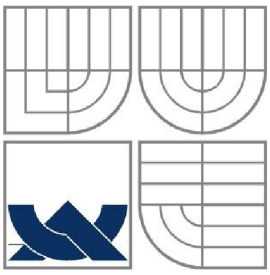
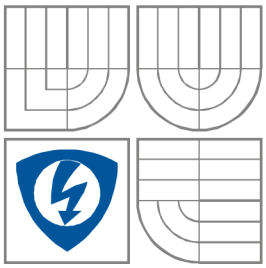


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘICÍ TECHNIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

AUTOMATIZOVANÉ MĚŘENÍ VLASTNOSTÍ ZESILOVAČŮ BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ

AUTOMATIC MEASUREMENT OF CHARACTERISTICS OF AMPLIFIERS USED FOR BIOSIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

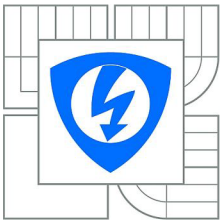
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

KAREL FLÍDR

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. VRATISLAV HARABIŠ

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav automatizace a měřicí techniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Automatizační a měřicí technika

Student: Karel Flídr ***ID:*** 125420
Ročník: 3 ***Akademický rok:*** 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Automatizované měření vlastností zesilovačů biologických signálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:
Seznamte se vlastnostmi zesilovačů pro biologické signály a metodami jejich návrhu. Dále se seznamte s vývojovým prostředím LabVIEW a možnostmi prototypové desky NI ELVIS II. Vytvořte návrh programu, který umožní automatizovaně měřit vlastnosti zesilovače. Navržený program implementujte v programovém prostředí LabVIEW, otestujte, proveďte diskuzi dosažených výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:
[1] ASHLEY, K. L. Analog Electronics with LabVIEW, New York: Pearson Education, Inc., 2003
[2] HRAZDÍRA, I. Lékařská biofyzika a přístrojová technika: Neptun, 396 s., 2004, ISBN-10: 80-902896-1-4

Termín zadání: 6.2.2012 ***Termín odevzdání:*** 28.5.2012

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Harabiš
Konzultanti bakalářské práce:

doc. Ing. Václav Jirsík, CSc.
Předseda oborové rady

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

Abstrakt

Tato bakalářská práce se věnuje zesilovačům pro biologické signály. V této práci jsou uvedeny základní elektrodiagnostické metody pro snímání biologických signálů. V práci je popsáno zpracování biologických signálů a druhy snímačů pro biologické signály. Dále je zde popsáno vývojové prostředí LabVIEW a vývojová deska NI ELVIS II. Závěrem je zde popsaná vytvořená aplikace v LabVIEW pro měření vlastností zesilovačů.

Klíčová slova

Biologický signál, Zpracování signálu, EKG, EMG, EEG, ERG, Elektrody, Operační zesilovač, LabVIEW

Abstract

This thesis is dedicated to operational amplifiers for biological signals. This work provides basic electrodiagnostic methods for scanning of biosignals. The work describes the processing of biological signals and types of sensors used for scanning of biological signals. Then there is described the development environment LabVIEW and NI ELVIS II development board. Finally, there is described an application developed in LabVIEW environment for measuring amplifiers attributes.

Keywords

Biological signal, Signal processing, ECG, EMG, EEG, ERG, Electrodes, Operational amplifier, LabVIEW

Bibliografická citace:

FLÍDR, K. *Automatizované měření vlastností zesilovačů biologických signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 44s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Vratislav Harabiš

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma automatizované měření vlastností zesilovačů biologických signálů 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 části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: **28. května 2012** .....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Vratislavu Harabišovi za pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne: **28. května 2012** .....
podpis autora

Obsah

1 Úvod 8

1.1 Co jsou to biologické signály 9

1.2 Vznik elektrického projevu buňky, tkáně a orgánů 10

1.3 Základy zpracování elektrických biologických signálů 11

2 Elektrodiagnostické metody 13

2.1 Elektrokardiografie 14

2.2 Elektromyografie 15

2.3 Elektroencefalografie 15

2.4 Elektroretinografie 16

3 Analogová část diagnostických přístrojů a jejich vlastnosti 16

3.1 Elektrody 17

3.2. Předzesilovač 21

3.2.1 Diferenční zesilovač EKG 22

4 Operační zesilovače 22

4.1 Rozdělení OZ 23

4.2 Vlastnosti a parametry operačních zesilovačů [11] 24

4.3 Základní zapojení OZ 25

5 Vývojové prostředí LabVIEW 28

5.1 Čelní panel 29

5.2 Blokový diagram 29

6 NI ELVIS II 30

7 Vytvořená aplikace 31

7.1 Blokový diagram vytvořené aplikace 32

7.2 Čelní panel mého programu 35

7.3 Vlastní realizace obvodů na nepájivém poli desky NI ELVIS II 37

7.4 Získané hodnoty měřením 39

8 Závěr 43

Seznam obrázků

Obr. 1 Aktivní biologické signály [2] 9
Obr. 2 Pasivní biologické signály [2] 10
Obr. 3 Zpracování elektrických biologických signálů 13
Obr. 4 Jednorázové lepící elektrody, kontaktní (elipsové) končetinové elektrody, přísavné (balónkové) elektrody [4] 18
Obr. 7 Povrchové elektrody pro snímání EMG [4] 19
Obr. 8 Diferenční zesilovač EKG [7] 22
Obr. 9 Schéma zapojení pro invertující OZ [11] 25
Obr. 10 Schéma zapojení pro neinvertující OZ [11] 26
Obr. 11 Schéma zapojení pro rozdílový OZ [11] 27
Obr. 12 NI ELVIS II 31
Obr. 13 Funkce použité v programu 33
Obr. 14 Vývojový diagram pro měření frekvenčních charakteristik 34
Obr. 15 Vývojový diagram pro měření rozdílové složky CMRR 34
Obr. 16 Vývojový diagram pro měření soufázové složky CMRR 35
Obr. 17 Uživatelské rozhraní programu pro měření frekvenční charakteristiky 36
Obr. 18 Uživatelské rozhraní programu pro měření diskriminačního činitele (CMRR) 37
Obr. 19 Schéma zapojení pro změření frekvenčních charakteristik 38
Obr. 20 Schéma zapojení pro změření CMRR 39
Obr. 21 Frekvenční charakteristika získaná z měření 40
Obr. 22 CMRR získané z měření 42

Seznam tabulek

Tabulka 1 Napěťové a frekvenční rozsahy elektrických biologických signálů [3] 14

1 ÚVOD

Tato práce se věnuje vlastnostem zesilovačů pro biologické signály a metodami jejich návrhu. Proto jsou zde popsány biologické signály, co vlastně představují, jejich rozdělení podle původu či vzniku a podle toho, jestli je nebo není organismus zdrojem energie.

Dále jsou v této práci popsány základy zpracování elektrických biologických signálů. Proces zpracování biologických signálů má několik kroků. Prvním krokem je třeba signál z pacienta sejmout a to s co nejlepší kvalitou. Ke snímání elektrického napětí se používají snímače (senzory), pro snímání elektrických biologických signálů se používají elektrody, které budou podrobněji rozebrány a to z důvodu, že jsou důležitou součástí k získání signálu. Dalším krokem zpracování signálů je jejich zesílení a elektrická úprava. K zesílení signálu na požadovanou úroveň se používají zesilovače. Filtry zde slouží pro úpravu zesíleného signálu, kdy je omezen vliv nežádoucích účinků (šumu). V posledním kroku budou popsány možnosti záznamu získaného zesíleného signálu.

V další kapitole se budu věnovat základním elektrodiagnostickým metodám (EKG, EEG, EMG a ERG). Tyto metody zkoumají elektrické vlastnosti tkání.

Důležitou součástí při realizaci určitých elektrických obvodů na nepájivém poli NI ELVIS II budou operační zesilovače, které budou proto také více popsány v některé z kapitol mé bakalářské práce.

V této práci bude také popsáno vývojové prostředí LabVIEW, které mi poslouží k vytvoření vlastního programu.

Hlavním cílem mé práce ale bude vytvořit ve vývojovém prostředí LabVIEW program, který bude schopen automatizovaně měřit vlastnosti zesilovačů. Na vývojové desce NI ELVIS II (která zde bude také popsaná) realizuji dané elektrické obvody (konkrétně na nepájivém poli této desky), které mi poslouží k získání a otestování vlastností daného zesilovače. Tím si také ověřím funkčnost navrženého programu ve vývojovém prostředí LabVIEW.

1.1 Co jsou to biologické signály

Lidský organismus je otevřený dynamický systém schopný přijímat, zpracovávat a vydávat informace. Hmotný projev informace o zkoumaném biologickém systému nazýváme biologický signál nebo zkráceně biosignál. Biologické signály jsou základem všech diagnostických metod. Výstupní informace biosignálů odráží stav daného organismu a jsou základem pro stanovení diagnózy. Podle původu či vzniku je možné biosignály zjednodušeně rozdělit na ultrazvukové, radiologické, tepelné, optické, mechanické, magnetické, chemické, akustické, impedanční a elektrické. Biologické signály můžeme dále rozdělit na aktivní (vlastní, generované) a pasivní (zprostředkované, modulované). U pasivních biosignálů biologický objekt není zdrojem energie, pouze modifikuje vnější energii např. ultrazvuk. Při aktivním biosignálu je organismus zdrojem energie, tuto energii registrujeme a zesilujeme.

DRUH PROJEVU	ZPŮSOB SNÍMÁNÍ	DIAGNOSTICKÁ METODA
Mech.projevy - pohyb - rychlost - tlak - mechanický výkon	Mechanoelektické měniče	- spirometrie - fonokardiografie - apexkardiografie - tonometrie - ergometrie
Tepelné projevy - teplota teploměru jádra - povrchové rozložení teplot - vyzařovací infračervené záření	- teploměry - kapalné krystalky - detektor infračerv. záření - kalorimetr	- termometrie - kontaktní termografie - termovize - metabolická měření
Aktivní elektrické projevy	-elektrody	EKG,EMG,EEG,ERG
Magnetické projevy	- kvantový magnetometr	MKG,MMG,MEG
Faktory vnitřního prostředí - pH - pO_2 - pCO_2	- elektrody	Monitorování vnitřního prostředí

Obr. 1 Aktivní biologické signály [2]

MODULOVÁ VEMIČINA	ZPŮSOB MODULACE	SNÍMAČE ZAŘÍZENÍ	DIAGNOSTICKÁ METODA
Rentgenová záření	- útlum	- fotomateriál - luministenční stínítko	- skiagrafie - skiaskopie
Jaderné záření	- rozložení aktivity - záření - emise fotonů - emise positronů	- scintilační detektory	- pohybová scintigrafie - gama kamera - SPECT - PET
Viditelné záření	- odraz - lom světla	- oko - fotografická kamera - videokamera	- endoskopie - videoendoskopie
Ultrazvuk	- odraz - změna frekvence	- piezoel.měniče	- ultrasonografie - dopplerovské metody
Elektrický proud	- elektrická vodivost - stimulace	- elektrody	- reapletysmografie - chronoximetrie
Elektromag. pole	-rezonanční radiofrekvenční impuls	- měřicí cívky	- magnetická rezonanční tomografie (MRI)

Obr. 2 Pasivní biologické signály [2]

1.2 Vznik elektrického projevu buňky, tkáně a orgánů

Základním stavebním prvkem tkání živých organismů je buňka. Povrch buňky je tvořen membránou o tloušťce asi 0,5 až 1 μm, která se elektricky projevuje kapacitou v rozmezí 0,1 až 3 μFcm^{-2}, s povrchovým odporem do $1m^2$ (10 Ωkcm^2). Na buněčné membráně probíhají elektrické děje. Intracelulární a extracelulární buněčné tekutiny obsahují ionty anorganických i organických látek. Tyto roztoky jsou schopné vedení elektrického proudu prostřednictvím těchto volných iontů. Pro tuto vlastnost patří k vodičům druhé třídy. Předpokladem pro vznik a změny nerovnoměrného rozložení iontů je existence mechanismů transportu iontů, jejich výměny mezi vnitřním prostorem buňky a okolím. Jedná se o mechanismus, kterým jsou 3 kationty sodíku přeneseny ven z buňky, výměnou za 2 kationty draslíku, jež jsou přeneseny do buňky. Tento jev se nazývá sodíkodraslíková pumpa a energie k této činnosti se získává štěpením adenozintrifosfátu na adenozindifosfát. Přenosem aniontů a kationtů mezi vnitřní a vnější stranou buněčné membrány vzniká membránové napětí. Pokud je buňka vklidu,

je membránové napětí polarizováno a hovoříme o klidovém potenciálu. V případě podráždění generuje buňka akční potenciál. Buněčná membrána podrážděním ztrácí selektivní propustnost a mohou jí procházet velké i malé ionty. Zvláště se zvyšuje propustnost pro ionty sodíku. Říkáme, že se otevře rychlý sodíkový kanál. Mimobuněčné ionty sodíku vnikají do buňky, důsledkem toho se stává vnější plocha membrány proti vnitřní ploše záporná. Membrána, která měla v klidu na povrchu kladný a uvnitř záporný elektrický potenciál (napětí -60 až -90 mV), má po podráždění na povrchu záporný a uvnitř kladný. Postupně opět klesá propustnost membrány pro ionty sodíku a převládne difůze draslíku mimo buňku. Dochází ke změně náboje na membráně. Akční potenciál postupně klesá (napětí klesá z hodnoty +30 mV ke klidovému potenciálu). Době trvání od depolarizace do obnovení polarizace říkáme refrakterní stav. Refrakterní stav mají jednotlivé tkáně různý. Srdeční sval má dobu trvání tohoto stavu asi 0,2 s, nervové buňky kratší jak 1 ms a hladký sval několik sekund. Akční potenciál generovaný buňkou je přenášen na okolní buňky a společně tvoří elektrické pole v biologických tkáních. Na povrchu orgánů lze tyto změny mezibuněčných potenciálů snímat elektrodami a vytvořit časový průběh elektrických biosignálů.

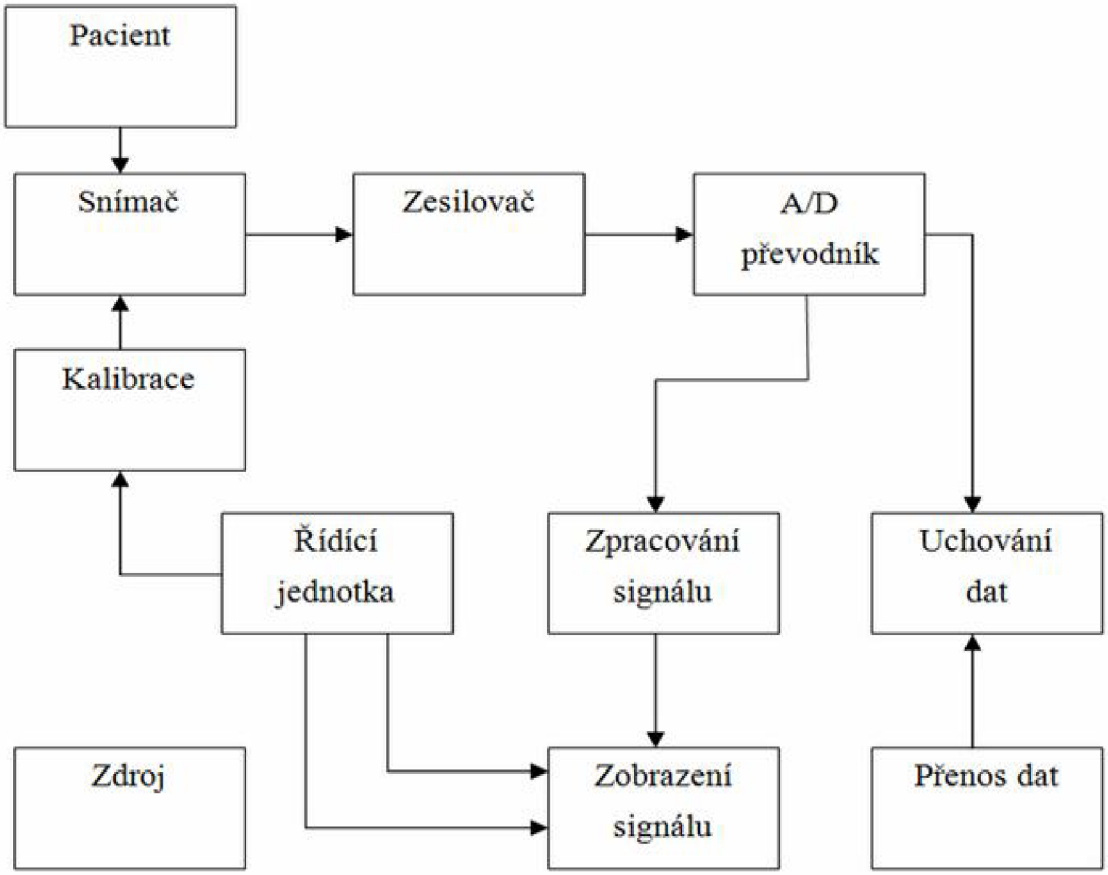
1.3 Základy zpracování elektrických biologických signálů

První krokem při zpracování elektrických biosignálů je jejich snímání. Elektrické biosignály jsou snímány jako elektrické napětí. Velikost tohoto elektrického napětí kolísá dle jednotlivých tkání od 10^{-6} V do 10^{-2} V. Velmi důležitá je také frekvence kolísání, která se také pohybuje v širokém rozmezí od 10^{-1} do 10^{3} Hz. Ke snímání elektrického napětí používáme snímače (senzory). U elektrických biosignálů plní tuto funkci elektrody. Měniče snímají neelektrické biosignály a zároveň mění energetický impuls na elektrický signál. Při snímání elektrického napětí je velmi důležité, aby byl snímač biologicky inertní. To znamená, že neovlivňuje tkáň, s níž je v kontaktu. Elektrody pro měření elektrického napětí rozdělujeme na polarizovatelné a nepolarizovatelné. Polarizovatelné měření elektrických biosignálů je nepřesné, protože elektrodové napětí je proměnlivé v důsledku pohybu pacienta, elektrody, vlhkosti, vliv

okolního prostředí atd. Nepolarizovatelné elektrody jsou charakterizovány stálým elektrodovým potenciálem, měření má vyšší přesnost. Dokonale nepolarizovatelné elektrody však neexistují. V praxi se nejčastěji používá elektroda stříbřitochloridová.
Elektrody dále dělíme na makroelektrody, mikroelektrody, povrchové nebo vpichové. Mikroelektrody slouží pro měření elektrických biopotenciálů jednotlivých buněk. Mají průměr hrotu (< 0,5 μm). Tyto elektrody jsou vyrobeny ze skla (nepolarizovatelné) nebo z kovu (polarizovatelné). Povrchové elektrody jsou kovové destičky různého tvaru a velikosti. Elektrický kontakt je vylepšován vodivým gelem. Vpichové elektrody se používají pro snímání elektrických biopotenciálů z malých oblastí tkání. Vyrábějí se z ušlechtilých kovů.

Druhým krokem je zesílení sejmutých biosignálů. Zesilovače elektrických biosignálů dělíme na stejnosměrné a střídavé. Nevýhodou stejnosměrných zesilovačů je, že zesilují i polarizační napětí vznikajících na elektrodách. U střídavých zesilovačů se spojení se zdrojem signálu uskutečňuje kapacitně odporovou vazbou, která zamezuje přenos stejnosměrné složky biosignálu. Používají se také zesilovače vícestupňové, celkové zesílení u nich lze regulovat.
Často se používají zesilovače diferenční, které zesilují pouze rozdíl napětí, přivedených na vstupy. Důležitým předpokladem pro získání nezkresleného elektrického signálu je jeho filtrace či potlačení rušivých složek obsažených v sejmutém signálu. Jedná se například o rušení vlastním tělem (pohyb, dýchání), polem sítě (50 Hz), televizní a rozhlasové vysílače, počítače či samotným zesilovačem.

Třetím krokem je záznam zesíleného bioelektrického děje. Záznam může být dočasný nebo trvalý. Dočasné zobrazení časového průběhu sledovaného bioelektrického děje umožňuje osciloskop. V současné době se zpracování provádí pomocí výpočetní techniky. Toto vyžaduje úplnou digitalizaci procesu zpracování. Většina moderních diagnostických přístrojů má tedy analogovou část omezenou pouze na sejmutí biosignálů. Na analogovou část navazuje analogově-digitální převodník. Zobrazení biosignálů je pak zcela na bázi počítačové technologii.



Obr. 3 Zpracování elektrických biologických signálů

2 Elektrodiagnostické metody

Zkoumáním elektrických vlastností tkání znamenalo výrazný přínos k diagnostice onemocnění vzrušivých tkání (tkáně nervové a svalové). Podle toho, zda předmětem studia byly elektrické projevy vzniklé v důsledku aktivní činnosti či jen odpověď zkoumané tkáně na elektrický podnět, rozdělujeme elektrodiagnostické metody na aktivní (detekční elektrodiagnostika) a pasivní (stimulační elektrodiagnostika). Příkladem detekčních elektrodiagnostických metod je elektrokardiografie (EKG), elektromyografie (EMG), elektroencefalografie (EEG), elektrokortikografie (ECoG), elektroretinografie (ERG), elektrookulografie (EOG), elektrogastrografie (EGG) a fetální EKG (FEKG).

Biosignál	Napěťový rozsah	Frekvenční rozsah	Elektroda
Elektrokardiogram EKG	0,5 – 5 mV	0,05 - 100 Hz	Plošná
Fetální EKG, FEKG	10 – 300 μV	0,2 - 100 Hz	Plošná
Elektromyogram EMG	0,05 – 5 mV 0.01 – 2 mV	2 - 500 Hz 5 – 10 kHz	Plošná – sval Jehlová - vlákno
Elektroencefalogram EEG delta vlny theta vlny alfa vlny beta vlny	2 – 200 μV	0,5 – 200 Hz 0,5 - 4 Hz 4 - 8 Hz 8 - 13 Hz 13 - 22 Hz	Plošná
Elektrogastrogram EGG	10 – 1000 μV 0,5 – 80 mV	0 - 1 Hz 0 - 1 Hz	Plošná – kůže Plošná - žaludek
Elektrookulogram EOG	10μV - 3,5 mV	0 - 100 Hz	Plošná
Elektroretinogram ERG	0,5 - 1mV	0 - 200 Hz	Mikroelektrody, povrchové

Tabulka 1 Napěťové a frekvenční rozsahy elektrických biologických signálů [3]

2.1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie, neboli EKG je základní vyšetřovací metoda v kardiologii. Při této metodě elektrokardiograf pomocí elektrod umístěných na kůži, ale i na stěně jícnu či přímo v srdci měří elektrickou aktivitu srdce. Naměřené napětí je zesíleno a výsledkem je elektrokardiogram. Jedná se o grafický záznam naměřených změn elektrického napětí mezi dvěma body v průběhu času. Při elektrokardiografii se měřené napětí pohybuje od 0,5 do 5 mV, frekvenční rozsah nepřekračuje 150 Hz. Elektrokardiografie je vyšetření rychlé, levné, nenáročné pro pacienta a přináší mnoho informací o činnosti srdce. Elektrody přikládáme na místa, která nazýváme svody. Svod jsou dvě místa, mezi kterými měříme elektrické napětí. Podle umístění elektrod dělíme svody na končetinové a hrudní. Dle způsobu zapojení elektrod k měření elektrické

aktivity srdce dělíme svody na bipolární a unipolární. Bipolární svody zachycují rozdíl napětí mezi dvěma aktivními (diferenčními) elektrodami. Unipolární svody zachycují napěťový rozdíl mezi aktivní elektrodou a elektrodou indiferentní, která má nulové napětí. Nulové napětí u indiferentní elektrody vznikne spojením všech tří svodů do jednoho bodu přes odpor. V klinické praxi je standardně nejpoužívanější 12-ti svodový systém. Jedná se o tři končetinové svody bipolární (Einthovenovy svody), tři končetinové svody unipolární (Goldbergerovy svody) a šest unipolárních svodů hrudních (Wilsonovy svody).

2.2 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda, která je založena na snímání povrchové nebo intramuskulární elektrické svalové aktivity. K vyšetření se používá speciální přístroj zvaný elektromyograf. Tento přístroj zaznamenává změnu elektrického napětí, které vzniká záměrnou elektrickou stimulací svalu nebo periferního nervu. Vyvolaný elektrický vzruch se šíří nervovým vláknem, aktivuje svalová vlákna a vzniká elektrické napětí. Měřené napětí se pohybuje od 0,5 do 5 mV, frekvenční rozsah elektromyografu musí být od 2 do 500 Hz.

2.3 Elektroencefalografie

Elektroencefalografe (EEG) je jednou ze základních diagnostických metod v neurologii a psychiatrii. Tato metoda slouží k záznamu elektrické aktivity mozku, která má základ ve změnách polarizace neuronů mozkové kůry. Nervové buňky si mezi sebou předávají signály pomocí změn elektrického napětí. Elektrody ke snímání tohoto napětí mohou být umístěny na povrchu hlavy (EEG), napojeny přímo na mozkovou kůru (ECoG, elektrokortikografie) nebo zanořeny hluboko do struktury mozku (SEEG, stereoencefalografie). Naměřené elektrické napětí je velmi nízké a pohybuje se od 5 do 200 μV. Standardní citlivost elektroencefalografu bývá 100 μV/ cm. Frekvenční pásmo, které se měří, bývá v rozmezí 0,5 až 110 Hz. Časově

naměřené, zesílené a odfiltrované napětí je graficky znázorněno ve formě elektroencefalografu.

2.4 Elektroretinografie

Elektroretinografie (ERG) je speciální diagnostická metoda, která je využívaná v očním lékařství. Je založena na detekci a registraci celkové elektrické aktivity sítnice oka. Elektroretinograf zaznamenává elektrické napětí, které vzniká po stimulaci sítnice světlem. Stimulované elektrické napětí je snímáno elektrodami, zesilováno, filtrováno a registrováno na obrazovku osciloskopu. Snímané napětí se pohybuje v rozmezí od 0,5 do 1 mV, frekvence do 200 Hz. Moderní speciální přístroje, které jsou řízeny počítači, umožňují automatickou registraci a současně i vyhodnocení. Velikost a tvar elektroretinografické křivky závisí na intenzitě, délce, barvě fotostimulace, úrovni adaptace oka a především na kvalitě snímání.

3 Analogová část diagnostických přístrojů a jejich vlastnosti

Požadavkem dnešní doby je, aby zařízení zpracovávala signál digitálně. Moderní zařízení pracují z velké části digitálně a jen část zařízení, kterou nelze realizovat digitálně je analogová. Analogová část diagnostických přístrojů je velmi důležitá a závisí na ní výsledek měření. Mezi součásti analogové části diagnostického přístroje patří snímací elektrody, volič svodu, předzesilovač s obvodem rychlostartu, kalibrační obvod, vypínatelný filtr, zesilovač s plynule nastavitelným filtrem a výkonový zesilovač.

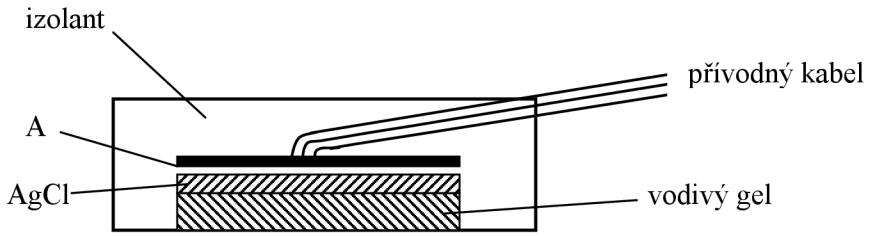
Součástí voliče svodu jsou impedanční transformátory oddělující signál z elektrod od odporové sítě. Předzesilovač se používá diferenční, který zesiluje rozdílové napětí. Za ním bývá zařazen filtr horní propust. Obvod rychlostartu po příchodu nežádoucího rušení zmenší na okamžik časovou konstantu filtru a tím urychlí obnovení ustáleného stavu přístroje. Kalibrační obvod slouží k přesnému nastavení citlivosti přístroje. Vypínatelný filtr slouží k omezení nežádoucího rušení, které se občas vyskytuje při

snímání. Způsobuje však zkreslení, proto by měl být použit jen v nezbytných případech. Volba výkonového zesilovače souvisí s použitým zapisovacím zařízením.

3.1 Elektrody

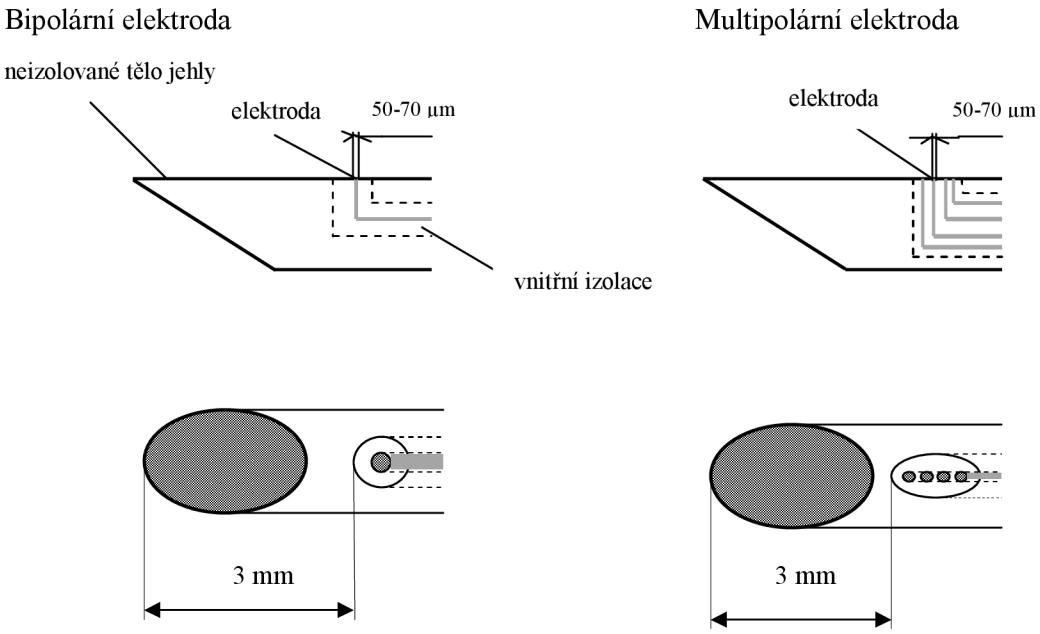
Pro měření biologických signálů je důležitá vhodná volba elektrod. K měření EKG se používají povrchové elektrody. Tyto elektrody se vyrábí v různém provedení, a to především v závislosti na umístění elektrody na těle pacienta. Jedná se například o kontaktní (klipsové) končetinové elektrody, přísavné (balónkové) hrudní elektrody a jednorázové lepící elektrody. Na vlastnosti elektrod jsou kladeny velké nároky. Především nesmí ohrozit zdravotní stav pacienta a měřené napětí musí být co nejpřesnější. K minimalizaci rezistence se používá tenká vrstva vodivého gelu mezi elektrodou a kůží. Elektrody používané v EKG dále můžeme rozdělit na plošné polarizovatelné, plošné nepolarizovatelné a plovoucí nepolarizovatelné. Plošná kovová polarizovatelná elektroda se používá v kombinaci s vodivou pastou (elektrolytem). Po přiložení na tělo se na elektrodě vytvoří polarizační stejnosměrný potenciál řádu desítek až stovek milivoltů oproti druhé elektrodě. Pokud však dojde k pohybu elektrody, napětí kolísá a vznikají pohybové artefakty. V dnešní době jsou používány stabilnější plošné, nepolarizovatelné, stříbro-chloridové elektrody (Ag/AgCl), kde je potenciálový rozdíl jen několik milivoltů. Tyto elektrody druhého druhu jsou vyrobeny tak, že základní vodivý materiál (v tomto případě stříbro) je pokryt tenkou vrstvou těžko rozpustné soli (chlorid stříbrný) nebo hydroxidu základního materiálu a jsou ponořeny do elektrolytu, který má společný aniont s touto vrstvou např. NaCl nebo KCl. Elektrody s použitím elektrolytické vrstvy (elektrody plovoucí) jsou velmi přesné.

Obr. 4 Jednorázové lepící elektrody, kontaktní (elipsové) končetinové elektrody, přísavné (balónkové) elektrody [4]



Obr. 5 Plovoucí (miskovitá) nepolarizovatelná elektroda [2]

Při povrchové myografii snímáme signál z velkého množství motorických jednotek. Špičkové napětí dosahuje až několik desítek mV. Frekvence se pohybuje převážně od 50 do 150 Hz. Při této metodě se používají povrchové, miskové nebo samolepící elektrody. Jedná se o kovové elektrody s převážně Ag/AgCl povrchem. Při intramuskulární elektromyografii je malý objem tkáně mezi zdrojem signálu a elektrodou. Měření je přesnější, protože zde neexistuje rozhraní mezi elektrodou a kůží. Špičkové napětí se pohybuje do řádu stovek μV a frekvenční rozsah do 10 Hz. V intramuskulární elektromyografii se používají jehlové elektrody. Tyto elektrody mohou být koncentrické, bipolární nebo unipolární.



Obr. 6 Jehlová bipolární a multipolární elektroda [5]

Obr. 7 Povrchové elektrody pro snímání EMG [4]

Obr. 8 Páskové a diskové zemnící elektrody [4]

Množství elektrod při měření v EEG závisí na použitém systému. Nejčastěji se používá takzvaný 10 – 20 systém, který je založen na měření elektrického napětí z 19 elektrod. V praxi lze při speciálním vyšetření použít až 128 elektrod. Elektrody jsou velmi důležitou součástí pro měření signálu. Odpor elektrody k průchodu střídavého proudu (elektrodová impedance) by se měl pohybovat od 0,1 do 5 kΩ. Počet snímacích elektrod odpovídá množství záznamových kanálů. Využívá se zapojení v unipolárním i bipolárním režimu. U bipolárního zapojení se snímá rozdíl napětí mezi dvěma aktivními elektrodami, při unipolárním zapojení je snímané napětí detekováno mezi aktivní elektrodou a referenční elektrodou. Při neinvazním snímání elektrické aktivity mozku z povrchu hlavy se používají buď jednotlivé elektrody nebo jsou elektrody umístěny v elektrodové čepici. Povrchové elektrody mohou být kalíškové (Pt, Sn) nebo terčíkové (Ag/AgCl). K podpovrchovému snímání se používají platinové nebo nerezové jehly, drátky či terčíky vyrobené z vhodného materiálu. Elektrody v ERG můžeme rozdělit dle jejich funkce na tři druhy. Jedná se o akční, referenční a zemnící elektrody. Akční elektroda se vkládá do oka, referenční a zemnící jsou elektrody povrchové (kožní). Akční elektrody mohou být ve formě čočky, vodivého vlákna nebo fólie a jsou v přímém kontaktu s rohovkou nebo bulbární spojivkou. Elektrody umístěné v kontaktních čočkách obsahují zatavené stříbrné nebo platinové vlákno a poskytují nejvyšší amplitudy a nejstabilnější záznamy. Určitou nevýhodou použití těchto elektrod je nutnost lokální anestezie a možnost povrchového poškození rohovky. Nejčastěji užívané jsou vláknové elektrody. Jedná se o svazek jemných pokovených nylonových vláken, který se vkládá pod dolní víčko. Nevýhodou je, že získané napětí je asi o 20% nižší, protože vlákna jsou uložené mimo rohovku. Referenční elektrody mohou být řešeny jako bipolární. To znamená, že jsou umístěny do kontaktní čočky spolu s akční elektrodou. Toto řešení je elektricky nejstabilnější. Ve druhém případě mohou být řešeny jako zemnící kožní pozlacené nebo stříbrné elektrody. Kožní elektrody by měly mít impedanci do 5 kΩ.

3.2. Předzesilovač

Analogový signál, který snímají elektrodiagnostické přístroje, není vhodný k přímé digitalizaci z důvodu malé amplitudy a může obsahovat rušení. Rušení a zesílení signálu na odpovídající úroveň provede dost účinně předzesilovač. Používá se převážně diferenciální zesilovač. Jedná se o vstupní zesilovač v diferenciálním zapojení. Jde o citlivý zesilovač s velkým napěťovým zesílením se dvěma vstupy. Jedním přímým (aktivním) a druhým invertovaným (referenčním). Diferenciální zesilovač zesiluje napěťový rozdíl (diferenci) mezi oběma vstupy. Od napětí na přímém vstupu odečte napětí na referenčním vstupu a pak zesílí pouze vzniklý rozdíl. Další výhodou tohoto diferenčního zapojení je, že pokud se na oba vstupy naindukuje stejně velké rušivé napětí, pak se toto rušivé napětí od sebe odečte a na výstupu zesilovače se neprojeví.

Použitý zesilovač má splňovat tyto základní parametry:

1. Vysoký vstupní odpor. Vysoký vstupní odpor přímo souvisí s měřeným signálem a použitými snímacími elektrodami, jejichž odpor nelze zanedbat, protože se přičítá ke vstupnímu odporu zesilovače a měří jeho parametry.

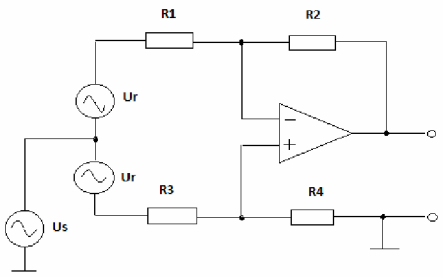
2. Musí pracovat v kmitočtovém rozsahu, kde se nachází daný signál.

3. Malý vlastní šum. Napěťová úroveň šumu je srovnatelná s nízkou napěťovou úrovní signálu. Vlastní šum se přičítá k původnímu signálu, zhoršuje kvalitu a vypovídající hodnotu signálu. Tento šum je široko pásmový a jeho odfiltrování je těžce realizovatelné.
4. Možnost kalibrace a nastavení přesné hodnoty zesílení. Záznam musí být standardizovaný, aby ho bylo možno srovnat s již zaznamenanými signály. Je třeba dodržet napěťové a časové měřítko.

5. Zanedbatelný unikající proud z obvodu do pacienta. Norma (ČSN EN 60601-1) povoluje za normálních podmínek maximální možný stejnosměrný proud pacientem 0,01 mA.

3.2.1 Diferenční zesilovač EKG

Základem EKG zesilovače je diferenční zesilovač tvořený operačním zesilovačem a rezistory R1 až R4 jak naznačuje obr. 8. Pro R1=R3 a R2=R4 je zesílení stejné pro invertující i neinvertující vstup zesilovače. Jestliže na invertující a neinvertující vstupy bude přiveden signál v protifázi, vytvoří se rozdílové napětí Ur, které bude diferenčním zesilovačem zesíleno a objeví se na výstupu Uvýst. Pokud na invertující a neinvertující vstup přivedeme soufázový signál Us, díky stejné velikosti zesílení invertující a neinvertující části zesilovače se odečte a na výstupu se neobjeví žádný signál. To platí v ideálním případě.



Obr. 8 Diferenční zesilovač EKG [7]

4 Operační zesilovače

Operační zesilovače byly původně vyvinuty pro realizaci matematických operací (odtud jejich název) v éře analogových počítačů, kde byly používány pro realizaci základních aritmetických operací a rovněž pro integraci a derivaci analogových signálů.

Časem se ukázalo, že tyto obvody mají daleko širší uplatnění. V současné době se operačních zesilovačů (dále OZ) používá v řadě elektronických obvodů, jako jsou stejnosměrné i střídavé zesilovače napěťového signálu, komparátory, klopné obvody, omezovače amplitudy, aktivní elektronické filtry, převodníky z analogového signálu na digitální a naopak, jsou základem elektronických regulátorů, elektronických měřících přístrojů, atd. [11]

Operační zesilovač je polovodičová součástka vyráběná formou integrovaného obvodu vyznačující se velkým napěťovým zesílením vstupního rozdílového napětí (diferenční napěťový zesilovač). Napěťové zesílení A_u samotného operačního zesilovače bývá řádově 10^4 až 10^9. Zesiluje jak stejnosměrné, tak střídavé napěťové signály. Operační zesilovač má dva vstupy (invertující a neinvertující) a jeden výstup. Kromě toho má další vývody pro napájení, kmitočtovou kompenzaci a kompenzační vstupní napěťové nesymetrie. Přivádíme-li vstupní elektrický signál na invertující vstup operačního zesilovače, dojde kromě zesílení, také k posunutí fáze zesíleného výstupního elektrického signálu o 180° (opačná fáze). Přivádíme-li vstupní elektrický signál na neinvertující vstup operačního zesilovače, dojde k jeho zesílení, avšak fázový posun mezi vstupním a výstupním (zesíleným) elektrickým signálem je nulový (fáze se nezmění).[11]

4.1 Rozdělení OZ

1. Podle integrovaného zesilovaného prvku [11]

   a) Bipolární OZ - základem je integrovaný bipolární tranzistor, jedná se o nejstarší a nejrozšířenější OZ, používá se pro zesilování stejnosměrných a střídavých nf napěťových signálů.
   b) BIFET OZ - základem je integrovaný unipolární tranzistor JFET. Vyznačují se vysokým vstupním odporem (impedancí).
   c) BIMOS OZ - základem je integrovaný unipolární tranzistor MOSFET. Vyznačují se velmi vysokým vstupním odporem. Jeho vlastnosti se blíží vlastnostem ideálního OZ. Používají se v oblasti vf techniky, u elektronických měřících přístrojů.

2. Podle použitého napájení
   a) Symetrické OZ - vyžadují tzv. symetrické napájení (např. + 10V a -10V proti zemi). Jejich vstupní i výstupní elektrický signál proto může být kladný í záporný.
   b) Nesymetrické OZ - stačí jen jedna polarita napájení, jejich použití je trochu jednodušší co se týče napájecího zdroje. Neumožňují však na výstupu získat záporné napětí, proto se nehodí pro některá zapojení.

4.2 Vlastnosti a parametry operačních zesilovačů [11]

1. Velké napěťové zesílení A_u (ideálně ∞ velké). U reálných OZ je velikost výstupního zesíleného napětí omezena především napájecím napětím.
2. Při zesilování střídavého napětí se zesílení směrem k vyšším kmitočtům zmenšuje. Požadujeme tedy velký rozsah zesilovaných frekvencí střídavého napěťového signálu (ideálně: 0 až ∞ Hz). Proto se u reálných OZ zavádí kmitočtová kompenzace pomocí externích pasivních součástek. Některé OZ mají již tuto kmitočtovou kompenzaci zabudovanou uvnitř. Avšak vnitřní kompenzace je nastavena pro určitý mezní kmitočet s ohledem na co největší zesílení. V řadě případů je tento kmitočet příliš nízký. Chceme-li tedy dosáhnout širšího přenášeného pásma, volíme operační zesilovač s vnější kompenzací i za cenu menšího zesílení.
3. Zesílení by nemělo být nezávislé na zatížení výstupu OZ. To znamená, že by ho neměla ovlivňovat velikost impedance zátěže (odporu). Tento požadavek nelze splnit, ale OZ se splnění této podmínky velmi přibližuje. Jeho výstupní impedance má být co nejmenší, nejlépe nulová.
4. Operační zesilovač nemá zatěžovat vstupní obvody, ke kterým je připojen a jejichž elektrický signál zesiluje. Musí tedy vykazovat velkou vstupní impedanci, nejlépe nekonečnou.
5. Nulovému vstupnímu napětí musí odpovídat nulové výstupní napětí. Jelikož vstupní obvody OZ nejsou zcela symetrické, na výstupu se objeví určité

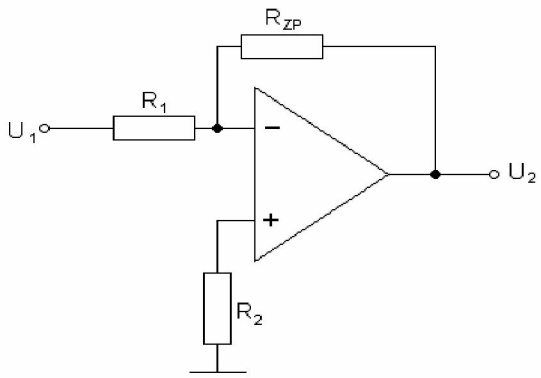
napětí i když napětí mezi oběma vstupy je nulové. Tuto nedokonalost je nutné dodatečně kompenzovat.

6. Malá vlastní spotřeba (mW).
7. Fázový posun mezi vstupním a výstupním napěťovým signálem je 0° nebo 180°

4.3 Základní zapojení OZ

Samotný operační zesilovač vykazuje velké napěťové zesílení A_u. V běžných praktických aplikacích se ale požadují o dost nižší hodnoty. Omezení napěťového zesílení OZ se realizuje pomocí zpětnovazebního rezistoru R_{ZP}, který se zapojuje mezi jeho výstupem a invertujícím vstupem. Rozlišujeme dva typy základního zapojení a to podle toho, na který vstup OZ přivádíme zesilovaný signál.[11]

Invertující zapojení:



Obr. 9 Schéma zapojení pro invertující OZ [11]

kde R_1 je vstupní odpor,

R_{ZP} je zpětnovazební odpor,

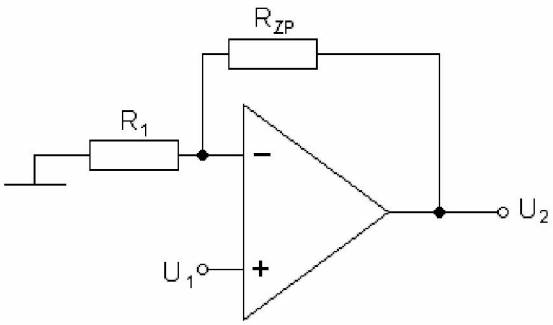
R_2 je kompenzace vstupní nesymetrie

Celková velikost napěťového zesílení A_u invertujícího zapojení je dána vztahem:

$$A_u = \frac{U_2}{U_1} = -\frac{R_{ZP}}{R_1} \quad (1)$$

U tohoto zapojení dojde k posunu fáze mezi vstupním a výstupním napětím o 180°. Je-li tedy na vstupu třeba kladné napětí, tak na výstupu invertujícího zapojení získáme zesílené záporné napětí a naopak.

Neinvertující zapojení:



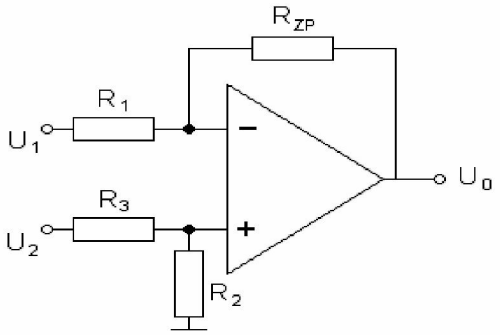
Obr. 10 Schéma zapojení pro neinvertující OZ [11]

Celková velikost napěťového zesílení A_u neinvertujícího zapojení je dána vztahem:

$$A_u = 1 + \frac{R_{ZP}}{R_1} \quad (2)$$

Vstupní napěťový signál je ve fázi s výstupním zesíleným napěťovým signálem. Je-li tedy na vstupu kladné napětí například, tak na výstupu získáme zesílené napětí téže polarity.

Rozdílový (diferenční) zesilovač:



Obr. 11 Schéma zapojení pro rozdílový OZ [11]

Toto zapojení se často používá pro sledování dvou napěťových signálů s málo odlišnými hodnotami napětí. Výstupní napětí je pak úměrné rozdílu napětí na vstupech (OZ zesiluje rozdíl obou vstupních napětí). Invertující zesilovač zesiluje napětí U_1 a neinvertující zesilovač zase zesiluje U_2. Má-li zesilovač skutečně zesilovat jen rozdílové napětí, musíme dodržet následující podmínku:

$$\frac{R_{ZP}}{R_1} = \frac{R_2}{R_3} \quad (3)$$

To znamená, že dvojice odporů R_2 a R_3 musí být ve stejném poměru jako R_{ZP} a R_1.

Velmi také záleží na tom, aby jsme použili co nejpřesnější rezistory. Výstupní napětí je pak dáno vztahem:

$$U_0 = \frac{R_{ZP}}{R_1} * (U_2 - U_1) \quad (4)$$

Diskriminační činitel (CMRR)

Diferenční zesilovač musí mít vysoký diskriminační činitel (CMRR, Common-mode rejection ratio). Velikost CMRR určuje, jak moc bude soufázový (souhlasný) signál rušení potlačen proti rozdílovému signálu. Diferenční vstup slouží k potlačení soufázové složky signálu, které nese rušení. Reálný diferenční zesilovač soufázový signál zcela nepotlačí a na výstupu se objeví i část soufázového signálu ze vstupu. Poměr zesílení rozdílové složky a soufázové složky v logaritmické míře udává diskriminační činitel.

$$CMRR = 20*\log\left(\frac{A_{rozdílová}}{A_{soufázová}}\right) \qquad (5)$$

Ideální diferenční zesilovač má CMRR rovno ∞. V praxi se jeho hodnota pohybuje mezi 60 až 130 dB v závislosti na kvalitě zesilovače.

5 Vývojové prostředí LabVIEW

LabVIEW (Laboratory Virtual Instruments Engineering workbench) tedy „laboratorní pracoviště virtuálních přístrojů“. Jde o vývojové prostředí, které slouží k vytváření aplikací v oblasti měření. Umožňuje nám sběr naměřených dat, jejich analýzu a výsledné zobrazení.

LabVIEW je vývojovým prostředím na úrovni C jazyka, odpovídající všem jeho vlastnostem, ale na rozdíl od běžných programovacích jazyků jde o grafickou podobu programování (jazyk G). Výhodou grafického prostředí je jeho snadná ovladatelnost, takže i nepříliš zkušený programátor může relativně snadno vytvořit danou aplikaci.

Pomocí bloků můžeme vytvořit virtuální nástroj (Virtual Instruments VI), který představuje činnost klasického přístroje ve své fyzické podobě. Pospojováním dílčích virtuálních přístrojů vznikne konečná aplikace. Jde tedy o modulární programování. Je to velmi výhodné pro ladění aplikace, protože aplikaci můžeme rozdělit na jednotlivé

dílčí úlohy, pro které se vytvoří subVI a po jejich pospojování vznikne konečný virtuální nástroj. Funkci jednotlivých subVI lze testovat nezávisle na ostatních částech virtuálního přístroje. Tvorba aplikace je realizována ve dvou vzájemně propojených oknech a to v tzv. Front panelu (čelní panel) a okně tzv. Blok diagramu (blokové schéma). Okno front panelu představuje uživatelské rozhraní virtuálního přístroje, které je určeno po spuštění aplikace k nastavení různých hodnot měřicího přístroje a ke sledování výsledných (naměřených) hodnot. V okně blokového diagramu se vytváří vlastní program. Propojují se zde různé bloky, které zpracovávají měřená data. Zpracování je dáno tokem dat. Až mají jednotlivé bloky na patřičných vstupech všechna potřebná data, tak zahajují výpočty. Výsledky zpracování jsou pak zaslány na výstupy těchto bloků. Procesy jednotlivých bloků běží tedy paralelně.[12]

5.1 Čelní panel

Jeho úkolem je plnit stejnou úlohu, jakou plní čelní panel skutečného přístroje. V tomto panelu pracuje sám uživatel, sleduje zpracovávaná data, zadává zde parametry a řídí běh aplikace. Veškeré objekty lze libovolně měnit a upravovat jejich vzhled, tedy můžeme měnit jejich barvu, velikost, popisky a umístění. Sám uživatel si tedy určuje konečný vzhled virtuálního přístroje. [12] Čelní panel tvoříme ze dvou druhů grafických prvků a to z ovládacích (controls) a indikačních (indicators). Ovládací prvky slouží k řízení virtuálních přístrojů. Například zde patří otočné knoflíky (knob), tlačítka (button) a posuvné ovladače (slide). Hlavní funkcí indikačních prvků je zobrazení výsledků zpracovaných dat a zobrazení stavu virtuálního přístroje. Najdeme zde například kontrolky (led), ručičková měřidla, číselné zobrazovače a různé podoby grafů.

5.2 Blokový diagram

Okno blokového diagramu je součástí každé aplikace a je sdruženým oknem čelního panelu. Není možné pracovat pouze s oknem blokového diagramu. Uživatel

může mít otevřené okno čelního panelu a zároveň blokový diagram (mezi těmito okny lze přepínat pomocí <Ctrl+E>) a nebo lze jen používat čelní panel.

Na obrazovce blokového diagramu si vytváříme vlastní algoritmus programu, kdy propojujeme jednotlivé bloky programu signálovými cestami a nastavujeme jejich parametry. Jak je výše uvedeno, jde o grafické programování. Tento způsob programování vzájemným propojováním objektů, odpovídá řádkům v textově orientovaných programovacích jazycích, ale na rozdíl od nich se jedná o přímo spustitelný kód. Tento kód je totiž překládaný během psaní. To umožňuje rychlé odhalení chyb, jako například propojení bloků s neslučitelnými datovými typy. [12]
Prvky blokového diagramu můžeme rozdělit na tří základní části. Jde o koncové bloky tzv. Terminály, které jsou při tvorbě čelního panelu automaticky umístěny na panel blokového schématu. Terminál představuje datové propojení mezi blokovým diagramem a čelním panelem. Dále mluvíme o uzlových blocích. Jejich funkcí je zpracovávání signálu a jsou součástí knihovních funkcí. A poslední částí jsou spoje, které slouží k propojení terminálů a uzlů.

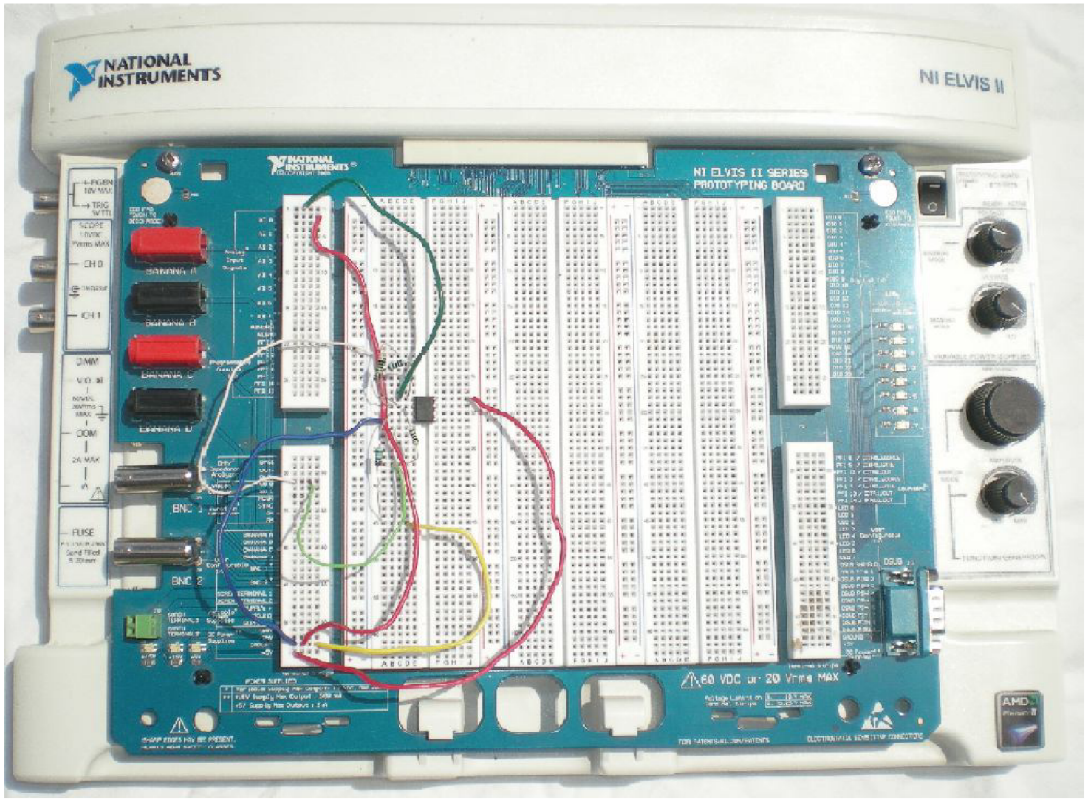
6 NI ELVIS II

NI ELVIS II vývojová platforma (Educational Laboratory Virtual Instrumentation Suite) je vyráběna firmou National Instruments. Slouží především pro laboratorní nebo školní demonstrace. Obsahuje integrovanou sadu 12 nejpoužívanějších nástrojů v laboratořích.
Najdeme zde:

- funkční generátor,
- osciloskop,
- digitální multimetr,
- proměnný napájecí zdroj,
- bode analyzátor,
- dynamický signálový analyzátor,
- impedanční analyzátor,

- generátor libovolných průběhů,
- dvou vodičový VA analyzátor,
- tří vodičový VA analyzátor,
- digitální vstupy a výstupy

Tato vývojová platforma obsahuje navíc prototypovací desku s nepájivým polem, na kterém lze jednodušše realizovat daný obvod. Komunikaci mezi PC a touto deskou zajišťuje rozhraní USB. Všechny přístroje je pak možné ovládat pomocí ovladačů, které výrobce dodává ke kartě. Najdeme zde i tak zvaný Instrument Launcher, který funguje jako rozcestník k programům, které slouží k ovládání daných virtuálních nástrojů přes počítač.



Obr. 12 NI ELVIS II

7 Vytvořená aplikace

K sestavení vlastního programu (blokového digramu) jsem využil PC, ve kterém bylo nainstalováno vývojové prostředí LabVIEW. Dále musely být instalovány dané ovladače NI ELVIS II do PC pro správnou komunikaci. Vývojovou desku NI ELVIS II jsem pak fyzicky připojil k USB počítače. Na nepájivém poli NI ELVIS II jsem pak realizoval dané obvody.

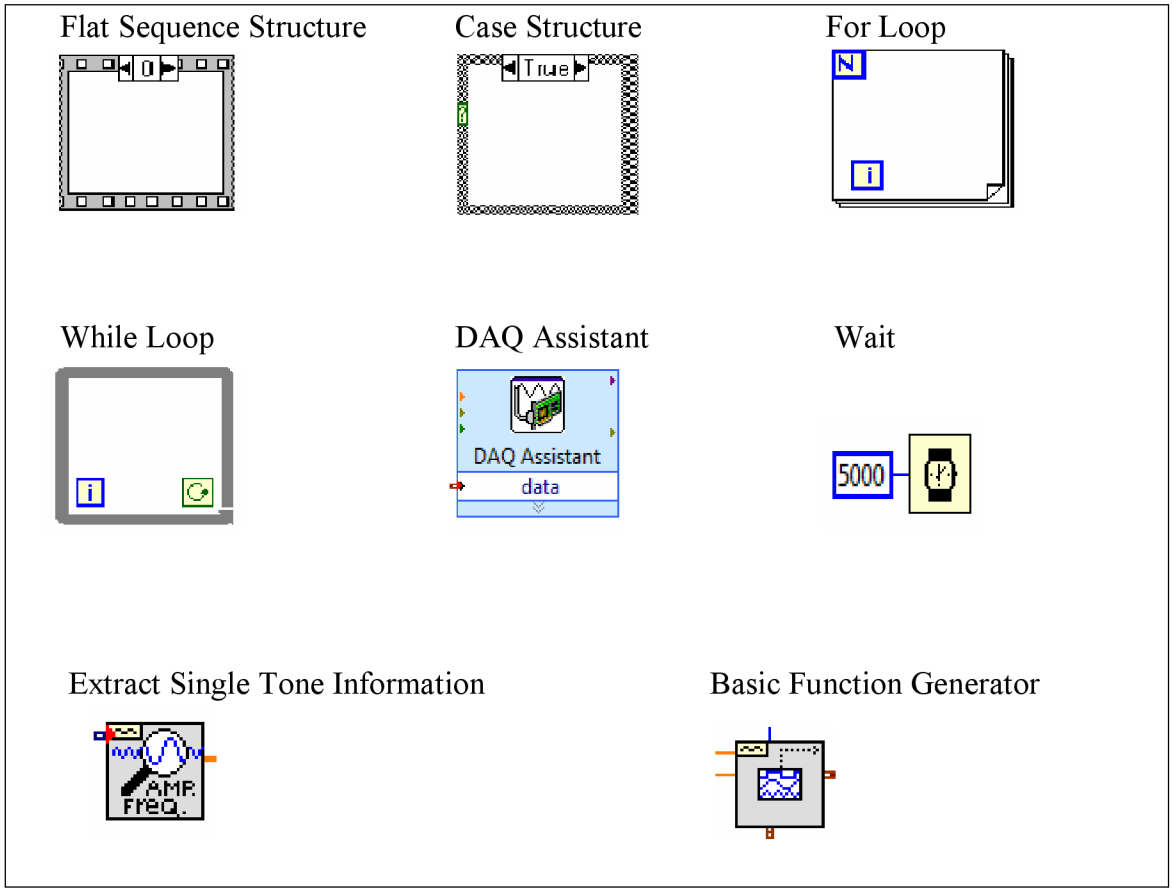
7.1 Blokový diagram vytvořené aplikace

Na obrázku 14, 15 a 16 jsou zobrazeny vývojové diagramy pro měření vlastností zesilovačů. Celý program je v Case Structure (Obr. 13) pro volbu mezi frekvenční charakteristikou a CMRR. Komponenty DAQ Assistant (Obr. 13) slouží k zapisování dat na výstup nebo čtení dat z vstupně výstupní karty. V mém programu je využito zápisu dat na kartu i čtení dat z karty. Do měřicí karty se generují pomocí programu LabVIEW určité signály, které si sami nastavíme v programu. Upravený signál pak čteme z karty a v LabVIEW libovolně prezentujeme. Po dvojitém kliknutí myši na tento blok otevřeme nabídku s nastavením podle potřeby našeho programu (např. měřicí rozsah).

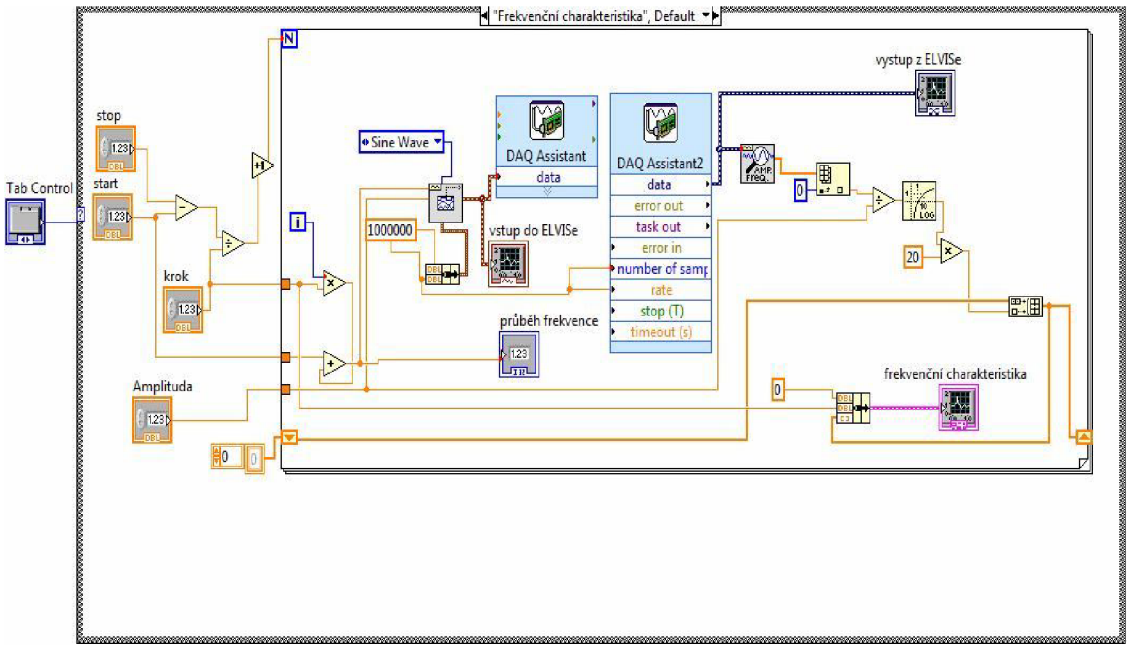
Základem vývojového diagramu frekvenční charakteristiky je For Loop (Obr. 13). Jde o cyklus s pevným počtem opakování. Tento daný počet opakování je určen hodnotou připojenou zvenčí k terminálu s označením N. Další terminál který tento cyklus poskytuje je terminál s výstupem pořadového čísla aktuálně prováděného oběhu. K tomuto cyklu se dá připojit speciální typ lokální proměnné, tzv. posuvné registry. Ty využívám ve svém programu (tzv. Shift Registr), který zde slouží, aby se jednotlivé hodnoty iteračních cyklů ukládaly a vykreslovaly postupně v grafu frekvenčních charakteristik. Blok Basic Function Generator (Obr. 13) zde slouží ke generování sinusového signálu o určité amplitudě a frekvenci. Dalším důležitým blokem v programu pro měření frekv.charakt. je Extract Single Tone Information (Obr. 13), jehož úkolem je získat amplitudu z přiváděného signálu. S touto hodnotou se dále pracuje přes různé matematické bloky.

Základem vývojového diagramu CMRR je While Loop (Obr. 13), která zajišťuje cyklický běh programu. Jeho opakování je dáno testovací podmínkou. Dokud je

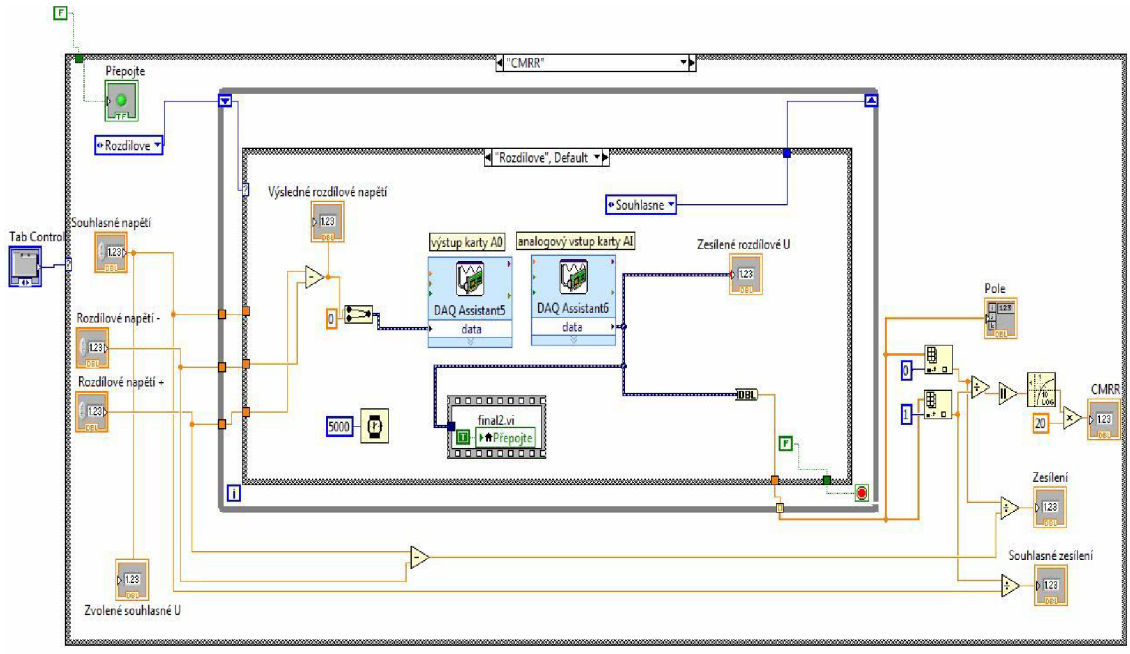
testovaná podmínka připojená k odpovídajícímu terminálu rovna logické jedničce (true), tak vše co se nachází uvnitř této smyčky je cyklicky opakováno. Můžeme libovolně měnit podmínku na Stop if True a Continue If True. V této smyčce se nachází Case Structure, ke které je připojen terminál, fungující tak, že nejprve proběhne měření rozdílového napětí. Až skončí měření rozdílového napětí, tak se terminál přepne na měření souhlasného napětí. Ve struktuře rozdílového a souhlasného napětí je vložena Flat Sequence Structure (Obr. 13), která zde plní funkci indikace LED diody pro uživatele. Uživatel pak ví, kdy má přepojit vodič na kartě. Nejprve dioda nezsvítí, až se změří rozdílové napětí, tak se zelená dioda aktivuje na určitou dobu (proto je zde vložen blok Wait (Obr. 13)). Právě v tuto dobu musí uživatel přepojit vodič (doba je dána nastavením bloku Wait). Po uplynutí nastavené doby dioda zhasne. Po vykonání funkce pro změření souhlasného napětí se ukončí while cyklus. S těmito získanými hodnotami se dále pracuje přes matematické a logické bloky, které vedou k získání výsledné hodnoty.



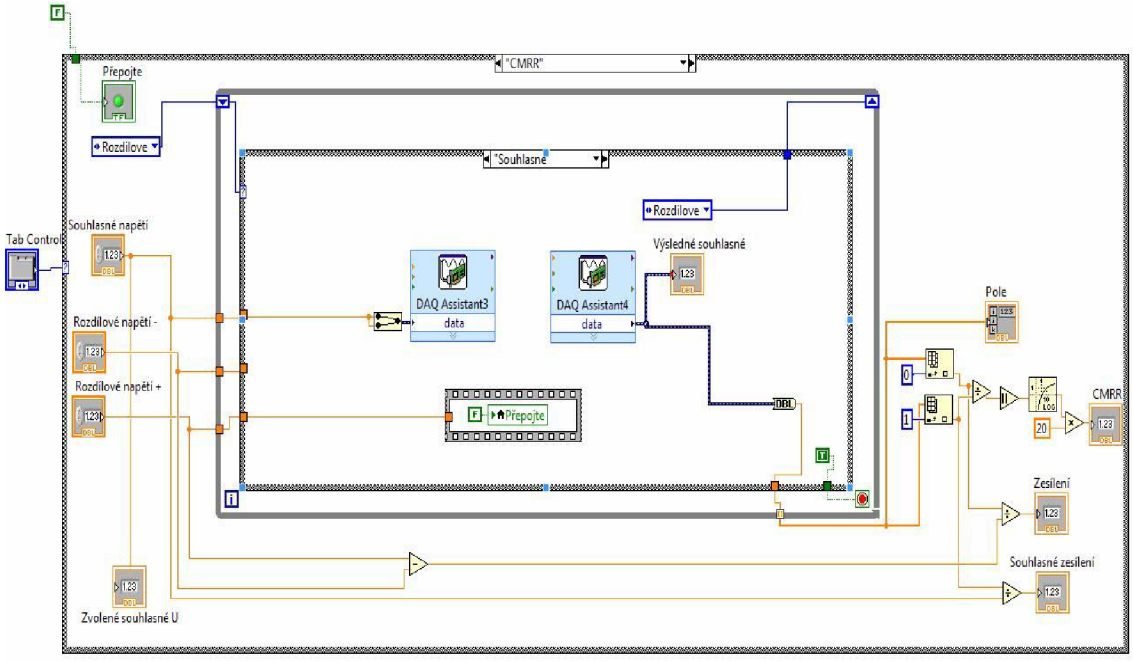
Obr. 13 Funkce použité v programu



Obr. 14 Vývojový diagram pro měření frekvenčních charakteristik



Obr. 15 Vývojový diagram pro měření rozdílové složky CMRR



Obr. 16 Vývojový diagram pro měření soufázové složky CMRR

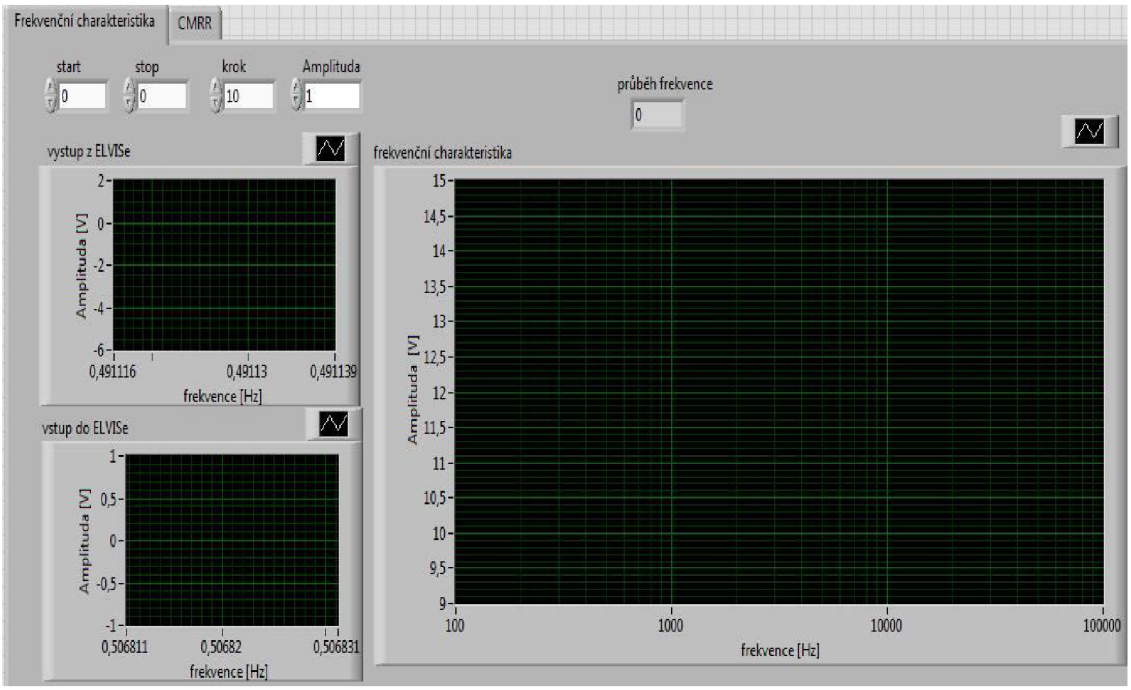
7.2 Čelní panel mého programu

Na obrázku 17 a 18 je znázorněný vzhled uživatelské aplikace. Obrázek 17 znázorňuje vzhled uživatelského prostředí při měření frekvenční charakteristiky. Vzhled uživatelského prostředí při měření CMRR ukazuje obrázek 18. V levém horním rohu si uživatel zvolí, jestli chce měřit frekvenční charakteristiku nebo CMRR.

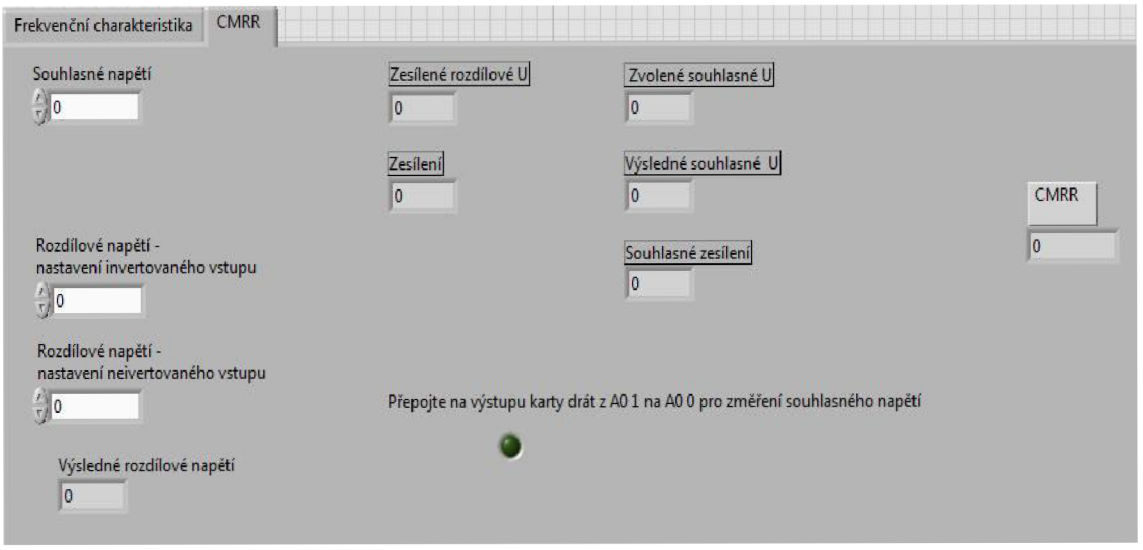
Po zvolení měření frekvenční charakteristiky musí uživatel nastavit rozmezí frekvence, ve které chce měřit a po jakém kroku. Průběh měření lze sledovat v indikačním prvku (číselný) pod názvem „průběh frekvence". V grafu s názvem „vstup do ELVISe" můžeme pozorovat vstupní měřicí signál a v grafu s názvem „výstup z ELVISe" můžeme pozorovat odezvu měřeného systému na vstupní signál. Výsledná

frekvenční charakteristiky je zobrazena v grafu pod názvem „frekvenční charakteristika“.

Při měření CMRR volíme souhlasné napětí a rozdílové napětí, kterým se zjišťují jednotlivá zesílení. Postup měření je následující. Nejdříve nastavíme souhlasné napětí a napětí na invertujícím a neinvertujícím vstupu OZ (získáme rozdílové napětí, které je znázorněno na číselném indikátoru jako „výsledné rozdílové napětí“). Po změření rozdílového napětí (toto zesílené napětí je možné pozorovat na indikátoru nazvaném jako „zesílené rozdílové U“) se nám rozsvítí zelená LED. To je signalizace, která nás upozorňuje, že máme přepojit na nepájivém poli drát z AO 1 na AO 0. Po určité době LED zhasne a změří se potřebné souhlasné napětí (opět ukázáno na indikátoru s názvem „výsledné souhlasné U“). Po získání těchto údajů dostaneme výsledné CMRR zobrazené v čelním panelu pod názvem „CMRR“.



Obr. 17 Uživatelské rozhraní programu pro měření frekvenční charakteristiky



Obr. 18 Uživatelské rozhraní programu pro měření diskriminačního činitele (CMRR)

7.3 Vlastní realizace obvodů na nepájivém poli desky NI ELVIS II

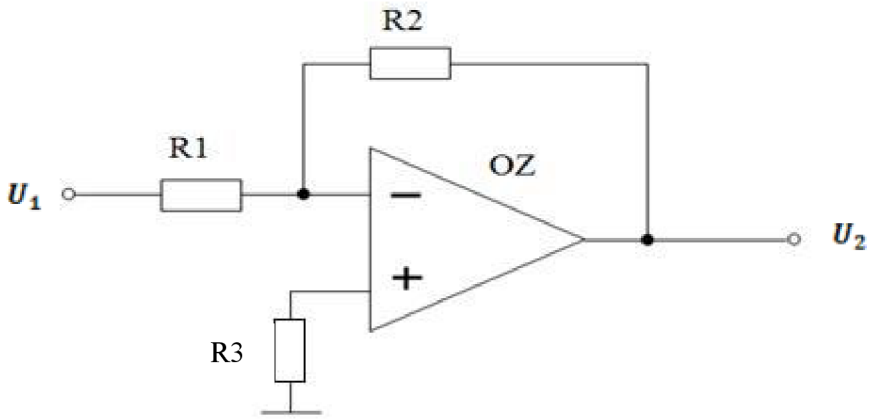
Pro změření frekvenčních charakteristik bylo využito invertujícího zapojení OZ:

zvolené součástky:
- Operační zesilovač TLC272
- R1 = 1,8 kΩ
- R2 = 10 kΩ
- R3 = 1,8 kΩ

Výpočet napěťového zesílení a zesílení v decibelech (uvažujeme ideální součástky):

$$A_u = \frac{U_2}{U_1} = -\frac{R_2}{R_1} = -\frac{10 * 10^3}{1{,}8 * 10^3} = -5{,}556\ V$$

$$A_{dB} = 20 * \log(|A_u|) = 20 * \log(5{,}556) = 14{,}895\ dB$$



Obr. 19 Schéma zapojení pro změření frekvenčních charakteristik

Pro změření CMRR bylo využito diferenčního zapojení OZ:

zvolené součástky:
- Operační zesilovač UA741CN
- R1 = 100 Ω
- R2 = 100 kΩ
- R3 = 100 Ω
- R4 = 100 kΩ
- U_1 = 0,1 V
- U_2 = 0,2 V

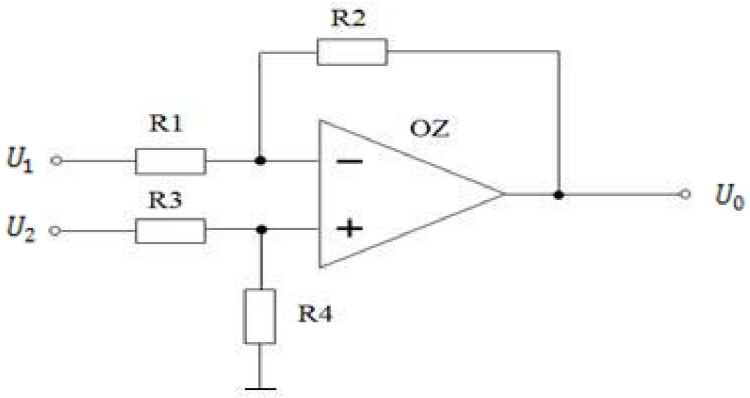
Výpočet napěťového zesílení diferenčního zapojení OZ (uvažujeme ideální součástky):

- aby zesilovač skutečně zesiloval rozdílové napětí, musí platit:

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_4}{R_3}$$

- pak pro napětí U_0 bude platit:

$$U_0 = \frac{R_2}{R_1} * (U_2 - U_1) = \frac{100 * 10^3}{100} * (0{,}2 - 0{,}1) = 100V$$



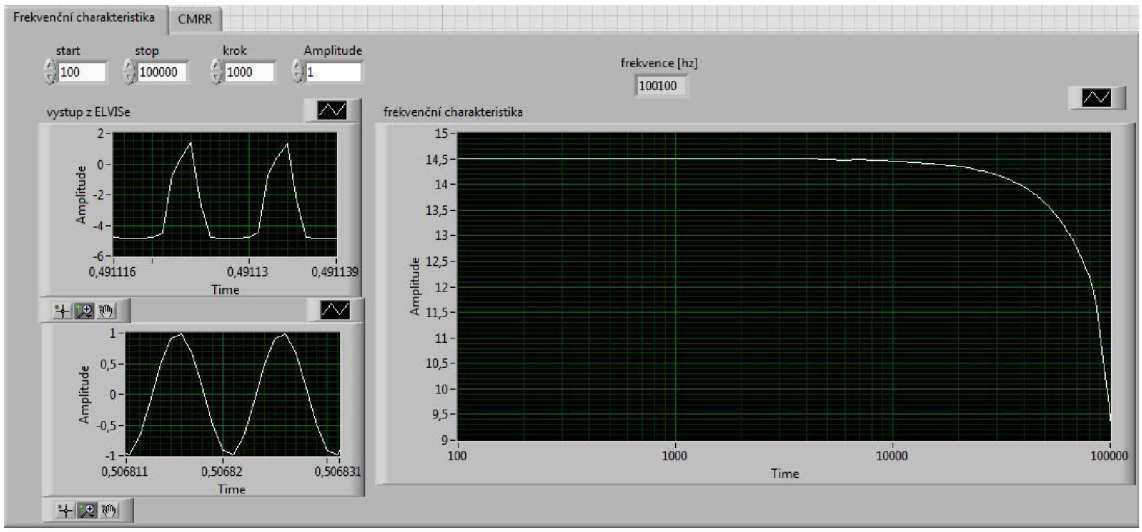
Obr. 20 Schéma zapojení pro změření CMRR

7.4 Získané hodnoty měřením

Při měření frekv. charakt. jsem použil operační zesilovač TLC272. Rozmezí frekvenčního rozsahu jsem volil od 100 Hz do 100 kHz po kroku 1 kHz. Jako amplitudu sinusového signálu jsem zvolil 1V. Výsledek měření je znázorněn na Obr. 21. Z průběhu charakteristiky je vidět, že se amplituda drží při nízkých kmitočtech na hodnotě 14,5 dB. Ve frekvenci 10 kHz začne zesílení operačního zesilovače mírně klesat. Při vyšších frekvencích charakteristika klesne na úroveň 0 dB (na tomto obrázku není vidět). Pokles o 3 dB je na tomto grafu zachycen. K poklesu o 3dB dojde v hodnotě 11,5 dB, což odpovídá kmitočtu 100 kHz.

Porovnání naměřených a vypočítaných hodnot:

V teoretickém výpočtu vyšla hodnota zesílení 14,895 dB. Tato hodnota se v porovnání s naměřenou hodnotou 14,5 dB moc neliší. Určitá nepřesnost je způsobena použitými součástkami při měření, které v reálu nemají ideální hodnotu jakou požadujeme a chybami způsobené měřením.



Obr. 21 Frekvenční charakteristika získaná z měření

Při měření CMRR jsem nastavil souhlasné napětí na hodnotu 0,01V. Dále jsem zvolil napětí na neinvertujícím vstupu 0,1V a na invertujícím vstupu 0,2V. Výsledné rozdílové napětí proto vyšlo 0,1V. Zesílené rozdílové napětí vyšlo 9,97V a z toho plyne zesílení 99,7. Výsledné souhlasné napětí vyšlo 0,033V, tedy souhlasné zesílení je 3,3V. Potřebné CMRR vyšlo 49,54 dB. Výsledek měření je vidět na Obr. 22.

Skutečná hodnota CMRR by se měla pohybovat u tohoto operačního zesilovače od 70 dB do 100 dB. Tato nepřesnost je způsobena nesymetrií vstupů operačního zesilovače. To lze dokázat tím, že na oba vstupy OZ přivedeme stejné napětí. Rozdílové napětí by mělo tedy být nulové a po zesílení také nulové (to by byl ale ideální případ). Skutečnost je taková, že se objeví na vstupu nějaké rozdílové napětí, které je potom mnohonásobně zesílené a tím se ještě více tato chyba projeví na výstupu OZ. Pokud použijeme zapojení pro co největší zesílení malých signálu (například za účelem měření biologických signálů), tak se tato chyba stává nezanedbatelnou a výrazně tím tedy

ovlivní výsledek. Proto je potřeba použít OZ s co nejlepšími vlastnostmi. Výrobce tuto chybu udává jako „Input Offset Voltage“, která je u každého operačního zesilovače jiná. U OZ UA741CN se tato chyba pohybuje od 1mV do 10mV. Tato chyba by se dala vykompenzovat zmenšením výsledného souhlasného napětí (čím menší souhlasné napětí, tím větší hodnota CMRR) podle chyby offsetu, kterou udává výrobce. Další problém který může nastat je, že při zesílení nastaveného napětí překročíme napájecí hodnotu OZ a tím není hodnota zesílena tak jak má (napájecí hodnotu OZ nemůžeme překročit).

Porovnání naměřených hodnot s vypočítanými:

V teoretickém výpočtu vyšlo zesílení 100. Naměřená hodnota vyšla 99,69. Jak lze vidět, tato naměřená hodnota se od vypočítané liší málo. Určitá nepřesnost je dána jistou nesymetrií součástek a dalšími chybami, které se během měřeni vyskytují.

Teoretický výpočet s kompenzací:

hodnoty převzaté z výsledků měření:

$$\text{CMRR} = 20 * \log\left(\frac{\text{výsledné rozdílové U}}{\text{výsledné souhlasné U}}\right) = 20 * \log\left(\frac{9{,}96889\ \text{V}}{0{,}033244\ \text{V}}\right) = 49{,}534\ \text{dB}$$

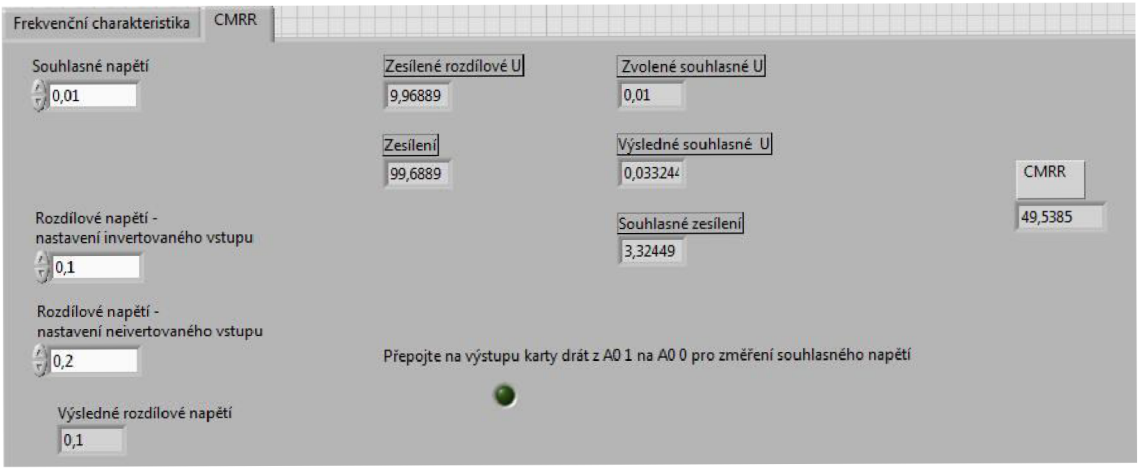
Kompenzace výsledného souhlasného napětí:

$$\frac{\text{výsledné suhlasné U}}{100} = \frac{0{,}033244\ V}{100} = 0{,}00033244\ \text{V}$$

pak:

$$\text{CMRR} = 20 * \log\left(\frac{\text{výsledné rozdílové U}}{\text{výsledné souhlasné U}}\right) = 20 * \log\left(\frac{9{,}96889\ \text{V}}{0{,}00033244\ \text{V}}\right) = \mathbf{89{,}53\ dB}$$

Hodnota CMRR o velikosti 89,53 dB je už vyhovující



Obr. 22 CMRR získané z měření

8 Závěr

V této práci jsem se zabýval problematikou automatizovaného měření vlastností zesilovačů biologických signálů. V úvodu práce popisuji biologické signály a jejich zpracování. Samotné zpracování biologických signálů je zde více rozepsáno, protože je důležitou součástí pro získání kvalitního signálu.

Praktickou částí mé práce bylo navrhnout program, který umožní automatizované měření vlastností zesilovačů. Proto se také podrobněji rozepisuji o operačních zesilovačích, jejich vlastnostech, parametrech a rozdělení.

Základem bakalářské práce bylo navrhnout program, který umožní automatizovaně měřit vlastnosti zesilovačů. Program jsem vytvářel a testoval ve vývojovém prostředí LabVIEW, které je popsáno v některé z kapitol.

Navržený program jsem pak prakticky testoval na prototypové desce NI ELVIS II. Právě tato část představovala největší problémy v mé práci. Na prototypovací desce jsem zhotovil konkrétní zapojení elektrických obvodů, aby bylo možné proměřit vlastnosti daných zesilovačů. Při měření frekvenčních charakteristik vyšel očekávaný průběh. Při měření CMRR se ale objevilo dost problémů. Šlo o problémy se správným návrhem programu v LavVIEW, ale také se vyskytly a potvrdily problémy, způsobené vlastnostmi operačních zesilovačů, které jsou uvedeny výše.

Všechny tyto problémy mě ale dopomohly k lepšímu pochopení celé problematiky této bakalářské práce. Dané vlastnosti jsem testoval na typech operačních zesilovačů, které měly podobné vlastnosti

Literatura

[1] ASHLEY, K. L. *Analog Electronics with LabVIEW*. New York: Pearson Education, Inc., 2003.

[2] HRAZDÍRA, I. *Lékarská biofyzika a prístrojová technika*: Neptun, 396s., 2004, ISBN-10: 80-902896-1-4.

[3] *Biosignály*. Univerzita Palackého v Olomouci, 36 s.

[4] *Elektrody EKG - Klipsové končetinové, přísavné hrudní, jednorázové lepící elektrody* [online]. Dostupno z: URL: http://www.sorimex.pl/sm/index.php?option=comconten&task=view&id

[5] *Biofyzika tkání a orgán.* 29 s.

[6] CHMELAŘ, M. *Lékařská přístrojová technika I*. Skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 1995.

[7] KOLÁŘ, R. *Zesilovače pro snímání bilologických signálů, Elektrokardiografie*. Přednášky BLDT: FEKT VUT v Brně, 2009.

[8] NATIONAL INSTRUMENTS. *LabVIEW Student Edition*. [online]. Dostupné z: http://www.ni.com/labviewse/

[9] National Instruments. *Začínáme s LabVIEW*, 2004

[10] PECHOUŠEK, J. *Základy programování v prostředí LabVIEW*. Univerzita Palackého v Olomouci.

[11] *Operační zesilovače (OZ). 9 s.*

[12] VLACH, J., HAVLÍČEK, J., VLACH, M. *Začínáme s LabVIEW*. Praha: BEN, 2008.