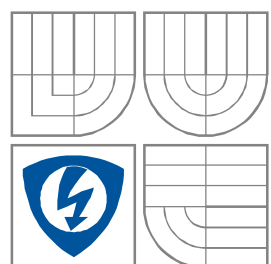


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

MĚŘENÍ A ANALÝZA
FONOKARDIOGRAFICKÉHO SIGNÁLU
MEASUREMENT AND ANALYSIS OF PHONOCARDIOGRAPHIC SIGNAL

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Petr Všetula

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Radim Kolář, Ph.D.

BRNO, 2008

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Petr Všetula
Bytem: Zarazická 166, Veselí nad Moravou, 698 01
Narozen/a (datum a místo): 5. dubna 1985 v Kyjově

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☐ diplomová práce
- ☒ bakalářská práce
- ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Měření a analýza fonokardiografického signálu

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Radim Kolář, Ph.D.

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činnost dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 6. června 2008

.....

Nabyvatel

.....

Autor

Abstrakt

Tato práce se zabývá měřením a analýzou fonokardiografického signálu. Je zde zkoumán vliv vlastností a parametrů použitých součástek na kvalitu měření těchto signálů. Důraz je zejména kladen na zesilovače a mikrofony.

Měření je prováděno pomocí měřicí karty PCI6221E . Zpracování a analýza dat pak probíhá pomocí programů vytvořených v programovém prostředí LabView.

Klíčová slova

Fonokardiografický signál, srdeční ozva, zesilovač, mikrofon, frekvence zvukového signálu, LabView, filtr

Abstrakt

This work is engaged in measuring and analysis of phonocardiographic signal. Effect of characteristics and parameters of used parts is examined due to quality of measurement of these signals. The emphasis is put especially on the amplifiers and microphones.

The measurement is done by measure card PCI6221E. Data processing and analysis is proceeding by the help programmes, which are created in programmatic environmen LabView.

Keywords

Phonocardiographic Signal, heart sound, amplifier, micrpohone, frequency of acustic signal, LabView , filter

Bibliografická citace mé práce:

VŠETULA, P. *Měření a analýza fonokardiografického signálu: bakalářská práce*. Brno: FEKT VUT v Brně, 2008. 51 s., 7 příl.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Měření a analýza fonokardigrafického signálu 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 této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne.....

.....
podpis autora

Poděkování

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

V Brně dne.....

.....
podpis autora

Obsah

Úvod	10
1 Zvukové projevy srdce	11
1.1 Fyzikální vlastnosti zvuku.....	11
1.2 Fyziologie srdce.....	11
1.3 Ozvy srdce.....	12
1.4 Podstata vzniku srdečních ozev jejich vlastnosti.....	13
1.4.1 První ozva – systolická	13
1.4.2 Druhá ozva – diastolická.....	13
1.4.3 Třetí ozva – protodiastolická.....	13
1.4.4 Čtvrtá síňová ozva – presystolická	13
1.5 Srdeční šelesty.....	14
1.6 Reynoldsovo číslo	15
2 Vlastnosti fonoardiografického signálu	16
2.1 Časy a frekvence.....	16
3 Princip činnosti fonokardiografu.....	19
4 Návrh zesilovače.....	20
4.1 Použité součástky.....	20
4.1.1 Elektrotretová mikrofonní vložka MCE 100, (převzato z [3])	20
4.1.2 Elektrotretová mikrofonní vložka MCE 2000, (převzato z [3])	20
4.1.3 Nízkošumový operační zesilovač OP07, (převzato z [5])	21
4.2 Návrh zapojení.....	21
4.2.1 Hodnoty součástek	23
4.3 Postup měření.....	23
4.4 Naměřené hodnoty	23
4.4.1 Příklad výpočtu	24
4.4.2 Grafické vyjádření.....	25
5 Realizace zesilovače.....	26
5.1 Návrh dolní propusti.....	26
5.2 Návrh zesilovače v programu Eagle (verze 4.14).....	27
5.2.1 Označení zakoupených součástek	30
5.3 Postup měření.....	30
5.4 Naměřené hodnoty	30
5.4.1 Příklad výpočtu	31
5.4.2 Grafické vyjádření.....	32
6 Měřicí karta PCI 6221	33
6.1 Vlastnosti karty.....	33
6.1.1 Analogové vstupy.....	33
6.1.2 Analogový výstup	33
7 Programové prostředí Labview	35
7.1 Program pro zobrazování a ukládání dat získaných pomocí měřicí karty PCI 6221	35
7.2 Program pro nastavení výstupů měřicí karty PCI 6221	36

7.3	<i>Program pro načítání a analýzu uložených dat</i>	36
8	Závěr	38
	Bibliografie.....	40
	Zkratky.....	41
	Přílohy	42

Úvod

Při činnosti srdce vzniká řada zvuků, které charakterizují funkci srdce – dochází jednak ke změně rychlosti (případně charakteru) proudění krve a také k otevírání a uzavírání chlopní.

Ve fonokardiografii tedy měříme zvukové signály, které vznikají při činnosti srdce. K měření a vyhodnocení signálů je zapotřebí obvodových součástí. Tato práce je zaměřena zejména na zesilovač, mikrofon, jejich typy a vlastnosti.

V programu LabView jsou vytvořeny programy pomocí nichž měřený signál zobrazujeme, ukládáme, načítáme a analyzujeme.

Cílem práce je realizovat hardwarovou část a virtuální přístroj v prostředí LabView, který bude sloužit jako podpora výuky v oblasti lékařské diagnostické techniky.

1 Zvukové projevy srdce

1.1 Fyzikální vlastnosti zvuku

Byla by chyba opomenout srdeční ozvy, jako součást akustických jevů. Zvuk je generován kmitáním objektu a šíří se jako vlny, způsobené změnou tlaku. Zdroj kmitání uvádí části do pohybu, jestliže má tón sinusový průběh, tak se jednotlivé částice pohybují sem a tam s frekvencí tohoto tónu. Každá částice se pohybuje kolem svého klidového bodu. Rozkmitáním částic se uvedou do pohybu i okolní složky a dojde tak k řetězovému efektu, který má za následek stlačení a rozpínání přilehlé oblasti. Toto stlačení a rozpínání oblasti představuje tlakovou vlnu, která se pohybuje směrem od svého zdroje.

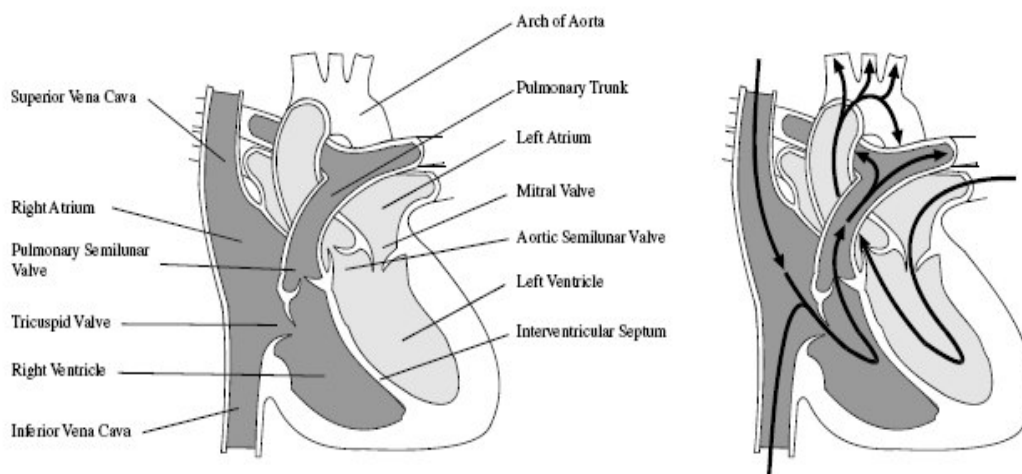
Takové kolísání tlaku může být zachyceno pomocí mechanického účinku, který působí na nějaké membráně (přepážka stetoskopu, ušní bubínek atd.). Čím složitější chvění bude zdroj zvuku vytvářet, tím složitější bude výsledná vlna. Zvuk je popsán jeho intenzitou, trváním, frekvencí a rychlostí. Jestliže je zvuk nestacionární, tak měření musí být časově proměnné, abychom dosáhli relevantní informace [2].

1.2 Fyziologie srdce

Primární úkol srdce je fungovat jako čerpadlo, které pohání krev oběhovým systémem. Při smrštění srdce je krev nucená proudit skrz chlopně k srdeční komoře a dále do těla. Srdce je složeno ze 4 částí: pravé a levé síně a pravé a levé komory. Do síně se vlévá krev vracející se z těla zpět do srdce, zatímco komory působí jako pumpy pro vypuzení krve ze srdce zpět do krevního oběhu.

Jsou čtyři chlopně, které brání zpětnému toku krve (Obr. 1.1). Artrioventrikulární chlopně (mitrální a trikuspidální chlopeň) brání krvi, aby tekla zpět ze srdečních komor do síní a semilunární chlopně (aortální a plimonární chlopeň) brání krvi, aby tekla zpět do srdečních komor, jakmile byla krev z komor vytlačena do aorty a plicní tepny. Odkysličená krev vstupuje z krevního oběhu do pravé srdeční síně, prochází do pravé srdeční komory a je vypuzena do plicní tepny. Okysličená krev z plic vstupuje do srdce v levé síni, prochází do levé komory a odtud je pak vypuzena do aorty.

Krevní tlak uvnitř srdce se zvyšuje se smrštěním srdečního svalu, krev pak proudí z vyšších tlakových oblastí k nižším tlakovým oblastem. Během rychlé plnicí se fáze (síňová a komorová diastola), vstupuje žilní krev z krevního oběhu a z plic do síně a proudí do komory. Jakmile se tlakový rozdíl mezi síní a komorou ustálí (redukce plnicí fáze), konečný objem krve je síňovým stahem tlačén do srdeční komory. Na začátku komorové systoly jsou všechny chlopně uzavřené, to vyplývá z isovolumické kontrakce (roste v komorách tlak, ale objem se nemění—trvání asi 60 ms). Když tlak v srdeční komoře překoná tlak v krevním řečišti, tak se otevře semilunární (srdečnicová) chlopeň, umožňující vypuzení krve přes aortu a plicní tepnu. Jakmile se komora uvolní, tak se tlakový rozdíl obrací, semilunární chlopeň se uzavře a nastane nový srdeční cyklus [2].



Obr. 1.1. Anatomie srdce a charakter proudění krve skrz něj (převzato z [2])

• Superior Vena Cava	Horní dutá žíla
• Pulmonary Semilunar Valve	Chlopeň kmene plicního
• Right Atrium	Pravá síň
• Tricuspid Valve	Trojcípá chlopeň
• Right Ventricle	Pravá komora
• Inferior Vena Cava	Spodní dutá žíla
• Arch of Aorta	Srdečnice, aorta
• Pulmonary Trunk	Levá plicní tepna
• Left Atrium	Levá síň
• Aortic Semilunar Valve	Srdečnicová chlopeň
• Mitral Valve	mitrální chlopeň
• Left Ventricle	Levá komora
• Interventricular Septum	Interventrikulární přepážka

1.3 Ozvy srdce

Vztah mezi krevními objemy, tlaky a toky uvnitř srdce určuje otevření a uzavření srdečních chlopní. Normální srdeční ozvy se vyskytují během uzavření chlopní, ale ještě není přesně známo, jak se vlastně skutečně generují.

Chlopněová teorie vychází z toho, že srdeční ozvy vychází z bodu nacházejícího se blízko chlopní, ale tento předpoklad je pravděpodobně přílišně zjednodušen. V kardiohemické teorii srdce a krev představuje vzájemně závislý systém, který je neustále v pohybu. Obě tyto teorie vznikají tehdy, když je fyziologický obraz založen na jednorozměrné koncepci toku. Novodobý výzkum poskytuje prostředky k tomu, aby si člověk představil skutečné trojrozměrné proudové pole v srdci. To nám pravděpodobně vyjasní náš pohled na základní mechanismus srdečních ozvů. Vzájemný vztah mezi EKG signálem a srdečními ozvy je patrný z obrázku Obr. 1.2 [2].

1.4 Podstata vzniku srdečních ozev jejich vlastnosti

Při mechanické činnosti srdce vzniká řada charakteristických zvuků. Je to dáno tím, že dochází ke změnám rychlosti případně charakteru proudění krve a dále pak k zavírání a otevírání chlopní. Posloupnost zvuků doprovázejících činnost srdce je následující:

1.4.1 První ozva – systolická

Je delší a hlubší, vzniká složením z části mitrální a trikuspidální. Její počátek souhlasí s vrcholem R-vlny elektrokardiogramu. Doba trvání je 0,1 s až 0,17 s. Je způsobena uzavřením atrioventrikulárních chlopní při systole komor, přičemž chlopeň mitrální se uzavírá o 0,02 s dříve než trikuspidální. Vzniklé vibrace mají kmitočet od 25 Hz do 45 Hz. Ozva je nejlépe slyšitelná na srdečním hrotě (v levém mezižebří).

1.4.2 Druhá ozva – diastolická

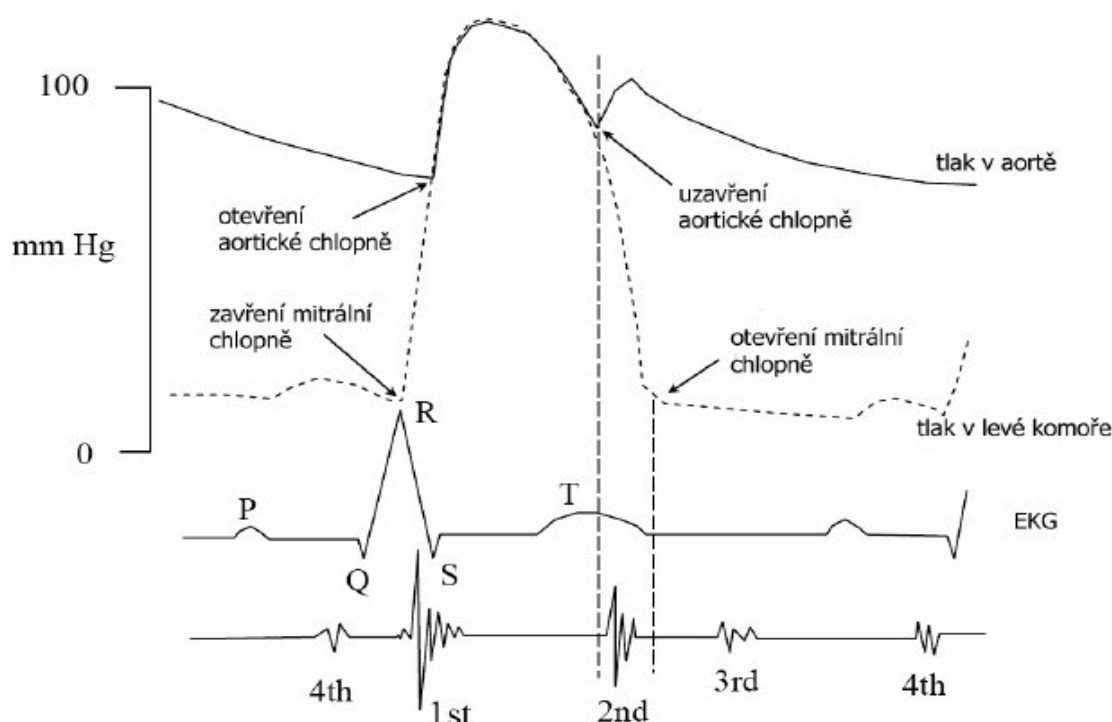
Je vyšší a jasnější. Nejlépe je slyšitelná ve druhých mezižebních prostorech. Vzniká uzavřením semilunárních chlopní v aortě a arterii pulmonalis, přičemž část pulmonální následuje za částí aortální za 0,02 s až 0,07 s. Intenzita této ozvy kolísá s výší krevního tlaku ve velkých cévách na začátku diastoly. Doba trvání druhé ozvy je 0,1 s až 0,14 s. Vzniklé vibrace mají kmitočet kolem 50 Hz. Může předcházet vlnu T, ale také s ní někdy koinciduje, nebo dokonce následuje po ní.

1.4.3 Třetí ozva – protodiastolická

Je poměrně hluboká a nepřízvučná, jde o ozvu svalovou. Trvá kolem 0,1 s a vzniká rozkmitáním svaloviny komory ve fázi rychlého plnění komor. Lze ji slyšet v místě srdečního hrotu u malých lidí, jinak je projevem srdeční nedostatečnosti, tzv. protodiastolického cvalu. Tato ozva následuje 0,1 s až 0,2 s po druhé ozvě.

1.4.4 Čtvrtá síňová ozva – presystolická

Je opět nepřízvučnou svalovou ozvou vznikající rozkmitáním komorové svaloviny při systole síní. Podobně jako u protodiastolické ozvy signalizuje její přítomnost u dospělého jedince srdeční nedostatečnost, tzv. presystolický cval.



Obr. 1.2. Vzájemný vztah mezi EKG signálem, průběhem tlaku krve a srdečními ozvami (1st - první ozva, 2nd – druhá ozva, 3rd – třetí ozva, 4th – čtvrtá ozva), (převzato z [1])

Srdeční zvuky a šelesty mají velmi malou úroveň a frekvence v rozsahu od 0,1 do 2000 Hz. Z toho co bylo uvedeno je zřejmé, že poruchy v mechanické činnosti srdce se projeví ve změnách srdečních ozvů. Nejjednodušší možnou technikou pro hodnocení zvuků vznikajících při činnosti srdce je auskultační technika (tj. hodnocení poslechem), která nevyžaduje žádné elektronické zařízení a vystačí s obyčejným fonendoskopem. Má ovšem své problémy, signály pod 20 Hz se velmi těžko hodnotí, navíc pak je celé hodnocení závislé na vlastnostech sluchu lékaře, který vyšetření provádí [1].

1.5 Srdeční šelesty

U některých fyziologických, ale především patologických stavů dochází k vibracím, které jsou slyšitelné a zachytitelné jako šelesty s frekvencemi nad 600 Hz. Trvají déle jako normální ozvy a jsou typické pro různé druhy srdečních vad.

Srdeční šelest je způsobena změnami proudění krve, následkem zužování se nebo netěsností chlopní a nebo přítomností abnormálního průchodu krve v srdci. Srdeční šelest se tedy vyskytuje tehdy, když je krevní tok zrychlený nad Reynoldsovo číslo. Krevní tok navodí pohyblivé náhodné kmity, které jsou přenesené skrz srdeční a hrudníkovou tkáň až k povrchu hrudníku. Pět hlavních faktorů spojených se vznikem šelestu srdce [2]:

- vysoká průtoková rychlost skrz chlopně
- omezený průtok krve chlopní
- zpětný tok krve přes nepříslušnou chlopeň
- abnormální rozložení objemu mezi pravou a levou stranu srdce (přepážkové defekty)
- snížená viskozita, která způsobuje zvýšené víření krve

1.6 Reynoldsovo číslo

Reynoldsovo číslo charakterizuje proudění kapaliny v trubici. Reynoldsovo číslo menší než 1000 znamená laminární proudění (částice se pohybují ve vrstvách, obtékané těleso klade malý odpor), při Re vyšším než 1000 se jedná o turbulentní proudění (částice víří) [7].

$$Re = u \cdot r / \nu \quad (1.1)$$

- u - střední rychlost proudění,
- r - je poloměr protékané trubice,
- ν - kinematická viskozita.

$$\nu = \eta / \rho \quad (1.2)$$

- η - dynamická viskozita,
- ρ - hustota kapaliny.

2 Vlastnosti fonokardiografického signálu

Průběh vyšetření sluchem, identifikace srdečních ozev a šelestu je v první řadě založen na intenzitě a době výskytu. Ve fonokardiografii, je založen také na informaci o morfologii a do jisté míry frekvenčním obsahu. Lékaři mluví o vyšetření sluchem jako o umění. Diagnóza je často založená na pocitu, který je těžké vysvětlit a proto je těžké jej realizovat v počítači. Automatické získání informací je hodně blízké tomuto pocitu, každá možná část informace by měla být využita, třebaže to znamená jít mimo známé vlastnosti času a frekvence [2].

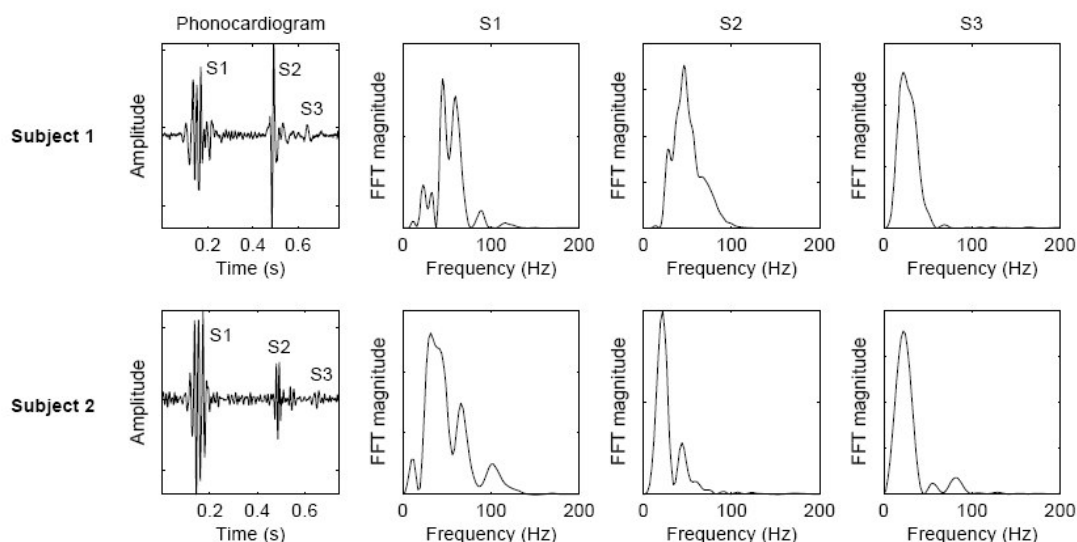
2.1 Časy a frekvence

Časové a frekvenční vlastnosti jsou nejdůležitější rysy při vyšetření pacienta sluchem. U zdravých osob frekvenční spektrum první ozvy dosahuje vrcholu v nízkém kmitočtovém rozsahu (10 – 50 Hz) a ve středním kmitočtovém rozsahu (50-140 Hz). Druhá ozva dosahuje vrcholu v nízkém kmitočtovém rozsahu (10-80 Hz), středním rozsahu (80-220 Hz) a vysokém rozsahu (220-440 Hz).

Druhá ozva je složena ze dvou složek, první vzniká při uzavření aortální chlopně a druhá při uzavření plmonární chlopně (v arterii plmonalis). První složka, uzavření aortální chlopně, má vyšší frekvenci, než uzavření plmonární chlopně. Vrcholy pravděpodobně vznikají následkem pružných vlastností srdečního svalu a dynamických událostí, které způsobují různé složky první a druhé srdeční ozvy. Třetí a čtvrtá srdeční ozva údajně vzniká z kmitání v levé srdeční komoře a okolních oblastí poháněných zrychlením a zpomalením krevního toku. 75% celkového množství energie v třetí ozvě se vyskytuje pod 60 Hz, zatímco u čtvrté ozvy je to pod 45 Hz. Časové a frekvenční vlastnosti srdečních ozev jsou shrnuty v Tabulce 2.1.

Tabulka 2.1. Časové a frekvenční vlastnosti srdečních ozev, (převzato z [2])

Ozva	Poloha (ms)	Trvání (ms)	Kmitočtový rozsah (Hz)
První	10-50 po R-vlně v EKG	100 - 160	10 - 140
Druhá	280-360 po R-vlně v EKG	80 - 140	10 - 400
Třetí	440-460 po R-vlně v EKG nebo 120-180 po uzavření semilunární chlopně	40 - 80	15 - 60
Čtvrtá	40-120 po začátku P-vlny v EKG	30 - 60	15 - 45

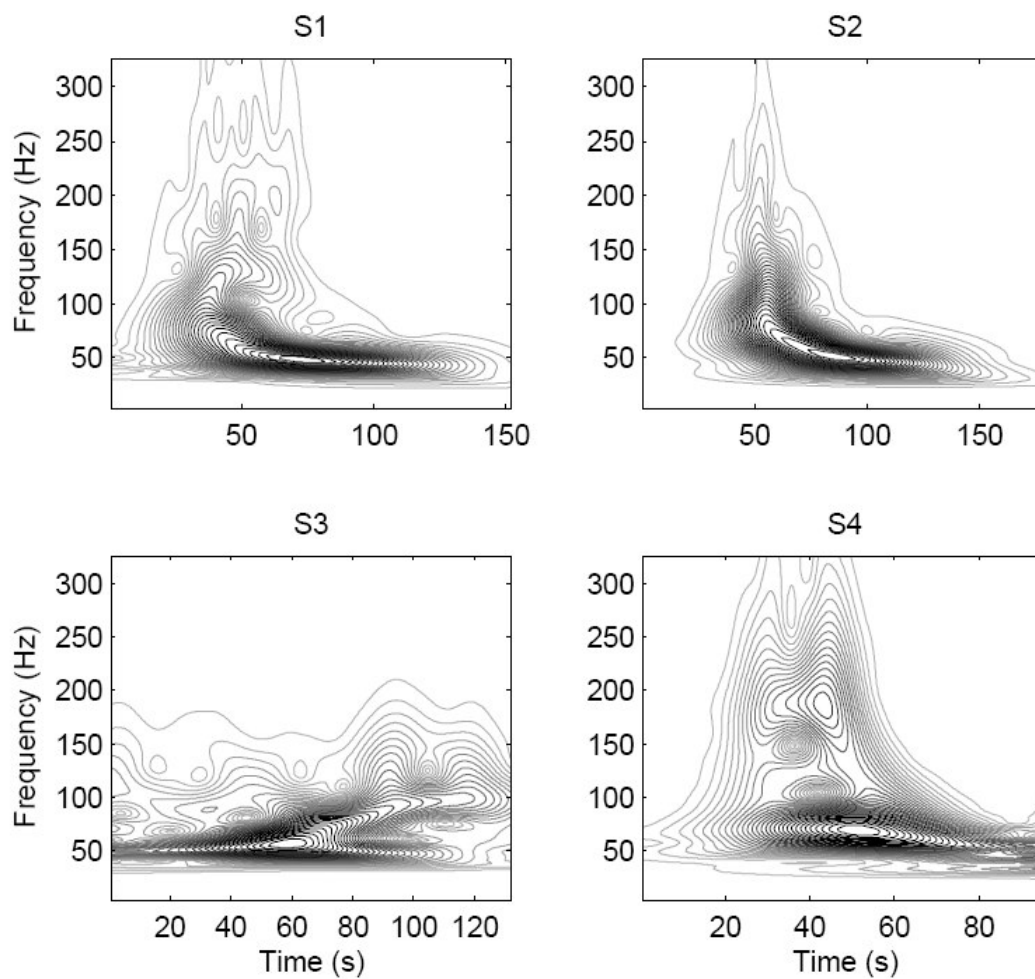


Obr. 2.1. Srdeční ozvy a jejich příslušné frekvenční spektra 13leté dívky (subjekt 1) a 36letého muže (subjekt 2), (převzato z [2])

Na Obr. 2.1 je vidět malé zpoždění mezi uzavřením aortální chlopně a plimonární chlopně způsobující rozdělení druhé srdeční ozvy (od vypuzení krve z pravé komory až po vypuzení krve z levé komory). Rozdělení se zvyšuje s vdechnutím, kvůli zvětšenému návratu krve do pravé komory, zvýšené cévní kapacitě plic a sníženému návratu krve do levé komory. To znamená, že při nádechu nastává uzavření aortální chlopně dříve a uzavření plimonární chlopně nastává později. U jistých srdečních nemocí, může být toto rozdělení rozlehlé, fixované nebo převrácené.

FFT analýza ve výsledku nepracuje s časem, takže nemůžeme odhalit, která z těchto dvou chlopní se uzavírá jako první. Je tedy těžké určit nějaký rozdíl mezi dvěma složkami v časové oblasti.

Při bližším pohledu na druhou srdeční ozvu (Obr. 2.2), se zdá, že dvě složky jsou sloučené dohromady, a však je známo, že vyšší frekvence uzavření aortální chlopně předchází nižší frekvenci uzavření plimonární chlopně [2].



Obr. 2.2. Příklad časově frekvenční reprezentace první, druhé, třetí a čtvrté srdeční ozvy.
 Pro výpočet časově frekvenční reprezentace byla použita Stockwellova metoda,
 (převzato z [2])

3 Princip činnosti fonokardiografu

Pro vyhodnocení zvuků a šelestů vznikajících při činnosti srdce lze použít fonokardiograf. Je to přístroj, který pomocí mikrofonu umístěného na hrudní stěně snímá akustický signál vznikající při činnosti srdce a provádí jeho částečnou analýzu. Konstrukce fonokardiografů vychází ze základních vlastností hodnocení signálu. Fonokardiograf nemívá vlastní zapisovací systém. Velmi často bývá konstruován jako doplňkové zařízení k elektrokardiografu. Na zvuky a šelesty vznikající při činnosti srdce je možno se dívat jako na amplitudově modulovaný signál.

U tohoto signálu má diagnostickou hodnotu obálka vibrací, zatímco signál odpovídající vibracím je z tohoto hlediska vlastně nosný kmitočet. Z výše uvedeného přehledu je zřejmé, že zatímco signál odpovídající otevírání a uzavírání chlopní a normálnímu proudění krve má kmitočty odpovídající dolní oblasti kmitočtů nacházejících se ve spektru fonokardiografického signálu, šelesty vznikající při poruchách srdečního rytmu spadají do horní části spektra fonokardiografického signálu. Fonokardiograf rozděluje celou oblast kmitočtů na několik pásem (Obr. 3.1).

Pásmo	Horní mezní kmitočet	Strmost charakteristiky [dB]
Nízké	35	9
Střední 1	70	18
Střední 2	140	24
Vysoké 1	250	24
Vysoké 2	400	24

Obr. 3.1. Rozdělení kmitočtů fonokardiografem na pásma (převzato z [1])

Pokud chceme zapsat signál v jednotlivých kmitočtových pásmech přímo, musíme mít registrační zařízení, které je schopno zapisovat signály s kmitočty do 900 Hz. To je principiálně možné s použitím například inkoustového tryskového zapisovacího systému. Jiná situace nastane, pokud je pro zápis použit elektrokardiograf.

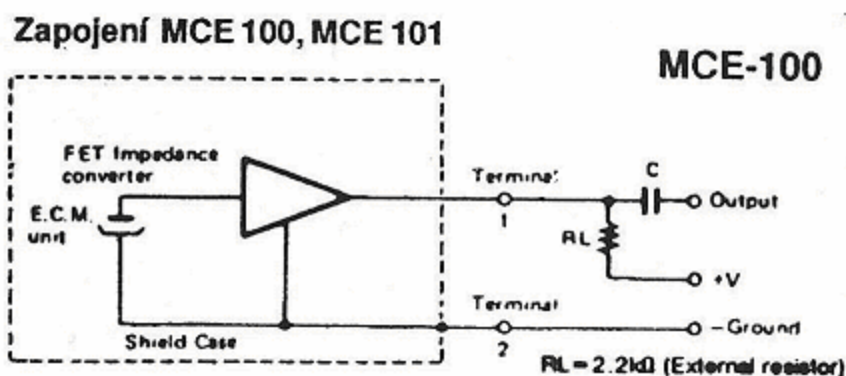
Uvážíme-li, že zapisovací zařízení, tj. elektrokardiograf umožňuje většinou zapisovat signály s kmitočty do 110 Hz, nebylo by možno vyšší pásma zapsat. Vyjdeme-li ovšem z toho, že diagnostickou hodnotu signálu v určitém kmitočtovém pásmu má obálka, je možno signál upravit následujícím postupem. Kmitočtová pásma, která je elektrokardiograf schopen zapsat přímo jsou zapsána bez jakékoliv úpravy, zatímco signály, které by elektrokardiograf již nebyl schopen zapsat jsou upraveny tak, že jsou demodulovány a znovu namodulovány na takový „nosný“ kmitočet, který je elektrokardiograf schopen zapsat. Výměnou nosné se zachoval původní tvar obálky. Při zápisu obálky bývají příslušná pásma označována písmenem K (například označení v 2 K značí zápis obálky v pásmu 400 Hz) [1].

4 Návrh zesilovače

4.1 Použité součástky

4.1.1 Elektretová mikrofonní vložka MCE 100, (převzato z [3])

- Frekvenční rozsah 50 Hz – 12 kHz
- Citlivost (při 1kHz) 5 mV/Pa
- Impedance 600 Ω
- Odstup signál/šum >40 dB
- Pracovní napájení 1,5 V – 10 V
- Pracovní proud <0,5 A
- Vnější rozměry $\varnothing$ 10 mm x 6,7 mm
- Rezistor R_L 1,5 k Ω - 2,2 k Ω
- Kapacita C 0,1 μ F – 4,7 μ F



Obr. 4.1. Vnitřní zapojení mikrofonní vložky (čárkovně ohraničené) a přidavného obvodu (derivačního článku), (převzato z [4])

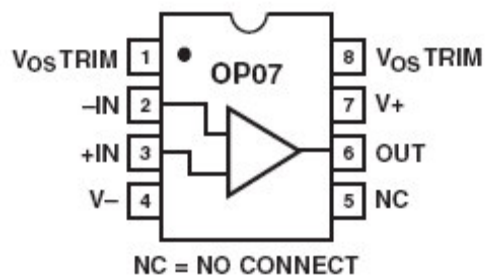
4.1.2 Elektretová mikrofonní vložka MCE 2000, (převzato z [3])

Vnitřní zapojení je stejné jako u MCE 100 (Obr. 4.1.)

- Frekvenční rozsah 38 Hz – 15 kHz
- Citlivost (při 1kHz) 6 mV/Pa
- Impedance 2 k Ω
- Odstup signál/šum >58 dB
- Pracovní napájení 1,5 V – 10 V
- Pracovní proud <0,5 A
- Vnější rozměry $\varnothing$ 6 mm x 5,2 mm
- Rezistor R_L 1,5 k Ω – 2 k Ω
- Kapacita C 0,1 μ F – 4,7 μ F

4.1.3 Nízkošumový operační zesilovač OP07, (převzato z [5])

- Napájecí napětí $\pm 22 \text{ V}$
- Diferenční vstupní napětí $\pm 30 \text{ V}$
- Vstupní napětí $\pm 22 \text{ V}$
- Operační teplotní rozsah $-55 \text{ }^\circ\text{C}$ až $+125 \text{ }^\circ\text{C}$
- Výkon max. 120 mW
-

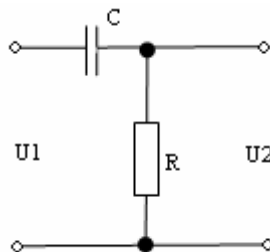


Obr. 4.2. Zapojení vývodů operačního zesilovače OP07 (pohled shora), (převzato z [5])

4.2 Návrh zapojení

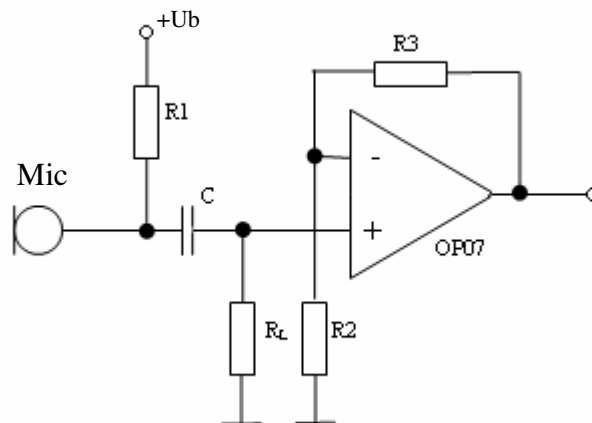
- Přenos napětí:
$$K_{(p)} = \frac{U_2}{U_1} = \frac{RC_p}{1 + RC_p} = \frac{\tau_p}{1 + \tau_p} = \frac{p}{p + k_0} \quad (4.1.)$$

$$b_0 = \frac{1}{\tau} = \frac{1}{RC} = \omega_m = 2\pi f_m \quad (4.2.)$$



Obr. 4.3. Zapojení derivačního článku

- Známe:
 - mezní frekvenci $f_m = 25 \text{ Hz}$...slyšitelný zvuk
 - hodnotu C zvolíme $2,2 \text{ } \mu\text{F}$
 - $R1 = 1/(2\pi f_m C) = 2893 \text{ } \Omega \Rightarrow$ viz. Výrobní řady rezistorů:
 - $R1 = 3 \text{ k}\Omega$ nebo $R1 = 3,3 \text{ k}\Omega$...zvolíme $3,3 \text{ k}\Omega$
- Zesílení zesilovače zvolíme ~ 1000 a 100
- Rozdílové napětí $u_d = 0 \text{ V}$ (ideální případ)



Obr. 4.4. Schéma zapojení zesilovače s mikrofonem

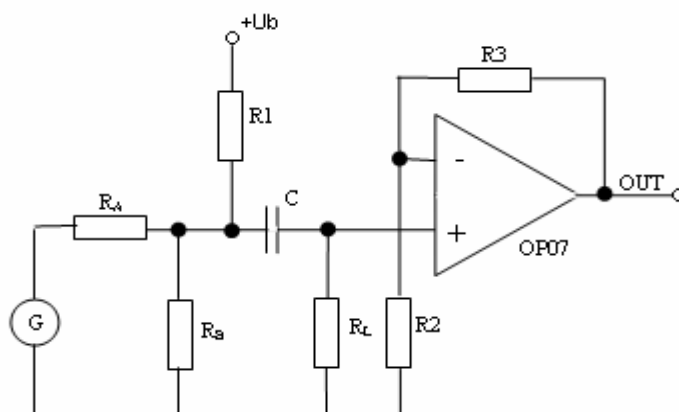
- Výpočet odporů, ze zvoleného napětového zesílení A_u :

A_u volíme 100 a 1000

$$A_u = \frac{u_2}{u_1} = \frac{R_2 + R_3}{R_2} = 1 + \frac{R_3}{R_2} \quad (4.3.)$$

$$A_u = \frac{R_3}{R_2} \Rightarrow R_3 = A_u * R_2 \quad (4.4.)$$

R_2 zvolíme 1 k Ω , $R_3 = 1$ M Ω pro zesílení $A_u = 1000$



Obr. 4.5. Schéma zapojení zesilovače se vstupním děličem

4.2.1 Hodnoty součástek

- $R_1 = 3,3 \text{ k}\Omega$
- $R_2 = 1 \text{ k}\Omega$
- $R_3 = 1 \text{ M}\Omega$ (pro zesílení 1000)
- $R_3 = 100 \text{ k}\Omega$ (pro zesílení 100)
- $R_L = 1,8 \text{ k}\Omega$
- $R_A = 100 \text{ k}\Omega$
- $R_B = 1 \text{ k}\Omega$
- $C = 2,2 \text{ }\mu\text{F}$

4.3 Postup měření

Obvod jsme zapojili na nepájivém poli dle Obr. 4.4. Po připojení napájecího napětí $+U_b = 8,2 \text{ V}$ jsme si na osciloskopu ověřili funkčnost zapojení. Pro měření napěťového zesílení jsme namísto mikrofону zapojili odporový dělič (Obr. 4.5). Obvod jsme proměřili v rozsahu 1 Hz až 5 kHz. Výsledky jsou v Tabulce 4.1.

4.4 Naměřené hodnoty

Tabulka 4.1.a Tabulka naměřených a vypočtených hodnot

f [Hz]	$A_U=100$			$A_U=1000$		
	U_1 [mV]	U_2 [mV]	A_U [dB]	U_1 [mV]	U_2 [V]	A_U [dB]
1	2,6	7,04	8,65	2,6	0,052	26,02
2	2,6	9,12	10,90	3,2	0,114	31,04
3	3	12,6	12,46	4	0,19	33,53
5	3,2	23,2	17,21	5	0,42	38,49
7	3,8	35,2	19,34	6	0,68	41,09
9	3,8	48,4	22,10	6	0,99	44,35
10	3,8	53,2	22,92	6,2	1,14	45,29
12	3,8	64	24,53	6,2	1,4	47,07
14	4	74	25,34	6,4	1,66	48,28
16	4	86,4	26,69	6,6	1,84	48,91
18	4	95,2	27,53	6,8	2,06	49,63
20	4	102	28,13	6,8	2,22	50,28
22	4	110	28,79	6,8	2,4	50,95
24	4	115	29,17	6,8	2,56	51,51
26	4	122	29,69	6,8	2,68	51,91
28	4	127	30,03	6,8	2,78	52,23
30	4	133	30,44	6,8	2,9	52,60
32	4	137	30,69	6,8	2,98	52,83
34	4	141	30,94	6,8	3,1	53,18
36	4	142	31,00	6,8	3,14	53,29
38	4	146	31,25	6,8	3,22	53,51
40	4	149	31,42	6,8	3,26	53,61

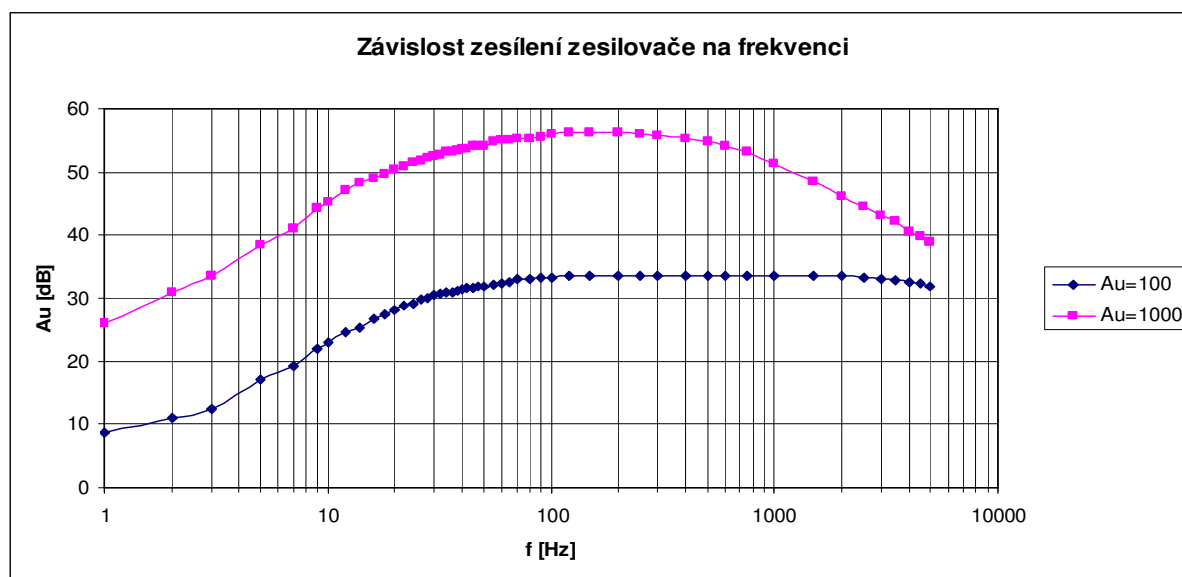
Tabulka 4.1.b Tabulka naměřených a vypočtených hodnot

f [Hz]	A _U =100			A _U =1000		
	U ₁ [mV]	U ₂ [mV]	A _U [dB]	U ₁ [mV]	U ₂ [V]	A _U [dB]
42	4	151	31,54	6,8	3,3	53,72
45	4	154	31,71	6,8	3,42	54,03
47	4	157	31,88	6,8	3,44	54,08
50	4	158	31,93	6,8	3,5	54,23
55	4	162	32,15	6,4	3,56	54,91
60	4	166	32,36	6,4	3,6	55,00
65	4	168	32,46	6,4	3,66	55,15
70	3,8	170	33,01	6,4	3,7	55,24
80	3,8	172	33,11	6,4	3,76	55,38
90	3,8	174	33,22	6,4	3,8	55,47
100	3,8	176	33,31	6	3,84	56,12
120	3,8	178	33,41	6	3,88	56,21
150	3,8	180	33,51	6	3,88	56,21
200	3,8	182	33,61	6	3,88	56,21
250	3,8	182	33,61	6	3,84	56,12
300	3,8	182	33,61	6	3,72	55,85
400	3,8	182	33,61	6	3,52	55,37
500	3,8	182	33,61	6	3,28	54,75
600	3,8	182	33,61	6	3,06	54,15
750	3,8	182	33,61	6	2,72	53,13
1000	3,8	182	33,61	6,4	2,34	51,26
1500	3,8	180	33,51	6,4	1,72	48,59
2000	3,8	178	33,41	6,4	1,3	46,16
2500	3,8	176	33,31	6,4	1,08	44,54
3000	3,8	170	33,01	6,4	0,92	43,15
3500	3,8	166	32,81	6,4	0,816	42,11
4000	3,8	162	32,59	6,4	0,688	40,63
4500	3,8	156	32,27	6,4	0,632	39,89
5000	3,8	150	31,93	6,4	0,562	38,87

4.4.1 Příklad výpočtu

$$A_u(dB) = 20 \log \frac{U_2}{U_1} = 20 \log \frac{7,04}{2,6} = 8,65dB \quad (4.5.)$$

4.4.2 Grafické vyjádření

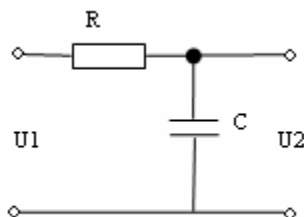


Obr. 4.6. Závislost zesílení zesilovače na frekvenci

5 Realizace zesilovače

5.1 Návrh dolní propusti

Mezi zesilovač a měřící kartu PCI6221 je nutné zapojit antialiasingový filtr (dolní propust), který zabrání průchodu signálů vyšších frekvencí. Tento filtr je realizován RC článkem.



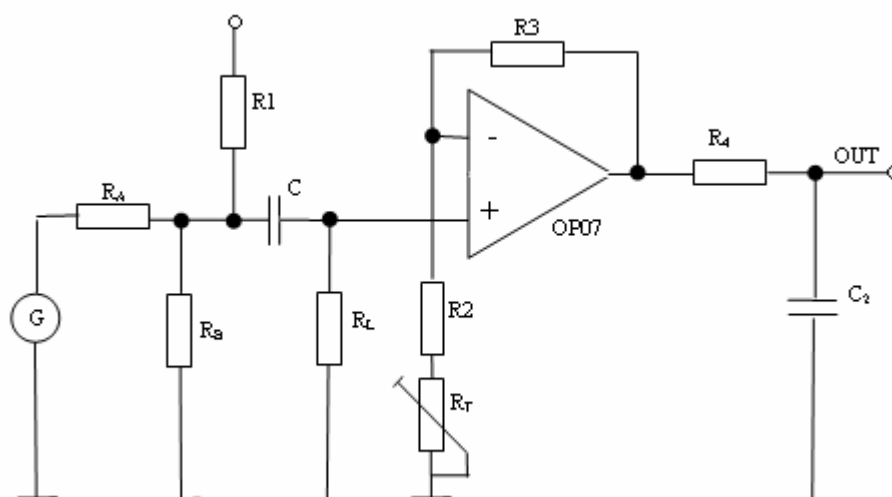
Obr. 5.1. Zapojení RC článku (dolní propust)

- Výpočet mezní frekvence:

První srdeční ozva má frekvenční rozsah 10 – 140 Hz, druhá ozva má rozsah 10 – 400 Hz (Tabulka 2.1). Proto stačí, když se mezní frekvence nastaví na 500 Hz.

Hodnotu R_{4F} si zvolíme 100 Ω , pak

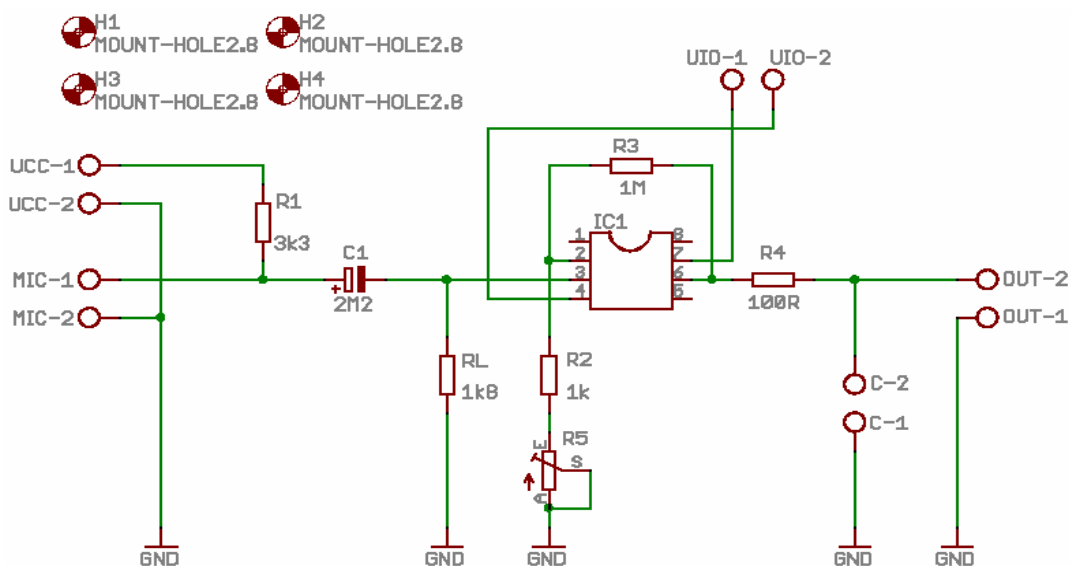
$$f_m = \frac{1}{2\pi R_4 C_2} \Rightarrow C_2 = \frac{1}{2\pi R_4 f_m} = \frac{1}{2\pi \cdot 100 \cdot 500} = 3,18 \mu F \quad (5.1)$$



Obr. 5.2. Výsledné zapojení zesilovače se vstupním děličem a filtrem na výstupu

5.2 Návrh zesilovače v programu Eagle (verze 4.14)

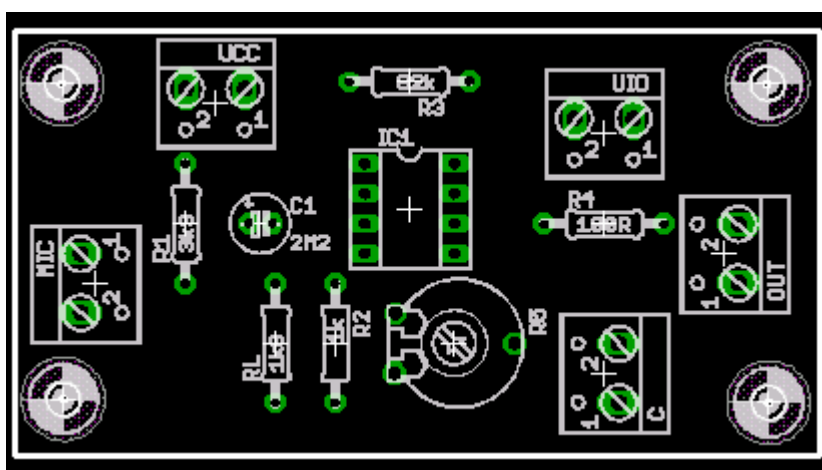
V programu Eagle jsme si nejprve navrhli schéma zapojení v editoru schémat (Obr. 5.3.)



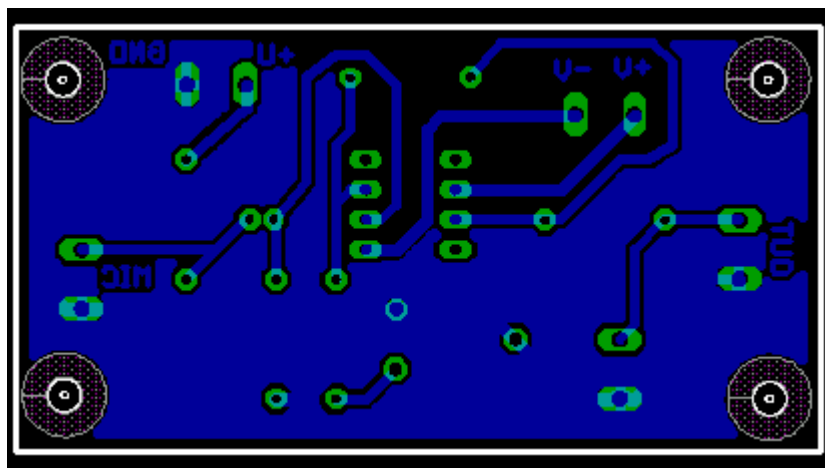
Obr. 5.3. Schéma zapojení navržené v programu Eagle

V editoru schémat jsme vybrali součástky s vhodným pouzdrém z nabídnutých knihoven. Součástky jsme popsali a přiřadili jim příslušné hodnoty. V editoru jsme nastavili tloušťky propojovacích čar a součástky jsme propojili.

Takto vytvořené schéma jsme si převedli do editoru desky, kde jsme nastavili velikost desky (68 x 36 mm), určili vhodné rozmístění součástek (Obr. 5.4.) a zvolili optimální propojení. Pomocí funkce polygonu jsme vytvořili plochu, která obtéká spoje s různým potenciálem. Vytvořený polygon (modrá plocha) jsme spojili se zemnicím vodičem. (Obr. 5.4.)

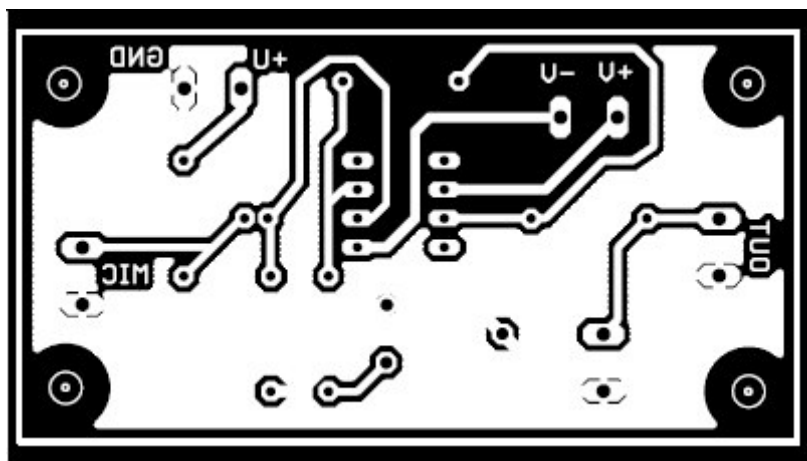


Obr. 5.4. Rozmístění součástek na desce



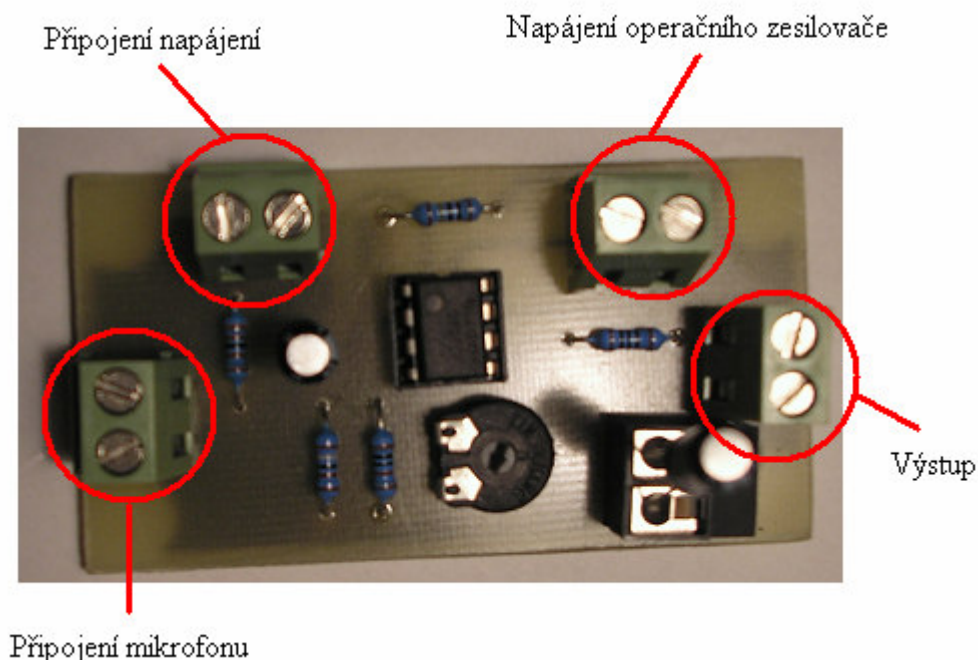
Obr. 5.4. Návrh desky vytvořený v Editoru desky

Takto navrženou desku jsme si vytiskli na pauzovací papír (Obr. 5.5.) a nechali jsme si ji zhotovit ve školních dílnách. Bílá vrstva zůstala, černá se odleptala.

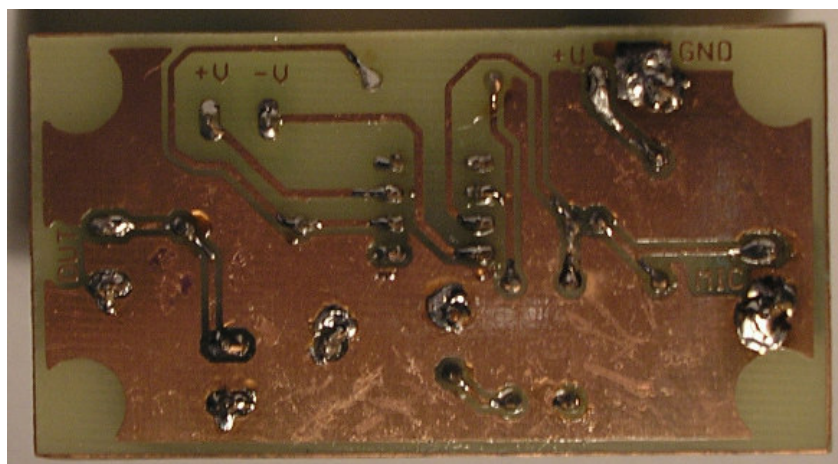


Obr. 5.5. Finální verze desky určená pro tisk na pauzovací papír

Z vytvořené desky a zakoupených součástek jsme zkonstruovali hardwarovou část (Obr. 5.6. a Obr.5.7.) Na Obr. 5.6 je vyznačeno, k čemu jednotlivé svorkovnice slouží. Označení polarity napájení je vyleptáno na vodivé straně desky. Mikrofon se k zesilovači připojuje pomocí vodičů přes vstupní svorkovnici. Mikrofon je zasunut do stetoskopu s membránou.



Obr. 5.6. Zhotovená deska (pohled shora na součástky)



Obr. 5.7. Zhotovená deska (pohled zdola na vodivou stranu)

5.2.1 Označení zakoupených součástek

Tabulka 5.1. Použité součástky a jejich parametry

Součástky				
Název	Počet	Označení	Typ	Velikost
Odpor	1	R1	RR3K3	3,3k Ω
	1	R2	RR1K	1k Ω
	1	R3	RR1M	1M Ω
	1	R4	RR100R	100 Ω
	1	R _L	RR1K8	1,8k Ω
Kondenzátor	1	C1	E2M2/50V	2,2 μ F
	1	C2	E3M3/50V	3,3 μ F
Potenciometr	1	R5	PT10VK010	10k Ω
Patice	1	IC1	DIL08PZ	
Svorkovnice	4		ARK128V-A-2P	
	1		ARK705R2P	

5.3 Postup měření

Výrobek jsme zhotovili dle Obr. 5.3. V tomto zapojení je použito hodně svorkovnic, z důvodu připojení k měřicí kartě pomocí vodičů. Připojení mikrofonu a kondenzátoru je řešeno taktéž pomocí svorkovnic. Odporový dělič jsme řešili na nepájivém poli. Postup měření byl stejný jako postup měření Odst. 4.3.

5.4 Naměřené hodnoty

Tabulka 5.1.a Tabulka naměřených a vypočtených hodnot

f [Hz]	A _U =90,9			A _U =1000		
	U ₁ [mV]	U ₂ [mV]	A _U [dB]	U ₁ [mV]	U ₂ [V]	A _U [dB]
1	6	66	20,83	8	0,62	37,79
2	6	68	21,09	8	0,67	38,46
3	6	70	21,34	8	0,71	38,96
5	6	86	23,13	8	0,87	40,73
7	6	100	24,44	8	1,07	42,53
9	6	124	26,31	8	1,23	43,74
10	6	132	26,85	8	1,34	44,48
12	6	144	27,60	8	1,49	45,40
14	6	160	28,52	8	1,64	46,24
16	6	176	29,35	8	1,8	47,04
18	6	186	29,83	8	1,92	47,60
20	6	200	30,46	8	2,08	48,30
22	6	206	30,71	8	2,16	48,63
24	6	216	31,13	8	2,24	48,94
26	6	222	31,36	8	2,34	49,32
28	6	232	31,75	8	2,4	49,54
30	6	238	31,97	8	2,44	49,69
32	6	242	32,11	8	2,5	49,90

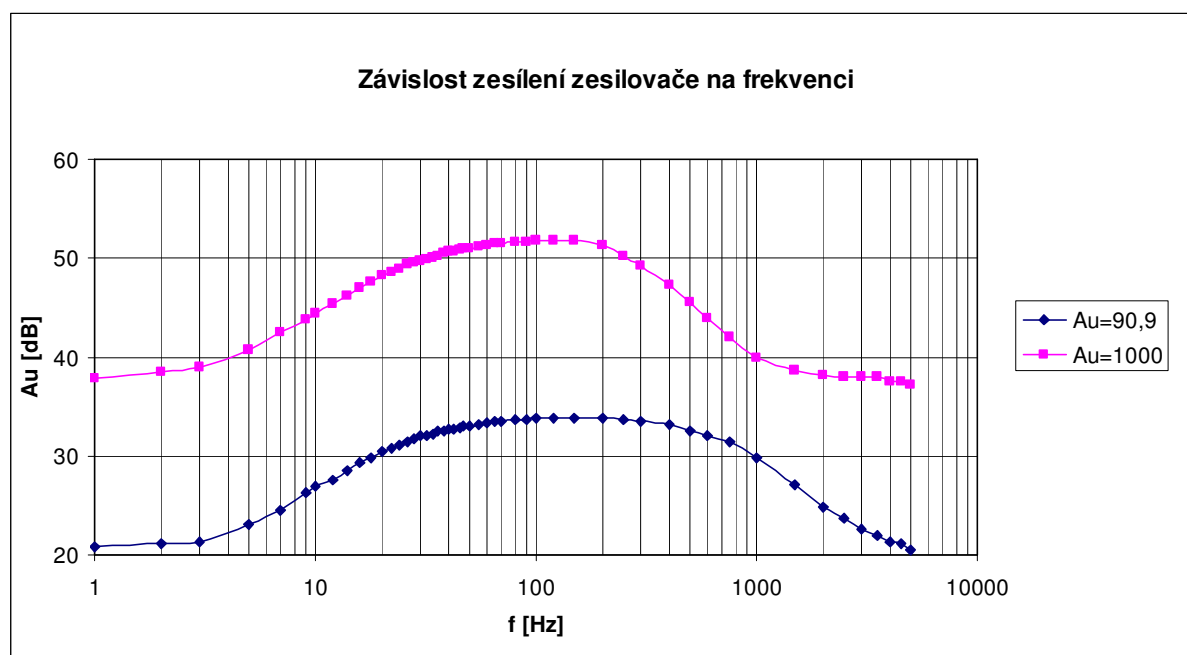
Tabulka 5.1.b Tabulka naměřených a vypočtených hodnot

f [Hz]	A _U =90,9			A _U =1000		
	U ₁ [mV]	U ₂ [mV]	A _U [dB]	U ₁ [mV]	U ₂ [V]	A _U [dB]
34	6	246	32,26	8	2,56	50,10
36	6	252	32,46	8	2,6	50,24
38	6	256	32,60	8	2,68	50,50
40	6	258	32,67	8	2,72	50,63
42	6	260	32,74	8	2,74	50,69
45	6	262	32,80	8	2,8	50,88
47	6	268	33,00	8	2,82	50,94
50	6	270	33,06	8	2,84	51,00
55	6	274	33,19	8	2,9	51,19
60	6	278	33,32	8	2,96	51,36
65	6	282	33,44	8	2,98	51,42
70	6	286	33,56	8	3,02	51,54
80	6	288	33,62	8	3,06	51,65
90	6	290	33,68	8	3,08	51,71
100	6	292	33,74	8	3,1	51,77
120	6	294	33,80	8	3,1	51,77
150	6	294	33,80	8	3,1	51,77
200	6	294	33,80	8	2,94	51,31
250	6	288	33,62	8	2,6	50,24
300	6	284	33,50	8	2,32	49,25
400	6	272	33,13	8	1,86	47,33
500	6	254	32,53	8	1,52	45,58
600	6	238	31,97	8	1,26	43,95
750	6	222	31,36	8	1,01	42,02
1000	6	184	29,73	8	0,79	39,89
1500	6	136	27,11	8	0,68	38,59
2000	6	105	24,86	8	0,65	38,20
2500	6	91	23,62	8	0,64	38,06
3000	6	80	22,50	8	0,64	38,06
3500	6	75	21,94	8	0,63	37,93
4000	6	70	21,34	8	0,6	37,50
4500	6	68	21,09	8	0,6	37,50
5000	6	64	20,56	8	0,58	37,21

5.4.1 Příklad výpočtu

$$A_u(dB) = 20 \log \frac{U_2}{U_1} = 20 \log \frac{66}{6} = 20,83dB \quad (5.2.)$$

5.4.2 Grafické vyjádření



Obr. 4.6. Závislost zesílení zhotoveného zesilovače na frekvenci

6 Měřicí karta PCI 6221

6.1 Vlastnosti karty

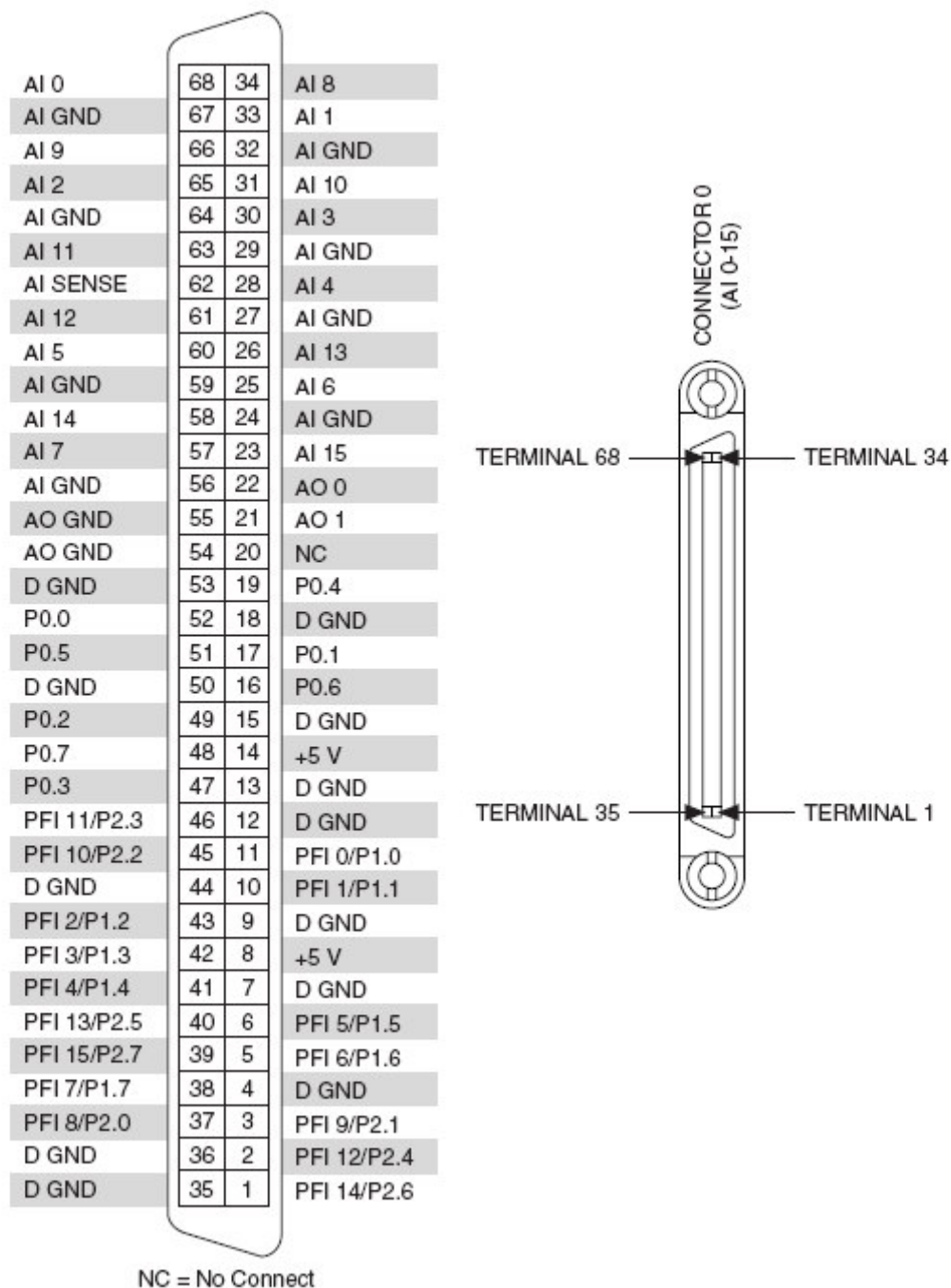
Pro samotné měření je využito diferenčního zapojení. Obvod byl ke kartě připojen přes vstup označen AI 0 (pin 68) a vstup označen AI 8 (pin 34) Obr. 5.1. Pro napájení byly použity výstupy označené AO 0 (pin 22) a AO 1 (pin 21), na kterých byl nastaven potenciál ± 8 V. Jako zemnicí svorka byla použita svorka AO GND (pin 55)[6].

6.1.1 Analogové vstupy

Pro NI6221.....	8 diferenčních nebo 16 jednotlivých kanálů
Vstupní vazba.....	DC
ADC rozlišení.....	16 bitů
Vstupní rozsah.....	± 10 V, ± 5 V, ± 1 V, ± 0.2 V
Maximální pracovní napětí pro analogové vstupy....	± 11 V
Vstupní impedance.....	>10 G Ω v paralelním zapojení s 100 pF

6.1.2 Analogový výstup

Pro NI6221.....	2 kanály
ADC rozlišení.....	16 bitů
Výstupní rozsah....	± 10 V
Časová rozlišovací schopnost.....	50 ns
Výstupní vazba.....	DC
Výstupní impedance.....	0,2 Ω
Výstupní řídicí proud.....	± 5 mA

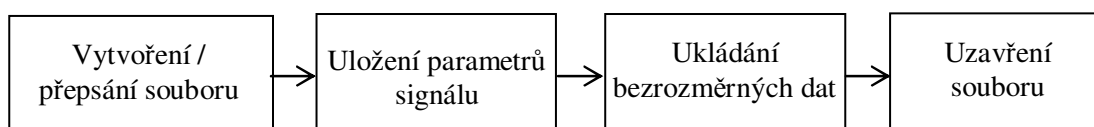


Obr. 5.1. Označení vstupních a výstupních pinů na měřící kartě PCI6221 (68 pinů),
(převzato z [6])

7 Programové prostředí LabView

7.1 Program pro zobrazování a ukládání dat získaných pomocí měřicí karty PCI 6221

Obecný princip ukládání měřených dat je na Obr. 7.1. Nejprve se si zvolíme, jestli chceme vytvořit zcela nový soubor, nebo přepsat již nějaký stávající soubor. Poté se uloží informace o signálu, v našem případě jsou to meze napětí (maximální a minimální hodnota) a hodnota vzorkovací frekvence. Následuje ukládání dat, která se ukládají jako bezrozměrná a uzavření souboru.



Obr. 7.1. Blokové schéma obecného principu ukládání měřených dat

Schéma programu je uvedeno v Příloze č.1.

Tento program vychází z ukázkového programu, který lze nalézt v prostředí LabView v záložce *Help - Find Examples..* pod názvem: *Cont Acq&Graph Voltage – To File (Binary)*.

Popis programu:

1. Vytvoří nebo přepíše soubor, do kterého se budou ukládat data
2. Vytvoří analogový kanál vstupního napětí, kde se nastaví meze napětí. Nastavení 10106 značí, že se jedná o diferenční zapojení
3. Uloží nastavené meze napětí (maximální a minimální hodnota)
4. Nastaví se poměr pro navzorkování signálu (vzorkovací frekvence). Dodatečně můžeme definovat nepřetržité vzorkování
5. Uloží nastavenou velikost vzorkovací frekvence
6. Volání startu a začátek získávání vzorků
7. Načítá bezrozměrná data ve smyčce, dokud uživatel nezmáčkne tlačítko „STOP“, nebo nenastane chyba
8. Přesun bezrozměrných polí dat a jejich přidání do souboru
9. Zavření souboru
10. Volání stop a ukončení načítání vzorků
11. Signalizace, zda-li nastala chyba.

Jednotlivé kroky se shodují s čísly ve žlutých polích zobrazených v Příloze č.1.

Náhled na čelní panel programu je v Příloze č.3. Před spuštěním programu je nutné nastavit, z které vstupní svorky budeme ukládat zobrazovaný signál (v našem případě je to AI 0). Meze napětí jsou přednostně nastaveny na ± 10 V. Vzorkovací frekvence je nastavena na 10000 Hz a počet vzorků na 1000. Po spuštění jsme vyzváni k vytvoření nebo přepsání souboru, kde se budou ukládat měřená data. Po ukončení programu se nám data uloží do zvoleného programu.

7.2 Program pro nastavení výstupů měřicí karty PCI 6221

Schéma programu je uvedeno v Příloze č.2.

V prostředí LabView jsme pomocí programu pro nastavení výstupů (Příloha č.2) nastavili daným pinům určitý potenciál. Přes tyto piny se pak napájela hardwarová část.

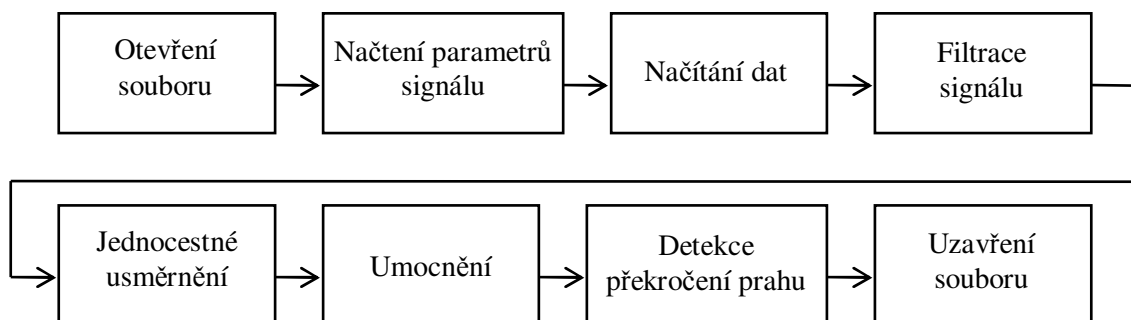
Popis programu:

1. Výběr pinu, který se bude nastavovat
2. Nastavení veličiny, která se bude nastavovat
3. nastavení , jakého typu bude číslo veličiny a hodnota veličiny
4. Po ukončení se výstup vymaže

Jednotlivé kroky se shodují s čísly ve žlutých polích zobrazených v Příloze č.2.

7.3 Program pro načítání a analýzu uložených dat

Obecný princip načítání a základní analýzy naměřených dat je na Obr. 7.2. Po spuštění programu je nám nabídnuto, který soubor chceme otevřít. Po otevření se načtou parametry signálu (meze napětí a vzorkovací frekvence) a poté se začnou načítat uložená data. Pro detekci první srdeční ozvy se signál filtruje přes pásmovou propust, jednocestně se usměrní (odstraní se záporné hodnoty), umocní se na druhou, a pak následuje vlastní detekce překročení úrovně. Pro názornost se použije dioda, která se po překročení úrovně rozsvítí)



Obr. 7.2. Blokové schéma obecného principu měření a analýzy dat

Schéma programu je uvedeno v Příloze č.4.

Popis programu:

1. Otevření souboru
2. Čtení, jak jsou nastaveny meze napětí (informace o maximální a minimální hodnotě napětí)
3. Čtení informace o velikosti vzorkovací frekvence
4. Zobrazení velikosti vzorkovací frekvence
5. Načítání dat
6. Filtrace signálu pomocí dolní propusti
7. Nastavení časování
8. Odstranění záporných hodnot signálu (jednocestné usměrnění) a umocnění
9. Prahování
10. Uzavření souboru a hlášení o chybách

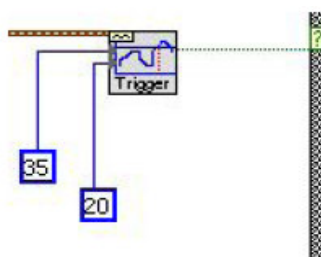
Jednotlivé kroky se shodují s čísly ve žlutých polích zobrazených v Příloze č.4.

Náhled na čelní panel programu je v Příloze č.5. Před spuštěním programu je nutné nastavit počet vzorků, které se nám budou zobrazovat v okně. Z Tabulky 2.1. je vidět, že druhá srdeční ozva nastává zhruba 250 ms po první srdeční ozvě. Uložené signály byly vzorkovány frekvencí $f_{vz} = 5\text{kHz}$. Abychom zamezili nebo alespoň zmenšili možnost, že se nám v jednom zobrazovaném okně vyskytne první i druhá srdeční ozva, je počet zobrazených vzorků přednostně nastaven na 1250 vzorků. Důležité je nastavení filtru. Ten je nastaven jako pásmová propust s přednostně nastavenými hodnotami mezních frekvencí na 20 Hz a 100 Hz, neboť první srdeční ozva má frekvenční rozsah 10 Hz až 140 Hz. Počet vzorků impulsní charakteristiky filtru je nastaven na 500. Pomocí prahování zajišťujeme detekci srdeční ozvy. Pokud se amplituda signálu zvýší natolik, že překročí nastavené meze prahování, tak se dioda rozsvítí. Rozsvícená dioda tedy detekuje první srdeční ozvu.

Prahování se provádí pomocí bloku *Basic Level Trigger Detection* Obr. 7.3. Tento blok vrací hodnotu TRUE, jestliže signál na vstupu je v zadaném rozsahu (Low a High threshold). Rozsah se zadává pomocí úrovně (*Level*) a hystereze. Platí:

$$\text{High threshold} = \text{level} + \text{hysteresis}/2 \quad (7.1.)$$

$$\text{Low threshold} = \text{level} - \text{hysteresis}/2 \quad (7.2.)$$



Obr. 7.3. Blok *Basic Level Trigger Detection*

Level je nastaven na 1 V a hystereze je nastavena na hodnotu 0,2. Tzn. že meze jsou nastaveny na 1,1 V a 0,9 V.

V příloze č.6 je vyobrazen program při činnosti. V prvním okně je zobrazen filtrovaný signál, ve druhém je vidět kladná část umocněného signálu. V druhém okně je vidět, že dioda sítí při překročení zadaného rozsahu prahování.

8 Závěr

Cílem práce bylo popsat vlastnosti fonokardiografického signálu, především z hlediska jeho časového průběhu a spektrálního obsahu a také způsobu jeho analýzy. Navrhnout postup pro měření a zpracování tohoto signálu s využitím prostředí LabView a měřicí karty, mikrofону a zesilovače.

Zvukové projevy srdce a vznik srdečních ozev je popsán v kapitole 1. Vlastnosti fonokardiografického signálu z hlediska časových a frekvenčních vlastností jsou popsány v kapitole 2.1.

Nejvhodnější mikrofón pro použití ve fonokardiografii je takový, který má nejmenší dolní mezní frekvenci a zároveň největší frekvenční rozsah. Z použitých mikrofónů je výhodnější použít MCE 2000, který má rozsah 38 Hz – 15 kHz a jeho dolní mezní frekvence je nižší než MCE 100.

Vliv zesílení použitého operačního zesilovače je patrný z Obr. 4.6 Vzhledem k tomu, že srdeční ozvy mají frekvenční rozsah přibližně od 0,1 Hz do 4 kHz, je vhodnější druhé zapojení ($A_u = 100$). U prvního zapojení ($A_u = 1000$) dochází k útlumu již při 500 Hz.

U prvního zapojení $A_u = 1000$ je šířka pásma $B = 716$ Hz. U druhého zapojení ($A_u = 100$) šířka pásma nejde zjistit, protože z Obr. 4.6 nelze zjistit horní mezní frekvence. Pro zjištění šířky pásma by muselo měření pokračovat do vyšších frekvencí.

Zesílení není přesné, následkem použití odporového děliče připojeného na vstupu. Tento dělič je nastaven tak, aby snížil hodnotu vstupního napětí 100krát. Tudíž na vstupu byl signál o velikosti řádově stovky μV . Tento signál byl navíc zašuměn vlivem nepájivého pole. Z osciloskopu jsme pak odečítali hodnotu napětí tohoto malého zašuměného signálu. Použitím součástek z normovaných řad a vlivem zašumění signálu jsme přesně nedosáhli zvoleného zesílení. Dosažené zesílení bylo pro názornost dostačující.

U zkonstruovaného zesilovače jsme opět proměřili závislost zesílení na frekvenci. Zesílení bylo měřeno za dolní propustí, která měla nastavenou mezní frekvenci 500 Hz. Kdybychom měřili před dolní propustí, tak by měření bylo složité, vzhledem k velikosti přípravku a rozmístění součástek. Z Obr. 4.6 je opět patrné, že výhodnější je použít zapojení se zesílením $A_u = 90,9$. Zde je šířka pásma $B \approx 777$ Hz. Vlivem dolní propusti docházelo k útlumu signálu již při 500 Hz. Kdybychom měřili zesílení před dolní propustí, tak by docházelo k útlumu při vyšších frekvencích. U zapojení $A_u = 1000$ je šířka pásma pouze $B \approx 277$ Hz. Použitím normovaných součástek a vlivem připojení zesilovače pomocí vodičů ve svorkovnicích (vznik šumu) jsme nedosáhli přesně požadovaného zesílení. Získané zesílení však pro nás bylo dostačující.

Prvním programem (Příloha č.1) jsme získali data, které jsme uložili a poté jsme je druhým programem (Příloha č.4) zobrazili a zpracovali. Funkčnost programů jsme si odzkoušeli v programu LabView verze 7.1. Cílem práce nebylo vytvořit program pro kvalitní filtrování fonokardiografického signálu. Program má sloužit pro studijní účely jako názorná ukázka základní filtrace fonokardiografického signálu.

Programem pro zobrazování a ukládání dat získaných pomocí měřicí karty PCI 6221 jsme naměřili 5 různých signálů u tří osob. Tři průběhy, kdy byly osoby v klidu a dva průběhy se zrychleným tepem po fyzické námaze. Kvalita měřených signálů byla závislá na síle přitlaku stetoskopu na hrudník. Vliv na kvalitu měření měl také okolní hluk, dýchání měřené osoby, vznik šumu vlivem připojení zesilovače pomocí vodičů ve svorkovnicích.

V programu pro detekci srdeční ozvy je ukázka pouze detekce první srdeční ozvy, neboť signál první srdeční ozvy dosahuje nejvyšších amplitud. Detekce druhé srdeční ozvy by byla složitá, neboť se překrývají frekvenční pásma první a druhé srdeční ozvy (Tabulka 2.1.). Počet zobrazovaných vzorků je nastaven na 1250, abychom zamezili zobrazení první a druhé

ozvy v jednom okně. Vlivem rušení při měření dosahuje signál při druhé srdeční ozvě vysokých amplitud, které jsou tak vysoké, že zasahují do zadaného rozsahu prahování. Proto detektor místy detekuje i druhou srdeční ozvu. Detekce první ozvy je tedy závislá na kvalitě měřeného signálu.

V příloze č. 7 je uveden návrh na laboratorní úlohu pro měření a analýzu fonokardigrafického signálu.

Bibliografie

- [1] CHMELÁŘ, M. Lékařská přístrojová technika, Brno: FEKT VUT v Brně, 1995. 192s. ISBN: 80-85867-63-X
- [2] AHLSTRÖM, Christer. *Processing of the Phonocardiographic Signal – Methods for the Intelligent Stethoscope*, Linköpings universitet, Department of Biomedical Engineering, 2006. 75s. ISBN: 91-85523-59-3
- [3] GM Electronics, *Ultrazvukové vložky* [online]. [cit. 27.listopadu 2007]. Dostupné na WWW: < <http://www.gme.cz/linkydok/574c56d1ca56ec28096f0ecda849d185.pdf>>
- [4] GM Electronics, *Datasheet mikrofonní vložky MCE 100* [online]. [cit. 27.listopadu 2007]. Dostupné na WWW: <<http://www.gme.cz/linkydok/90914a74229bad2483ba8f2c9d0a7d78.pdf>>
- [5] GM Electronics, *Datasheet operačního zesilovače OP07* [online]. [cit. 27.listopadu 2007]. Dostupné na WWW: <<http://www.gme.cz/linkydok/ee41b1ca444c178505c56319578e1314.pdf>>
- [6] DOKS, *PCI2661 specification* [online]. 2004. [cit. 29.listopadu 2007] Dostupné na WWW: <<http://doks.katho.be/do/files/FiSe413e130e0a3c0e04010a3c8d73e10034/6221.pdf;jsessionid=6AD50BAA633924605FD24232174DDBAC?recordId=SKAT413e130e0a3c0e04010a3c8d73e10032>>
- [7] Converter, *Osborne Reynolds* [online]. 2004. [cit. 11.prosince 2007] Dostupné na WWW: < <http://www.converter.cz/fyzici/reynolds.htm>>

Zkratky

EKG	Elektro-kardio-graf
FFT	Fast Fourier Transform
1D	One Dimensions
2D	Two Dimensions
ADC	Analog-to-Digital converter
DC	Direct current
GND	Ground

Přílohy

Příloha č.1 Program pro zobrazování a ukládání dat získaných pomocí měřicí karty PCI 6221 (blokové schéma)

Příloha č.2 Program pro nastavení výstupů měřicí karty PCI 6221 (blokové schéma)

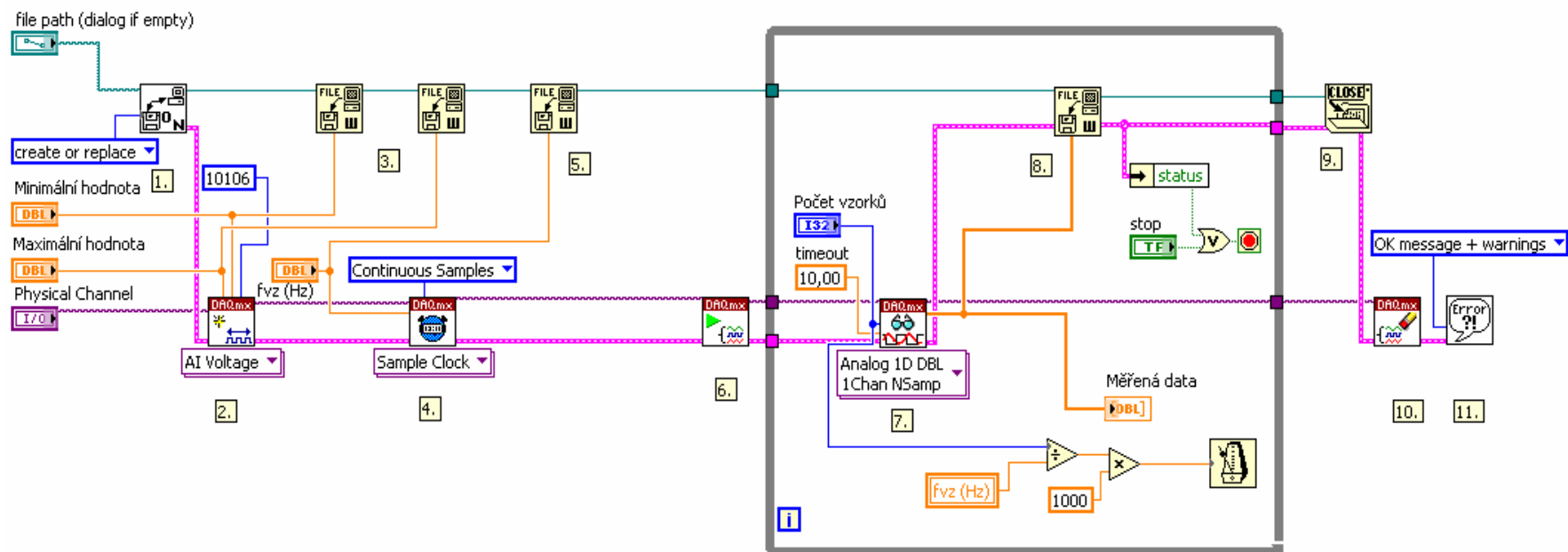
Příloha č.3 Ukázka programu pro načítání dat před spuštěním (čelní panel)

Příloha č.4 Program pro načítání a analýzu uložených naměřených dat (blokové schéma)

Příloha č.5 Program pro načítání a analýzu uložených dat před spuštěním (čelní panel)

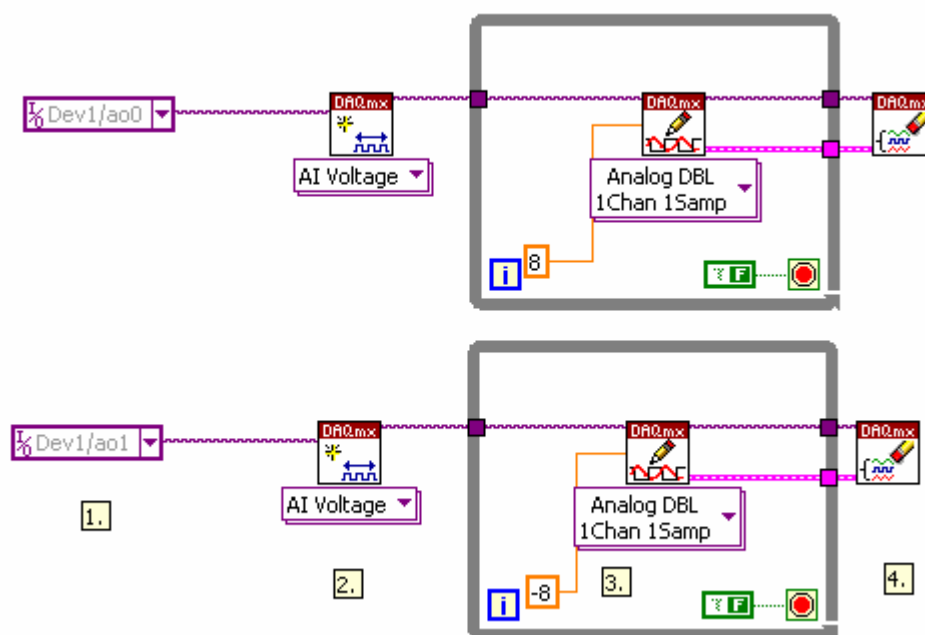
Příloha č.6 Program pro načítání a analýzu uložených dat při činnosti (čelní panel)

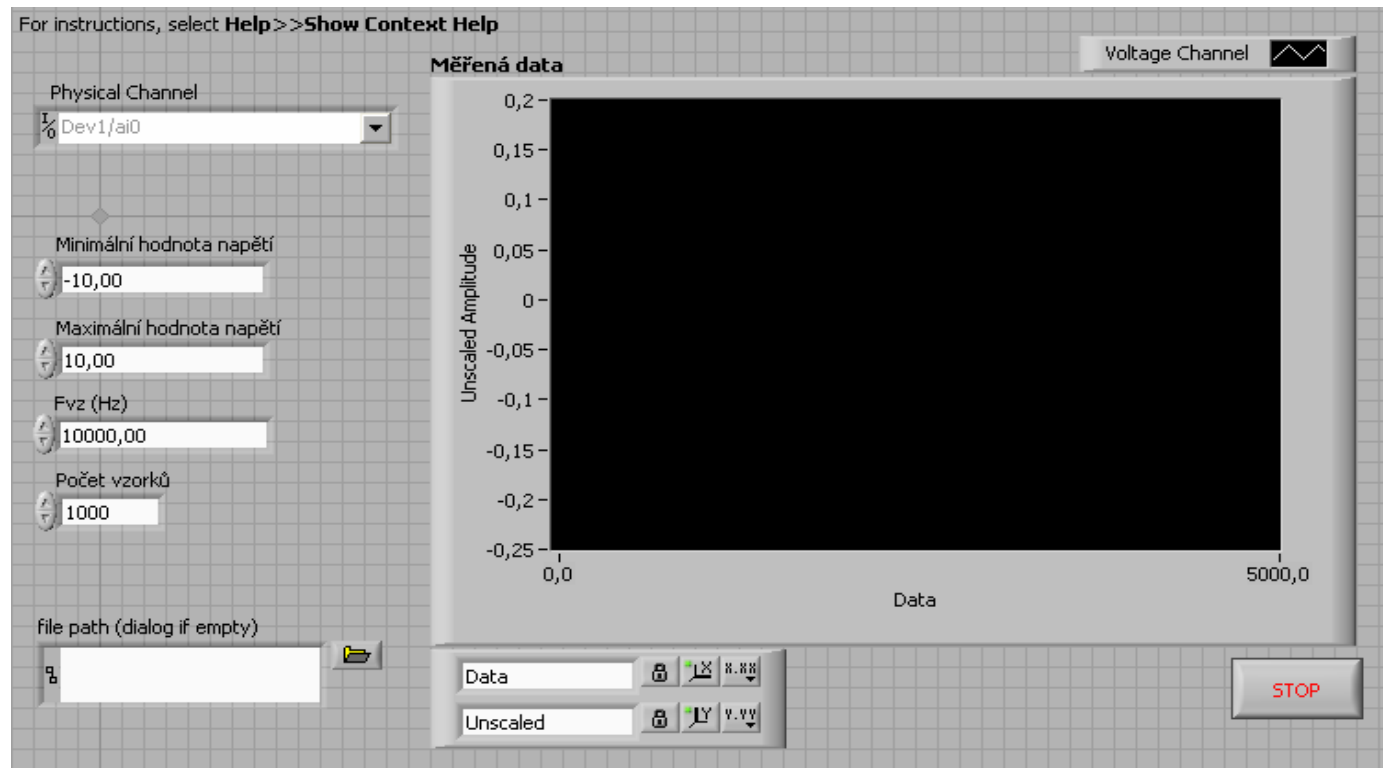
Příloha č.7 Návod na laboratorní úlohu



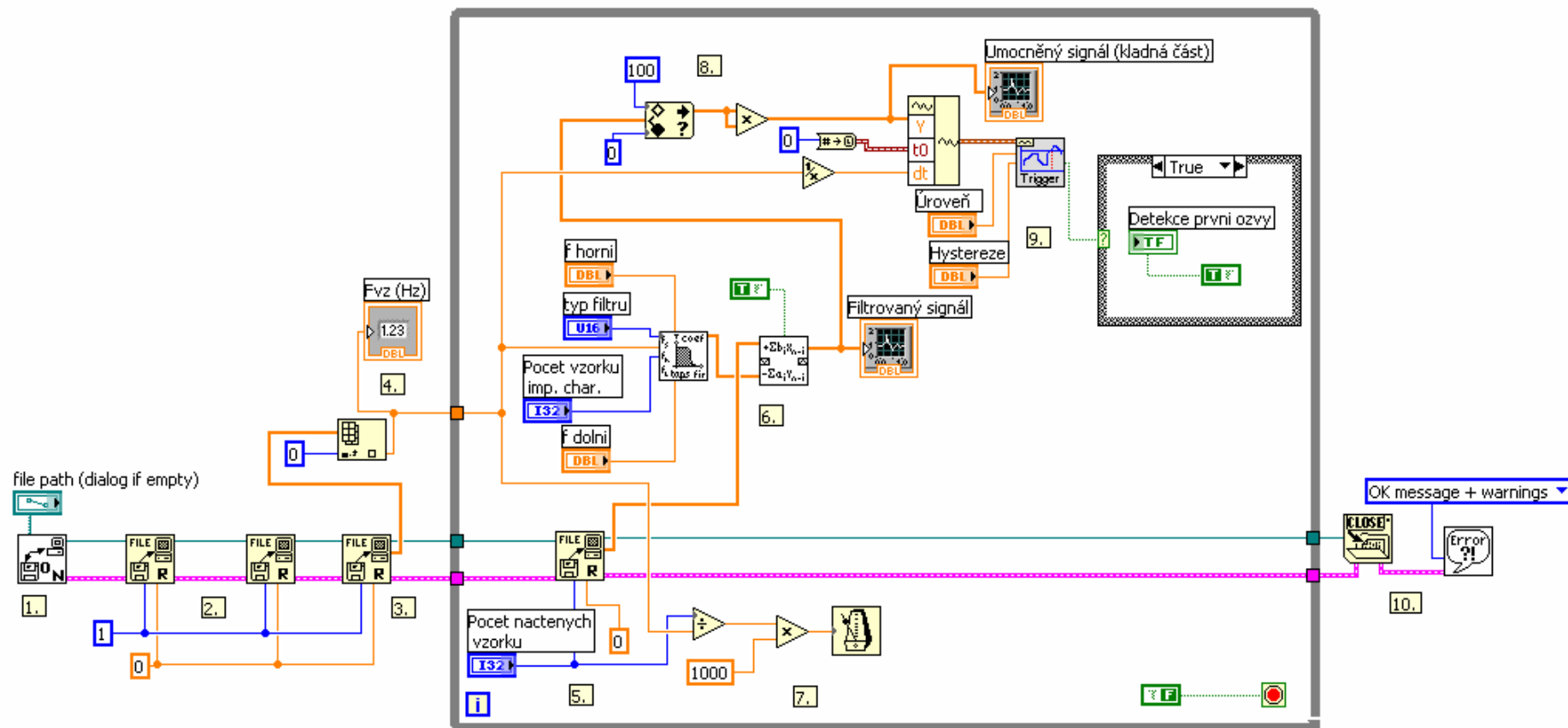
Příloha č.1 Program pro zobrazování a ukládání dat získaných pomocí měřicí karty PCI 6221 (blokové schéma)

Příloha č.2 Program pro nastavení výstupů měřicí karty PCI 6221 (blokové schéma)

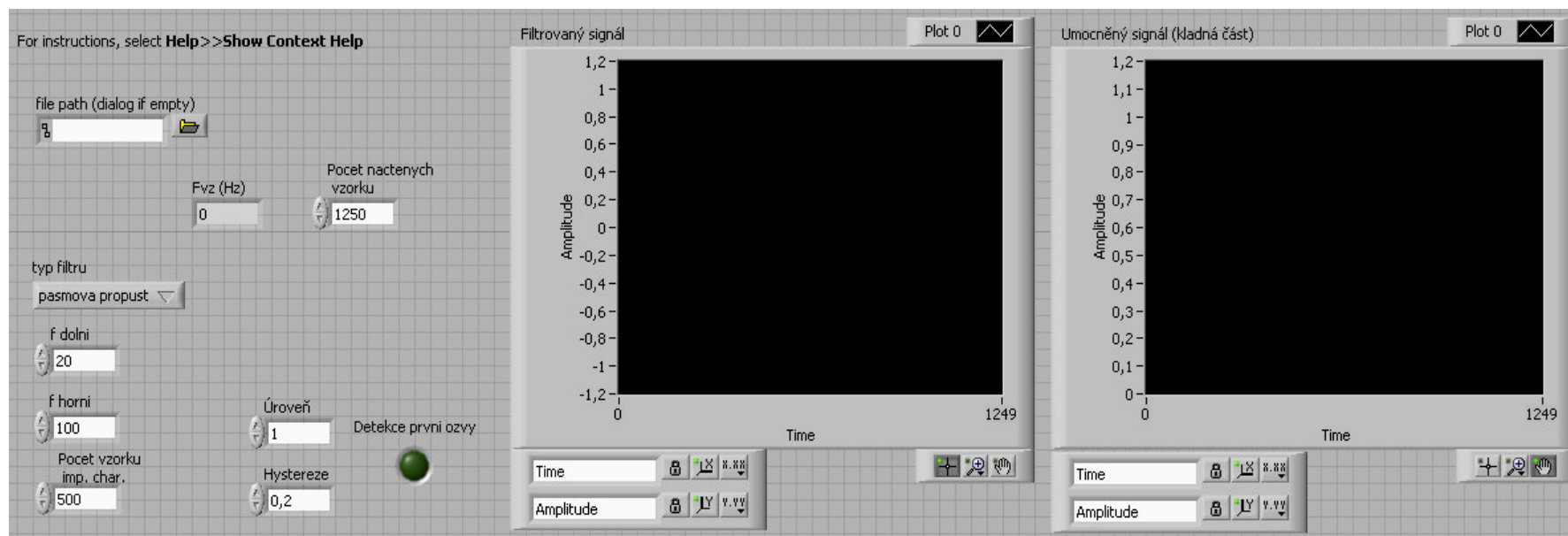




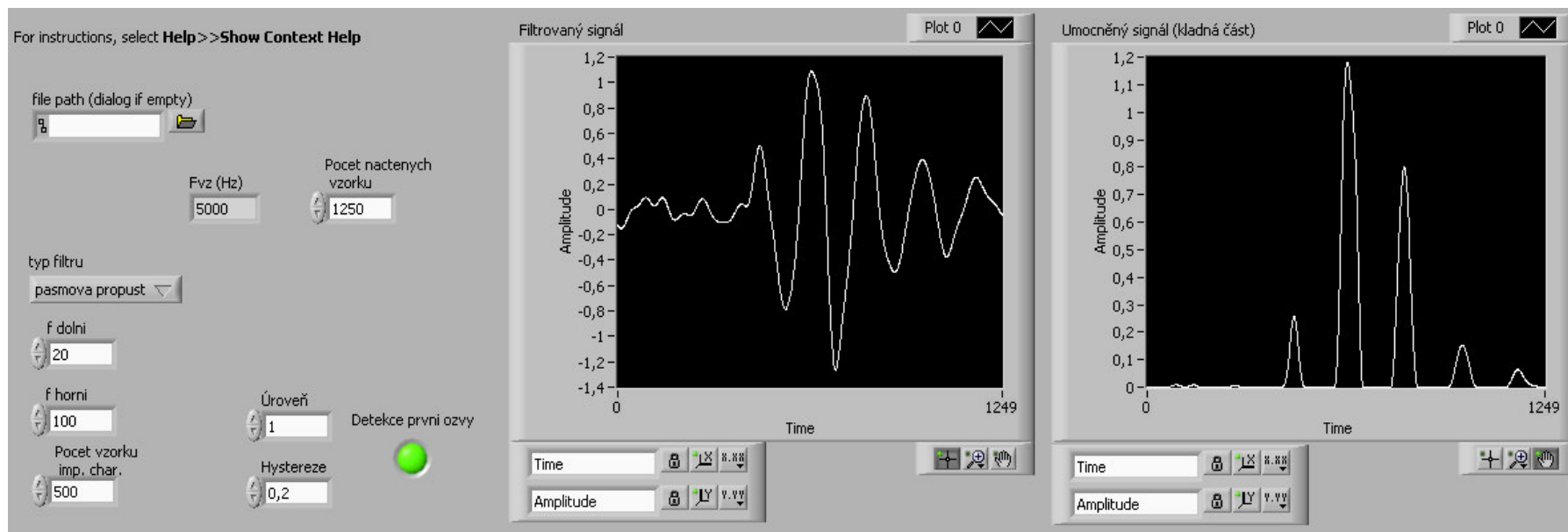
Příloha č.3 Ukázka programu pro načítání dat před spuštěním (čelní panel)



Příloha č.4 Program pro načítání a analýzu uložených naměřených dat (blokové schéma)



Příloha č.5 Program pro načítání a analýzu uložených dat před spuštěním (čelní panel)



Příloha č.6 Program pro načítání a analýzu uložených dat při činnosti (čelní panel)

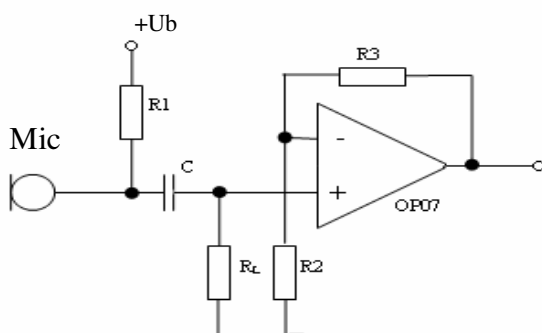
Měření a analýza fonokardiografického signálu

1. Úkol

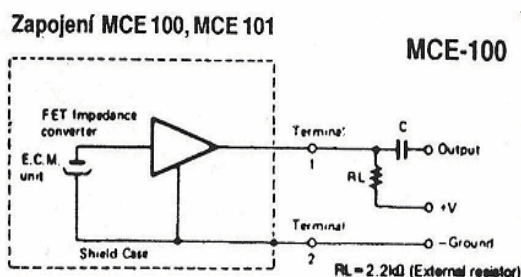
Navrhnete a realizujete zesilovač pro měření fonokardiografického signálu na nepájivém poli. V prostředí LabView vytvořte program pro zobrazování a analyzování měřených dat.

2. Konstrukční část

- Konstrukce zesilovače – zesílení 100-1000, odporový trimr pro nastavení zesílení.
- Pro napájení použijte analogové výstupy z měřicí karty PCI6221 - AO 0, AO 1 a AO GND. Nastavte výstupní napětí na $\pm 8V$. Případně ss zdroj na pracovišti.
- Funkčnost předzesilovače Ověřte na osciloskopu. Použijte generátor harmonického signálu Amplitudu výstupního signálu na generátoru nastavte na minimum – včetně útlumu 20 dB. Zesílení nastavte (odporem, trimrem) tak, aby nedocházelo k saturaci výstupu.
- Až bude schéma funkční, tak zkuste připojit mikrofón a otestovat zapojení.



Obr. 2.1. Schéma zapojení zesilovače s mikrofónem



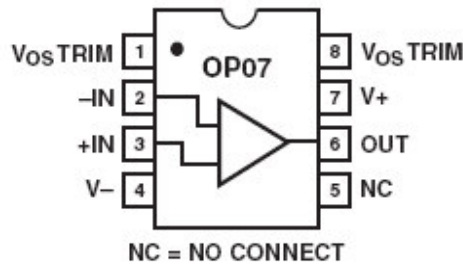
Obr. 2.2. Vnitřní zapojení mikrofonní vložky (čárkově ohraničené) a přídavného obvodu (derivačního článku)

Elektrotretová mikrofonní vložka MCE 100

Frekvenční rozsah	50 Hz – 12 kHz
Citlivost (při 1kHz)	5 mV/Pa
Impedance	600 Ω
Odstup signál/šum	>40 dB
Pracovní napájení	1,5 – 10 V
Pracovní proud	<0,5 A
Vnější rozměry	$\varnothing$ 10 mm x 6,7 mm
Rezistor R_L	1,5 - 2,2 k Ω
Kapacita C	0,1 – 4,7 μF

Nízkošumový operační zesilovač OP07

Napájecí napětí	± 22 V
Diferenční vstupní napětí	± 30 V
Vstupní napětí	± 22 V
Operační teplotní rozsah	-55 $^{\circ}C$ až +125 $^{\circ}C$
Výkon	max. 120mW



Obr.2.3. Zapojení vývodů OP07 (pohled shora)

- Známe: U_b volíme +8 V
 mezní frekvenci $f_m = 25 \text{ Hz}$...slyšitelný zvuk
 hodnotu C zvolíme $2,2 \mu\text{F}$
 $R_1 = 1/(2\pi f_m C) = 2893 \Omega \Rightarrow$ viz. Výrobní řady rezistorů:
 $R_1 = 3 \text{ k}\Omega$ nebo $R_1 = 3,3 \text{ k}\Omega$...zvolíme $3,3 \text{ k}\Omega$
- Výpočet odporů, ze zvoleného napěťového zesílení A_u :

A_u volíme 100 a 1000, R_2 zvolíme $1 \text{ k}\Omega$

$$A_u = \frac{u_2}{u_1} = \frac{R_2 + R_3}{R_2} = 1 + \frac{R_3}{R_2}$$

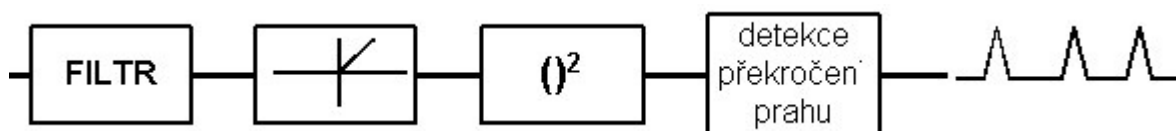
$$A_u = \frac{R_3}{R_2} \Rightarrow R_3 = A_u * R_2$$

3. Programová část

Při práci v Labview používejte HELP (Ctrl+H – zobrazí kontextovou nápovědu + odkaz na podrobnější popis daného bloku). Dále používejte vyhledávání – SEARCH v paletě *Function* nebo *Control*

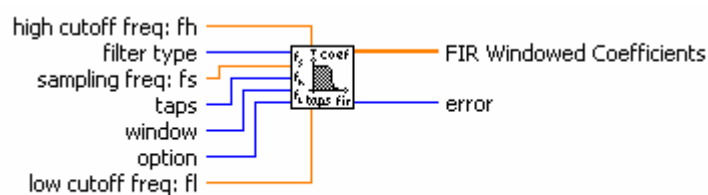
3.1. Detekce první srdeční ozvy

Vycházejte z ukázkového programu pro zobrazování a ukládání dat. Tento program naleznete v programu Labview v záložce *Help - Find Examples..* pod názvem: *Cont Acq&Graph Voltage – To File (Binary)*.



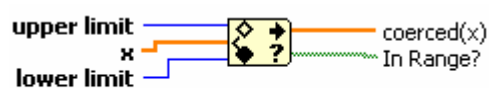
Filtr odstraní všechny nepotřebné složky (rozuměj – složky, které nejsou potřeba pro detekci srdeční ozvy). Použijte pásmovou propust s mezními frekvencemi, které bude možné nastavit. Dále se odstraní záporné hodnoty (jednocestné usměrnění), umocní signál na druhou, a pak následuje vlastní detekce překročení úrovně. Pro názornost použijte diodu, která se po překročení úrovně rozsvítí.

3.2. Použijte bloky:



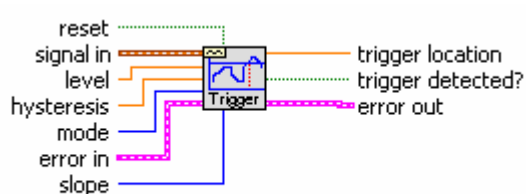
FIR Windowed Coefficients.vi

Obr. 3.1. Nastavení koeficientů FIR filtru



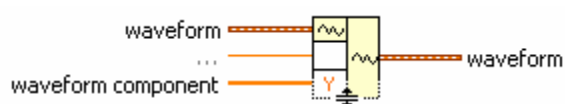
In Range and Coerce

Obr. 3.2. blok pro odstranění záporných hodnot



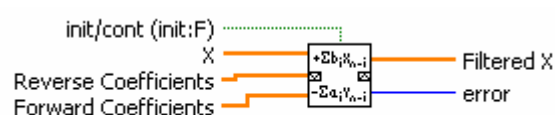
Basic Level Trigger Detection.vi

Obr. 3.3. Blok realizující prahování



Build Waveform

Obr. 3.4. Převod na strukturu waveform



IIR Filter.vi

Obr. 3.5. Blok filtrace