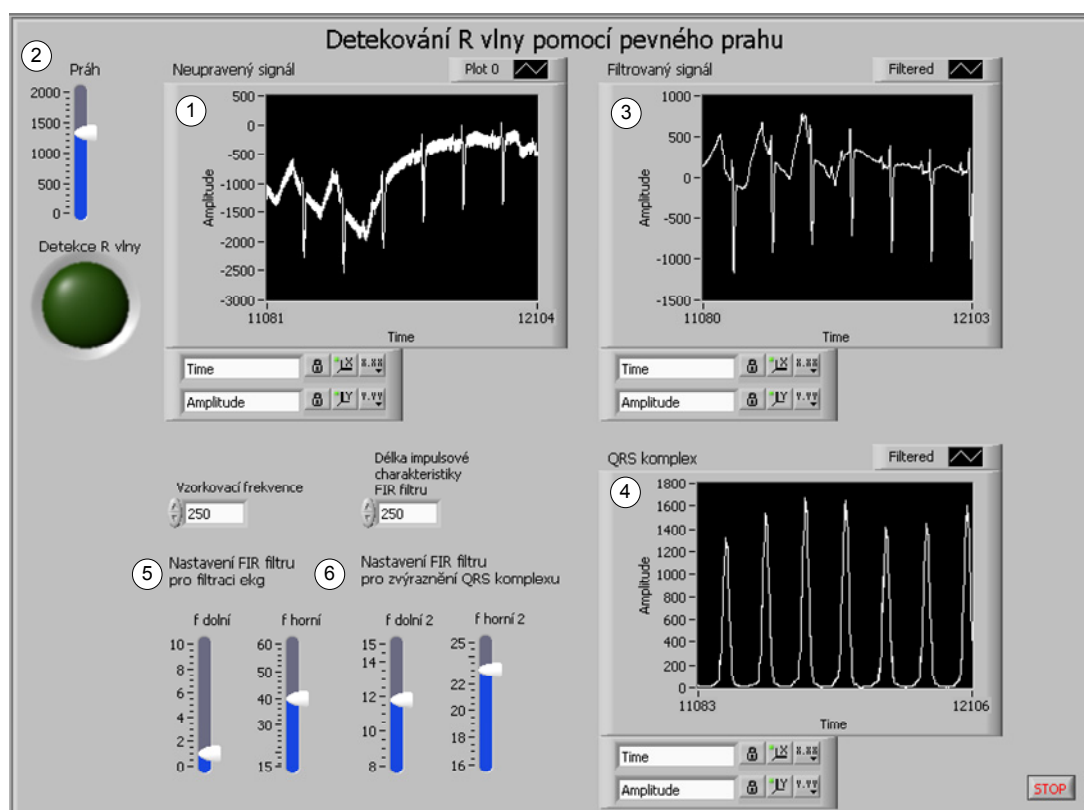
Vlastní program je znázorněn na blokovém diagramu na obrázku 8.6. Bloky všech tří filtrů se dají nezávisle na sobě vypínat.



Obrázek 8.6 Blokové schéma programu kaskádové řazení filtrů

8.1.4 Program na detekování R vlny pomocí pevného prahu

Tento program byl obtížnější na provedení, avšak jeho funkčnost byla ověřena. Jeho uživatelské rozhraní je znázorněno na obrázku 8.7.



Obrázek 8.7 Programu na detekování R vlny pomocí pevného prahu

Popsání prvků použitých v uživatelském rozhraní v programu, který je zobrazen na obrázku 8.7.

Ad 1) Graf zobrazující načtený EKG signál, který není upraven filtry.

Ad 2) Tímto ovladačem si uživatel sám nastavuje velikost prahu pro určení detekování R vlny. Hodnota prahu je na začátku nastavena na nulovou hodnotu. Pod ovladačem pro nastavení prahu je indikátor pro detekci R vlny. Jestliže je R vlna detekována, indikátor se rozsvítí.

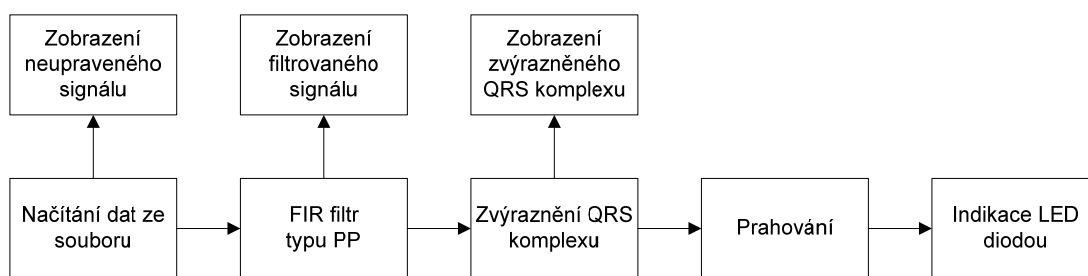
Ad 3) Graf pro zobrazení filtrovaného signálu pomocí FIR filtru typu pásmová propust.

Ad 4) Graf pro zobrazení zvýrazněných QRS komplexů.

Ad 5) Ovládání FIR filtru pro filtraci EKG signálu.

Ad 6) Ovládání FIR filtru pro zvýraznění QRS komplexu.

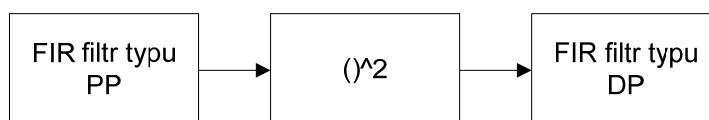
Program je popsán pomocí blokového schéma znázorněného na obrázku 8.8.



Obrázek 8.8 Blokové schéma programu detekce R vlny pomocí pevného prahu

Prahování je u tohoto programu pomocí pevného prahu, porovnává hodnoty a slouží k detekci R vlny. Jestliže signál překročí prahovou hodnotu, následně je detekován jako R vlna. Pokud je R vlna detekována, indikuje se pomocí LED diody rozsvícením.

Asi nejvýznamnější blok v tomto programu je blok zabývající se zvýrazněním QRS komplexu. Obrázek 8.9 ukazuje blokové schéma pro zvýraznění QRS komplexu.



Obrázek 8.9 Zvýraznění QRS komplexu

Nejprve se musí signál vyfiltrovat FIR filtrem typu pásmová propust, tím se odstraní nepotřebné složky signálu. Dolní mezní frekvenci může uživatel nastavit v rozmezí 8 až 15 Hz a horní mezní frekvenci v rozmezí od 16 do 25 Hz. V tomto frekvenčním rozmezí se nachází QRS komplex. Impulsní charakteristika FIR filtru je

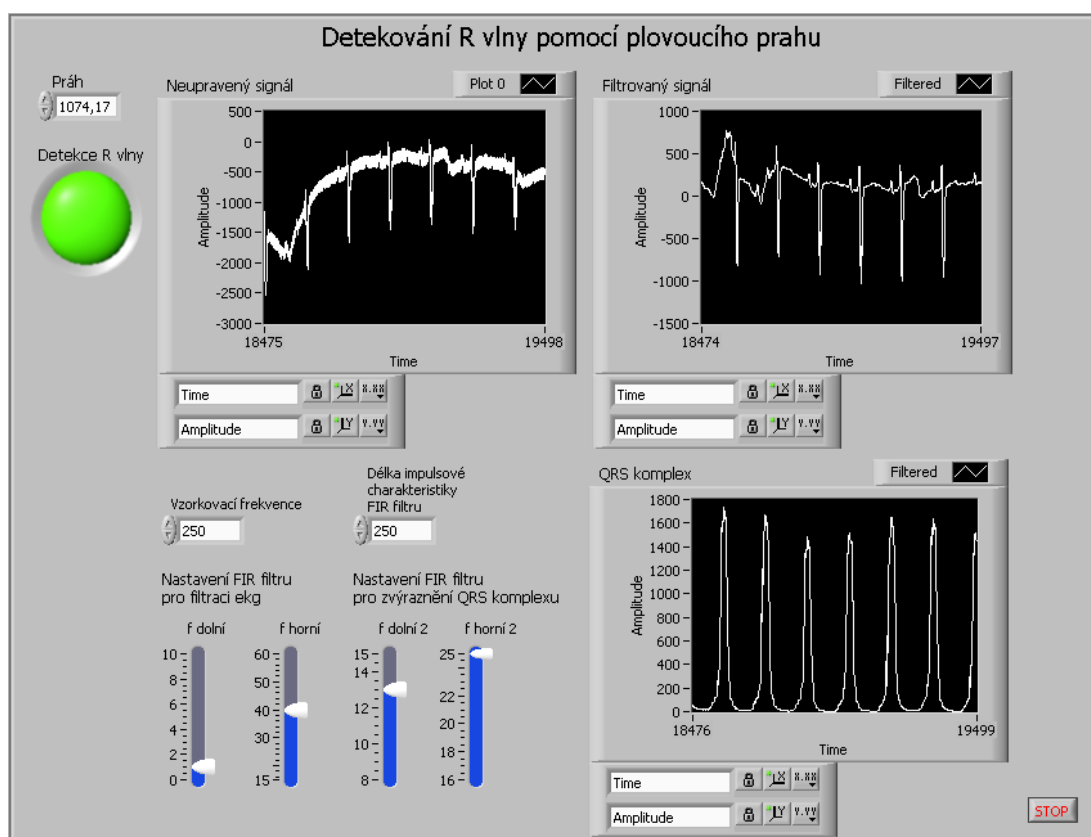
nastavena na hodnotu 250. Tato hodnota se při zkoušení činnosti filtru osvědčila jako nejvhodnější.

Jako další krok se musí filtrovaný signál umocnit. To proto, aby se zvýraznily špičky signálu neboli R vlny. Dále se tímto umocněním zvýší rozdíly v signálu, čehož se využívá při detekování R vln.

Pro vyhlazení signálu je použit FIR filtr typu dolní propust. Mezní frekvence je nastavena na 1 Hz. Délka impulsní charakteristiky filtru je nastavena automaticky na hodnotu 25.

8.1.5 Program na detekování R vlny pomocí plovoucího prahu

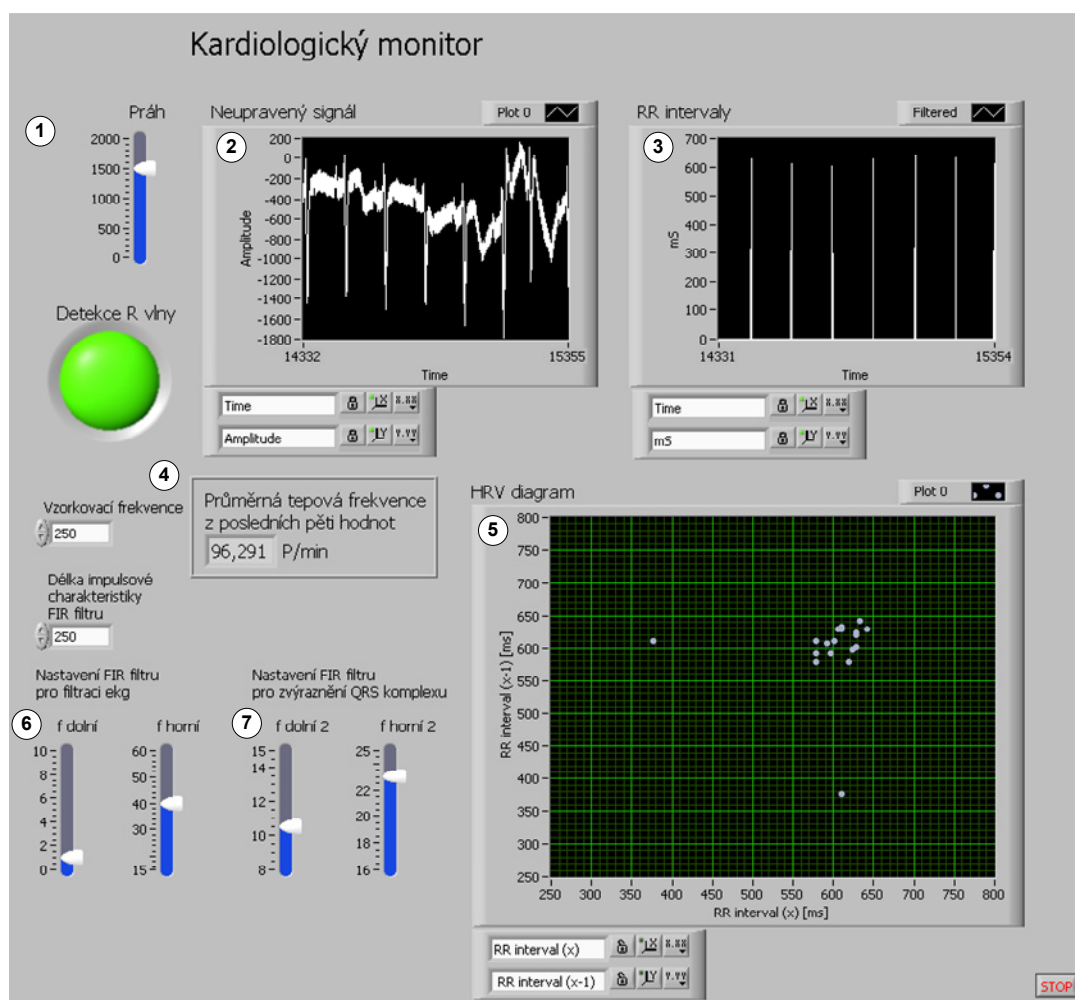
Tento program je upravenou verzí předešlého programu, liší se jiným přístupem k detekci R vlny. To znamená, že se R vlna detekuje pomocí plovoucího prahu. Funkčnost tohoto prahu by se dala popsat následovně. Uživatel na začátku nastaví práh, při prvním zachycení R vlny se získá její skutečná velikost. Tato velikost je následně vynásobena 80 % a nastavena jako velikost nového prahu. K tomuto nastavování nové hodnoty prahu je použita funkce lokání proměnné. Takto se program cyklicky opakuje. Při tvorbě tohoto programu bylo nejtěžší ošetřit počáteční stav, dokud se nezachytí R vlna. Nakonec se tato činnost podařila zabezpečit tím, že lokální proměnná se přepíše za podmínky, že je velikost vypočítaného maxima R vlny větší než nula. Uživatelské rozhraní tohoto programu je znázorněno na obrázku 8.10.



Obrázek 8.10 Program na detekování R vlny pomocí plovoucího prahu

8.1.6 Kardiologický monitor s analýzou signálu HRV

Jako poslední program byl vytvořen jednoduchý kardiologický monitor, který je rozdělen na dvě oblasti. Jedna oblast je technická, kde se zobrazují filtrované signály. Druhá oblast by se dala nazvat lékařskou, která je určena pro diagnostikování srdečních vad a různých srdečních nemocí. Tato lékařská část kardiologického monitoru je znázorněna na obrázku 8.11.



Obrázek 8.11 Uživatelské rozhraní kardiologického monitoru

Popis jednotlivých částí kardiologického monitoru:

Ad 1) Ovládání nastavení prahu pro detekci R vlny a signalizace zachycení R vlny. Dále je u tohoto programu zvuková signalizace zachycení R vlny, podrobněji bude popsána v další části práce.

Ad 2) Graf zobrazující načtený neupravený EKG signál ze souboru.

Ad 3) Graf zobrazující velikosti vypočítaných RR intervalů.

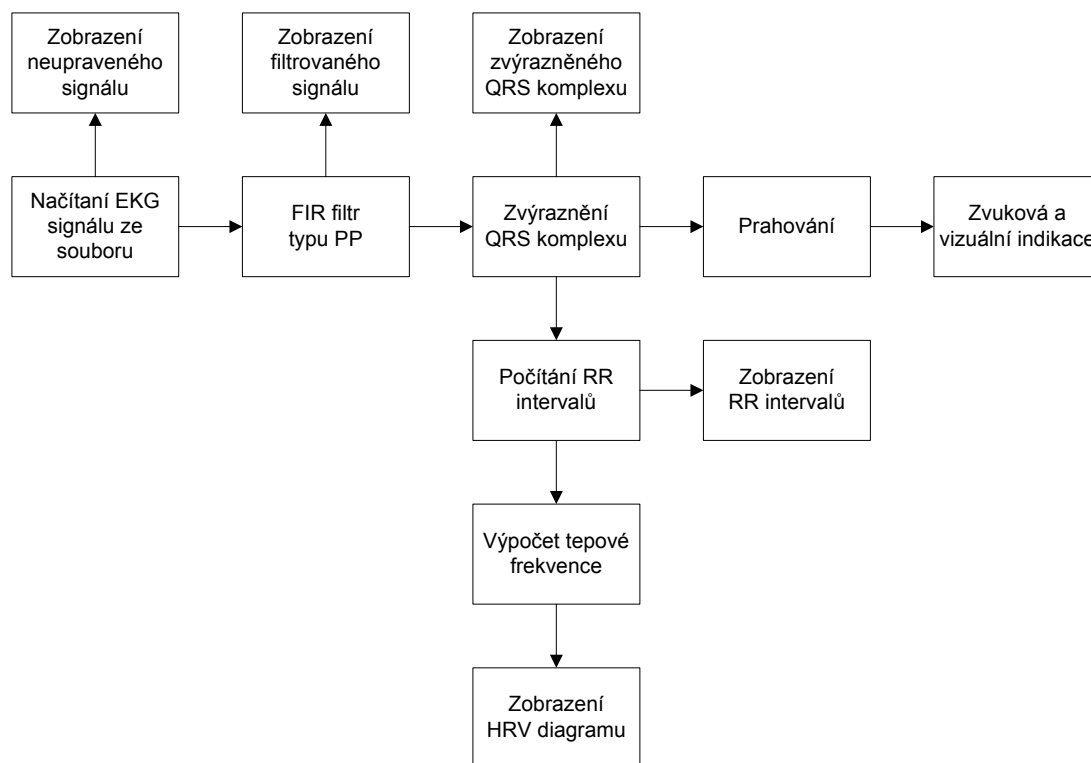
Ad 4) Zobrazení vypočítané tepové frekvence srdce z posledních pěti hodnot.

Ad 5) HRV diagram nebo také Poincaré diagram zobrazující geometrický popis RR intervalů.

Ad 6) Ovládání parametrů FIR filtru pro filtraci EKG signálu.

Ad 7) Ovládání parametrů FIR filtru pro zvýraznění QRS komplexu.

Zjednodušené blokové schéma kardiologického monitoru je znázorněno na obrázku 8.12.



Obrázek 8.12 Blokové schéma kardiologického monitoru

Prahování je v tomto programu řešeno pomocí pevného prahu. Jestliže je detekována R vlna, spustí se vizuální indikace LED diody a zároveň se spustí zvuková indikace. Tato indikace je řešena pomocí bloku Beep, který vysílá zvukový impuls na zvukovou kartu. Nastavuje se zvuková frekvence tohoto bloku a délka zvukového impulsu v milisekundách.

Počítání RR intervalů je pro funkci programu nedílnou součástí a používá se pro další popis vlastností srdce. Při vytváření správného počítání RR intervalů bylo řešeno několik možností. Nakonec bylo zvoleno počítání RR intervalů pomocí shift registrů. Vypočítané RR intervaly se následně zobrazují v grafu. Dále se musely tyto velikosti RR intervalů ukládat, aby se s nimi mohlo dále pracovat.

Výpočet tepové frekvence je prováděn na základě znalosti RR intervalů podle tohoto jednoduchého vzorce:

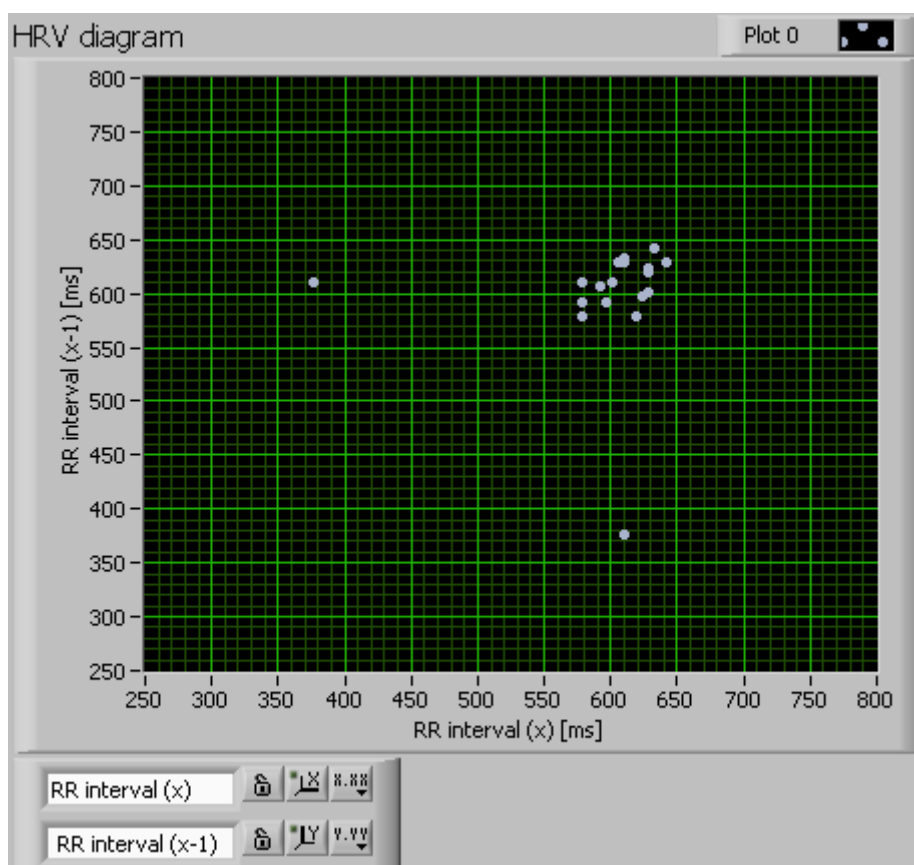
$$TF = \frac{60}{RR \text{ interval}[s]} \quad [t / \text{min}]$$

Vyjádření pouze jednou hodnotou RR intervalu není příliš vhodné, protože hodnota RR intervalů není stálá. To znamená, že by se tepová frekvence neustále měnila. Proto se v praxi tvoří průměrná tepová frekvence z několika posledních hodnot RR intervalů. V našem případě je výpočet tepové frekvence nastaven jako průměr z posledních pěti hodnot. K výpočtu tepové frekvence byla použita smyčka For, dále u této smyčky bylo využito funkce shift registrů. Každý vypočítaný RR interval se ukládá pomocí For cyklu. Shift registry jsou nastaveny tak, že si pamatují pět posledních hodnot RR intervalů. Následně jsou tyto RR intervaly sečteny a vyděleny pěti. Aby se vypočítala tepová frekvence, musí se 60 s vydělit vypočteným průměrem. RR intervaly se však počítají v ms, proto je v programu 60 s převedeno na 60 000 ms. Praktické provedení v programu LabView je znázorněno v příloze na obrázku 11.6.

Na programu kardiologický monitor byly načteny dva různé EKG signály a byla vyzkoušena činnost celého programu. Dále budou znázorněny dva HRV diagramy a také krátce popsány.

První HRV diagram byl pořízen při nastavení:

- vzorkovací frekvence 250 Hz
- délka impulsní charakteristiky FIR filtru 250
- dolní mezní frekvence FIR filtru 10,28 Hz
- horní mezní frekvence FIR filtru 23 Hz
- nastavení prahu na hodnotu 1490
- průměrná tepová frekvence 98,423 t/min

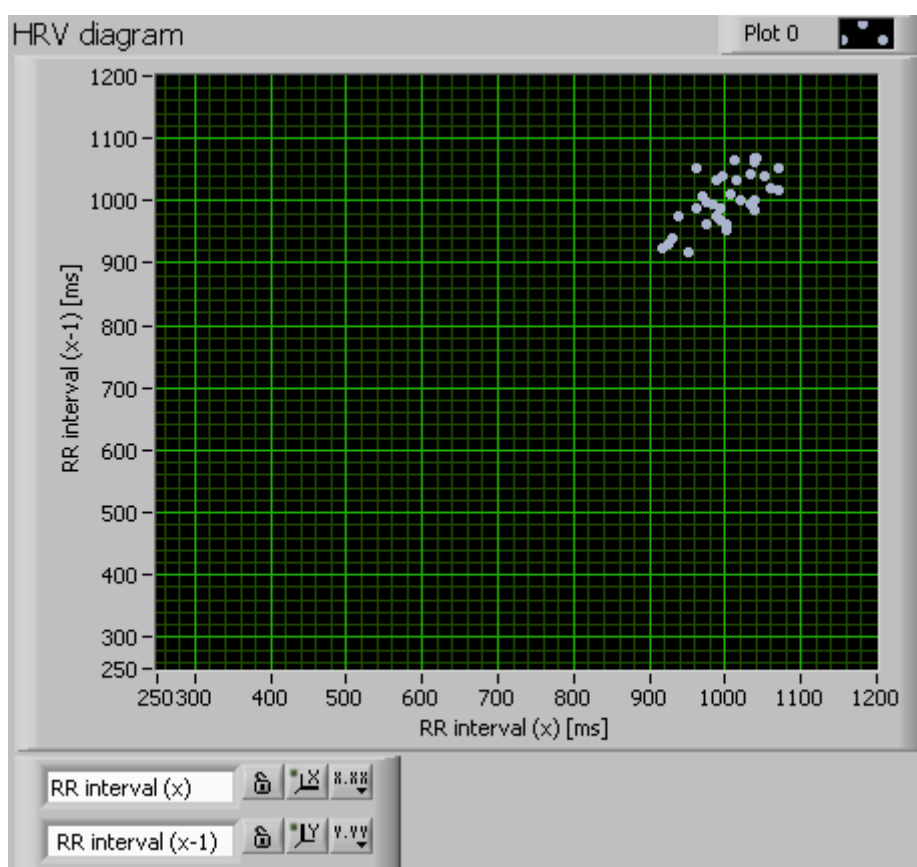


Obrázek 8.13 Poincaré diagram z prvního signálu

Z obrázku 8.13 je patrné, že při počítání RR intervalů byla detekována falešná R vlna, protože vykreslená hodnota 370 ms je téměř o polovinu menší než ostatní RR intervaly.

Druhý HRV diagram byl pořízen při nastavení:

- vzorkovací frekvence 250 Hz
- délka impulsní charakteristiky FIR filtru 250
- dolní mezní frekvence FIR filtru 10,28 Hz
- horní mezní frekvence FIR filtru 23 Hz
- nastavení prahu na hodnotu 1490
- průměrná tepová frekvence 62,053 t/min



Obrázek 8.14 Poincaré diagram z druhého signálu

Na obrázku 8.14 je vidět, že zobrazené RR intervaly vytváří podlouhlou elipsu. Z toho plyne, že rozdíl mezi nejdelším a nejkratším RR intervalem je velký.

9. ZÁVĚR

V této bakalářské práci je popsána teorie k elektrokardiogramu. Dále jsou zde popsány jeho různé druhy rušení a na obrázcích jsou ukázány praktické případy rušení EKG signálů. Práce obsahuje šest programů vytvořených v prostředí LabView, které slouží k analyzování EKG signálů.

První program slouží k načítání EKG signálů ze souboru a jeho filtraci pomocí FIR filtru typu pásmová propust. Druhý program porovnává rozdíl filtrace mezi IIR a FIR filtrem. Třetí program filtruje načtený signál pomocí tří kaskádově řazených filtrů. IIR filtr typu pásmová zadrž na filtrování rušení indukovaného napětí ze sítě, FIR filtr typu horní propust na filtrování rušení nízkými kmitočty a poslední je FIR filtr typu dolní propust, který filtruje vysoké frekvence. Další dva programy byly vytvořeny na detekování R vlny pomocí různých prahů. Jeden detekuje R vlnu pomocí pevného prahu a druhý pomocí plovoucího prahu. Jako poslední byl vytvořen kardiologický monitor s analýzou signálu HRV, který signalizuje zachycení R vlny zvukovým a vizuálním indikátorem. Počítá RR intervaly, které se následně zobrazují do Poincaré diagramu. Dále tento program počítá průměrnou tepovou frekvenci z posledních pěti RR intervalů.

Pro vysvětlení je ve vytvořených programech popsána činnost funkčních bloků, aby se tyto programy daly použít i v laboratorních cvičeních.

10. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

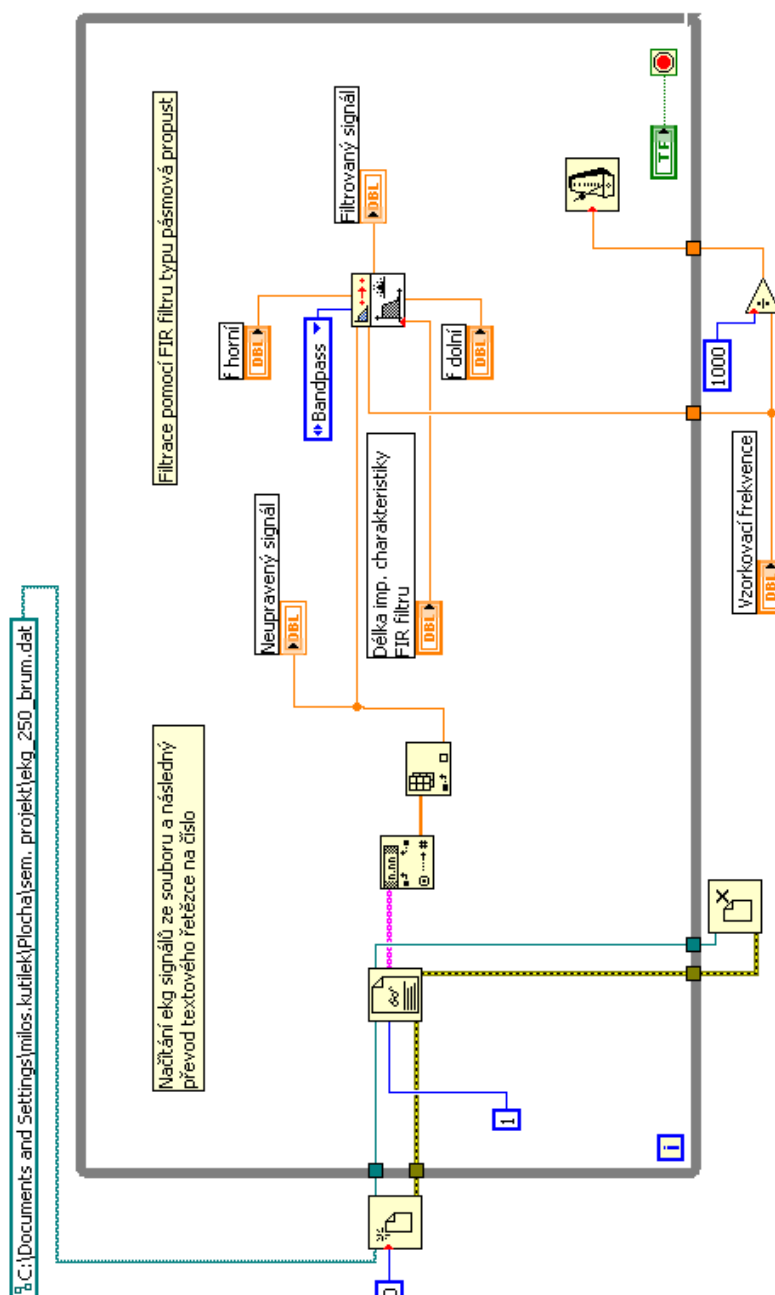
- [1] HAMAN, Petr. *Základy EKG : EKG kvalitně* [online]. [2005] [cit. 2009-12-04]. Dostupný z WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz>>.
- [2] TROJAN, Stanislav a kol. *Lékařská fyziologie*. Praha : Grada Publishing, 1999.
- [3] *EKG – Elektrokardiografie, vznik a měření signálů* [online]. [cit. 2009-12-05]. Dostupné z WWW:
<http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni_3_EKG_pozn.pdf>.
- [4] American Heart Association – Learn and Live. *Heart Rate Variability* [online]. [cit. 2010-04-10]. Dostupné z www:
<<http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/93/5/1043>>.
- [5] The University of Arizona [online]. *The Autonomic Nervous System* [cit. 2010-04-10]. Dostupný z WWW:
<<http://microvet.arizona.edu/Courses/VSC401/autonomicNervous.html>>.
- [6] Zdravcentra.sk. [online]. *Diagnostické metody* [cit. 2010-01-25]. Dostupné z WWW:
<https://www.zdravcentra.sk/cps/rde/xchg/zcsk/xsl/3141_6763.html>.
- [7] The Blogging protagonist [online]. *Archive for the 'DIY ECG' category* [cit. 2010-05-24]. Dostupné z WWW:
<<http://www.sw Harden.com/blog/category/diy-ecg-home-made-electrocardiogram/>>.
- [8] *Mechanické a elektrické projevy kardiovaskulárního systému* [online]. [cit. 2010-04-21]. Dostupné z WWW:
<http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz_text.php?identifik=kb_f_1526_t&kod_kurzu=kb_f_1526&id_kap=1&startpos=5>

11. PŘÍLOHY

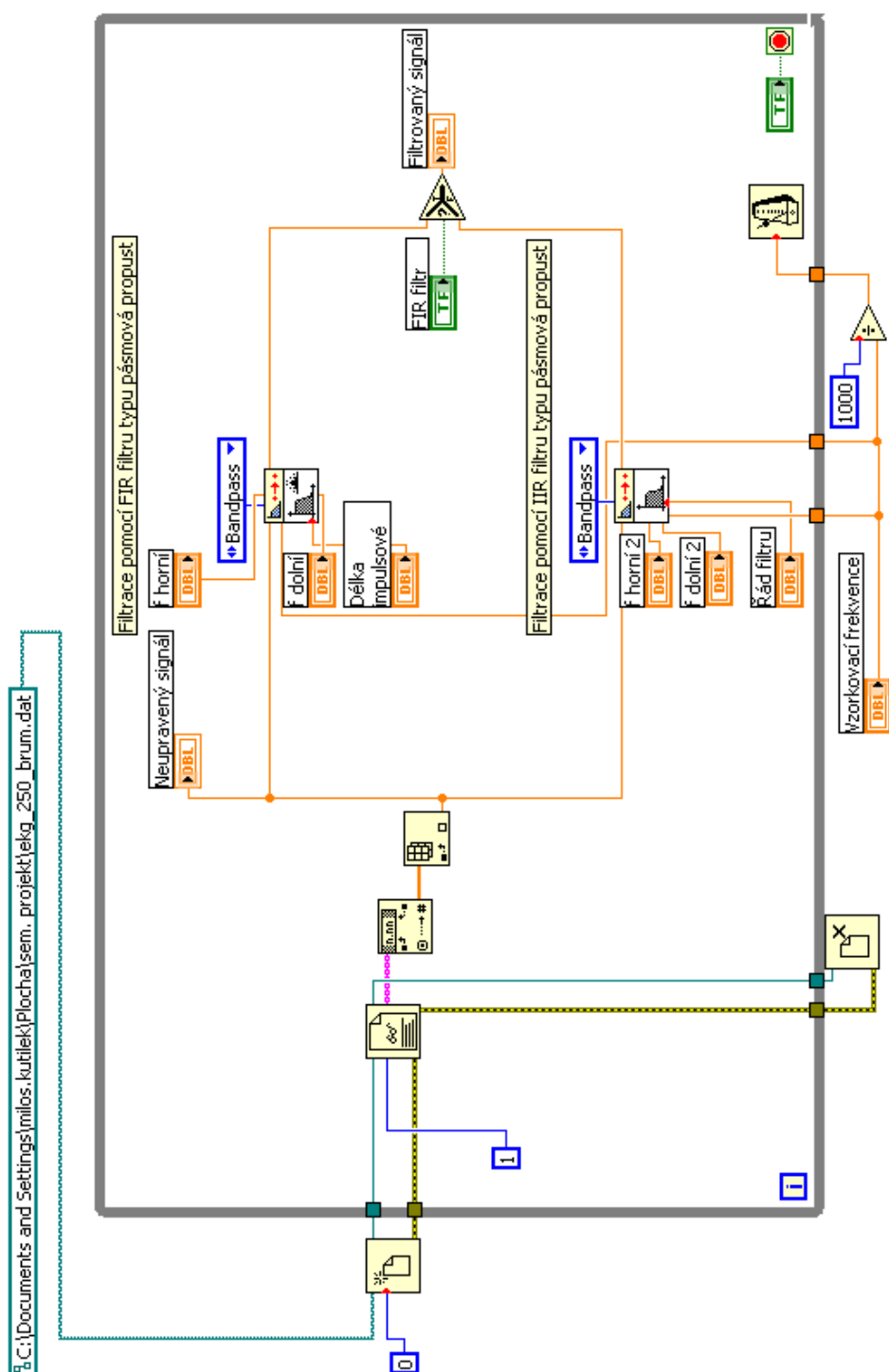
11.1 OBSAH CD

- programy v LabView
- bakalářská práce v elektronické podobě

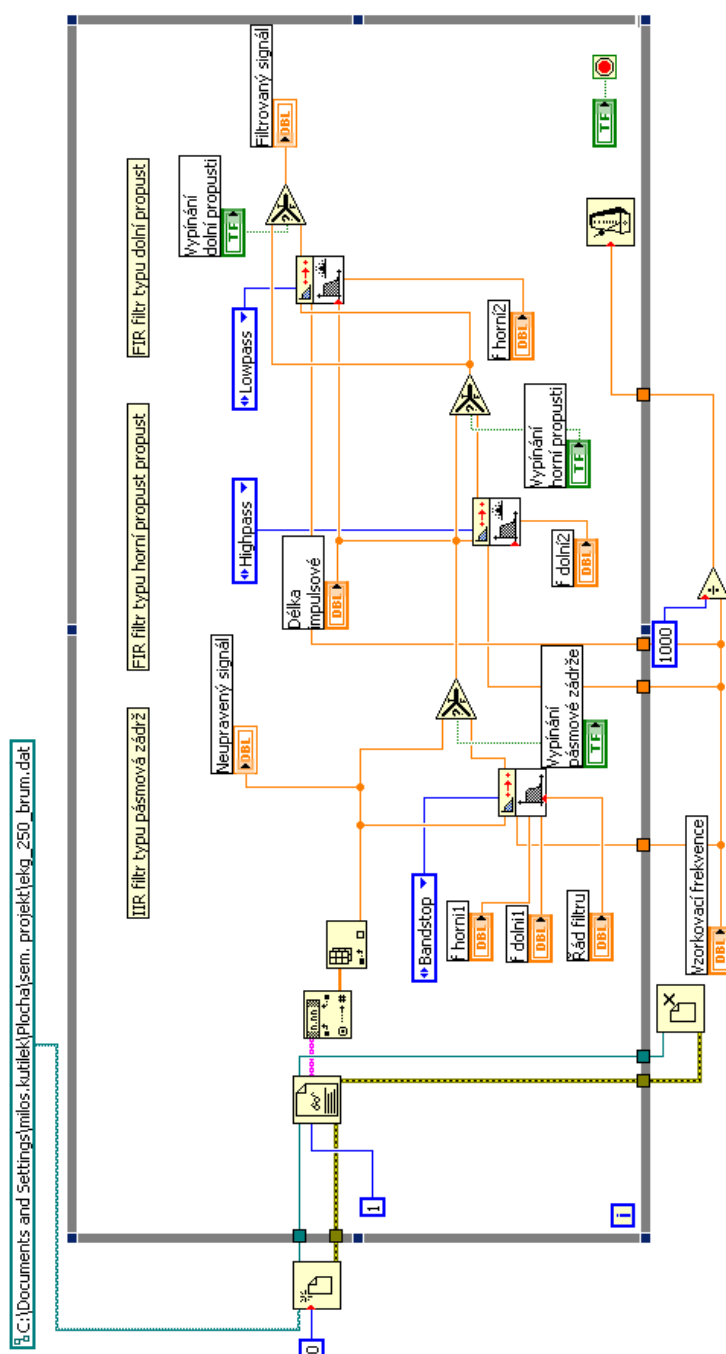
11.2 BLOKOVÉ DIAGRAMY VYTVOŘENÝCH PROGRAMŮ V LABVIEW



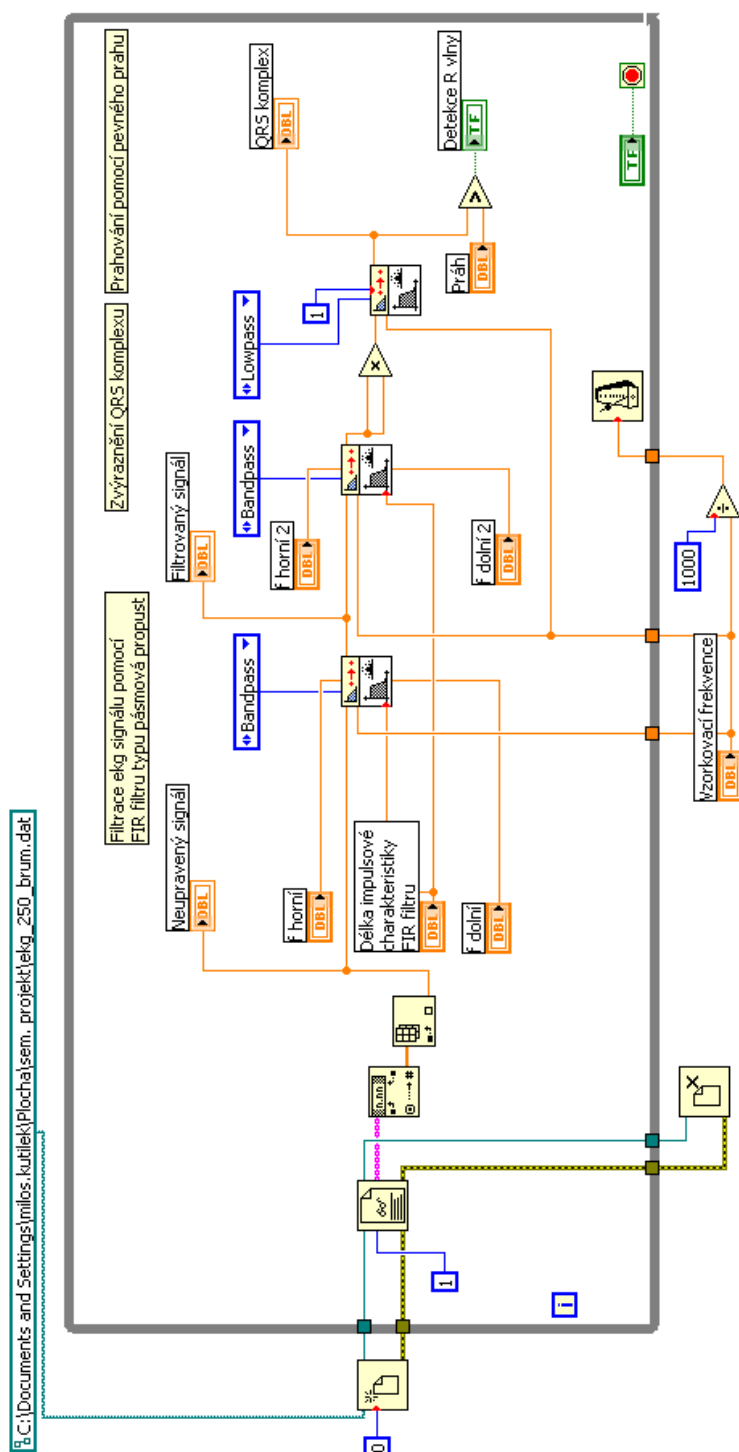
Obrázek 11.1 Blokový diagram programu pro načítání EKG signálu a filtraci



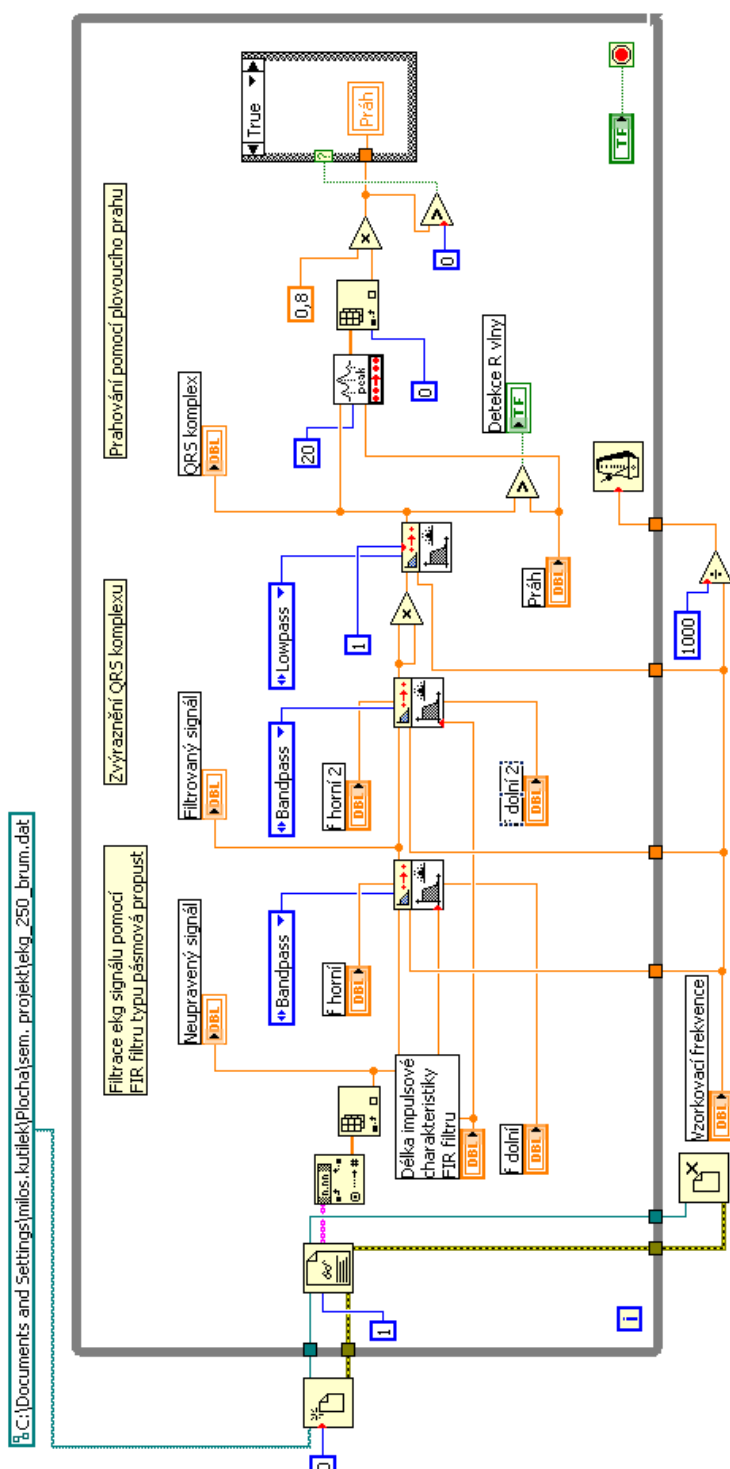
Obrázek 11.2 Blokový diagram programu filtrování FIR a IIR filtrem



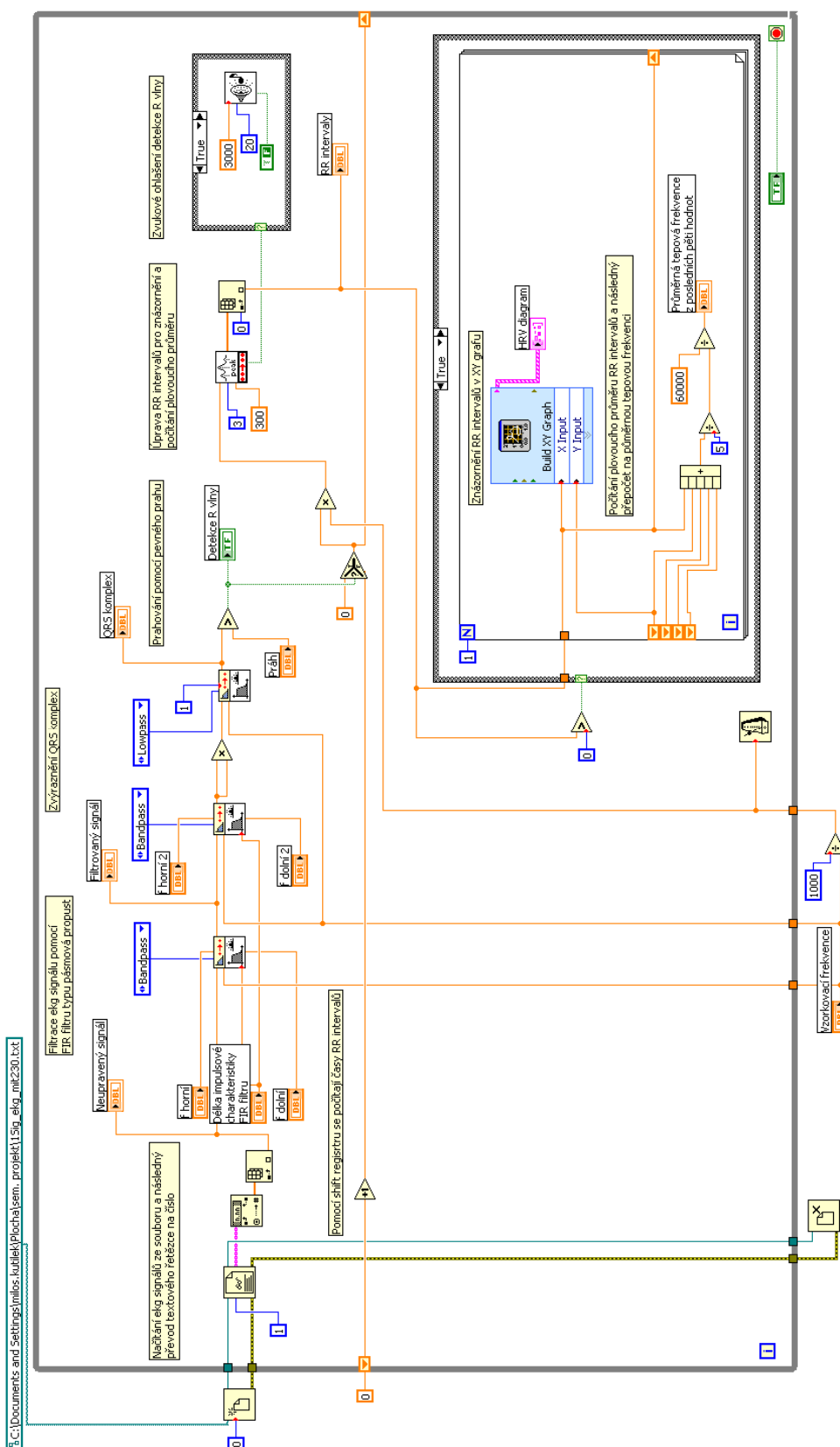
Obrázek 11.3 Blokový diagram programu kaskádové řazení filtrů



Obrázek 11.4 Blokový diagram programu na detekování R vlny - pevný práh



Obrázek 11.5 Blokový diagram programu na detekování R vlny - plovoucí práh



Obrázek 11.6 Blokový diagram kardiologického monitoru