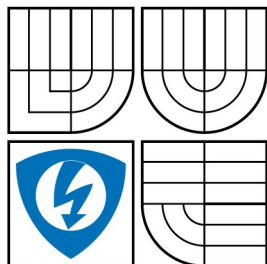


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIOELECTRONICS

MĚŘENÍ EEG SIGNÁLU POMOCÍ DIGITALIZAČNÍ MĚŘÍCÍ KARTY

MEASURING EEG SIGNAL BY DIGITIZING MEASURE CARD

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

RADEK POLÁK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

ING. RADIM KOLÁŘ, PH.D.

ABSTRAKT

Cílem této bakalářské práce bylo vytvořit předzesilovač a virtuální přístroj pro měření EEG signálu. Práce obsahuje přehled současné elektroencefalografie, přehled způsobů snímání a zpracování mozkových potenciálů klinickými přístroji a také návrh vlastního způsobu měření a snímání signálu. Způsob snímání signálu byl navržen s ohledem na možné uplatnění přístroje při výuce elektroencefalografie ve školních laboratořích. V práci je realizován předzesilovač zesilující mozkové potenciály a virtuální přístroj v programu LabView určený pro měření a zpracování zesílených signálů. Součástí textu jsou také výsledky měření, popis vlastností virtuálního přístroje a návod k obsluze vyrobeného zařízení.

Klíčová slova: EEG, elektroenceflograf, elektroencefalogram, předzesilovač, mozkový signál.

ABSTRACT

The build preamplifier and the EEG Signal Measure Virtual Machine is the aim of this project. The abstract of actual clinical electroencefalography, the ways of measurement and processing of brain signals by clinical machines, and introducing my way of measure signal are placed in this work. The preamplifier has been designed for amplification of the brain signal, LabView virtual machine for measurement and processing amplified signal. This project includes the measure output, the description of virtual machine, and the advice using of this product.

Keywords: EEG, electroencefalograph, electroencefalogram, preamplifier, brain signal.

POLÁK, R. *Měření EEG signálu pomocí digitalizační měřící karty*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 39 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Radim Kolář, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svůj semestrální projekt na téma Měření EEG signálu pomocí digitalizační měřicí karty jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedeného semestrálního projektu dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 5. června 2009

.....
podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

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

V Brně dne

.....
(podpis autora)

Obsah

| | |
|---|----|
| 1 Úvod | 1 |
| 2 Přehled elektroencefalografie..... | 2 |
| 2.1 Využití EEG..... | 2 |
| 2.2 Princip vzniku mozkového potenciálu..... | 2 |
| 2.3 Funkce elektroencefalografu..... | 3 |
| 2.4 Parametry měřených signálů..... | 4 |
| 3 Způsoby zpracování signálů..... | 6 |
| 3.1 Spontánní nezáchvatové aktivity..... | 6 |
| 3.2 Prostorové rozložení aktivity..... | 6 |
| 3.3 Evokované potenciály..... | 7 |
| 3.3.1 Kumulační metody..... | 8 |
| 4 Způsob snímání mozkových potenciálů..... | 9 |
| 4.1 Snímání mozkových potenciálů v klinické praxi..... | 9 |
| 4.2 Způsob snímání mozkových potenciálů v této práci..... | 9 |
| 4.2.1 LabView..... | 10 |
| 4.2.2 Aplikace pro načtení, zobrazení a uložení dat z měřicí karty..... | 11 |
| 4.2.3 Aplikace pro zobrazení měřeného signálu..... | 11 |
| 5 Zesilovač..... | 13 |
| 5.1 Struktura zesilovače..... | 13 |
| 5.1.1. První stupeň | 13 |
| 5.1.2. Druhý stupeň..... | 14 |
| 5.1.3. Třetí stupeň..... | 14 |
| 5.1.4. Čtvrtý stupeň..... | 14 |
| 5.1.5. Seznam součástek..... | 16 |
| 5.2 Filtry | 16 |
| 5.2.1 Výpočet filtrů..... | 17 |
| 5.3 Napěťový konvertor..... | 17 |
| 5.4 Přepěťová ochrana..... | 17 |
| 5.5 Napájení..... | 18 |
| 5.6 Mechanika zařízení..... | 19 |
| 5.6.1. Deska plošného spoje..... | 20 |
| 5.7 Vlastnosti zesilovače..... | 20 |
| 5.7.1 Frekvenční charakteristika..... | 20 |
| 5.8 Ovládání zesilovače..... | 21 |
| 5.9 Výměna baterií..... | 21 |
| 6. Výsledky měření | 22 |
| 7 Závěr..... | 24 |
| LITERATURA..... | 25 |
| SEZNAM SYMBOLŮ, ZKRATEK..... | 27 |
| SEZNAM PŘÍLOH..... | 28 |

1 Úvod

Tato bakalářská práce se zabývá měřením elektroencefalografického (EEG) signálu. Cílem bylo vytvořit předzesilovač a virtuální přístroj umožňující měřit mozkový signál.

EEG signál dosahuje hodnoty od 2 μV do 200 μV a pohybuje se ve frekvenčním pásmu 0,5 Hz až 30 Hz. Aby mohl být měřený mozkový signál dále zpracováván ve virtuálním přístroji, je potřeba jej zesílit na velikost vhodnou k A/D převodu. Předzesilovač musí být schopen zesílit napětí o velikosti jednotek mikrovoltů. Při takto nízkých úrovních signálu je předpoklad znehodnocení signálu šumem, předzesilovač musí být tedy nízkošumový. Velký důraz musí být kladen na bezpečnost. Elektrické části zařízení budou v kontaktu s tělem měřené osoby a musí být galvanicky odděleny od sítě.

K A/D převodu a měření signálu byla využita digitalizační měřicí karta. K dispozici je několik měřících karet podobných vlastností. Parametry zesilovače byly navrženy s ohledem na možnosti těchto karet. Virtuální přístroj byl realizován jako aplikace v programu LabView, která umí snímat signál těmito digitalizačními kartami, filtrovat jej, zobrazovat a uložit v počítači. Virtuální přístroj je možné využít i k prohlížení a manipulaci s měřeným signálem kdykoliv po ukončení měření. Zajistit kvalitní filtraci signálu je snazší pomocí číslicových filtrů v LabView, než jejich vytvoření v analogové části zařízení, proto je tato filtrace umístěna do virtuálního přístroje. V předzesilovači nám postačí pouze jednoduché pasivní filtry.

2 Přehled elektroencefalografie

Elektroencefalografie je neinvazivní vyšetřovací metoda, kterou lékař využívá ke sledování činnosti mozku. Základním principem je zobrazení elektrického pole mozku, které vypovídá o jeho činnosti. Pomocí této metody lze diagnostikovat i poruchy zraku nebo sluchu. Dlouhodobé sledování pomáhá zmapovat a pochopit mechanismy tak složité a doposud neprobádané oblasti, jako je lidský mozek.

Elektroencefalograf je přístroj zobrazující elektrické „vlny“, rozdíly elektrických potenciálů mezi snímacími elektrodami. Tyto mozkové elektrické vlny se od sebe liší frekvencí i amplitudou. Na rozdíl od počítačové tomografie (CT) vyšetření mozku při které se mozek zobrazí tak jak skutečně vypadá, elektroencefalograf zapisuje na papír křivky odpovídající průběhu vln, nebo snímaný signál počítačově zpracovává a zobrazuje v počítači. Průběh EEG křivky zachycuje aktuální elektrickou mozkovou aktivitu.

2.1 Využití EEG

Toto vyšetření lékař indikuje ve všech situacích, kdy předpokládá jinou než normální činnost mozku. Může to být po mozkové příhodě, meningitidách, úrazech a otřesech mozku, ale i psychologických onemocnění a jiných krátkodobých či dlouhodobých poruchách vědomí. Zvláštní význam má EEG při diagnostice epilepsií. Využívá se také pro terapeutickou metodu biofeedback. Biofeedback, biologická zpětná vazba, slouží k ovlivňování fyziologických veličin prostřednictvím informování pacienta o jejich průběhu.

2.2 Princip vzniku mozkového potenciálu

Neurony (nervové buňky) mozkové kůry vytvářejí při změnách membránového potenciálu proměnlivá elektrická pole, která pronikají až na povrch lebky. Tato elektrická pole je možné snímat přiloženými elektrodami. Membránové potenciály jsou způsobeny nerovnoměrným rozložením iontů po obou stranách buněčné membrány.

Elektroencefalograf může poskytovat cenné informace o funkci neuronů a proto má velký význam pro diagnózu některých onemocnění mozku.

Na povrchový potenciál nejvíce působí pyramidové buňky. Tyto buňky jsou orientovány kolmo a vytvářejí tak dipól orientovaný k povrchu hlavy mnohem více, než ostatní buňky mozkové kůry. Navíc jsou všechny orientovány paralelně, takže se změny stejného směru sčítají. Vlny EEG lze očekávat jen tehdy, pokud je v oblasti snímací elektrody současně depolarizováno větší množství pyramidových buněk a vzniká synchronizované podráždění.

2.3 Funkce elektroencefalografu

Dříve se k měření EEG signálů používaly analogové přístroje. Těmi se zde zabývat nebudeme, protože vzhledem k číslicovým přístrojům, které je nahradily, nejsou příliš perspektivní. A to kvůli mohutnému rozmachu možností číslicové techniky, zejména používání PC. Ta umožňuje rychlejší zpracování dat, snadnější archivaci, dokonalejší možnosti zobrazení signálů a jejich sdílení pomocí nemocničních informačních systémů. Současný elektroencefalograf je na obrázku č.2.2.

Měřený signál je analogový a je potřeba jej zesílit na úroveň vhodnou k převodu na číslicový signál, s minimálními ztrátami a zkreslením při přenosu a převodu. Analogová část elektroencefalografu se skládá z komponent na sebe navazujících:

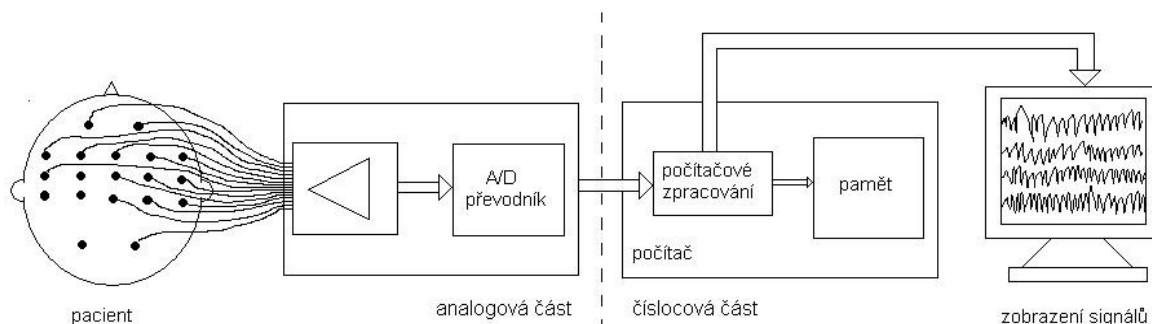
- sondy umístěné na pokožce hlavy pacienta
- vedení přenášející signál z elektrody do analogové části přístroje
- analogový optoizolační zesilovač
- A/D převodník

Napětí se měří většinou přímo na pokožce hlavy. Elektrický kontakt mezi pokožkou a sondou je zdokonalen EEG gelem, který zlepšuje elektrické parametry spoje a fixuje sondu. Vlastnosti sond zásadně ovlivňují kvalitu získaného signálu. Dále je signál přenášen kabely, jejichž délka musí být kvůli útlumu co nejmenší. Signály jsou analogově zesíleny v optoizolačním zesilovači. Ten se do obvodu zapojuje kvůli elektrickému oddělení pacienta od rozvodné sítě, aby nemohlo dojít k úrazu elektrickým proudem při závadě v rozvodné síti. Jeho úkolem je také signál zesílit na úroveň vhodnou k převodu na číslicový signál a přitom signál nezkreslit ani jinak nepozměnit.

Číslicová část elektroencefalografu obsahuje:

- A/D převodník
- počítač (zpracování, uložení, zobrazení signálu)

Signál z A/D převodníku se dále zpracovává v počítači, je číslicově filtrován, zobrazuje se v časové i frekvenční oblasti. Elektroencefalogramy (záznamy EEG signálu) se archivují (povinně 5 let) a je možné je prohlížet bez přítomnosti pacienta, kdykoliv lékař potřebuje. Schéma komponent elektroencefalografu je na obrázku č. 2.1.



Obr.2.1 Schéma měřících komponent



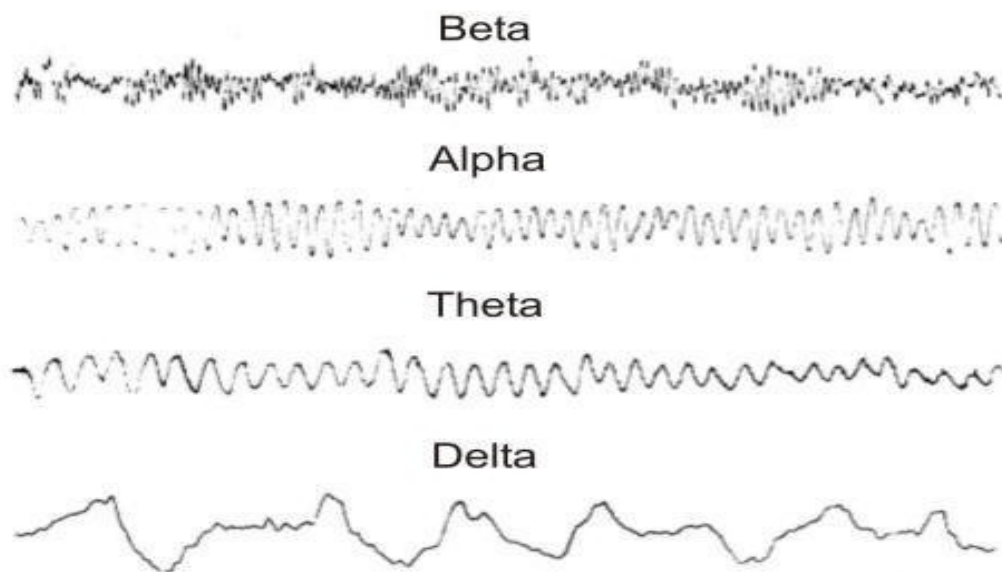
Obr. č.2.2 Současný elektroencefalograf (převzato z [15]).

2.4 Parametry měřených signálů

Napětíové úrovně mozkových biosignálů se pohybují v rozmezí $2 \mu\text{V} - 200 \mu\text{V}$. Diagnosticky významným kritériem při analýze EEG je frekvence vln. Frekvenční rozsah EEG vln je od 0,5 Hz do 30 Hz. U dospělých jedinců jsou v bdělém stavu při otevřených očích pozorovatelné převážně β vlny (13-30Hz). Při zavření očí nastupují o něco pomalejší vlny τ s nižší frekvencí (4-8Hz). Vlny δ (0,5-4Hz) nejsou u normálního bdělého dospělého člověka pozorovatelné, pouze u dětí a mladistvých. U dospělých se projevují během hlubokého spánku.

| vlny | frekvence | popis |
|-------|-------------|--|
| Delta | do 4 Hz | Hluboký spánek. V bdělosti patologické. |
| Theta | 4 - 8 Hz | Zavřené oči, kreativita, usínání. Při bdělém stavu u dospělého člověka jsou patologické. U dětí jsou běžné. |
| Alfa | 8 - 13 Hz | Normální vlny, při bdělosti. Relaxace a zavřené i otevřené oči. Vyskytují se na laterální a dorzální části hlavy. |
| Beta | 13 - 30 Hz | U dospělých jedinců jsou v bdělém stavu při otevřených očích. Koncentrace, logicko – analytické myšlení, neklid. Vyskytují se na obou stranách hlavy, symetricky rozložené. |
| Mí | 8 - 10 Hz | Vyskytuje se u psychicky narušených jedinců a v bezvědomí. |
| Gamma | 30 – 100 Hz | Kvůli filtračním vlastnostem lebky a kůže, gamma vlny mohou být měřeny pouze pomocí elektrokortikografie (elektrody přímo na mozkové kůře) nebo magnetoencefalografie (Měření magnetického pole produkovaného elektrickou aktivitou mozku) Viz. [15] |
| Sigma | 12 – 14 Hz | Vyskytuje se ve III. spánkovém stádiu a v bezvědomí. |

Tabulka 2.1 EEG vlny



Obr.2.3 Jednotlivé EEG vlny (převzato z [9]).

Určitá onemocnění mohou vyvolávat změny frekvence. Zpomalení - otrava hypnotiky, demence, schizofrenie. Zrychlení - alkoholismus, manicko - depresivní onemocnění. Při smrti mozku mizí veškerá elektrická aktivita.

3 Způsoby zpracování signálů

Při analyzování signálu je důležité rozpoznání jednotlivých frekvencí. Podle jejich četností lze posuzovat četnost zastoupení jednotlivých vln, které se od sebe liší právě frekvencí. Signál je zaznamenáván průběžně v čase a lze jej zobrazit ve frekvenční oblasti pomocí Rychlé Fourierovy transformace (FFT).

Způsoby zpracování signálu se liší podle mozkové aktivity, kterou chceme měřit.

Ačkoliv moderní elektroencefalografy umožňují zobrazování signálů ve frekvenční oblasti, lékaři používají k určení diagnózy pouze záznamy z časové oblasti.

3.1 Spontánní nezáchvatové aktivity

Spontánní nezáchvatové aktivity jsou bdění a spánek s vlnami alfa a beta, bezvědomí s aktivitami μ a sigma. Pro jejich zpracování se používá frekvenční analýza - Diskrétní Fourierova transformace (DFT), FFT, výkonová spektra. A také nestacionární analýzy - testy stacionarity, časový vývoj spekter.

DFT se zobrazuje z krátkých úseků signálu v délce trvání asi 2 s, protože v tomto případě je signál nestacionární a spektrum se s časem mění. Následkem toho má DFT malé frekvenční rozlišení, to je nevýhodu této metody.

Nestacionární analýzou je test stacionarity, při kterém se určují úseky, ve kterých je ještě celistvý úsek signálu stacionární. Postup je následující:

Na začátku segmentu je stacionární okno, jehož autokorelační funkce je $r_{ref}(n)$. Klouzavé okno, se posunuje směrem vpřed $r_{test}(n)$. Z autokorelačních funkcí obou oken se určí míra difference, tj. odchylka od stacionarity (DIF)

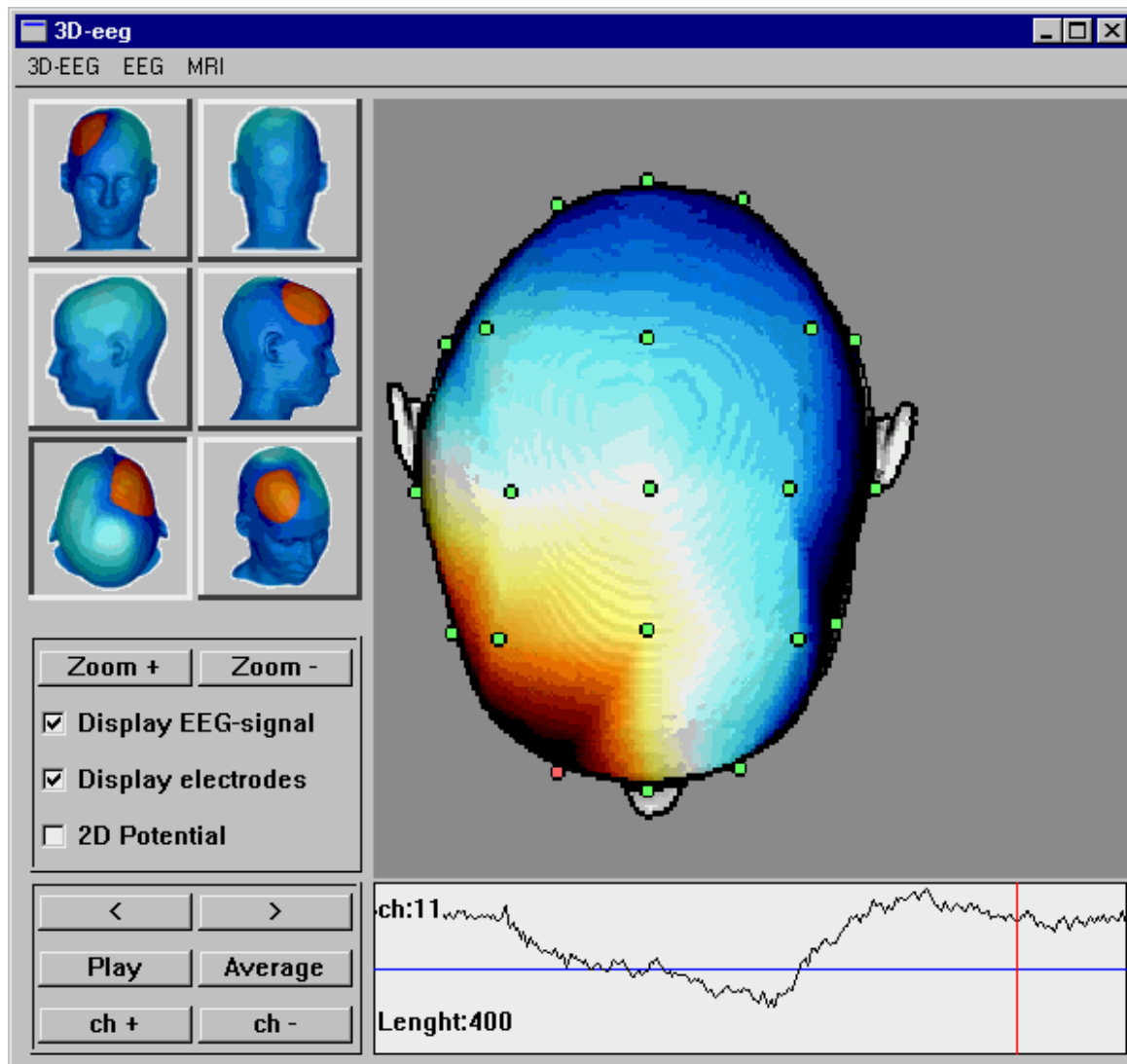
$$DIF = \sum_{N=0}^{N-1} \frac{|r_{ref}(n) - r_{test}(test)|}{r_{ref}(n)r_{test}(n)}. \quad (1)$$

Jestliže DIF překročí předem stanovenou hodnotu, jde o konec stacionárního segmentu signálu. Nestacionární analýzou je také časový vývoj spekter. Jedná se o prostorové zobrazení spekter, které dává informaci o tom, jak se spektrum vyvíjelo v čase.

3.2 Prostorové rozložení aktivity

EEG signál snímáný ze všech elektrod lze zobrazit prostřednictvím 2D map. Pro vytvoření názornější mapy se iterací dopočítávají další body mezi původními.

Mapy lze animovat a simulovat jako vývoj signálu v čase. To je vhodné např. pro vyhledávání zdroje epileptických záchvatů. Příklad softwaru určeného pro animaci ukazuje obrázek č. 3.1.



Obr.3.1 Animace EEG signálu (převzato z [10]).

3.3 Evokované potenciály

Evokované potenciály jsou záměrně vyvolané periodické elementy v signálu EEG. Tyto potenciály se evokují periodickou stimulací některého smyslu o stálé frekvenci.

Zrakový evokovaný potenciál může být vyvolán periodickými záblesky, tedy periodickým osvětlením sítnice oka, nebo i pohledem na kontrastně osvětlené plochy, např. šachovnici. Sluchový evokovaný potenciál je vybuzen periodickým zvukovým vjemem.

Motorický evokovaný potenciál je vyvolán pohybem nějaké části těla, např. natahováním prstu, zápěstí, lokte. Ze svalů způsobujícího pohyb se pomocí elektromyografie (EMG) odvozuje spouštěcí impuls potřebný pro další zpracování signálu. Při měření zrakových a sluchových evokovaných potenciálů se spouštěcí impuls odvozuje od zdroje záblesků nebo zvuků. Pro jejich zpracování se využívají kumulační metody a Wienerova či vlnková filtrace.

3.3.1 Kumulační metody

Kumulačními metodami lze zvýrazňovat signál v šumu. Tato metoda filtrace je vhodná pouze pro opakující se signály. Je označována také jako averaging, neboli průměrování. Pro nerepetiční signály ji nelze využít. Její další typické využití je např. pro zpracování elektrokardiogramu (EKG).

Stále se opakující stejně dlouhé sekvence signálu (repetice), se skládají na sebe a proto, že signál má stále stejnou hodnotu, ale šum nabývá náhodných hodnot, se při dostatečně velkém počtu sečtených repetic průměrná hodnota šumu blíží nule. Výsledný součet sečtených repetic se po kumulaci musí vydělit počtem sečtených repetic, aby se tak hodnota amplitudy vrátila na původní hodnotu.

Výše zmíněný spouštěcí impuls je potřebný pro určení počátku a konce repetic.

Při měření zrakových a sluchových evokovaných potenciálů se spouštěcí impuls odvozuje od zdroje signálu světla nebo zvuku.

4 Způsob snímání mozkových potenciálů

V této práci je zvolen odlišný způsob snímání elektrického napětí z povrchu hlavy, než jaký používají klinické elektroencefalografy. Důvodem je měření pouze jednoho nebo dvou mozkových signálů. Současné elektroencefalografy umožňují měřit současně dvacet signálů a více. Jelikož budeme měřit pouze jeden nebo dva signály, můžeme si dovolit použít k přivedení signálu z hlavy k přístroji stíněné kabely. Při měření dvaceti a více signálů by stíněné kabely byly příliš těžké a rozměrné. Klinické přístroje používají jinou ochranu před znehodnocením signálu šumem.

4.1 Snímání mozkových potenciálů v klinické praxi

EEG signál je měřen většinou 19-ti elektrodami, které jsou rozmístěny na hlavě pacienta podle mezinárodně uznávaného standardu "10-20". K upevnění elektrod na hlavě se používá elastické čepice (obr. 4.1) s vyvedenými elektrodami dle výše uvedeného standardu. Vodivost mezi kůží a elektrodou je zlepšena vodivým gelem. Soubežně s EEG je elektroencefalografem zaznamenáváno i EKG.



Obr 4.1 Čepice (převzato z [11]).

4.2 Způsob snímání mozkových potenciálů v této práci

Signál z povrchu hlavy je pomocí elektrod a stíněného kabelu přiveden do zesilovače, zajišťujícího zesílení a galvanické oddělení obvodů přicházejících do styku s tělem pacienta od elektrické sítě, aby nemohlo dojít k úrazu elektrickým proudem, například v případě závady na rozvodné síti nebo napájecím zdroji. Po zesílení je signál přiveden v tomto případě na měřicí kartu NI USB-6259 BNC, která zajišťuje A/D převod a načtení signálu počítačem. Mohou být použity i měřicí karty NI USB-6221, NI PCI-6221 a podobné. Karta NI USB-6259 BNC je zvolena právě kvůli BNC konektorům, těmi může být signál ze zesilovače do měřicí karty přiváděn stíněným kabelem uvnitř stínění v celé jeho délce. Měřicí karta NI USB-6259 je zobrazena na obr.4.2.

V počítači jsou data filtrována, uložena a zobrazena dle potřeb uživatele. Pro zpracování měřeného EEG signálu byl zvolen program LabView.



Obr.4.2. Digitalizační měřicí karta (převzato z [12]).

4.2.1 LabView

Aplikace v programu LabView zprostředkovává načtení signálu pomocí digitalizační měřicí karty z výstupu zesilovače, jeho převedení do digitální podoby a uložení v počítači. Následně lze signál filtrovat a zobrazit.

LabView je vývojové prostředí, pracující s grafickým programovacím jazykem, tedy s blokovými schémata. Bloková schémata představují jednotlivé programy pro dílčí operace se signálem. Pracuje se s nimi podobně jako při sestavování technických zařízení. Urychluje to práci programátora a dělá tak programování snazší a přehlednější. Vývojové prostředí obsahuje také čelní panel, obsahující všechny ovládací prvky. Jde o uživatelské prostředí vyvíjené aplikace. Funkční prvky aplikace jsou umístěny v blokovém diagramu a zastupují konkrétní operace s daty. Bloky mohou být svázány s ovládacími prvky na čelním panelu. Prostředí LabView lze využít i pro simulace reálných obvodů. Vytvořila jej firma National Instruments.

Programové zpracování měřeného signálu je rozděleno do dvou kroků tak, aby lépe vyhovovalo specifickým potřebám manipulace s naměřenými hodnotami. V prvním kroku je signál načten a uložen aplikací nazvanou Načtení, ve druhém kroku je filtrován a zobrazen v časové i frekvenční oblasti aplikací nazvanou Offline zobrazení. Používání dvou aplikací umožňuje větší přehlednost a jednoduchost. Je také vhodné proto, že analýza signálu vyžaduje mnohem více času než měření. Měření tudíž probíhá jen nezbytně krátkou dobu a na analýzu signálu máme dostatek času.

4.2.2 Aplikace pro načtení, zobrazení a uložení dat z měřící karty

Tato aplikace nazvaná Načtení, umožňuje načtení signálu měřící kartou z výstupu zesilovače, jeho zobrazení a uložení v počítači. Měřený signál je možné filtrovat pásmovou propustí pro zobrazení pouze těch kmitočtů, ve kterých leží EEG signál. Pásmová zádrž slouží pro odstranění 50 Hz brumu. Signál se ukládá nefiltrovaný. Filtry slouží jen k tomu, aby při měření bylo zřejmé, zda signál měříme v dostatečné kvalitě. Čelní panel je zobrazen v příloze č.3, blokový diagram aplikace je v příloze č.4.

Pro měření je potřeba zvolit vzorkovací frekvenci a počet vzorků k načtení. Délka změřeného signálu je přímo úměrná počtu načítaných vzorků a nepřímo úměrná vzorkovací frekvenci.

Při spuštění se aplikace dotáže na místo pro uložení souboru, který bude obsahovat měřená data. Do tohoto souboru nejprve uloží informaci o minimální hodnotě měřeného napětí a maximální hodnotě měřeného napětí. Tyto údaje současně nastaví v bloku DAQmx Create Virtual Channel rozsah měření. Tento blok vytvoří virtuální kanál. Jako třetí se do souboru zapíše vzorkovací frekvence. Současně je vzorkovací frekvence nastavena i do bloku DAQmx Timing, který zajišťuje „časování“. Pomocí bloku Rate je svázán s blokem „vzorkovací frekvence“ na čelním panelu, kterým se vzorkovací frekvence nastavuje. Blok Sample mode určuje, jak má DAQmx Read ukládat vzorky signálu. V našem případě je zvolena funkce Continuous Samples, to znamená nepřetržité vzorkování a ukládání do bufferu.

Tyto tři údaje jsou uloženy do souboru jako první, při zpracovávání dat jsou načítány jako první. Za nimi se cyklicky ukládají měřené hodnoty. To zajišťuje blok DAQmx Read, který čte vzorky z virtuálního kanálu. Jedním z jeho parametrů nastavovaný v bloku Samples to read, je počet vzorků, které se budou ukládat do bufferu. Tato komponenta je svázána s blokem „počet načítaných vzorků“ na čelním panelu, kde se tento počet nastavuje.

Zapísované hodnoty jsou současně přiváděny do filtrů řazených do série. Použity jsou, Butterworthův filtr a eliptický filtr, kvůli odstranění nastavování koeficientů filtru a tím usnadnění a urychlení obsluhy. Jde o číslicové modely Butterworthova a eliptického filtru typu IIR. Butterworthův filtr je zvolen v pásmové propusti kvůli své ploché amplitudové frekvenční charakteristice, protože zvlnění amplitudových frekvenčních charakteristik jiných filtrů by mohlo ležet v pásmu kmitočtů EEG vln. Eliptický filtr v pásmové zádrži je zvolen pro svou strmou amplitudovou frekvenční charakteristiku. Jeho zvlnění amplitudové frekvenční charakteristiky nebude mít příliš velký negativní vliv na přenášené kmitočty, protože EEG vlny leží v kmitočtové oblasti do 30 Hz a tato pásmová zádrž je určena pro odstranění 50 Hz brumu.

4.2.3 Aplikace pro zobrazení měřeného signálu

Aplikací Offline zobrazení je možné zobrazovat, filtrovat a analyzovat archivované signály v časové i frekvenční oblasti. Zobrazuje informace o rozsahu měření a vzorkovací frekvenci.

Při spuštění se aplikace dotáže na místo uložení dat. Jako první je ze souboru načtena informace o rozsahu měřených napětí. Nejprve minimum, potom maximum měřeného napětí. Jako třetí je v souboru uložena informace o vzorkovací frekvenci. Za ní následují měřená data. Vyčítání hodnot ze souboru zajišťují bloky Read from Binary File.

Data jsou filtrována dvěma způsoby. V prvním případě je to stejným způsobem jako u

aplikace pro načtení dat, viz.kap. 4.2.2. A to širokopásmovou propustí a úzkopásmovou zadržít, řazenými do série. Z takto filtrovaného signálu je vytvořeno spektrum. K tomu jsme použili blok Spectral Measurements. Pro zobrazení vln alfa, betha, tetha a delta jsou použity úzkopásmové eliptické filtry. Jedná se opět o IIR modely analogových filtrů. Eliptické filtry jsou zvoleny kvůli potřebě získat úzké frekvenční pásmo náležící jednotlivým vlnám. K tomu se nejvíce hodí strmá amplitudová frekvenční charakteristika eliptických filtrů. Aplikace je vybavena zobrazením základních čtyř vln. Ostatní vlny nejsou při běžných stavech měřitelné a v této aplikaci by byly zbytečné.

5 Zesilovač

K načtení mozkového signálu měřicí kartou je třeba jej zesílit na dostatečnou úroveň. Měřicí karta NI USB-6259 může měřit v rozsazích -100 mV do 100 mV až -10 V do 10 V. Při použití nejmenšího rozsahu měřicí karty (-100 mV až 100 mV), musí zesilovač zesilovat minimálně 1000 krát. Při využití maximálního měřicího rozsahu (-10 V až 10 V), zesilovač musí zesilovat 100 000 krát. Zvoleno bylo zesílení 4000, kvůli ponechání určité tolerance výsledného signálu oproti rozsahu měřicí karty.

Zesilovač by neměl přenášet stejnosměrnou složku, která vzniká pohybem elektrod na pokožce hlavy a pro měření je nežádoucí. Musí ale přenášet kmitočty blízké nule, protože pásmo EEG vln leží v oblasti od 0,5 do 30 Hz. Vzhledem k tomu, že signál bude po zesílení vzorkován, nesmí zesilovač kvůli aliasingu přenášet kmitočty vyšší než polovina vzorkovací frekvence.

Zařízení musí být naprosto bezpečné a nesmí ohrožovat měřenou osobu. Elektrické části obvodu, které přijdou do kontaktu s tělem pacienta, musí být galvanicky odděleny od sítě.

5.1 Struktura zesilovače

Zesilovač je dvoukanálový, čtyřstupňový. Mezi jednotlivými zesilovacími stupni jsou zařazeny jednoduché filtry prvního řádu. Elektroencefalograf pro klinická měření má mnoho kanálů. Pro účel výuky elektroencefalografie nám postačí jeden kanál. Jako rezervu pro případné rozšíření způsobu snímání bude mít zesilovač dva kanály. Schéma jednoho kanálu zesilovače je na obrázku č. 5.1, schéma celého zesilovače je v příloze č. 1.

5.1.1. První stupeň

První stupeň zajišťuje největší zesílení. K tomu je použit integrovaný zesilovač AD620. Jeho zesílení je 100 a je nastavováno rezistorem mezi vstupy R_G . Nastavení zesílení je popsáno vztahem (2). Hodnota rezistoru byla vypočítána dle vzorce (3) odvozeného od (2)

$$G=1+(49.4K/R_g) \quad (2)$$

$$R_g = \frac{49400}{100-1} = 498,9899 \quad (3)$$

Tento zesilovač je možné napájet napětím od 2,3 V do 15 V, to umožňuje napájení spolu s druhým zesilovacím stupněm z tužkových baterií. Operační zesilovač má nízký šum 9 nV/Hz, CMR zesilovače je (při $G = 100$) větší než 120 dB. Vysokým CMR a nízkou spotřebou AD620 vyniká nad ostatními nízkošumovými operačními zesilovači. Spotřeba zesilovače je pouze 1,3 mA a je pro tuto aplikaci důležitá kvůli napájení tohoto stupně z baterií. Tyto parametry udává výrobce dle [7]. Dalším důvodem, proč je zvolen právě AD620, je jeho dostupnost.

5.1.2. Druhý stupeň

Druhý stupeň zajišťuje galvanické oddělení elektrických částí, které jsou v kontaktu s tělem měřené osoby, od elektrické sítě. Při poruše v elektrické síti nebo poruše laboratorního zdroje napájecího zesilovač +15 V a -15V se síťové napětí nedostane přes HCPL7800 na tělo měřené osoby. HCPL7800 transformuje vstupní napětí na optický signál a optický signál na výstupu zpět na elektrický, využívá sigma-delta modulaci. Použitý optoizolační zesilovač HCPL 7800 transformuje symetrické napětí vstupu na nesymetrické napětí na výstupu. Toto nesymetrické napětí je třeba převést zpět na symetrické, tuto transformaci zajišťuje třetí stupeň.

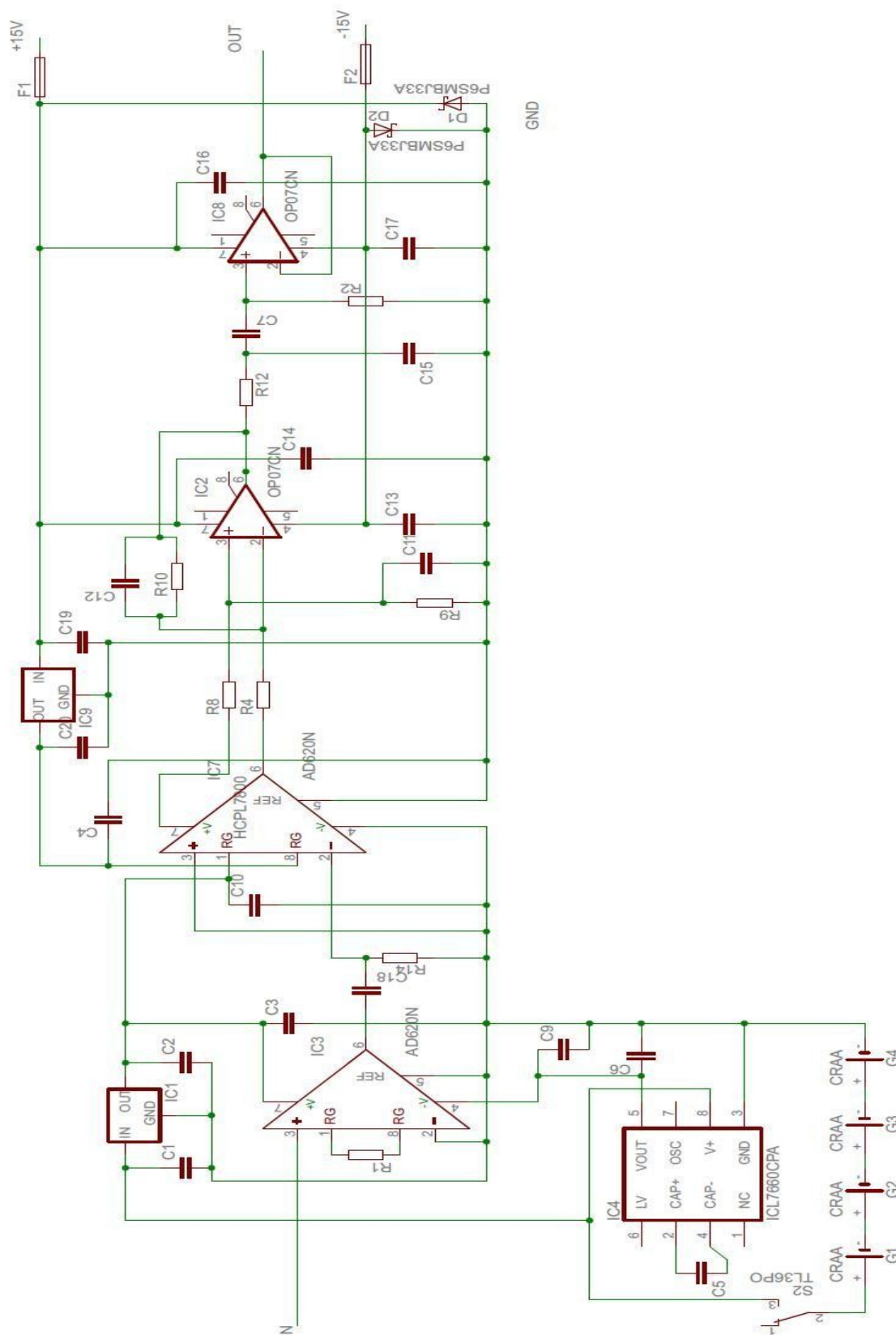
Zesilovač HCPL 7800 je napájen napětím 5 V spolu s prvním stupněm. Napětí 5 V je získáváno stabilizátorem L7805 stabilizováním napětí z tužkových baterií. Vstup i výstup optoizolačního zesilovače je napájen zvlášť, proto jsou použity dva stabilizátory na každé straně. Zesílení tohoto obvodu je 8 a nelze jej měnit.

5.1.3. Třetí stupeň

Třetí stupeň zajišťuje transformaci nesymetrického napětí na symetrické. Jeho zapojení v obvodu vychází z doporučeného zapojení obvodu HCPL 7800 od výrobce. Operační zesilovač pro toto zapojení doporučený výrobcem není snadno k dostání, proto je použita jeho náhrada, zesilovač OP-07. Protože má malý offset a drift. Také je velice levný. Zesílení tohoto stupně je 5 a je nastaveno poměrem velikostí rezistorů R8 a R10 stejně jako u jiných diferenciálních zesilovačů.

5.1.4. Čtvrtý stupeň

Čtvrtý stupeň má jednotkové zesílení a pracuje jako napět'ový sledovač. Použit je obvod OP-07, jeho umístění v obvodu neklade na zesilovač zvláštní nároky. Tento obvod je zvolen kvůli jeho malému offsetu a nízké ceně.



Obr. 5. 1. Schéma zapojení jednoho kanálu

5.1.5. Seznam součástek

Součástky v tabulce č. 5.1 jsou umístěny v jednom kanálu. Oba dva kanály obsahují identické součástky.

| označení součástky | parametr | | označení součástky | parametr |
|--------------------|-------------------|--|---|-----------------------|
| C1 | 440 nF | | IC1 | L7805 |
| C2 | 220 nF | | IC2 | OP-07 |
| C3 | 100 nF/250 V | | IC3 | AD620 |
| C4 | 100 nF/250 V | | IC4 | ICL7660CPA |
| C5 | 10 μ F/100 V | | IC8 | OP-07 |
| C6 | 100 μ F/ 35 V | | IC9 | L7805 |
| C7 | 1 μ F/63 V | | | |
| C9 | 100 nF/250 V | | R1 | 1 k Ω /0,6 W |
| C10 | 100nF/250 V | | R2 | 330 k Ω /0,6 W |
| C11 | 82 pF/100 V | | R4 | 2 k Ω /0,6 W |
| C12 | 82 pF/100 V | | R8 | 2 k Ω /0,6 W |
| C13 | 100 nF/250 V | | R9 | 10 k Ω /0,6 W |
| C14 | 100 nF/250 V | | R10 | 10 k Ω /0,6 W |
| C15 | 47 μ F/35 V | | R12 | 22 Ω /0,6 W |
| C16 | 100 nF/250 V | | R14 | 330k Ω /0,6 W |
| C17 | 100 nF/250 V | | | |
| C18 | 1 μ F/63 V | | D1 | P6SMBJ33A |
| C19 | 220 nF/100 V | | D2 | P6SMBJ33A |
| C20 | 440 nF/100V | | | |
| pojistky | pojistky | | rezistory použité v napěťovém děliči | |
| F1 | 0,5 A | | | 327k Ω /0,6 W |
| F2 | 0,5 A | | | 338 Ω /0,6 W |

Tabulka 5.1.

5.2 Filtry

Přístroj je navržen s ohledem na možné využití pro výuku elektroencefalografie, všechny filtry jsou kvůli transparentnosti své funkce prvního řádu. Oddělení 50 Hz síťového brumu a nepotřebných frekvencí ze signálu bude provedeno ve virtuálním přístroji pomocí číslicových filtrů.

První filtr, horní propust s mezním kmitočtem 0,5 Hz, je umístěn mezi prvním a druhým zesilovacím stupněm. Odstraní ze signálu nadbytečnou stejnosměrnou složku a ta není dále zesilována v dalších stupních. Mezní kmitočet filtru je vypočten dle vztahu (4)

$$K(\omega) = \frac{j\omega RC}{(1 + \omega RC)} \quad (4)$$

Druhý filtr, dolní propust, umístěný mezi třetím a čtvrtým stupněm slouží jako antialiasingový filtr pro následné vzorkování v digitalizační kartě. Jeho mezní frekvence je 150Hz. Přenos článku je dán dle (5)

$$K(\omega) = \frac{1}{(1 + \omega RC)} \quad (5)$$

Třetí filtr je stejného typu jako první. Jeho funkcí je odstranění offsetového napětí, které vzniká na výstupu optoizilačního zesilovače HCPL 7800.

5.2.1 Výpočet filtrů

Podle vzorce (6) jsou vypočítány hodnoty součástek pro všechny filtry a vybrány vhodné velikosti z řad

$$f_r = \left(\frac{1}{2 * \pi * R * C} \right) . \quad (6)$$

Horní propusti:

$$R = 330 \text{ k}\Omega$$

$$C = 1 \mu\text{F}$$

Rezonanční kmitočet má potom hodnotu:

$$f_r = \left(\frac{1}{2 * \pi * R * C} \right) = \left(\frac{1}{2 * \pi * 330 * 10^3 * 1 * 10^{-6}} \right) = 0,4822 \text{ Hz} . \quad (7)$$

Dolní propust:

$$R = 22 \Omega$$

$$C = 47 \mu\text{F}$$

Rezonanční kmitočet má potom hodnotu:

$$f_r = \left(\frac{1}{2 * \pi * R * C} \right) = \left(\frac{1}{2 * \pi * 22 * 47 * 10^{-6}} \right) = 153,9 \text{ Hz} . \quad (8)$$

5.3 Napět'ový konvertor

K vytvoření napětí -5 V pro symetrické napájení operačního zesilovače AD 620 je použit napět'ový konvertor ICL 7662 od firmy Maxim. Zapojení tohoto obvodu vychází z doporučeného zapojení výrobce podle [8]. Filtrační kondenzátor o hodnotě 10 μF na výstupu obvodu, je nahrazen kondenzátorem o hodnotě 100 $\mu\text{F}/35 \text{ V}$. Hodnotu tohoto kondenzátoru jsme zvýšili, protože výstupní napětí při zatížení obvodu mírně kolísalo. K získání napětí -5 V nebyly použity další tužkové baterie, kvůli ušetření místa na desce tištěného spoje a celkové hmotnosti zařízení.

5.4 Přepět'ová ochrana

Obvod je chráněn proti zničení a proniknutí vysokého napětí na vstup a tím i na hlavu měřené osoby. Ochranu zajišťují transily P6SMBJ33A. Při přivedení na napájecí vstupy napětí většího než 33 V, dojde k nedestruktivnímu průrazu těchto transilů, ke zkratu mezi napájecími vstupy a zemí a přepálení pojistky. Napětí 33V je větší než jaké umí dodávat většina laboratorních zdrojů. Nemůže tedy dojít ke zkratu napájení špatným nastavením napětí napájecího zdroje. Přepět'ová ochrana zareaguje pouze v případě závady.

5.5 Napájení

První zesilovací stupeň a polovina druhého zesilovacího stupně jsou napájeny z tužkových baterií z důvodu galvanického oddělení měřené osoby od sítě. Obvod je navržen pro použití nenabíjecích alkalických baterií s napětím 1,5 V. Tím vznikne 6 V pro napájení napěťového konvertoru, který kvůli vlastní spotřebě nedokáže vyrobit invertované napětí stejné velikosti a opačné polarity od vstupního napětí. Ačkoliv byla funkčnost obvodu úspěšně testována i při napájení nabíjecími bateriemi, není možné garantovat funkčnost zařízení při poklesu napětí baterií při jejich částečném vybití. Při použití nabíjecích baterií s napětím 1,2 V by mohlo dojít k poklesu napájecího napětí invertoru pod minimální úroveň napájecího napětí tohoto obvodu 4,5 V. V takovémto případě začíná výstupní napětí invertoru pulzovat a invertor přestává fungovat.

Proudový odběr z baterií je dán proudovou spotřebou jednotlivých součástek:

| | |
|----------|---------|
| HPCL7800 | 10,7 mA |
| ICL7662 | 0,3 mA |
| AD620 | 1,33 mA |
| L7805 | 5 mA |

V klidovém stavu je odběr z baterií 17,3 mA. Při použití baterií o kapacitě 2600 mAh vydrží baterie až 150 h. Protože byl k dispozici pouze jeden integrovaný obvod ICL 7662, je použit pro napájení obou kanálů. Dle datasheetu viz. [13] je výstupní impedance při napájení 6 V rovna 60 Ω . Obvod tedy zvládne při napájení 6 V dodávat proud 83 mA a zvládne tedy i napájet oba kanály. To bylo také ověřeno měřením.

Ostatní části obvodu jsou napájeny z laboratorního síťového zdroje stabilizovaným stejnosměrným napětím 15V a -15V.

5.6 Mechanika zařízení

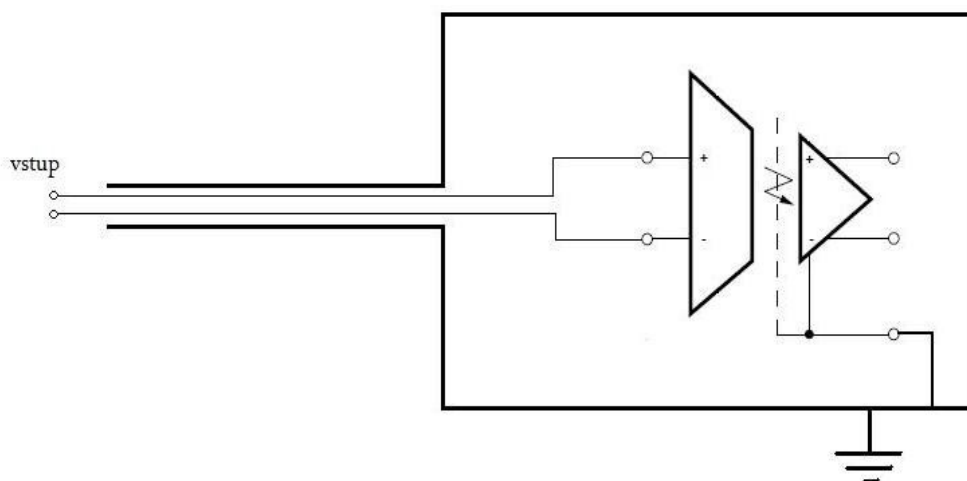
Zesilovač je chráněn proti elektromagnetickému rušení umístěním do stíněného plechového pouzdra. Použili jsme plechovou krabičku od firmy Ing. Ivo Herman, CSc, která byla upravena, aby lépe vyhovovala účelu stínění. Byl vyroben přední kryt a upraven zadní kryt. Na zadní kryt je šrouby připevněn plech pro zakrytí děr, které jsou v tomto krytu z výroby. Výkresová dokumentace předního krytu a plechu pro zadní kryt je na konci dokumentu. Deska tištěného spoje je upevněna na 30 mm sloupcích.



Obr.5.2. Zesilovač

Stínění vstupu galvanicky odděleného od sítě je provedeno dle obrázku 5.3. Pro přivedení vstupního signálu jsme použili dvoužilový stíněný kabel, jehož stínění je přizemněno k zemi napájecího zdroje a tím také k zemi síťového rozvodu. A to kvůli odstínění 50 Hz síťového brumu.

Držák baterií je izolovaně připevněn ke spodnímu víku krabičky suchým zipem a je možné jej snadno demontovat.



Obr. 5.3. Provedení stínění

5.6.1. Deska plošného spoje

Plošný spoj je oboustranný, byl navržen pomocí programu Eagle. Deska byla vyrobena v dílně UREL. Obrázek desky je v příloze č. 7. Při osazování desky je třeba přizemnit zemnicí vodič napájení z laboratorního zdroje s mědí „rozlitou“ po okrajích desky. Na tuto měděnou plochu je pájením připojeno stínění přírodních signálových kabelů. Přepěťová ochrana pomocí transilů byla do obvodu přidána až po vyrobení desky a na desce nejsou pájecí plochy pro tyto dvě součástky. Zapojit tyto součástky do obvodu je možné použitím smd pouzder a jejich připájení na uzly dle schématu co nejbliže k přírodním kabelů.

5.7 Vlastnosti zesilovače

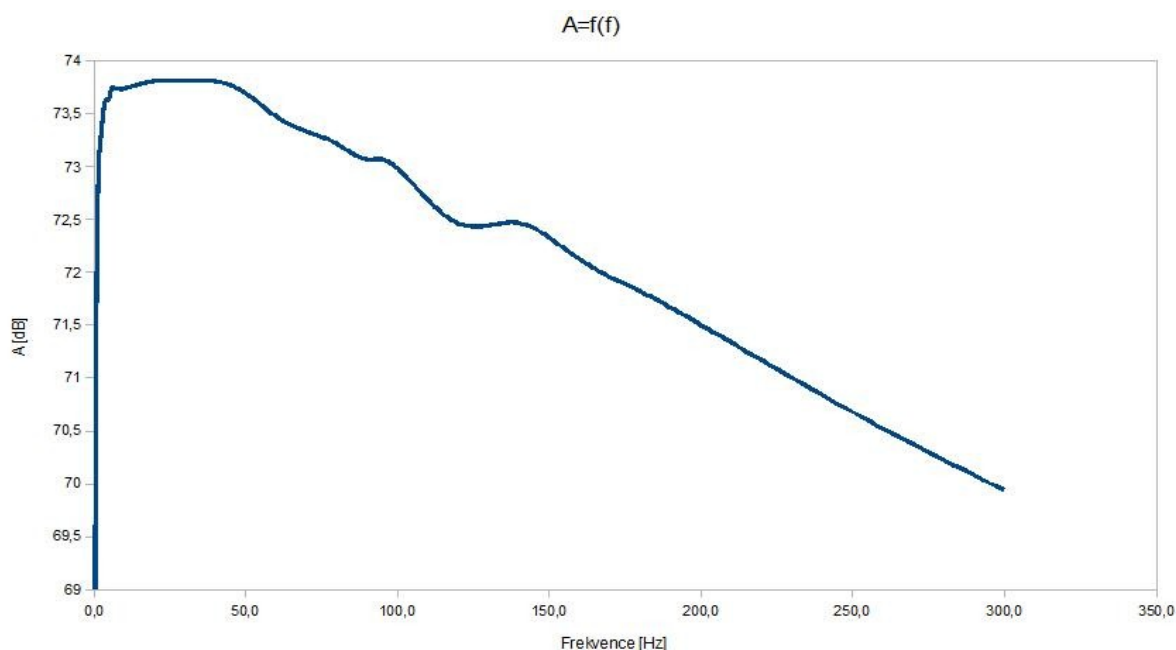
Vlastnosti zesilovače byly ověřeny měřením frekvenční charakteristiky a měřením signálu EKG generovaného počítačem.

Celkové zesílení zesilovače je dáno součinem zesílení všech dílčích stupňů a je dáno vztahem (9)

$$100 \cdot 8 \cdot 5 = 4000. \quad (9)$$

5.7.1 Frekvenční charakteristika

Frekvenční charakteristika je zobrazena v příloze č.2. Z ní je patrný nulový přenos stejnosměrné složky a potlačení vysokých kmitočtů. Strmost frekvenční charakteristiky v oblasti vyšších kmitočtů je malá. Při vzorkování frekvencí 10 000 Hz je útlum zesílení v polovině vzorkovací frekvence dostatečný. Kvalitní filtraci zajistí číslicové filtry v aplikaci Labview. Detail frekvenční charakteristiky je zobrazen na obrázku č. 5.4. Jsou na něm vidět kmitočty, při kterých se úbytek přenosu signálu pohybuje v rozsahu 3 dB.



Obr. 5.4 Frekvenční charakteristika

Zesílení dosahuje hodnot 4900, navrženo bylo 4000. Rozdíl je s největší pravděpodobností způsoben tolerancí rezistorů, jejichž hodnoty jsou určující pro zesílení jednotlivých stupňů.

5.8 Ovládání zesilovače

Ovládací prvky zesilovače jsou umístěny na čelním krytu, kde je šest ohraničených polí.

| | |
|-------------------------------|--|
| „Vstup 1“ | Signálový vstup prvního kanálu. Vstupní signál v rozsahu 1 – 200 μ V. |
| „Vstup 2“ | Signálový vstup druhého kanálu. Vstupní signál v rozsahu 1 – 200 μ V. |
| „Napájení z baterií“ | Spínač pro připojení baterii k napájení prvních dvou zesilovacích stupňů. Po ukončení měření je nutné tento vypínač vypnout, jinak hrozí vybití baterií. |
| „Napájení ze síťového zdroje“ | Konektory pro připojení napájení ze síťového SS zdroje. Napětí +15 V, GND, -15 V. |
| „Výstup 1“ | Výstupní signál prvního kanálu. |
| „Výstup 2“ | Výstupní signál druhého kanálu. |

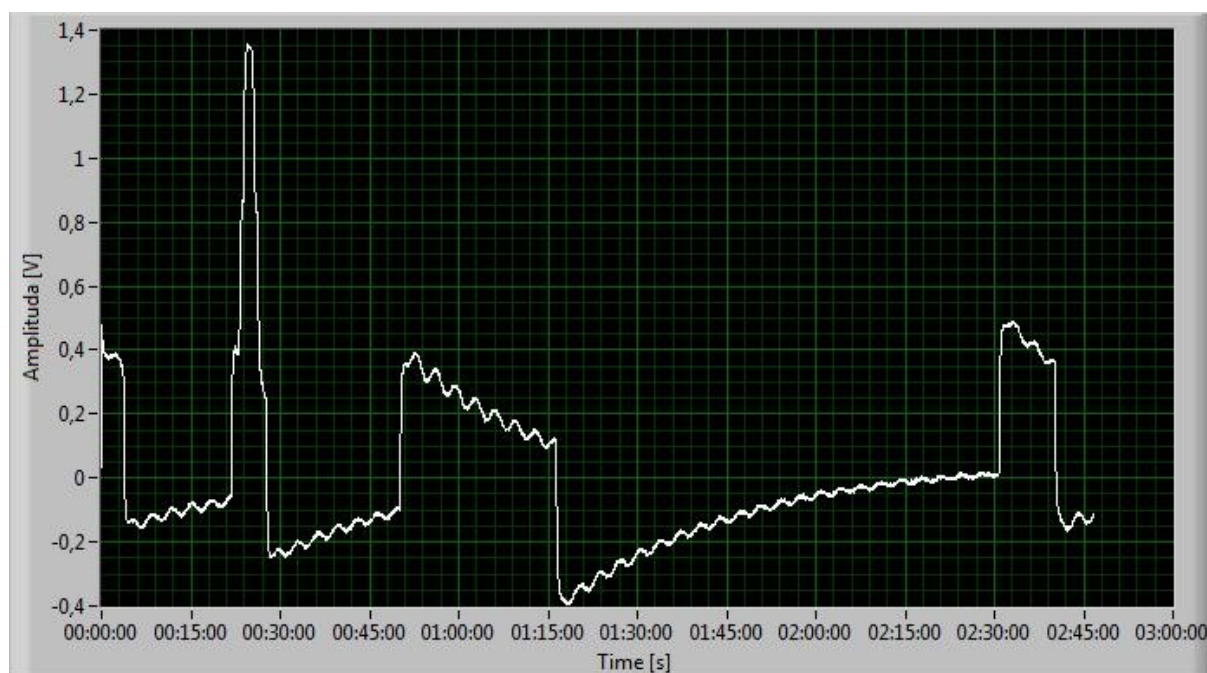
5.9 Výměna baterií

Výdrž baterií je při použití tužkových baterií AA o kapacitě 2600 mAh asi 150 h. Baterie dodávají malý proud pro napájení pouze prvních dvou zesilovacích stupňů, které pracují s napětím řádově mili a mikro voltů proto není baterie nutné často měnit.

Baterie jsou umístěny na spodním krytu, pod deskou plošného spoje. K jejich výměně je zapotřebí demontovat tento kryt. Zařízení je navrženo pro použití alkalických baterií s napětím 1,5 V.

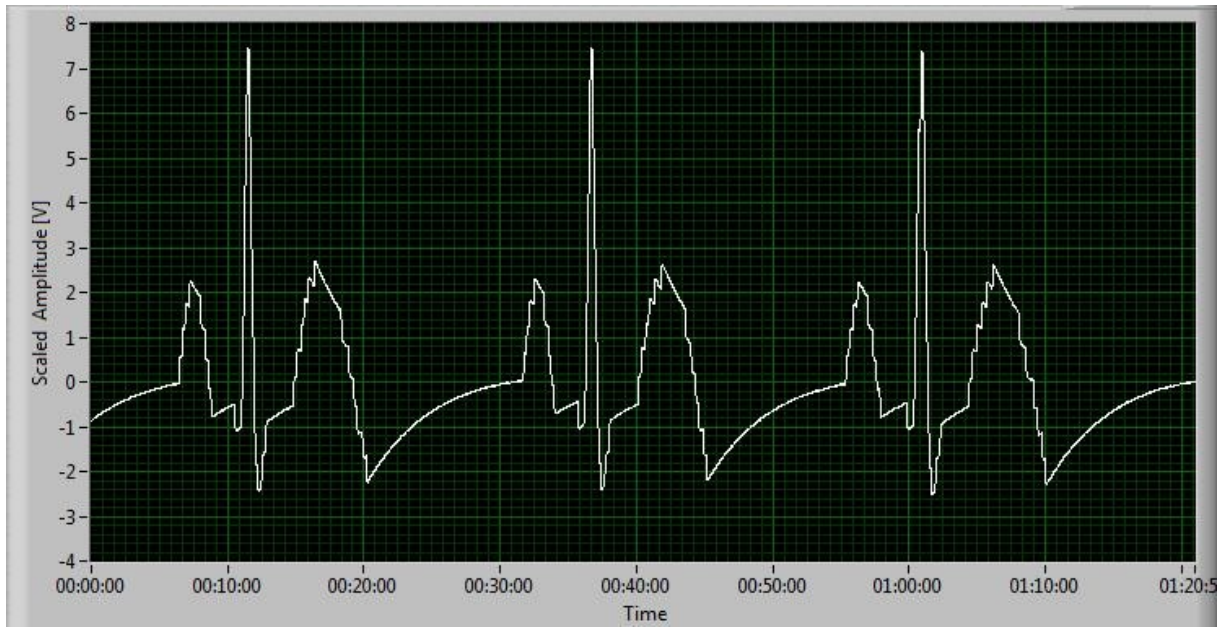
6 Výsledky měření

Zesilovač byl pro ověření jeho vlastností zjištěných měřením frekvenční charakteristiky použit ke změření EKG signálu generovaného aplikací v LabView. Vlny EKG leží v podobném frekvenčním pásmu jako EEG. Na obr. 6.1 je zobrazen změřený signál EKG generátoru. Úroveň generovaného EKG signálu byla snížena na 0,5 mV p-p, aby se co nejvíce podobal EEG. Průběh křivky není hladký a jen vzdáleně připomíná EKG. To je dáno kvantizačními úrovněmi digitalizační karty při takto malých úrovních signálu.



Obr. 6.1 Výsledek měření generovaného EKG

Při měření signálu s amplitudou 2 mVp-p jsou výsledky lepší, ačkoliv jsou kvantizační úrovně digitalizační karty stále viditelné. Viz. Obr. 6.2.



Obr. 6.2 Výsledek měření generovaného EKG

7 Závěr

Práce se zabývá třemi tématickými částmi. První z nich je přehled současné elektroencefalografie, přehled možností této metody a způsoby jejího využívání v praxi. Jsou zde vysvětleny podmínky a omezující faktory pro měření mozkových signálů. Na základě těchto faktorů navržen princip měření mozkových signálů v této práci. Princip měření byl po domluvě s vedoucím práce určen s ohledem na možné využití přístroje pro výuku elektroencefalografie ve školních laboratorních měřeních. Tento fakt je určující pro návrh některých částí předzesilovače i virtuálního přístroje. Například elektrických filtrů v předzesilovači a koncepci virtuálního přístroje.

Vyrobený předzesilovač je dvoukanálový, čtyřstupňový. Hlavní částí zesilovače jsou - první zesilovací stupeň s nízkošumovým zesilovačem AD620 od firmy Analog Devices a optoizolační zesilovač HCPL7800 od firmy Hewlett Packard. Tyto zesilovače se největší mírou podílejí nejen na vlastnostech celého předzesilovače, ale i výsledné ceně. Předzesilovač byl navržen původně s dvěma obvody ICL 7662 pro napájení každého kanálu zvlášť. K dispozici je pouze jeden obvod ICL 7662 a je použit k napájení obou dvou kanálů. Náklady na výrobu předzesilovače byly 960 Kč za součástky. Deska byla vyrobena v dílně na Ústavu radioelektroniky, krabičku věnovala firma Ing. Ivo Herman, CSc.

Ke snímání signálů z výstupu předzesilovače byla použita měřicí karta NI USB-6259 BNC, ačkoliv v zadání práce je karta NI PCI-6221. Důvod je mobilita karty NI USB-6259 BNC a její vybavenost BNC konektory. S touto kartou nebylo měření omezeno na práci pouze ve stejné laboratoři. Měřicí karta NI PCI-6221 je vybavena svorkovnicemi a je provedena jako karta pro instalaci ve stolních počítačích. Výhodou jsou také BNC konektory, které umožňují kromě stínění signálu také snadné a velmi rychlé připojení kabelů.

Virtuální přístroj byl navržen do dvou částí. To umožnilo podstatně zjednodušit strukturu aplikace a zlepšilo přehlednost blokového schématu. Přehlednost blokového schématu je zvláště důležitá při případném využití tohoto zařízení k pedagogickým účelům. Rozdělení virtuálního přístroje na dvě aplikace nemá žádné negativní dopady na užité vlastnosti přístroje. První aplikace je určena pro měření a druhá pro analyzování měřených dat. Tyto úkony nejsou při analýze EEG signálu nikdy prováděny současně. Uživatel virtuálního přístroje si volí aplikaci podle úkonu, který chce právě provádět. Vlastnosti virtuálního přístroje byly ověřeny měřením simulovaného signálu EKG. Virtuální přístroj pracuje správně a jeho výsledné vlastnosti odpovídají zadání práce.

Pro ověření vlastností zesilovače jsme provedli měření EKG signálu generovaného aplikací LabView pomocí digitalizační karty. Otestovat přístroj na člověku nebylo z legislativních důvodů možné. Frekvenční charakteristika byla změřena při úrovních napětí odpovídajících EEG. Napětí ze signálového generátoru jsme zmenšili na úroveň mikrovoltů pomocí napěťového děliče umístěného uvnitř stíněného pouzdra. Z těchto výsledků měření lze konstatovat, že realizovaný přístroj je schopen zesilovat a měřit signály odpovídající mozkovým signálům. Při změně zesílení by bylo teoreticky možné použít zesilovač i virtuální přístroj pro měření EKG signálu. Pro měření skutečných mozkových signálů doporučujeme provádět měření v prostředí s minimálním počtem elektrospotřebičů pro omezení možného rušení síťovým brumem a použití gelu a elektrod určených k měření EEG.

LITERATURA

- [1] CHMELAŘ, M. *Lékařská přístrojová technika*. Brno: CERM, 1995.
- [2] CHMELAŘ, M. *Lékařská přístrojová technika II*. Brno: CERM 1984.
- [3] ROZMAN, J. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: ACADEMIA, 2006.
- [4] NAVRATIL, L.; ROSINA, Leoš. *Medicínská biofyzika*. Praha: GRADA. 2005.
- [5] Badillo. L, Ponomaryov. V, Ramos . E, Igartua. L, Low Noise Multichannel Amplifier for Portable EEG Biomedical Applications, Cancun, Mexico: Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS.
- [6] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. vydání. Brno: Vutium, 2002. ISBN 80-214-2911-9.
- [7] Analog Devices, *Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier*, One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
- [8] BRATKOVÁ, Eva. (zprac.). *Metody citování literatury a strukturování bibliografických záznamů podle mezinárodních norem ISO 690 a ISO 690-2 : metodický materiál pro autory vysokoškolských kvalifikačních prací* [online]. Verze 2.0, aktualiz. a rozšíř. Praha : Odborná komise pro otázky elektronického zpřístupňování vysokoškolských kvalifikačních prací, Asociace knihoven vysokých škol ČR, 2008-12-22 [2008-12-30]. 60 s. (PDF). Dostupný z WWW: <<http://www.evskp.cz/SD/4c.pdf>>.
- [9] EasyLanguageSystems.com. [online], [cit. 2009-03-07]. dostupný z World Wide Web: <<http://www.easylanguagesystems.com/EEG11.jpg>>
- [10] Bioelectromagnetism Portal: *Integration of MRI and EEG* [online]. [cit. 2009-03-07]. Přístupné z <<http://www.bem.fi/bem/research/3deeg/image9.htm>>
- [11] University of Helsinki; *CBRU Brain and music team. Participation*. [cit. 2009-03-07] Přístupné z <<http://www.cbru.helsinki.fi/music/images/headcap.jpg>>
- [12] National Instruments. *NI USB-6259 BNC*. [online]. [cit. 2009-03-07] Přístupné z <<http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/203864>>
- [13] Maxim, *CMOS voltage converters, ICL 7662/Si 7661*, Maxim Integrated Products, 120 San Gabriel Drive, Sunnyvale, CA 94086 408 – 737 – 7600, U.S.A.
- [14] National Instruments. *NI USB-6221*. [online]. [cit. 2009-03-07] Přístupné z

<<http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/203039>>

Přístupné z <<http://en.wikipedia.org/Electroencephalography>>

- [15] MEGA. *MEGA biosignal monitoring technology*. [online]. [cit. 2009-03-07] Přístupné z <[http://www.megaemg.com/resources/userfile/Image/Uudet kuvat/BQEEG.jpg](http://www.megaemg.com/resources/userfile/Image/Uudet%20kuvat/BQEEG.jpg)>

SEZNAM SYMBOLŮ, ZKRATEK

| | |
|-----|---|
| CMR | Common-mode rejection ratio, činitel potlačení souhlasného napětí |
| CT | Počítačová tomografie |
| DFT | Discrete Furier transform, diskrétní furierova transformace |
| DIF | Odchylka od stacioarity |
| EEG | Elektroencefalografie |
| EKG | Elektrokardiografie |
| EMG | Elektromyografie |
| FFT | Fast Furier Transform, rychlá furierova transformace |
| IIR | Infinite Impuls Response, nekonečná impulsová odezva |
| PC | Osobní počítač |

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Schéma zesilovače

Příloha 2. Frekvenční charakteristika

Příloha 3. Čelní panel aplikace Načtení

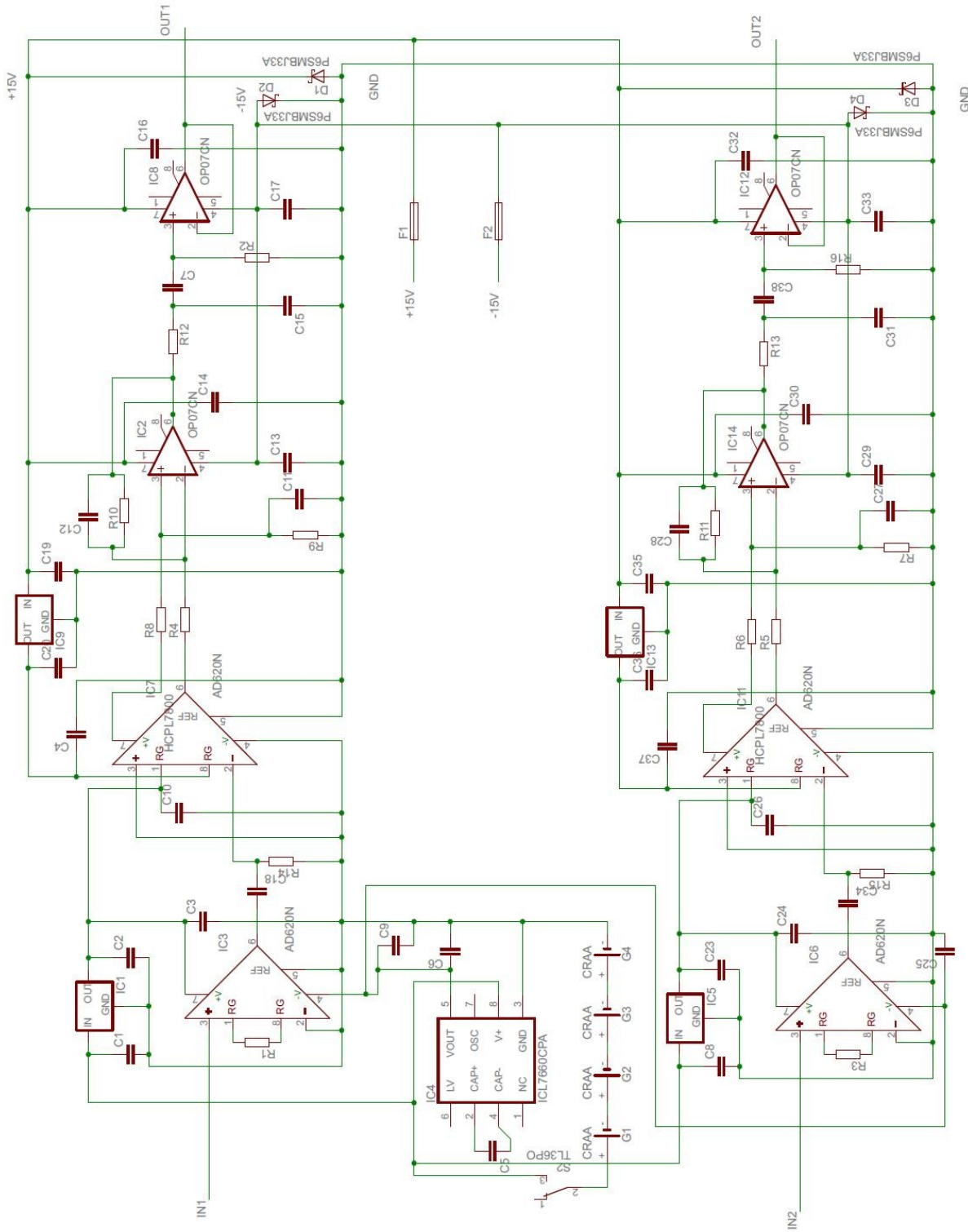
Příloha 4. Blokový diagram aplikace Načtení

Příloha 5. Čelní panel aplikace OFFline zobrazení

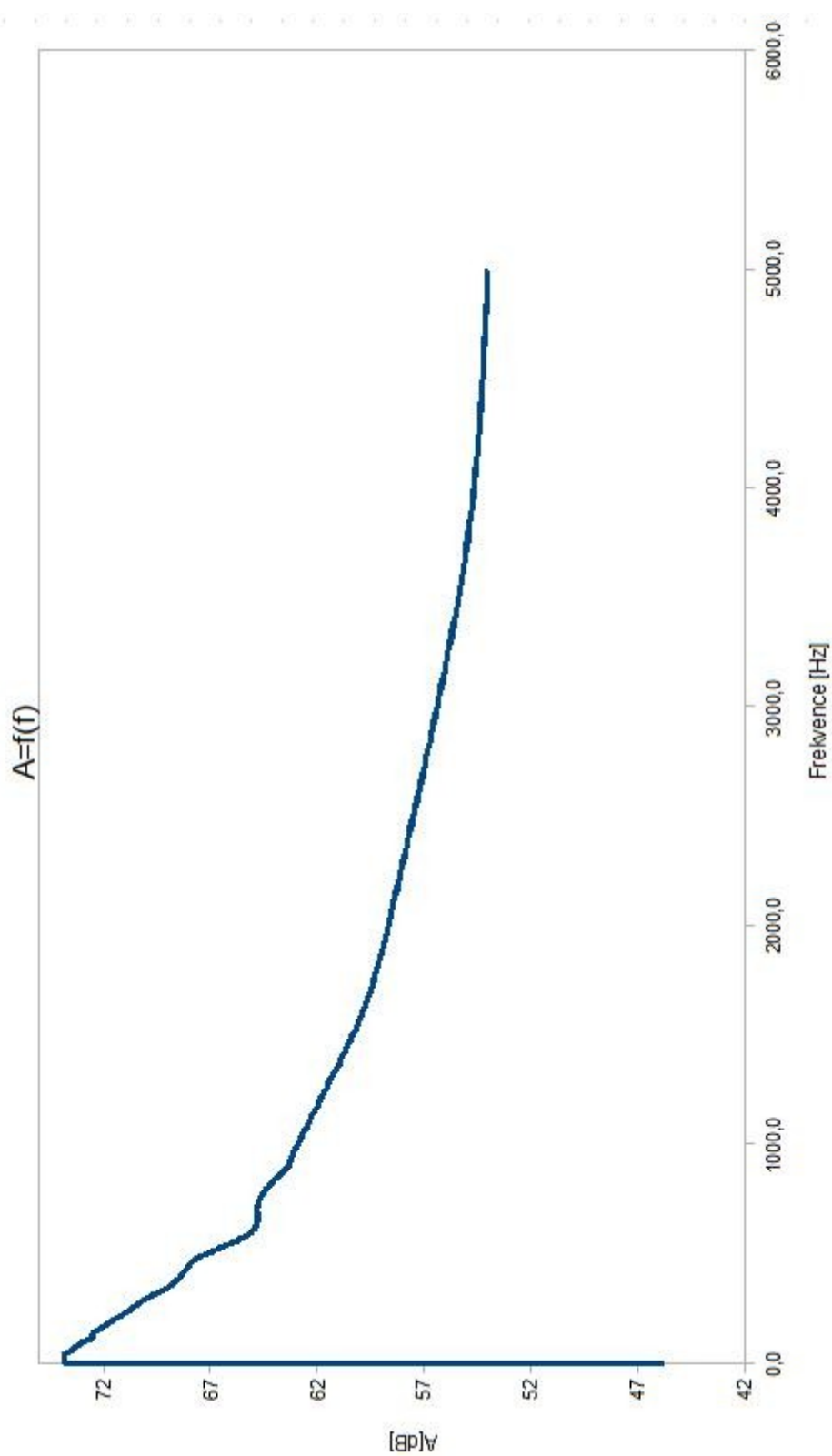
Příloha 6. Blokový diagram aplikace OFFline zobrazení

Příloha 7. Frekvenční charakteristika

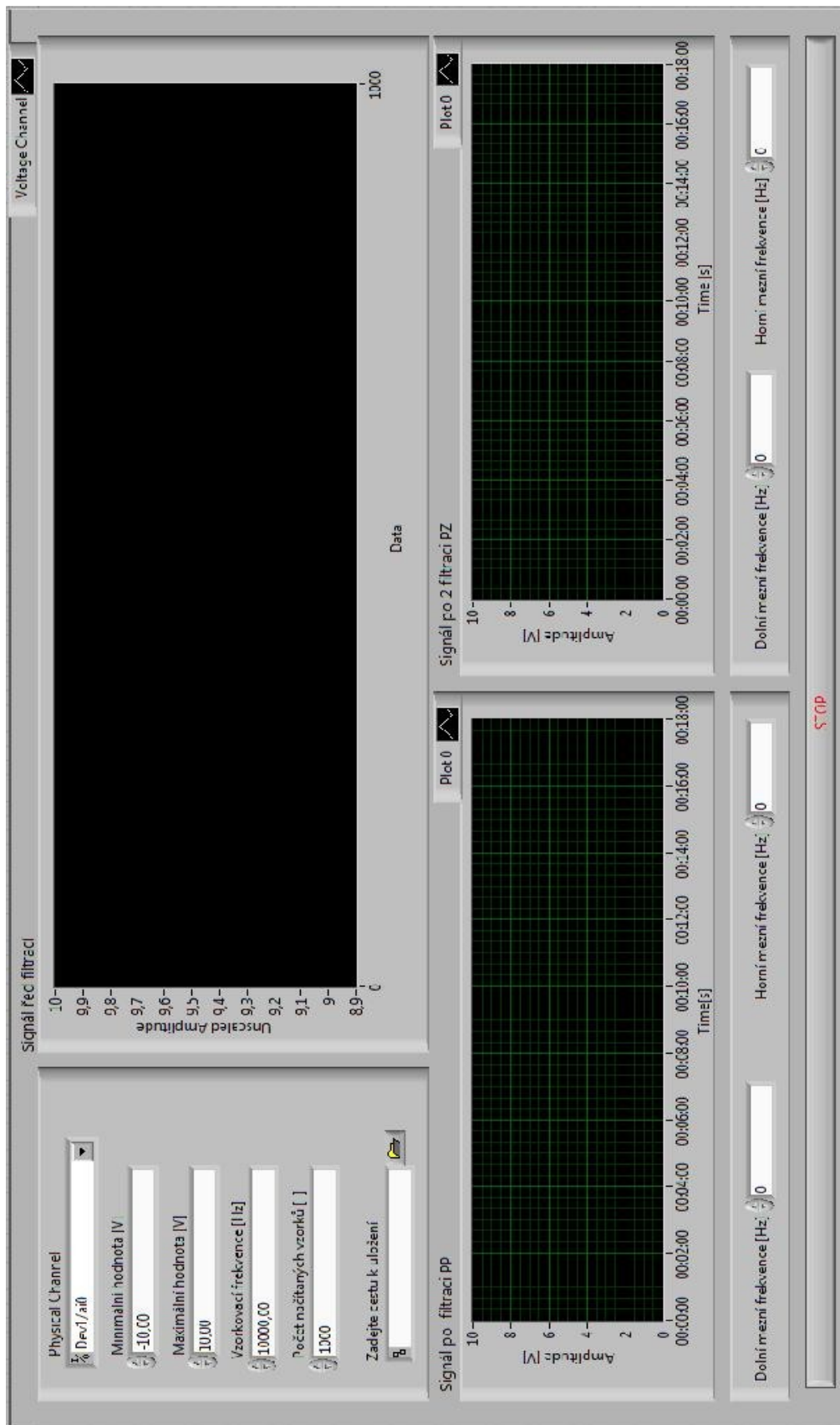
Příloha 1. Schéma zesilovače



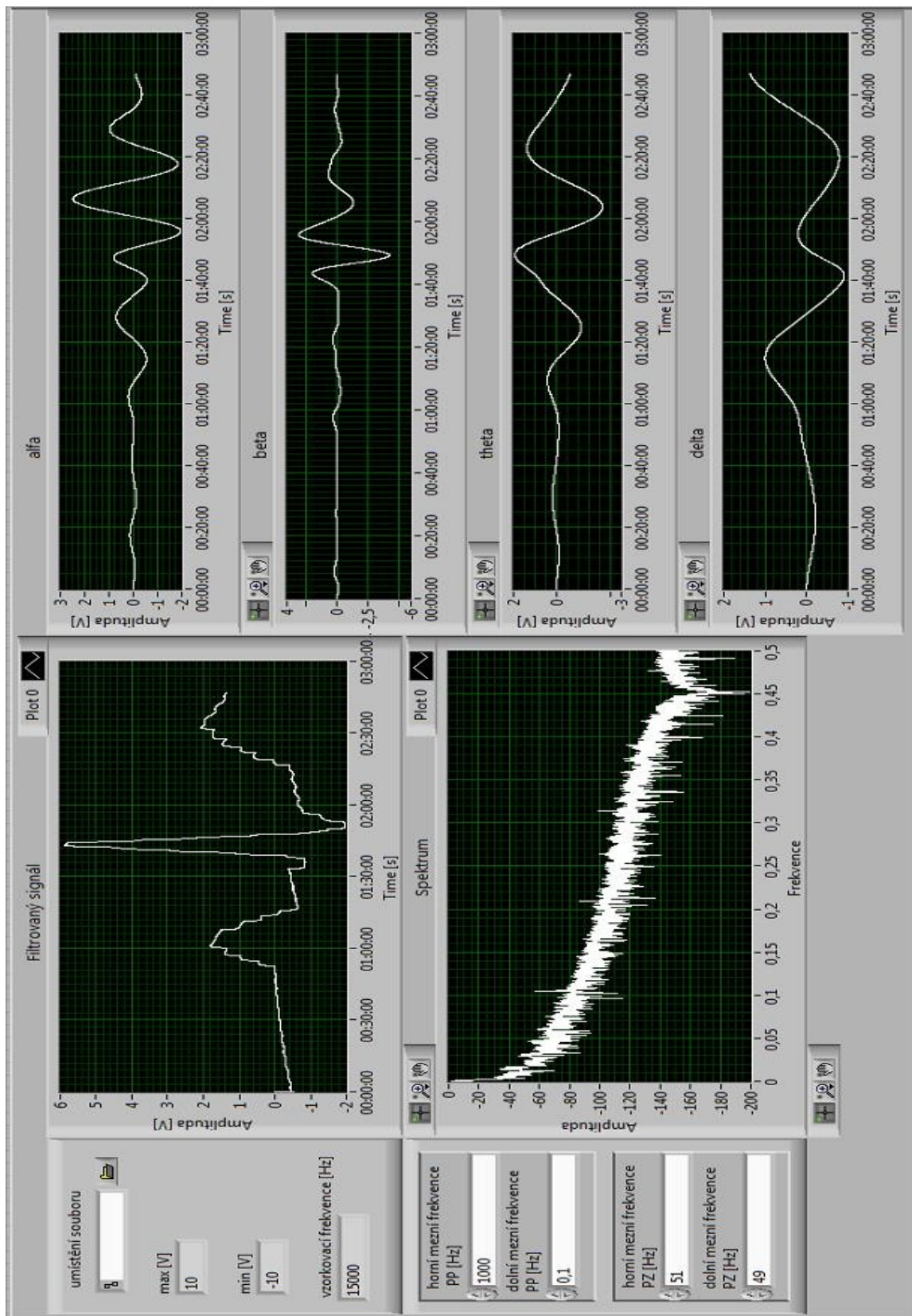
Příloha 2. Frekvenční charakteristika



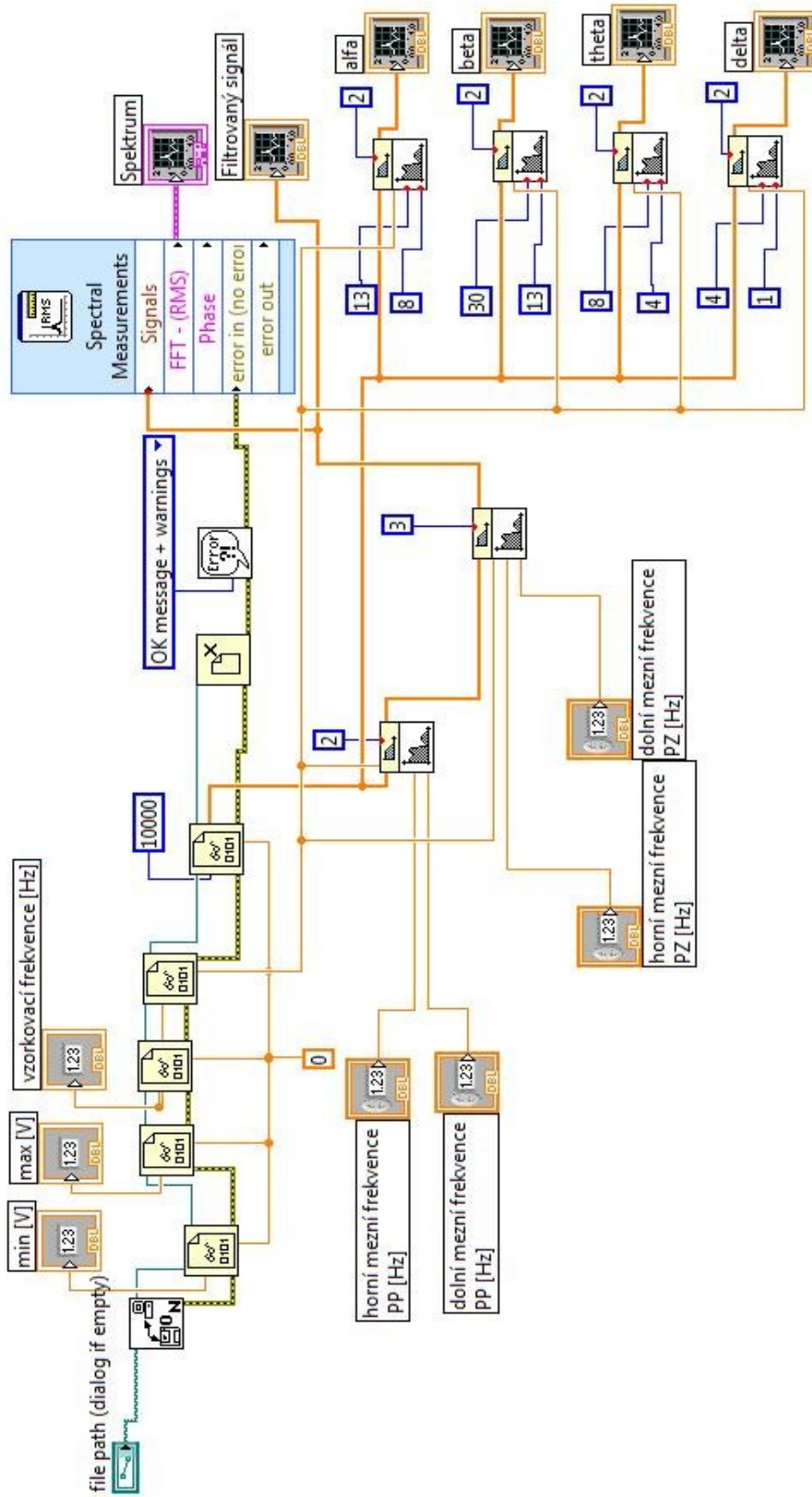
Příloha 3. Čelní panel aplikace Načtení



Příloha 5. Čelní panel aplikace OFFline zobrazení



Příloha 6. Blokový diagram aplikace „OFF-line zobrazení“



Příloha 7. Deska plošného spoje

