VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ZAŘÍZENÍ PRO MĚŘENÍ ELEKTRICKÉ AKTIVITY SVALŮ

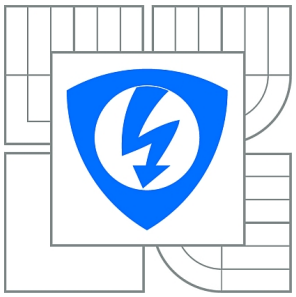
BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE PETR SLOUKA
AUTHOR

BRNO 2013

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ZAŘÍZENÍ PRO MĚŘENÍ ELEKTRICKÉ AKTIVITY SVALŮ

DEVICE FOR MEASURING THE ELECTRICAL ACTIVITY OF MUSCLES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

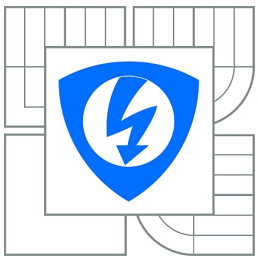
AUTOR PRÁCE — PETR SLOUKA

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — Ing. JAROSLAV BALOGH

SUPERVISOR

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student:	Petr Slouka	***ID:***	133984
Ročník:	3	***Akademický rok:***	2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Zařízení pro měření elektrické aktivity svalů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Obeznamte se s problematikou elektromyografie a způsoby měření EMG signálu. 2) Prostudujte anatomii lidské paže s ohledem na vhodná místa měření EMG signálu. 3) Navrhněte jednoduchý přístroj pro hardwarové měření EMG signálu včetně schématu zapojení a seznamu použitých součástek. 4) Jednoduchý přístroj pro měření EMG hardwarově realizujte. 5) Měřením ověřte funkci přístroje. 6) Diskutujte výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KELLER, Otakar. Obecná elektromyografie. 1. vyd. Praha: Triton, 1999, 173 s. ISBN 80-725-4047-5.
[2] ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1: Všeobecná encyklopedie. 1. díl. A-B. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.

Termín zadání:	11.2.2013	***Termín odevzdání:***	31.5.2013

Vedoucí práce: Ing. Jaroslav Balogh
Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
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

V této práci je uvedeno seznámení se základními principy vzniku a přenosu akčního napětí. Následně je nastíněný rozvoj elektromyografie, která slouží ke snímání elektrických signálů ze svalů a vlastnosti elektromyografického signálu. V další části je popsán návrh zařízení pro měření elektrické aktivity svalů. Práce obsahuje obvodové zapojení, návrh desky plošného spoje a seznam součástek potřebných k realizaci zařízení.

KLÍČOVÁ SLOVA

Akční napětí, elektromyografie, EMG signál, operační zesilovač, galvanické oddělení.

ABSTRACT

This thesis contains introduction to the basic principles of creation and transmission of action potentials. Afterwards it is outlined development of electromyography which is used for measuring electrical signals from muscles and attributes of electromyographic signal. Next part describes design of the device for measuring electrical activity of muscles. Thesis contains diagrams of the integrated circuit, design of printed circuit board and list of components which are needed for realization of the device.

KEYWORDS

Action potential, electromyography, EMG signal, operational amplifier, Galvanic Separation.

SLOUKA, P. *Zařízení pro měření elektrické aktivity svalů.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 51 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jaroslav Balogh.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma *Zařízení pro měření elektrické aktivity svalů* 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 uvedeného bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne 29. května 2013 .....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Jaroslavu Baloghovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a cenné rady.

V Brně dne 29. května 2013 .....

(podpis autora)

OBSAH

Obsah **V**

Úvod **1**

1 Anatomicko-fyziologický základ **2**

1.1 Elektrický signál ... 2

1.2 Nervová buňka ... 2

1.3 Svalová tkáň ... 3

1.3.1 Kosterní svalstvo ... 3

1.3.2 Motorická jednotka ... 4

1.3.3 Nervosvalová ploténka ... 5

1.3.4 Časoprostorová sumace akčního napětí ... 5

1.4 Anatomie horní končetiny ... 6

2 Elektromyografie **8**

2.1 Historie ... 8

2.2 Možnosti snímání EMG ... 9

2.2.1 Jehlová elektromyografie ... 9

2.2.2 Povrchová elektromyografie ... 9

2.2.3 Umístění elektrod pro snímání EMG ... 10

2.3 Vlastnosti EMG signálu ... 10

3 Návrh zařízení pro snímání EMG signálu **12**

3.1 Vstupní zesilovač ... 12

3.2 Aktivní zem ... 13

3.3 Filtrace ... 14

3.4 Zesilovač ... 16

3.5 Zvukový výstup signálu ... 18

3.6 Galvanické oddělení ... 18

3.7 Výstupní diferenční zesilovač ... 19

3.8 Zobrazení signálu ... 20

3.9 Napájecí zdroj ... 21

4 Hardwarová realizace zařízení **24**

4.1 Volba součástek ... 24

4.2 Zkušební realizace zařízení ... 24

4.3 Realizace hardwarového provedení 25
4.3.1 Návrh a popis zařízení v editoru plošných spojů Eagle 25
4.3.2 Napájecí obvody 26
4.3.3 Výroba a osazení DPS 27
4.3.4 Výpočet nákladů 28

5 Zhodnocení dosažených výsledků 30

6 Závěr 33

Literatura 34

Seznam obrázků 36

Seznam tabulek 37

Seznam příloh 37

Seznam příloh na CD 38

A Zapojení obvodu zařízení 39

B Deska plošného spoje 40

C Seznam součástek 42

D Změřené průběhy 44

E Návrh filtrace dolní propust pomocí FilterPro 46

F Návrh filtrace horní propust pomocí FilterPro 49

ÚVOD

Cílem bakalářské práce je navrhnout a realizovat hardwarové zařízení pro měření elektrické aktivity svalů. Snímání elektromyografického signálu je navrženo pomocí obvodu s operačními zesilovači, které budou sloužit k postupnému zpracování a zesílení signálu.

Na začátku práce je uveden elektro-fyziologický základ, který je důležitý pro seznámení se s problematikou elektromyografie. V této části je popsán vznik a princip šíření signálu (akčního napětí). Následně je charakterizována nervová buňka, která slouží k šíření signálu z místa inicializace k cílovému orgánu. V práci je zmíněna anatomie horní končetiny člověka. Je zmíněn vývoj elektromyografie z historického pohledu a rovněž jsou uvedeny možnosti snímání elektromyografického signálu s jeho vlastnostmi.

Hlavní část práce se věnuje samotnému návrhu obvodu zařízení pro měření elektrické aktivity svalů. Obvod je nejdříve shrnut pomocí blokového schématu a následně je podrobněji rozebrán podle jednotlivých funkčních celků. Navržené zařízení je hardwarově sestrojeno a jeho funkčnost je ověřena měřením na svalu biceps brachiális. Na závěr práce jsou uvedeny výsledky měřených signálů a zhodnocení funkčnosti zařízení.

1 ANATOMICKO-FYZIOLOGICKÝ ZÁKLAD

1.1 Elektrický signál

Elektrickými signály (akční napětí) v organizmu se zabývá elektrofyziologie, tyto signály jsou významné pro řízení životně důležitých orgánů. Formou vzruchu (elektrického impulzu) je zabezpečen rychlý přenos informace z motorického kortexu mozku pomocí motoneuronů k cílovým orgánům a nervosvalovým ploténkám.

Membránové napětí je rozdíl elektrického potenciálu mezi vnitřním (intracelulárním) a vnějším (extracelulárním) prostředím buňky. Správný název je membránové napětí (napětí je definováno jako rozdíl potenciálů), ale v lékařském prostředí je využíván pojem membránový potenciál. Toto napětí je dáno rozdílem koncentracemi iontů v okolí buněčné membrány. Plazmatická membrána je nestejnoměrně propustná pro jednotlivé ionty (semipermeabilní). Hlavní ionty obsažené v buňce a okolí jsou (Na^+, K^+, Ca^+, Cl^-). Rozlišujeme dva druhy membránového stavu, klidové membránové napětí a akční napětí.

Klidové membránové napětí je na buňce, jestliže je v klidu (není drážděná). Toto napětí je dáno nerovnoměrným rozložením iontů v extracelulárním a intracelulárním prostředím. Koncentrační spád je udržován iontovými kanály a přenašeči. Na buňce samovolně probíhá difúze a osmóza. Hodnota klidového membránového napětí se pohybuje kolem -90 mV.

Akční potenciál vzniká, jestliže membránové napětí překročí tzv. prahovou hodnotu (-60 mV) a způsobí depolarizaci buněčné membrány. Vznik akčního napětí vykládáme tak, že následkem podráždění dochází k otevření iontových kanálů. Nejdříve dochází ke zvýšení vodivosti sodíkových kanálů. Sodíkové ionty přecházejí z extracelulárního prostředí přes semipermeabilní membránu do intracelulárního prostředí. Kde dochází k depolarizaci membrány, na přechodnou dobu je uvnitř buňky kladný náboj. Současně se sodíkovými kanály se otevírají i draselné, ty jsou ale pomalejší a proto se projeví později jako repolarizace membrány. Při uzavření draslíkového kanálu dochází k mírné hyperpolarizaci, a následnému vyrovnání zpět ke klidovému membránovému napětí. [6] [7] [8] [10]

1.2 Nervová buňka

Nervová buňka (neuron) je elementární stavební a funkční jednotkou nervového systému. Jeho hlavní funkcí je zpracování a následné šíření informací. Neuron je buňka

složená z těla (somatu) a výběžků (dendritů) pro příjem informací a jednoho axonu, zakončeného terminálním větvením se synapsemi, pro šíření akčního napětí.

Funkce neuronu

Neurony jsou specializované buňky, jejichž hlavní funkcí je získávání, zpracování a přenos informací. Buněčné tělo obsahuje jádro a buněčné organely potřebné pro život a funkci. Z těla buňky vybíhají dendrity, kratší a hustě větvené výběžky, které slouží pro příjem informací. Axon je dlouhá část nervové buňky, která přenáší informace od buňky z iniciačního segmentu, k terminálnímu větvení. Přenos po axonu je rychlý až 120 m/s, to je umožněno myelinizací axonu. Myelinová pochva nepokrývá axon souvisle, ale je přerušovaná Ranvieovými zářezy, které se pravidelně opakují. Vzruch je veden tzv. salatorním vedením (skokové vedení) a šíří se, přeskakuje, mezi jednotlivými Ranvierovými zářezy. Tento způsob vedení je velice rychlý a efektivní přináší energetickou úsporu pro buňku.

Informace je předávaná pomocí mezibuněčného kontaktu, synapsí. Synapse je místo, kde dochází ke spojení axonu na jiný neuron nebo předání informace tkáním. Rozeznáváme dva druhy synapsí podle druhu přenosu informace, elektrická synapse je těsný kontakt, vedení je obousměrné a rychlé. Častější je chemická synapse, má jednosměrné vedení informace je předávána pomocí neurotransmiteru. Zvláštním druhem chemické synapse je nervosvalová ploténka, spojení neuronu a svalu, nervosvalové ploténce je věnována kapitola 1.3.3. [1] [2] [6]

1.3 Svalová tkáň

Svalová tkáň je jedna z hlavních tkání lidského těla, slouží jako pohybový aparát k zabezpečení polohy těla, tvorbě tepla a dalším funkcím v organizmu. Hlavní vlastností svalové tkáně je kontraktibilita, schopnost se stáhnout a následně relaxovat, kontrakce musí být inervována pomocí neuronu.

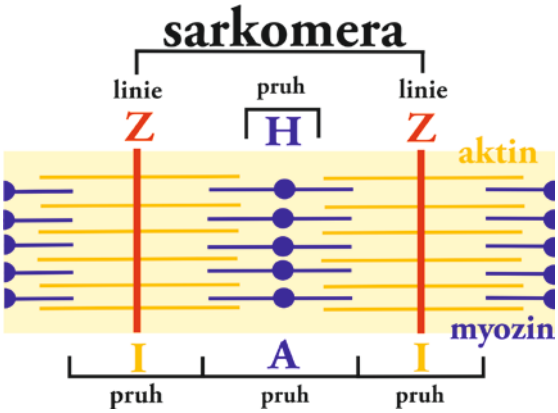
Svalová tkáň se rozlišuje na kosterní svalstvo, hladkou svalovinu a srdeční svalovinu. Největší část ze svalové tkáně je tvořena příčně pruhovaným kosterním svalstvem, které nemůže být kontrahováno bez nervového podmětu a je ovládáno vůlí. Srdeční svalovina je tvořena kardiomyocyty, ovládána je autonomně, pomocí srdečního převodního systému. Hladká svalovina tvoří stěny některých vnitřních orgánů, kontrakce jsou pomalé a svalovina je ovládána autonomně, vegetativními nervy. [2] [6]

1.3.1 Kosterní svalstvo

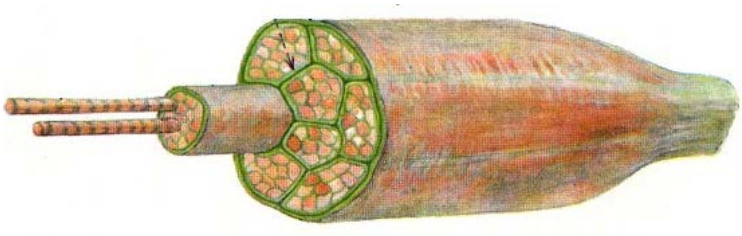
Kosterní svalstvo je ovládáno vůlí a zajišťuje pohyb těla. V těle je kolem 600 svalů,

z nichž je většina párová, a tvoří kolem 40% hmotnosti lidského organizmu. Hlavní funkcí svalu je stah (kontrakce), a schopnost relaxace. Kontrakce musí být vyvolána nervovým podmětem.

Samotný sval se skládá ze svalových vláken, buněk protáhlého tvaru. Jedná se o buňku o průměru 10 – 100 μm a délce až 20 cm, funkční podstatou jsou proteiny organizované v myofibrily, obsažené v cytoplasmě. Myofibrila je základní kontraktilní jednotka, složená ze střídajících se vláken aktinu a myosinu. Aktin a myosin se částečně překrývají, jsou rozdělené na pravidelné úseky tzv. sarkomery (viz obr. 1.1). Pod mikroskopem v polarizovaném světle mají příčně pruhovaný vzhled. Při kontrakci je nezbytná přítomnost vápníkových iontů, dochází k zasunutí myosinu mezi vlákna aktinu a tím pádem ke zkrácení svalového vlákna. Svalová vlákna jsou spojeny vazivem a paralelně poskládány do tzv. snopečků, ty jsou organizovány do větších snopců, jejich svazky tvoří sval (viz obr. 1.2). [1] [2] [6] [7]



Obrázek 1.1 Sarkomera [14]



Obrázek 1.2 Struktura svalu [2]

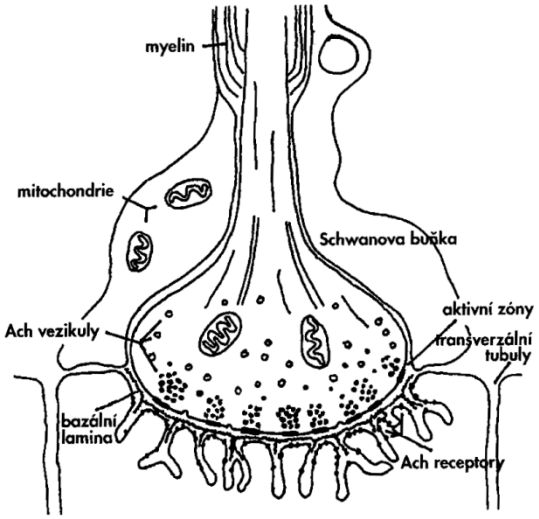
1.3.2 Motorická jednotka

Motorická jednotka je základní jednotkou motorického systému, tvoří soubor svalových vláken, inervovaných pomocí jednoho motoneuronu. Axon motoneuronu se po vstupu do svalu rozvětvuje a zprostředkovává akční napětí jednotlivým svalovým vláknům pomocí nervosvalové ploténky. Motoneruron má schopnost aktivovat jen potřebné

množství motorických jednotek, potřebných k vykonání pohybu. Přesnost pohybu je ovlivněna počtem zapojených svalových vláken, síla je naopak zprostředkována frekvencí impulzů akčních potenciálů. [6] [7]

1.3.3 Nervosvalová ploténka

Přenos impulzu z axonu nervu (motoneuronu) na sval je zprostředkován pomocí nervosvalové (neuromuskulární) ploténky (viz obr. 1.3). V podstatě se jedná o chemickou synapsi, přenášející vzruch pomocí mediátoru. Chemickým neurotransmiterem je acetylcholin (ACh), ten se hromadí v synaptických vezikulách poblíž presynaptické membrány. Jakmile dorazí akční napětí do synapse, aktivuje Ca^{2+} ionty ty způsobí uvolnění ACh z vezikul, který se naváže na receptory postsynaptické membrány svalu. Kde dochází k propustnosti sodíkových iontů, membrána je postupně depolarizována (klidový membránový potenciál je -90mV) a tím vzniká tzv. ploténkový akční potenciál. Ploténkový potenciál je podmíněn, otevřením minimálního počtu 100 vezikul. Jeden vezikul obsahuje zhruba 5000 – 10000 molekul ACh, při uvolnění potřebného množství vezikul dochází k dostatečné depolarizaci postsynaptické membrány (40 – 60 mV) pro následnou kontrakci. [1] [6] [9]



Obrázek 1.3 Struktura nervosvalové ploténky [1]

1.3.4 Časoprostorová sumace akčního napětí

Kontrakce je přirozená funkce svalu, dochází k přeměně chemické energie na mechanickou. Svalová kontrakce začíná inervací pomocí motoneuronu, opakujícími se vzruchy. K vykonání stahu nestačí jeden podmět, ale musí dojít k tzv. časové, nebo prostorové sumaci. Jedno podráždění vyvolá pouze svalový záškub. Opakovaným

drážděním svalových vláken dochází k časové sumaci. Vyšší frekvence vzruchů způsobuje, že sval nestačí relaxovat a podměty splývají v jeden, tím dochází k silnému stahu. Prostorová sumace je dána množstvím zapojených motorických jednotek do stahu. [7] [10]

1.4 Anatomie horní končetiny

Tato kapitola přibližuje svalovou anatomii horní končetiny, ale je nejvíce zaměřena na svaly paže. Horní končetina slouží převážně k uchopování. Pohyb je možný všemi směry a má schopnost jemné motoriky. K trupu je připojena horním lopatkovým pletencem.

Svaly horní končetiny se rozdělují do čtyř skupin:

- svaly pletence
- svaly paže
- svaly předloktí
- svaly ruky

Svaly pletence tvoří mohutnou skupinu svalů, uložených kolem ramenního kloubu. Tyto svaly mají velký význam při pohybech a fixaci ramenního kloubu.[1]

Paže je část horní končetiny mezi ramenem a loktem, tvoří ji dvě skupiny svalů. Přední skupina jsou tzv. flexory, jejich funkcí je ohýbání v loketním kloubu. Do této skupiny patří svaly:

Dvouhlavý sval pažní (lat. musculus biceps brachii), hlavy svalů začínají na lopatce a úpon je přichycen na „hrbol“ kosti vřetení. Biceps umožňuje svým stahem ohyb v lokti a rotaci předloktí.

Hákový sval (lat. musculus coracobrachialis), začíná společně s krátkou hlavou bicepsu a upíná se ke kosti pažní. Funkcí hákového svalu je připažení.

Hluboký sval pažní (lat. musculus brachialis) začíná na přední kosti pažní a upíná se na kost loketní, funguje jako ohýbač předloktí.

Do zadní (druhé) skupiny svalů patří jeden trojhlavý sval pažní (lat. musculus triceps brachii), který má funkci extenzoru v lokti.

Předloktí je část horní končetiny mezi loktem a zápěstím, svaly předloktí zahrnují tři skupiny svalů. První je přední skupina, která je uspořádána do čtyř vrstev, jejich

[1] HOBLIKOVÁ, A; LECHMAR, S.: Přehled anatomie člověka, 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006, str. 57

funkcí je flexe ruky a prstů. Druhá je laterální skupina, svaly na palcové straně, které se dále dělí na povrchovou a hlubokou vrstvu, její funkcí je extenze a rotace předloktí. Poslední skupinou je dorzální, tato skupina je na zadní straně předloktí a také je rozdělena na povrchovou a hlubokou vrstvu. Svaly dorzální skupiny slouží jako natahovače prstů.

Svaly ruky, jsou rozděleny do tří skupin, palcová skupina, malíková skupina, střední skupina, které společně vytvářejí dlaň. [2] [6] [11]

2 ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie (EMG) patří mezi elektrofyziologické techniky, které napomáhají hodnocení funkčního stavu motorického systému. Východiskem pro tuto metodu byl vznik a rozvoj neurofyziologie.[2]

2.1 Historie

První doložené pokusy (z roku 1666), které se zabývají EMG, jsou spojeny s Italským lékařem Francescem Redim. Jako první interpretoval myšlenku, že svaly musí vykazovat elektrickou aktivitu. Tuto teorii vysvětlil na Rejnoku Elektrickém, u kterého objevil specializovaný orgán (sval) na generování elektřiny. Tento elektrický jev neměřil, jen logicky vysvětlil.

V 70. letech 18 století italský lékař Luigi Galvani popsal vztah mezi elektřinou a svalovou kontrakcí. Galvani se začal zabývat studiem žab. Při svých pokusech pozoroval samovolné záškuby, způsobené dotykem bimetalového vodiče, z mědi a zinku, na žabích stehýnkách. Jeho pozorování se považují za zrození elektroneurofyziologie. Důležitým objevem Gavaniho je, galvanometr, měřicí přístroj pro měření malých elektrických napětí a proudů.

Italský lékař Carlo Matteucci zlepšil Galvaniho experimenty a jako první změřil elektrickou aktivitu svalu na izolovaném žabím preparátu, pomocí galvanometru. V roce 1850 německý lékař a fyzik Hermann von Helmholtz změřil rychlost šíření vzruchů nervem. Na Matteucciho práci navázal německý fyziolog Emil Du Bois-Reymod. Ten roku 1851 zaznamenal elektrickou aktivitu svalů pomocí registrační elektrody, baňky s elektrolytem, a registroval elektrickou odpověď ze svalu na volní kontrakci. Použití registračních elektrod roku 1851 je považováno za počátek elektromyografie.

První kovové elektrody na registraci svalové aktivity použil německý neurofyziolog Hans Piper. Dalším významným objevem Pipera je „Piper-rytmus“, kdy zdokumentoval typické frekvenční kmity pro různě vynaloženou sílu.[1][3]

Dalším zdokonalováním vyšetřovacích technik, pak bylo možno oblast zájmu rozšířit až na celý senzitivní i motorický (senzomotorický) systém. Elektrofyziologie ukázala, že buněčná membrána excitabilních buněk je nejen nositelem elektrického

[2] KELLER, Otakar. Obecná elektromyografie. 1. vyd. Praha: Triton, 1999, str. 9

náboje jako buňky ostatních tkání, ale má schopnost tento potenciál přechodně změnit. Právě tuto změnu elektrického potenciálu lze při EMG vyšetření přístrojem zaznamenat ať už v průběhu nervu tak ve svalu. [3]

2.2 Možnosti snímání EMG

Základem elektromyografie je snímání bioelektrických signálů vznikajících v důsledku činnosti kosterní svaloviny. Tyto elektrické signály můžeme snímat různými technikami. Které se dají rozlišit podle typu použitých elektrod, povrchové snímání EMG a snímání EMG pomocí jehlových elektrod. Více je zmíněna povrchová EMG, jelikož hardwarové řešení snímání aktivity svalů, funguje na principu povrchového snímání akčního napětí.

2.2.1 Jehlová elektromyografie

Jehlová EMG je invazivní metoda založená na použití registračních jehlových (vpichových) elektrod, elektrod zavedených přímo do svalu. Tím je dosaženo, záznamu z konkrétního místa, akčního napětí jednotlivých svalových vláken. Tato metoda se nejvíce využívá v diagnostice nervosvalových onemocnění. [1][3][12]

2.2.2 Povrchová elektromyografie

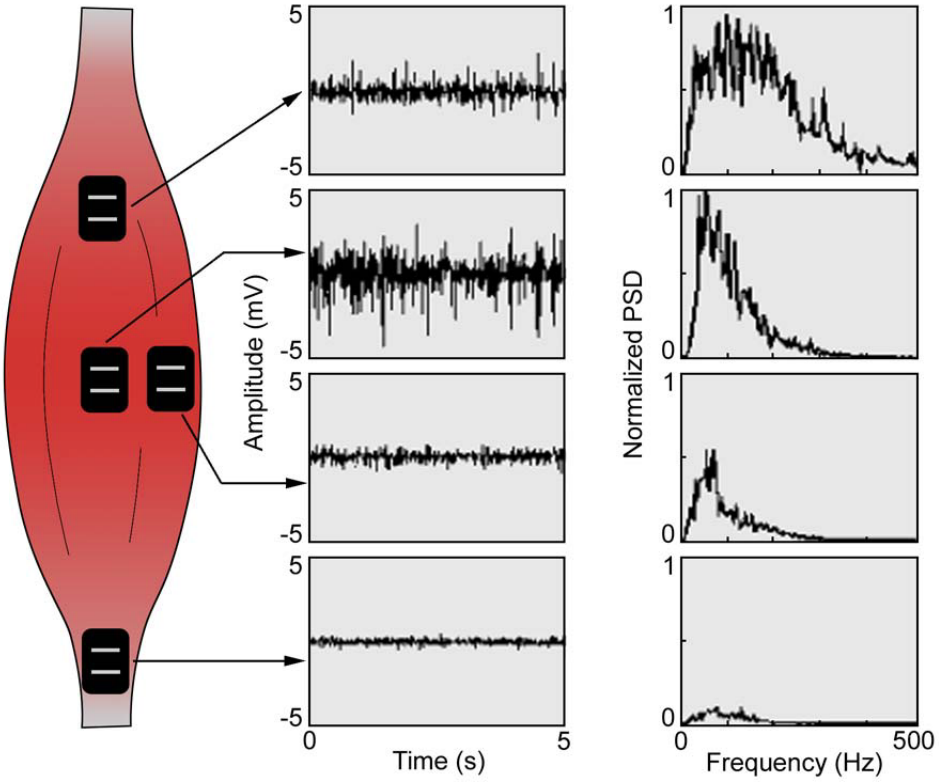
Povrchová elektromyografie SEMG (Surface-Electro-Myo-Graph) je neinvazivní technika snímání elektrických potenciálů z povrchu těla. K registraci slouží povrchové elektrody připevněné na kůži, pro zlepšení vodivosti se aplikuje gel. Povrchovými elektrodami zaznamenáváme potenciály z většího množství motorických jednotek, z více kosterních svalů v průběhu aktivity. Záznam povrchové EMG je sumací akčních napětí z motorických jednotek nacházejících se ve snímané oblasti elektrodami. Tím nám dává celkový náhled na neurální mechanismy pohybové kontroly.

Snímání svalové aktivity, pomocí povrchové elektromyografie bývá nejčastěji prováděno pomocí dvou snímacích elektrod, tzv. bipolární snímání. Snímání pomocí jedné elektrody je nevýhodné, protože hrozí souběžné snímání elektrické aktivity okolních svalů. Bipolární snímání EMG signálu je registrace signálu pomocí páru elektrod umístěných na svalu. Každá z elektrod snímá různé potenciály, vzhledem k referenční elektrodě, výsledný signál zpracovaný na diferenčním zesilovači bývá považován za vlastní svalovou aktivitu. [1][3][4]

[3] KELLER, Otakar. Obecná elektromyografie. 1. vyd. Praha: Triton, 1999, str. 10

2.2.3 Umístění elektrod pro snímání EMG

Umístění elektrod je zásadní, správné umístění elektrod má vliv na vlastnosti snímaného signálu. Místem snímání signálu je možné ovlivnit amplitudu, frekvenci signálu (viz obr. č. 2.1). Při měření povrchového signálu pomocí dvou měřících elektrod, je vhodné umístění elektrod paralelně s průběhem svalových vláken. Největší velikost snímané amplitudy je dosažena snímáním signálu ze středu svalového bříška. Kde je nejvíce svalových vláken o největším průměru. Snímací elektrody by neměly být umístěné v blízkosti úponu svalu nebo šlachy. Při umístění elektrod na krajích svalu hrozí snímání aktivity sousedních svalů. Referenční elektroda se umisťuje na místo s nejmenší elektrickou aktivitou, nad šlachou. Referenční elektroda by měla mít co nejmenší odpor, tím by mělo být dosaženo nižšího rušení. [3] [4]



Obrázek 2.1 Amplitudové a frekvenční vlastnosti signálu v závislotsti na umístění snímacích elektrod [4]

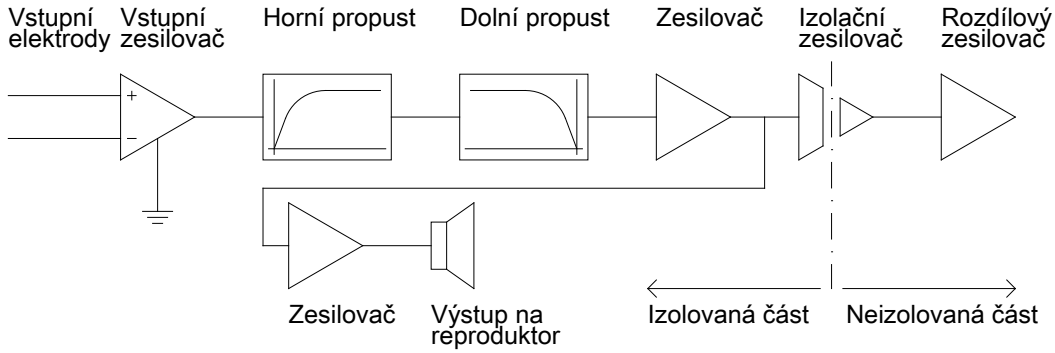
2.3 Vlastnosti EMG signálu

EMG signál snímaný povrchovou elektrodou je sumací z více motorických jednotek. Výsledné rozpětí amplitudy signálu je 20 μV až jednotky mV. Frekvenční oblast signálu je od jednotek Hz do 500 Hz, s hlavní oblastí od 50 Hz do 150 Hz, šířka frekvenčního spektra je odlišná u různých svalů. U signálu snímaného pomocí povrchové

elektromyografie je šum nedílnou součástí. Tento šum u EMG je dvojího charakteru. Elektromagnetický šum vzniká nejčastěji v komunikačních přístrojích a z rozvodné sítě (50 Hz). Vysoko frekvenční šum je snímán oběma elektrodami se stejnou fází, tak by teoreticky měl být odstraněn pomocí diferenčního zesilovače. V nízkých frekvencích vzniká šum způsobený pohybem, pohybové artefakty. Tyto pohybové artefakty se pohybují na frekvencích 0-25 Hz. [3] [4] [13]

3 NÁVRH ZAŘÍZENÍ PRO SNÍMÁNÍ EMG SIGNÁLU

Návrh zařízení pro snímání elektrické aktivity svalů je zobrazen na obrázku č. 3.1. Měřený signál ze svalů bude snímán pomocí tří elektrod, dvou měřících a jedné referenční. Měřící elektrody jsou přivedeny na přístrojový zesilovač, referenční elektroda je připojena na obvod Driven Right Leg, na přístrojovém zesilovači je signál zesílen. Další fází zpracování signálu je frekvenční filtrace, proběhne odstranění šumu a neužitečného signálu. Signál následně zesílen na zesilovači s volitelným zesílím. Takto zpracovaný signál je přiveden na izolační zesilovač, který slouží ke galvanickému oddělení obvodu. Signál vstupující do izolačního zesilovače je také zesílen na větší amplitudu a prezentován na reproduktoru. Izolační zesilovač má symetrický výstup, ten je přiveden na rozdílový zesilovač, který slouží k potlačení souhlasného signálu. Zpracovaný signál je zobrazen pomocí osciloskopu, nebo je možné jej přivést na měřící kartu a zobrazit v počítači pomocí vhodného programu (např.: LabVIEW). Použité zesilovače v obvodu jsou využity od společnosti Texas Instruments, která poskytuje testovací vzorky zdarma.



Obrázek 3.1 Blokové schéma zařízení

3.1 Vstupní zesilovač

Jako vstupní zesilovač je vybrán precizní diferenční tzv. přístrojový zesilovač INA333. Tento zesilovač je výhodné použít, protože signál je snímán ze dvou míst proti referenční elektrodě. Přístrojový zesilovač snímá dvě vstupní napětí proti referenčnímu bodu, rozdíl mezi nimi zesiluje, zatím co souhlasné napětí potlačuje. Vztah mezi zesílením rozdílového souhlasného napětí se definuje diskriminační činitel (Common Mode Rejection Ratio – CMRR), který se vypočítá podle vztahu 3.1. Výrobce uvádí

hodnotu minimální hodnotu CMRR=100 dB. Pro zvýšení CMRR připojena aktivní zem. Vnitřní zapojení obsahuje dva neinvertující zesilovače, jejichž zesílení se ovládá jedním rezistorem Rg. Na vstupu neinvertujích zesilovačů jsou v sérii filtry pro potlačení rušení nad 8 MHz (rádiové kmitočty). Výstupy neinvertujících zesilovačů jsou přivedeny na rozdílový zesilovač.

$$CMRR = 20log10\frac{A_{rozdíl}}{A_{souf}} \tag{3.1}$$

Vlastnosti zesilovače: Vstupní impedance až 100 GΩ, nízká hodnota šumu 50 nV. Offsetové napětí má typickou hodnotu ±10 až ±25 µV/G při zvoleném zesílení 10 může výsledné offsetové napětí dosáhnout ±100 až ±250 µV. Proto není kompenzace offsetového napětí zvolena. Klidový proud 75 uA a symetrické napájení od ±0,8 V do ±2,75 V nebo nesymetrické napájené od +1,8 V do +5,5 V, je vhodný pro zařízení napájené z baterií.

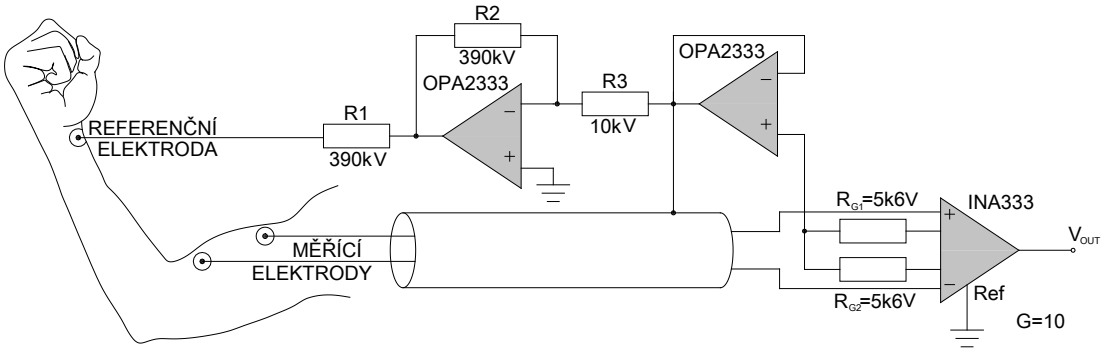
Zesílení se poté vypočítá dle rovnice 3.2, bylo zvoleno na 10, to aby se zabránilo případnému přesycení vstupu zesilovače stejnosměrnou složkou. Výpočet zesílení je v rovnici 3.3, odpor Rg má hodnotu danou sériovým zapojením rezistorů Rg1 a Rg2. [16]

$$\mathrm{G} = 1 + \left(\frac{100\mathrm{k\Omega}}{\mathrm{Rg}}\right) \tag{3.2}$$

$$\mathrm{G} = 1 + \left(\frac{100\mathrm{k\Omega}}{5{,}6\mathrm{k\Omega}+5{,}6\mathrm{k\Omega}}\right) = 9{,}93 \tag{3.3}$$

3.2 Aktivní zem

Aktivní zem je zapojení sloužící k potlačení rušení na vstupu přístrojového zesilovače. Jedná se o zápornou zpětnou vazbu, kde je rušivý signál poslán z vnitřní struktury přístrojového zesilovače (mezi rezistory Rg1 a Rg2, tyto rezistory by měli mít co nejvyšší přesnost) zpět na pacienta. Signál je impedančně přizpůsoben poté invertován a přes odpor 390 kΩ proudově omezen. Přístrojový zesilovač využívá zapojení diven leg, jako referenční bod, proti kterému se měří signál. Navržené zapojení v obvodu je převzato z datasheetu [16] pro návrh EKG (viz obr. č. 3.2).



Obrázek 3.2 Zapojení přístrojového zesilovače s aktivní zemí

3.3 Filtrace

Důležitou součástí zpracování signálu je filtrace, ta se využívá potlačení šumu, neužitečných signálů, nebo nežádoucích frekvencí. Filtry můžeme rozdělit podle tvaru kmitočtových charakteristik, na filtry typu dolní propust, horní propust, pásmová zádrž a pásmová propust. Ideální stav je, když přenos filtru je v propustném pásmu konstantní a v nepropustném nulový. Frekvence, při které nastává pokles o tři decibely od lineární části frekvenční charakteristiky, se nazývá mezní kmitočet. Frekvence nad touto mezní frekvencí budou přenášeny a frekvence pod mezním kmitočtem budou filtrem potlačovány. Je zvolená tzv. aktivní filtrace, která využívá pasivní součástky zapojených s aktivním prvkem, pro nastavení požadovaného přenosu v závislosti na frekvenci. Jako aktivní prvek se nejvíce využívají operační zesilovače, dají se využít i tranzistory. Návrh realizace aktivních filtrů se provádí dvěma způsoby, první je kaskádové řazení jednodušších filtrů, druhou možností je využití jednoho operačního zesilovače se zpětnou více smyčkovou vazbou. Filtrace požitá v zařízení je navržena pomocí aplikace FilterPro od společnosti Texas Instruments.

Aplikace FilterPro

Návrh aktivní filtrace, je proveden pomocí aplikace FilterPro od společnosti Texas Instruments. Tento program je zdarma dostupný po registraci, na stránkách společnosti Texas Instruments, kde jej lze stáhnout.

Program FilterPro nabízí možnost návrhu základních filtrů, pomocí čtyř kroků. Nejdříve je na výběr typ filtru (dolní, horní, pásmová propust, pásmová zádrž). Po výběru filtru je na řadě nastavení jednotlivých parametrů (zesílení, mezní frekvence, zvlnění přenosu, nastavení strmosti a útlumu. Třetím krokem je návrh typu filtru, který si zvolíte podle přenosových charakteristik. Poslední volbou je možnost výběru

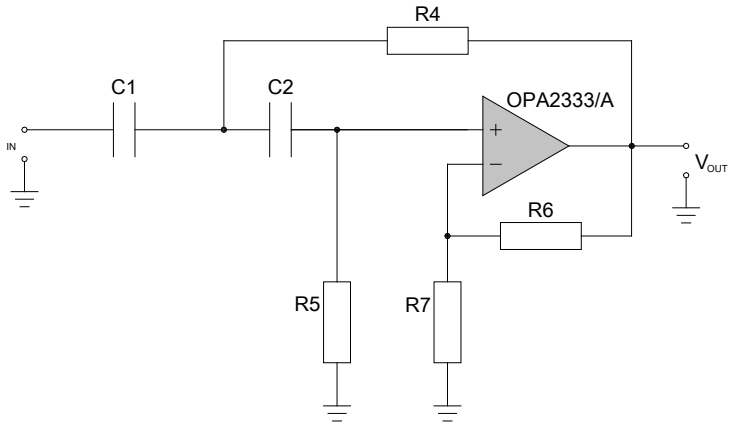
topologie filtru. Poté už se zobrazí samotné schéma s vypočítanou přenosovou a fázovou charakteristikou. Ve schématu je možnost volit jednotlivé vlastnosti součástek. Celým průvodcem programu je zobrazena kontextová nápověda.

Použitá filtrace

Zvolení frekvenčního rozsahu pro filtraci EMG signálu je podle Dr. De Luca vhodné na 20-500 Hz, s hlavním frekvenčním spektrem signálu od 20 Hz do 150 Hz. Řešení filtrace v této práci je pouze analogové. Filtry jsou zvoleny Butterworthova typu druhého řádu, pro jejich vlastnosti. Tyto filtry mají malé zvlnění v propustném pásmu a dostatečný útlumu v přechodové charakteristice. Zvolené propuštěné pásmo je od 20 Hz do 500Hz, aby signál nebyl omezen pro případné digitální zpracování. Mezní frekvence filtru typu horní propust zvolena na frekvenci blízkou 20 Hz pro odstranění pohybových artefaktů. Dolní propust je zvolena na frekvenci kolem 500 Hz. V příloze je vložena dokumentace k jednotlivým návrhům filtrace. [3] [4]

Horní propust

Filtr typu horní propust navržená pomocí FilerPro obr. č. 3.3 je neinvertující filtr se zesílením 2 a mezní frekvencí 20 Hz, signál je tedy zesílen už 20x. Výsledný filtr je druhého řádu, jako aktivní prvek je využit operační zesilovač OPA2333. Tento zesilovač má v jednom pouzdře 2 operační zesilovače, jsou zvoleny přesné rezistory z řady E96 a fóliové kondenzátory z řady E24.

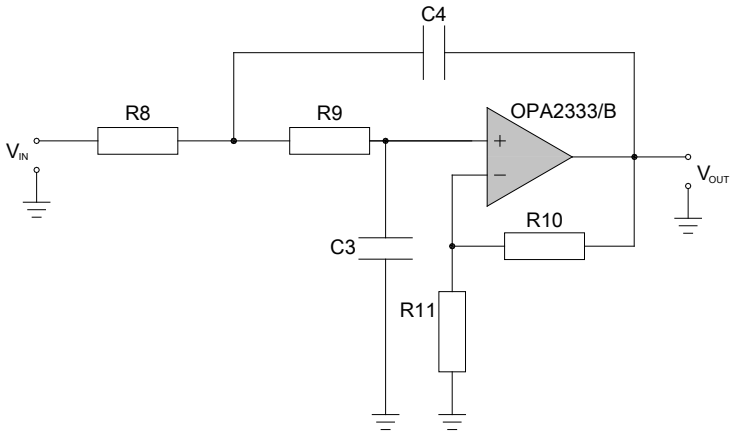


Obrázek 3.3 Horní propust

Dolní propust

Filtr typu dolní propust obr. č.3.4 je Butterworthův neinvertující filtr se zesílením 2 a mezní frekvencí 500 Hz, výsledné zesílení je 40. Výsledný filtr je druhého řádu, jako aktivní prvek je využit druhý operační zesilovač zesilovače OPA2333, stejně jako u

horní propusti jsou zvoleny odpory z řady E96 a fóliové kondenzátory z řady E24.



Obrázek 3.4 Dolní propust

3.4 Zesilovač

Aktivní filtrace a konečný zesilovač jsou navrženy pomocí precizních operačních zesilovačů OPA333, ten je zvolen ze stejné řady jako přístrojový. Konečný zesilovací prvek je navržen jako neinvertující (viz obr. 3.5). Ve zpětné vazbě zesilovače je navržena odporová dekáda, která se spíná pomocí kódovacího spínače a slouží k nastavení zesílení vstupujícího do izolačního zesilovače. Odporová dekáda je navržena tak, aby výstupní signál byl zesílen do ±200 mV. Celkové zesílení obvodu je dáno součinem jednotlivých zesilovacích prvků. Zpracovaný signál byl doposud zesílen 40x. Výsledné zesílení je tedy dáno součinem 40 a zesílení neinvertujícího zesilovače, které se dopočítá podle vztahu 3.4. Příklad výpočtu zesílení pro paralelní sepnutí pólů 2 a 3 je uveden v rovnici 3.6. Výsledné zesílení je zobrazeno v tabulce 3.1, kde jsou sepsány i kombinace paralelního sepnutí a hodnoty konečného zesílení. Další kombinace paralelních zapojení nejsou zmíněny, jelikož zesílení nevychází v celých hodnotách a je blízké některému uvedenému zesílení. [17]

$$G = 1 + \frac{R_{zp}}{R_{12}} \tag{3.4}$$

Celkový odpor R_c paralelního zapojení rezistorů se vypočítá podle rovnice 3.5.

$$\frac{1}{R_c} = \sum_{i=1}^{n} \frac{1}{R_i} \tag{3.5}$$

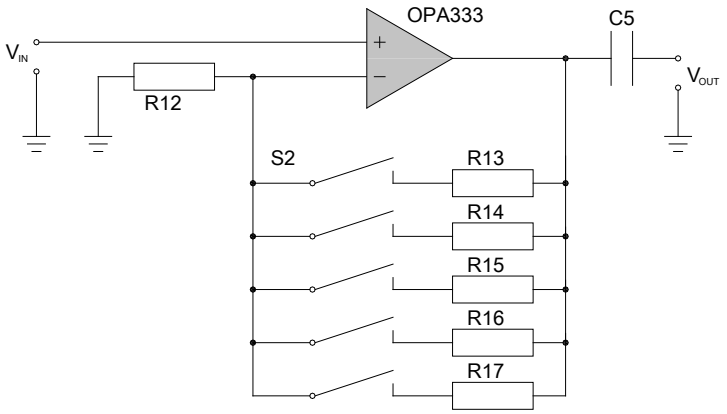
Tabulka 3.1 Možnosti zesílení

Vstupní odpor [Ω]	Pól přepínače číslo	Odpor zpětné vazby [Ω]	Zesílení G [V/V]	Zesílení na předchozích stupních	Výsledné zesílení G [V/V]
1000	1	1500	2,5	40	100
	2	4000	5		200
	3	12000	13		520
	4	16500	17,5		760
	5	24000	25		1000
Paralelní kombinace					
1000	1,2,3	1000	2	40	80
	2,3	3000	4		160
	3,5	8000	9		360

Výpočet zesílení pro paralelní kombinaci rezistorů R14 a R15 je uveden v rovnici 3.6.

$$G = 40 * \left(1 + \frac{\frac{4000 * 12000}{4000 + 12000}}{1000}\right) = 160 \tag{3.6}$$

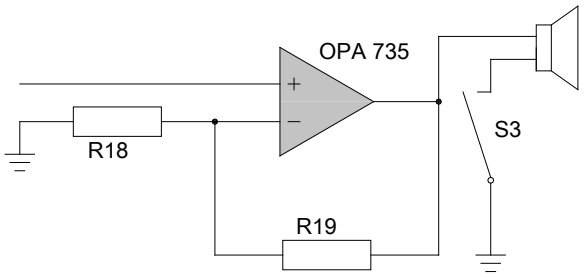
Výsledné zesílení signálu je nastavitelné, v rozmezí od 80 do 1000 jednotlivé hodnoty zesílení jsou v tabulce. Menší zesílení je vhodné pro měření signálu z větších svalů, kde hodnota vstupního signálu může dosahovat jednotek mV. Větší zesílení je vhodné pro měření z menších svalů. Možností by bylo umístit potenciometr do zpětné vazby. Varianta s potenciometrem by byla výhodná z hlediska plynulosti zesílení, ale zařízení by muselo ještě obsahovat zdroj kalibračního napětí. Zvolené řešení má pevně dáno zesílení, které umožnuje dopočítat velikost snímaného signálu. Na výstupu zesilovače je umístěn fóliový vazební kondenzátor C5, který slouží k odfiltrování stejnosměrné složky signálu.



Obrázek 3.5 Neinvertující zapojení operačního zesilovače

3.5 Zvukový výstup signálu

Slyšitelné frekvenční pásmo je od 16 Hz do 20 kHz, je tedy možné po zesílení prezentovat pomocí reproduktoru snímaný signál (20-500 Hz). Svalová aktivita prezentována pomocí reproduktoru se projevuje charakteristickým suchým praskotem. Zesílený a vyfiltrovaný signál, který je přiveden na vstup izolačního zesilovače, je také pomocí neinvertujícího zapojení zesilovače OPA735 zesílen ještě 11x (viz obr 3.6) a přiveden na reproduktor. Operační zesilovač OPA735 je zvolen z důvodu vyššího výstupního výkonu, který je potřebný pro vychylovací cívky v reproduktoru. [18]



Obrázek 3.6 Zesilovač s reproduktorem

3.6 Galvanické oddělení

Z hlediska bezpečnosti nesmí mít příložné části vodivé spojení s rozvodnou sítí, u lékařských zařízení se galvanické oddělení řídí normou ČSN EN 60601-1.

Galvanické oddělení bývá prováděno izolačními součástkami (izolačními zesilovači, optočleny). Principem těchto součástek je přenos signálu, ať už digitálního nebo analogového přes izolační bariéru, tím je dosaženo galvanického oddělení vstupu od výstupu. Zkušební napětí, dle staršího vydání, bylo pro izolaci mezi sítí a výstupy přístroje třídy 1 napětí 2000 V. Nové vydání normy neuvádí hodnoty izolačního napětí, ale toto napětí je definováno pomocí unikajících proudů.

Izolační zesilovač

V návrhu zařízení je zvolen izolační zesilovač AMC1200, aby bylo dosaženo elektrického oddělení vstupu zařízení od výstupu. Izolační zesilovač je zvolen podle izolačního napětí 4250 V_{peak}. Izolační bariéra je specifikována izolační kapacitou C_{IO}=1,2 pF a izolačním odporem R_{IO}>10^{12} Ω. Tyto vlastnosti mají vliv na unikající proudy. Izolační zesilovač má činitel potlačení souhlasného rušení CMRR (common-mode rejection ratio) 108 dB. Analogový signál přivedený na tento zesilovač musí být v lineární části izolačního zesilovače. Tento izolační zesilovač pracuje v lineární části

v rozsahu od -320 mV do +320 mV. Aby byl zesilovač chráněn před přesycením a tím pádem zkreslením signálu, je nutné vstupní signál zesílit na úroveň blízkou ±100 mV. Dané zesílení je volitelné na předchozím zesilovacím členu, které se volí dle vstupního napětí (viz kapitola 3.5). Výstup zesilovače je symetrický a jeho zesílení 8 je pevně dáno. [19]

Elektrická pevnost

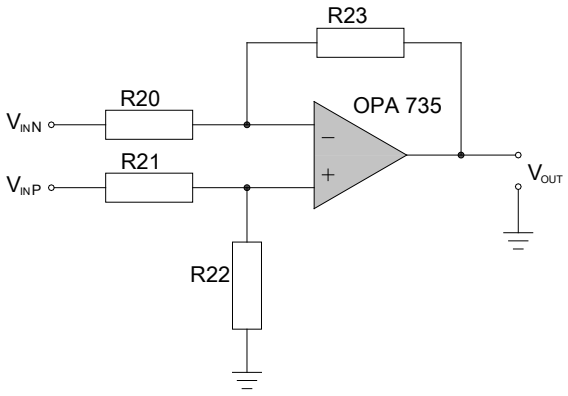
Elektrická pevnost galvanického oddělení je v celém obvodu dána nejnižší hodnotou izolačního napětí z použitých součástek. Jak je výše uvedeno izolační zesilovač má elektrickou pevnost 4250 V. Tento izolační zesilovač, je napájen napětím 5 V, ale pro dodržení izolace je důležité splnit oddělené napájení. Proto je zvolen pro napájení izolační DC/DC měnič DCH010505S s izolační bariérou 3000 V. Výsledná elektrická pevnost celého galvanického oddělení je tedy 3000 V. Tím je splněna hodnota izolačního napětí z prvního vydání normy, ale výsledné zařízení nemůže být hodnoceno jako elektricky bezpečné. Elektrická pevnost by musela být ověřena měřením a schválením certifikovanou firmou.

3.7 Výstupní diferenční zesilovač

Na výstupu izolačního zesilovače je navržen diferenční zesilovač, který zesílí pouze rozdíl napětí přivedený na vstup a soufázovou složku potlačí. Tento typ zesilovače se často využívá pro potlačení rušení. Zapojení zesilovače je na obrázku 3.7, zesilovač se skládá z invertující části, která zesiluje U_{inN} (záporné napětí) a neinvertující části která zesiluje U_{inP} (kladné napětí). Podmínkou zesilování pouze rozdílového napětí, je dodržení poměru odporu rezistorů podle rovnice 3.7 potom je výstupní napětí dáno rovnicí 3.8. V ideálním případě je zesílen jen rozdílový signál a soufázový zcela potlačen, ale to platí v ideálním případě. Reálný diferenční zesilovač nezesiluje pouze rozdílový signál, ale přenese část soufázového napětí na výstup. Poměr rozdílové a soufázové složky udává diskriminační činitel uveden v rovnici 3.1.

$$\frac{R_{23}}{R_{20}} = \frac{R_{22}}{R_{21}} \tag{3.7}$$

$$U_{out} = \frac{R_{23}}{R_{20}} * (U_{inP} - U_{inN}) \tag{3.8}$$



Obrázek 3.7 Rozdílový zesilovač

Navržený rozdílový zesilovač zesiluje rozdíl kladného (U_{inP}) a záporného (UinN) výstupního napětí na výstupu izolačního zesilovače. Diferenční zesilovač je využit pouze pro potlačení šumu. Zvolené zesílení je 1, které je dáno stejnou hodnotou mezi jednotlivými odpory (R_{20}= R_{21}= R_{22}= R_{23}= 10kΩ).

3.8 Zobrazení signálu

Průběh signál je možné zobrazit pomocí osciloskopu, nebo jej přivést pomocí rozhraní do PC, kde může být zobrazen např. v LabVIEW a dále digitálně zpracováván.

LabVIEW

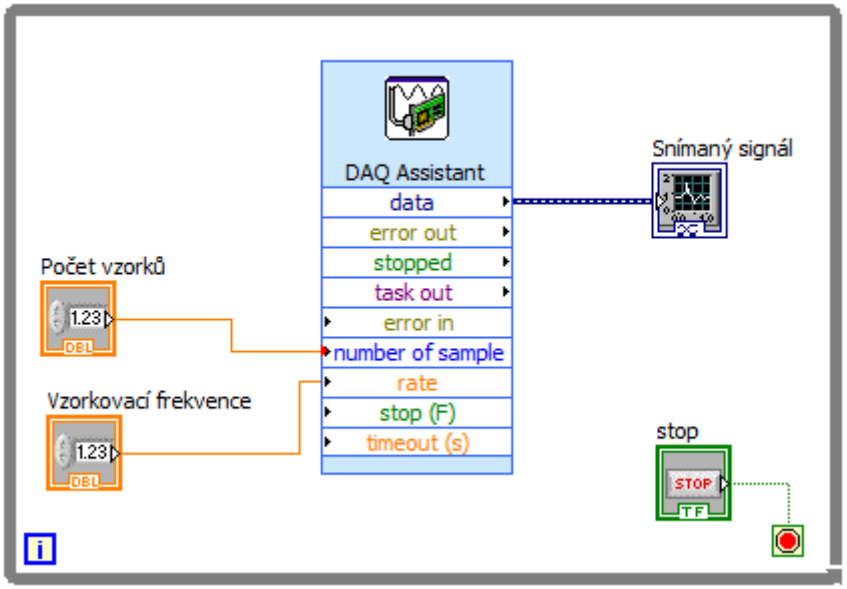
Vývojové prostředí LabVIEW (z angl. *Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench*) je virtuální laboratorní pracoviště, od společnosti National Instruments. Účelem virtuálního pracoviště je dočasně nebo trvale nahradit časově a finančně náročné hardwarové provedení. LabVIEW využívá grafické programování, kde se jednotlivé funkční bloky spojují do jednoduchých blokových schémat bez potřeby psaní vlastního kódu programu.

Uživatelské rozhraní virtuálního přístroje se vytváří pomocí ovládacích prvků (Controls), vložených na čelní panel (Front panel). Řízení čelního panelu je ovládáno pomocí blokového schématu (Block diagam). V blokovém schématu se nastavují jednotlivé vlastnosti a funkce jednotlivých bloků, které se spojují pomocí vodičů (Wires) do funkčních celků.

LabVIEW podporuje sběr dat a komunikaci s velkým množstvím externího hardwaru. Analogově zpracovaný signál je možné pomocí měřící karty načíst do LabVIEW a digitálně zpracovávat. Měřící karta PCI 6221 a PCI 6024E, které jsou

využívány ve školních laboratořích. Měřící karta obsahuje dceřinou desku, která se připojuje do rozšiřující sběrnice PCI v počítači, a svorkovnici. Svorkovnice je vybavena 68 porty označenými J1 až J68. Tyto měřící karty podporují vstup 16 analogových signálů. Vstupní analogový signál se připojuje na svorkovnice analog input (AI).

Pro načtení průběhu akčního napětí do LabVIEW bude využit Funkční blok DAQ Assistant a signál bude zobrazen pomocí bloku Wavefrom Graph. Navržené jednoduché blokové schéma je na obrázku 3.8, je možné volit vzorkovací frekvenci a počet zobrazených vzorků v grafu. Při volbě vzorkovací frekvence je nutné dodržet podmínku $f_{vz} \geq 2*f_{max}$, zvolená vzorkovací frekvence by tedy neměla být nižší než 1000 Hz.



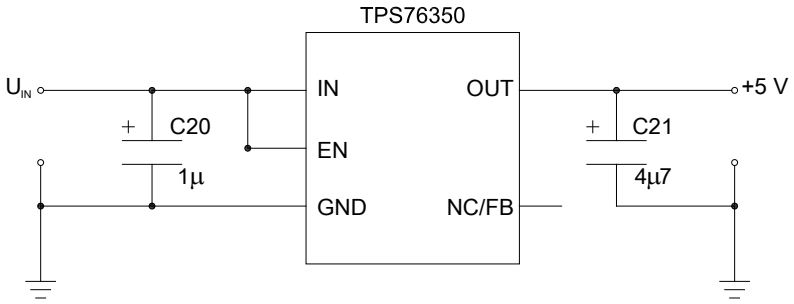
Obrázek 3.8 Blokové schéma načítání signálu do LabVIEW

3.9 Napájecí zdroj

Návrh zdroje napájení pro celé zařízení vychází z požadavků zesilovače INA333 tento zesilovač vyžaduje pro své napájení symetrický zdroj ±2,5 V. S ohledem na zvolené napájecí napětí byly zvoleny i operační zesilovače OPA333, použité ve filtraci, v neinverujícím zesilovači a jako výstupní zesilovač pro reproduktor. Tato část obvodu je napájena symetrickým napětím ±2,5 V. Izolační zesilovač AMC1200 potřebuje pro své napájení dvě oddělené stabilizované napětí v rozmezí 2,7 V až 5,5 V. První variantou je napájení z izolačního zesilovače ze dvou oddělených zdrojů energie (například pomocí dvou baterií). Druhou variantou je napájení pomocí izolačního DC/DC měniče, který je charakterizován izolačním napětím, vstupním a výstupním napětím. Třetí variantou napájení izolačního zesilovače je napájet plovoucí část pomocí

bateriového zdroje. A neplovoucí část napájet pomocí napětí přiloženého z externího zdroje (využít napětí na výstupu měřící karty). Jelikož nemusí být k dispozici napájení z vnějšího zdroje a využití dvou bateriových zdrojů je nepraktické je zvolena varianta napájení pomocí izolačního stejnosměrného (DC/DC) měniče.

K napájení jsou využity 4 alkalické baterie AA v sériovém zapojení výstupní napětí je tedy 6V. Toto napětí je využito pro napájení stabilizátorů. Jak je víše zmíněno, pro napájení jsou využita dvě různá napětí. Vstupní napětí je použito pro napájení stabilizátorů TPS7625 a TPS7650. Schéma zapojení je uvedeno na obrázku 3.9, pro napěťový stabilizátor TPS7650. Stabilizátory mají vstupní napětí dáno rovnicí 3,9. Jmenovité napětí alkalických baterií je 1,6 V, při jejich vybití klesne napětí na 0,9 V. Celkové napětí vybitých bateriích je 3,6 V, toto napětí není dostatečné pro napájení stabilizátoru TPS7650. Při snížení napájení pod 5,3 V klesne výstupní napětí, nevýhodou bude nižší účinnost stabilizace. Výstupní napětí by mělo být dostatečné pro napájení izolačního zesilovače, ale nedostatečné pro napájení DC/DC měniče. Jelikož jsou vybrány nízko odběrové součástky, mělo by být napájení alkalickými bateriemi dostatečné. Tyto baterie jsou levné a běžně dostupné, proto jsou zvoleny jako nejvhodnější varianta. [21]

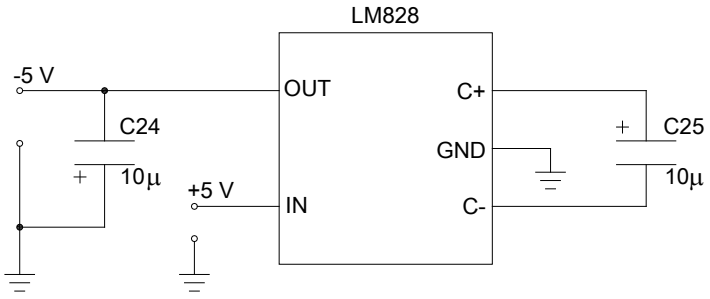


Obrázek 3.9 Zapojení stabilizátoru TPS7650

Výstupní napětí stabilizátoru (rovnice 3.9), kde V_{in} je vstupní napětí a V_{out} je výstupní napětí a V_{do} je úbytek napětí (dropout Voltage) na stabilizátoru, který typicky činí 300mV. [21]

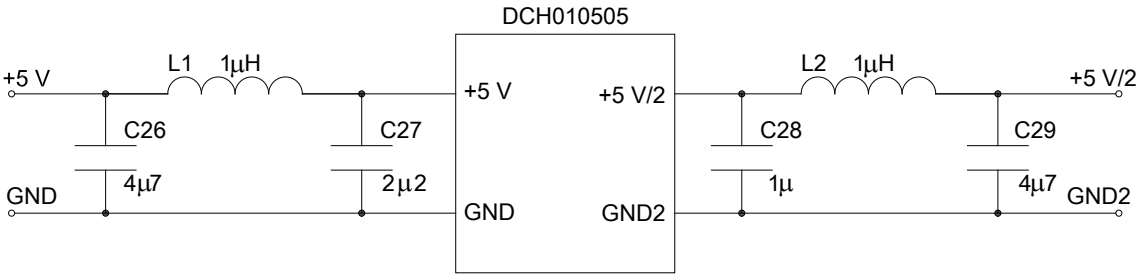
$$V_{in} = V_{out} - V_{do} \tag{3.9}$$

Pro vytvoření záporného napětí je využitý invertující měnič napětí LM828, který invertuje napětí v rozsahu od 1,8V do 5,5V na odpovídající záporné napětí. Účinnost konverze napětí je 96%. Schéma zapojení je na obrázku 3.10. [22]



Obrázek 3.10 Zapojení invertoru napětí LM828

Stabilizované napětí 5 V je použito pro napájení izolačního zesilovače pomocí izolovaného DC/DC měniče DCH010505s. Zvolený DC/DC měnič má fixní vstupní napětí 5 V, výstupní napětí 5 V a izolační napětí 3 kV (více kapitola 3.7). Na vstupu a výstupu měniče je vložena filtrace, doporučený filtr je PI článek, pro snížení rušení způsobeného spínací frekvencí zdroje. Zapojení DC/DC měniče je uvedeno na obrázku 3.11. Z výstupu měniče je napětí použito a invertováno pro napájení výstupního rozdílového zesilovače.[20]



Obrázek 3.11 Zapojení izolovaného DC/DC měniče s filtrací

4 HARDWAROVÁ REALIZACE ZAŘÍZENÍ

Návrh obvodu popsaný v semestrálním projektu, byl prakticky realizován a následně dle poznatků upraven do finální podoby obvodu uvedené v kapitole 3. Konečné schéma je vloženo v příloze A.

4.1 Volba součástek

Pro osazení plošného spoje zařízení pro měření svalové aktivity byly zvoleny součástky typu SMD (z angl. *surface mount device*). Jedná se o součástky určené pro přímou aplikaci na plošné spoje. Výhodou těchto součástek je povrchová aplikace, zmenšená velikost jednotlivých součástek, jednoduchá výroba jednotlivých plošných spojů (nemusí se pro každou součástku vrtat díry). Nevýhodou může být ruční pájení malých SMD součástek a výkonové aplikace.

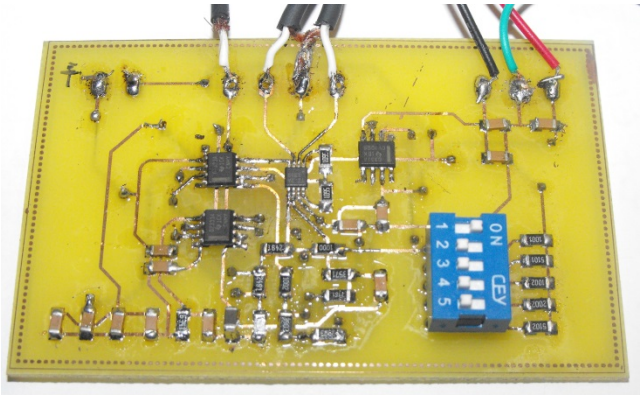
Pasivní součástky jsou zvoleny ve velikosti 1206 (v metrické soustavě 3216, kde první dvě čísla prezentují délku a druhá dvě čísla šířku součástky). Jsou zvoleny přesné rezistory s tolerancí 1%, keramické kondenzátory jsou vybrány s přesností 10%. Kondenzátory použité jako vazební a ve filtraci jsou fóliové s tolerancí 5% ve velikosti 1210, kondenzátory C1 a C2 jsou kvůli velikosti kapacity zvoleny jako vývodové součástky.

SMD pouzdra zesilovačů jsou zvoleny podle dostupnosti, zasílaných jednotlivých vzorků. Největší součástkou je izolační zesilovač, který je v pouzdře SOP 8, velikost součástky je ovlivněna izolační bariérou zesilovače. Zesilovače OPA2333 a OPA333 jsou v pouzdře SOIC 8, OPA2333 obsahuje v pouzdře 2 zesilovače. Zesilovač OPA735, stabilizátory napětí a invertor napětí jsou v pětipinovém pouzdře SOT 23.

4.2 Zkušební realizace zařízení

První verze uvedena v semestrálním projektu obsahovala pouze diferenční zesilovač zapojený s aktivní zemí. Filtraci Besselova typu s mezními frekvencemi na 20Hz a 250Hz a neinvertující zesilovač s odporovou dekádou ve zpětné vazbě. Celý obvod byl napájen pomocí dvou baterií typu AA zapojených do série. Mezi bateriemi byla vytažena zem a tak bylo dosaženo symetrického napájení operačních zesilovačů. Jelikož jsou zvoleny SMD součástky, tak na otestování byla vyleptána a osazena deska obr. 4.1. Tato zkušební verze byla funkční, čímž byla ověřena funkčnost navrženého obvodu.

Zesílení signálu bylo zvoleno příliš veliké a došlo k ořezání signálu díky malému napájecímu napětí. Na zkušební verzi byly nevhodně umístěny keramické kondenzátory 100nF, pro potlačení zákmitů zesilovače, které se umisťují co nejblíže k napájecím vývodům.



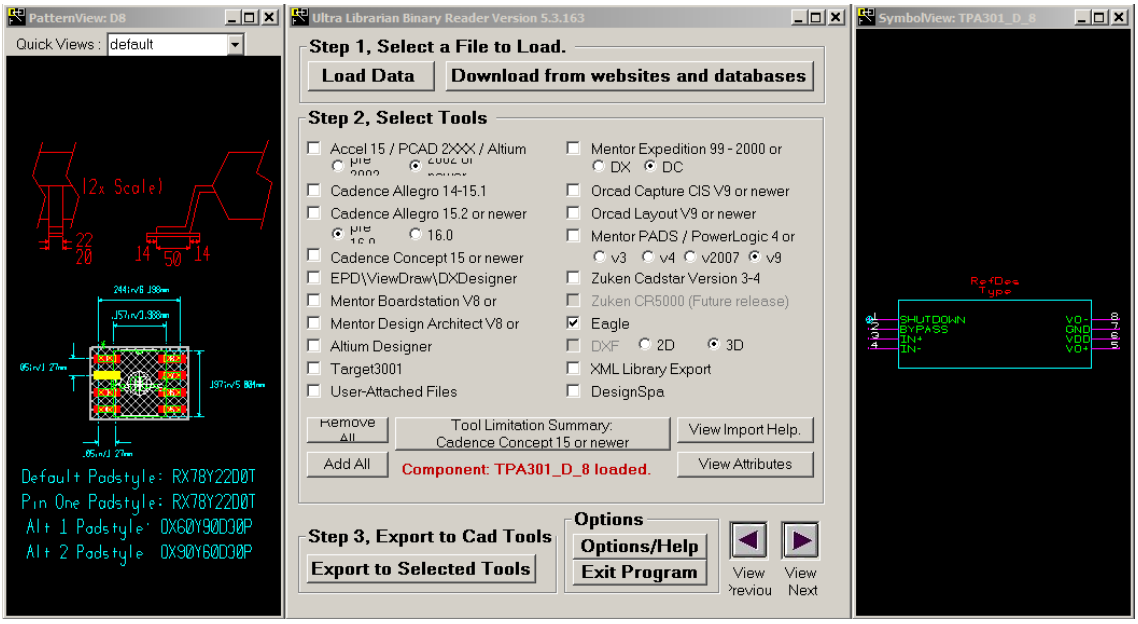
Obrázek 4.1 Osazená zkušební verze

4.3 Realizace hardwarového provedení

Výše zmíněná zkušební verze posloužila jako výchozí podklad pro konečný návrh zařízení pro měření elektrické aktivity svalů. Návrh obvodu zařízení je uveden v kapitole 3.

4.3.1 Návrh a popis zařízení v editoru plošných spojů Eagle

Realizované schéma obvodu a deska plošného spoje (DPS) jsou navrženy v programu Eagle verze 6.3.0, který je zdarma využitelný. Jednotlivé součástky jsou vkládány z knihovny součástek do schématu, kde jsou propojeny pomocí vodičů (Net). Zvolené pasivní součástky a zesilovač OPA333 jsou standartě dostupné v knihovnách programu. Zbylé součástky nemají knihovny v programu, proto musely být vytvořeny. Společnost Texas Instruments, jejichž součástky jsou zvolené má dostupné na svých webových stránkách nákresy jednotlivých pouzder dané součástky. Schématický nákres je možné stáhnout ve formě souboru „.bxl“, na stránkách je uveden návod jak vytvořit knihovnu pro danou součástku. Soubor bxl je možné otevřít v programu Ultra Librarian software obrázek 4.2, který slouží k vytvoření knihovny. Program vytvoří skript ve formátu ".scr" a textový dokument jak importovat klihovinu do programu Eagle.



Obrázek 4.2 Prostředí programu Ultra Librerien

Realizované schéma v prostředí Eaglu se přepne do okna Board, kde je realizována vlastní část desky plošných spojů. Vytvořená deska je dvouvrstvá s množstvím prokovů mezi jednotlivými stranami. Na vrstvě spodní vrstvě (bottom) je umístěna část obvodu zpracovávající signál, na vrchní (top) straně jsou umístěny obvody pro napájení a izolační zesilovač. Na obou stranách je 8mm izolační mezera, která galvanicky odděluje plovoucí část obvodu, od obvodu připojeného k zařízení se síťovým napájením. Velikost navržené desky má rozměry 75 x 70 mm, velikost je zvolena dle krabičky, do které bude umístěna. Návrh desky plošného spoje je uveden v příloze B.

4.3.2 Napájecí obvody

Obvody soužící pro vytvoření kladných napájecích napětí (2,5 V a 5 V) jsou vytvořeny pomocí stabilizátoru se vstupním a výstupním kondenzátorem. Tyto stabilizovaná napětí jsou invertovány pomocí invertoru se dvěma kondenzátory. Jsou zvoleny tantalové kondenzátory, s nízkou hodnotou ekvivalentního sériového odporu (ESR) podle požadavků invertoru LM828. Velikost sériového odporu ovlivňuje zvlnění výstupního napětí a účinnost konverze.

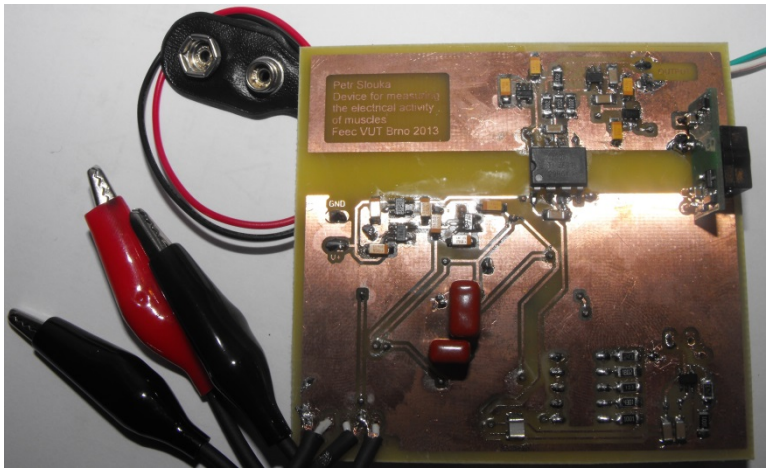
S napájením neplovoucí části obvodu pomocí izolovaného stejnosměrného měniče byly komplikace. Využitý DC/DC měnič má spínací frekvenci 70kHz, výstupní signál byl rušen touto frekvencí, proto byl přidán vstupní i výstupní filtr. Druhým vzniklým problémem bylo výstupní napětí, měnič má fixované vstupní a výstupní napětí 5 V.

Naměřené výstupní napětí bylo i po připojení odporové zátěže 6 V. Napětí na výstupu měniče bylo tedy stabilizováno pomocí stabilizátoru TPS76350 na 5 V, které je využito pro napájení izolační zesilovače a invertováno pro symetrické napájení výstupního diferenčního zesilovače OPA735.

4.3.3 Výroba a osazení DPS

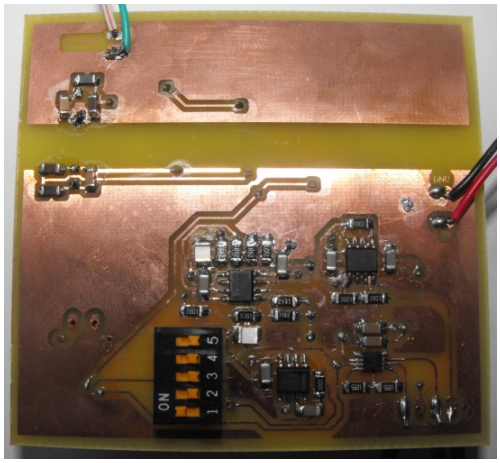
Výroba desky plošných spojů proběhla pomocí osvitové technologie, bylo využito zařízení společnosti CVVI a.s., které bych chtěl poděkovat za poskytnutí zázemí při výrobě. Předloha byla vytisknuta pomocí inkoustové tiskárny na vhodnou fólii, a UV světlem přenesena na Fotorezistivní Cuprextit. Osvícená deska byla vložena do vývojky, kde se odstranil zbytek fotocitlivé vrstvy a poté byla DPS odleptána pomocí leptacího roztoku (chloridu železitého).

Samotné osazení DPS probíhalo ve škole, nevhodnějším postupem při osazování je začít od nejmenších součástek. Osazovací plán a je uveden v příloze B. Výsledná osazená deska je na obrázku 4.3 a 4.4.



Obrázek 4.3 Osazená DPS vrstva top

Pro snímání elektromyografického signálu jsou zvoleny tři stíněné vodiče. První dva vodiče (s černými krokosvorkami) jsou připájeny na vstup přístrojového zesilovače a třetí vodič je připájen k aktivní zemi sloužící jako referenční bod. Připojení elektrod probíhá pomocí krokosvorek na druhém konci vodiče. Stínění referenčního vodiče je připojeno na zem a stínění měřících elektrod je napojeno na aktivní zem.



Obrázek 4.4 Osazená DPS vrstva bottom

4.3.4 Výpočet nákladů

Výběr jednotlivých součástek ovlivňují nejen jejich vlastnosti, ale cena. V dnešní době se začíná stávat standardem, že renomované firmy nabízejí svým potencionálním zákazníkům testovací vzorky.

Pro vývoj a výrobu zařízení byly poskytnuty vzorky zesilovačů od společnosti Texas Instruments. Touto cestou bych chtěl poděkovat společnosti Texas Instruments za poskytnuté vzorky.

Tabulka 4.1 Cena součástek

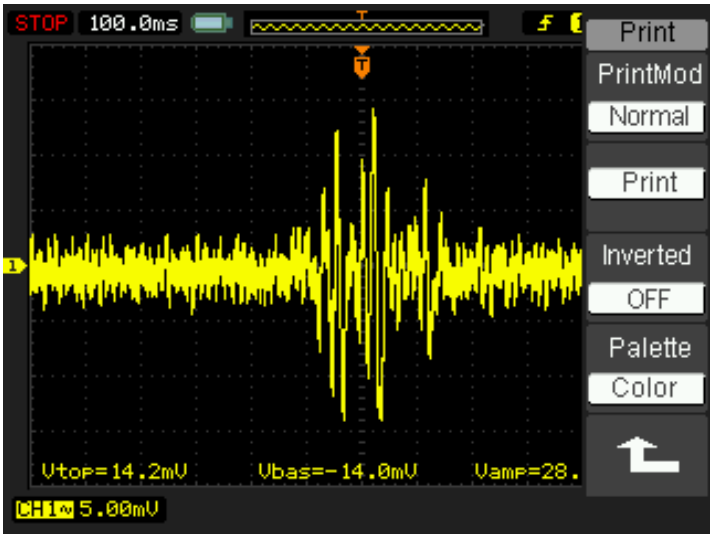
Součástka	Orientační cena Kč	Poznámka
INA333	115	vzorek
OPA333	80	vzorek
OPA2333	2x125	vzorek
OPA735	2x107	vzorek
AMC1200	180	vzorek
DCH010505	270	
TPS76350	2x11	vzorek
TPS76325	11	vzorek
LM828	2x15	vzorek
R	22x0,75	50ks od každé hodnoty
C - keramické	16x0,8	5ks
C - foliové	3x20; 2x14	5ks
C - tantalové	8x14	5ks
Další součástky	100	L, vypínače, krokosvorky...

V tabulce 4.1 jsou uvedené součástky a orientační cena zahraničního velkoobchodu Farnell, kde jsou dostupné všechny zvolené součástky. Souhrnná cena potřebného hardwaru pro realizaci navrženého zařízení, bez využití vzorků je cca 1500 Kč. V ceně jsou zahrnuty pouze potřebné díly, jelikož se jedná o velkoobchod tak je v poznámce uvedeno minimální prodávané množství. V konečné ceně není zahrnuta cena za zaslání zásilky a výroby desky plošného spoje, konečné náklady by mohli být značně vyšší. Využitím vzorků zdarma bylo ušetřeno odhadem 830 Kč. Nejdražším komponentem byl izolovaný DC/DC měnič. [23]

5 ZHODNOCENÍ DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

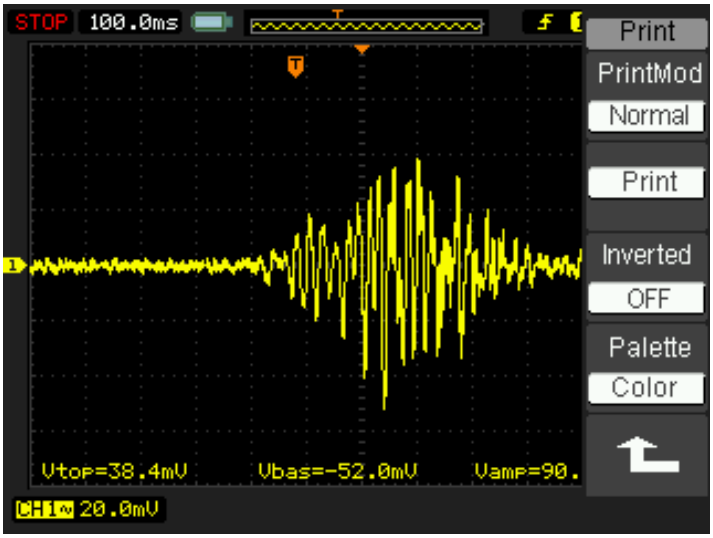
Ověření funkčnosti obvodu

Funkčnost navrženého zařízení byla ověřena snímáním signálu ze svalu biceps brachiális pomocí osciloskopu, za každým funkčním blokem. Nejdříve je uveden nasnímaný signál za přístrojovým zesilovačem obr. 5.1 na obrázku je vidět záznam kontrakce svalu. Dosažená amplituda po zesílení je cca ±14 mV, jasně je viditelný šum, který dosahuje hodnot až 4 mV. Také je viditelná stejnosměrná složka signálu, která posouvá úroveň signálu do mírně záporných hodnot.



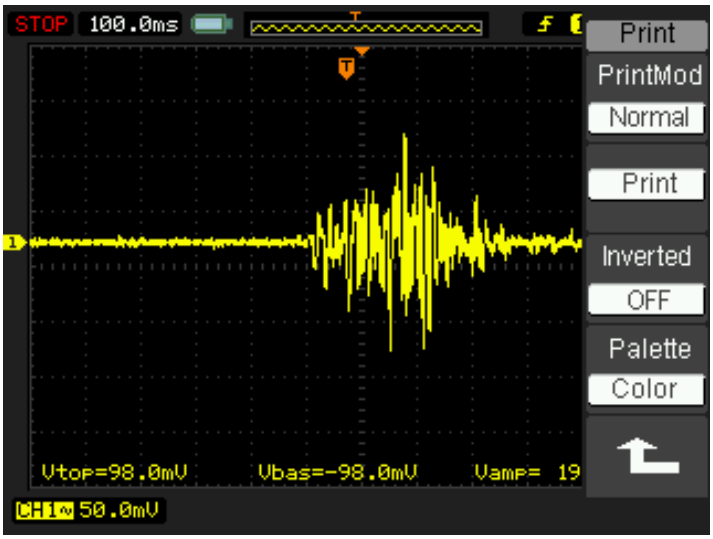
Obrázek 5.1 Signál na výstupu INA333

Signál snímaný za filtrací horní a dolní propustí je zobrazen na obrázku 5.2, na filtraci je signál zesílen 4x. Velikost amplitudy můžeme srovnávat mezi jednotlivými bloky jen přibližně, jelikož se výsledná amplituda odvíjí od síly kontrakce svalu. Na signálu měřeným za filtrací je zesílení patrné.



Obrázek 5.2 Signál na výstupu filtrace

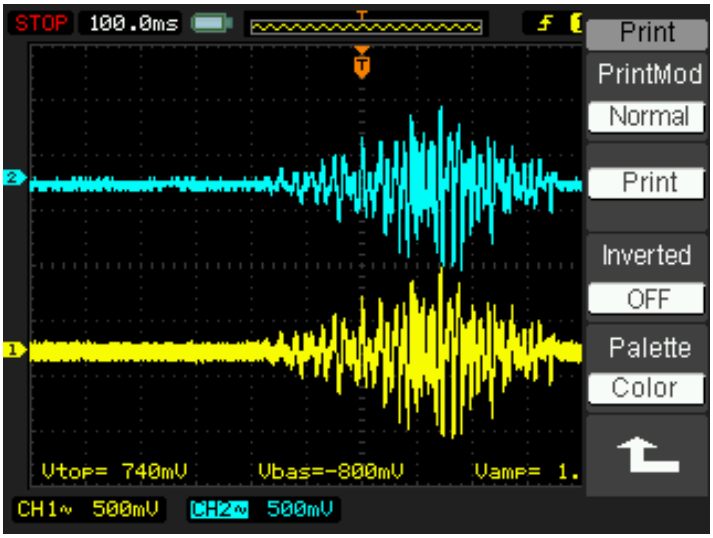
Signál vstupující do izolačního zesilovače je uveden na obrázku 5.3, zvolené zesílení je 100. Případná stejnosměrná složka je odstraněna vazebním kondenzátorem C5, rozmezí signálu je +98 až -98 mV. Signál vstupující do izolačního zesilovače se tedy pohybuje v lineární části převodní charakteristiky.



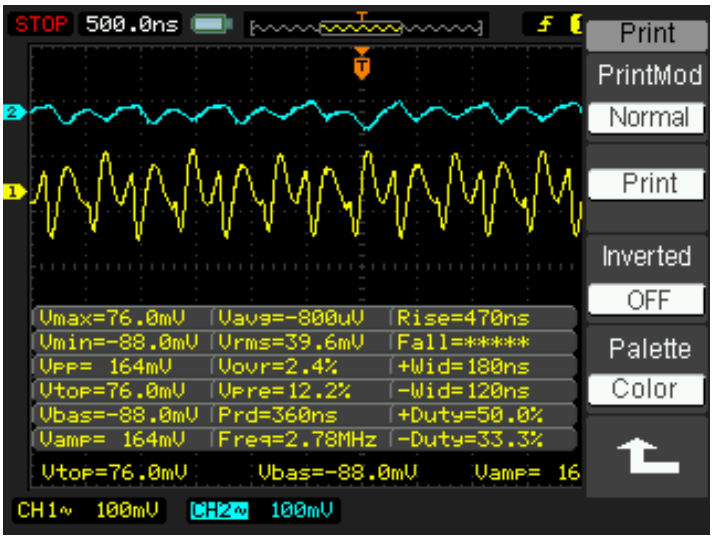
Obrázek 5.3 Signál na vstupu izolačního zesilovače

Rozdílový zesilovač se využívá pro zlepšení, poměru SNR signál šum (z angl. Signal to noise ratio). Signály zobrazené na obrázku 5.4 ukazují rozdíl mezi vstupním signálem, výstup AMC1200, na rozdílový zesilovač a signálem zaznamenaným za tímto zesilovačem. Kanál jedna (žlutý průběh) signál vstupující do rozdílového zesilovače a kanál dva (modrý průběh) zobrazuje výstup zesilovače. Na první pohled je viditelné, že úroveň šumu výstupního signálu je nižší než u vstupního. Na obrázku 5.5 je zobrazený

detail šumu, se zobrazenými vlastnosti, frekvence šume je 2,78 MHz. Zjištěná frekvence šumu odpovídá radiovým vlnám, přesněji krátkým vlnám, které se využívají jako radioamatérské vlny. Na kanálu dva je rozpoznatelný útlum šumu oproti kanálu jedna.



Obrázek 5.4 Průběh na vstupu a výstupu rozdílového zesilovače



Obrázek 5.5 Šum před a za rozdílovým zesilovačem

Celkové zhodnoceni obvodu

Funkčnost obvodu byla prokázána zrealizováním obvodu a odzkoušením. Změřený signál je výrazný, hodnota amplitudy signálu, dle zvoleného zesílení 200, se pohybuje od ±700 mV do ±1,2 mV. Úroveň šumu se pohybuje v rozmezí ± 30 mV, z toho vyplývá poměr signálu a šumu, který je perfektní.

6 ZÁVĚR

Na začátku práce je popsán elekto-fyziologický základ, který je důležitý pro přiblížení EMG problematiky. Druhá kapitola se věnuje elektromyografii, kde jsou zmíněny počátky snímání EMG. Následně se věnuje možnostem snímání EMG a vlastnostem snímaného signálu.

Nejvíce prostoru je věnováno návrhu zařízení, kde jsou přiblíženy jednotlivé části obvodu. V navrženém obvodu jsou zvoleny precizní zesilovače, samotný signál je snímám pomocí dvou měřících elektrod přivedených na vstup přístrojového zesilovače. Naměřený signál je frekvenčně omezen filtrací a zesílen na požadovanou úroveň. Aby bylo možné připojit zařízení k zobrazovacímu prostředku, napájeného sítovým napětím je obvod galvanicky oddělen. Jako oddělovací prvek byl zvolen izolační zesilovač AMC1200, tento integrovaný obvod je napájen prostřednictvím izolačního DC/DC měniče. Elektrická pevnost měniče je 3kV, která je nižší než u izolačního zesilovače, jedná se tedy o konečnou teoretickou pevnost. Realizované zařízení nesplňuje normu zdravotnického elektrického přístroje, pro splnění normy by musely být změřeny unikající proudy. Signál z výstupu izolačního zesilovače je zpracován rozdílovým zesilovačem, kde je potlačen šum.

Navrhnutý obvod byl hardwarově realizován a otestován měřením, zařízení je plně funkční. Průběh signálu byl zobrazen pomocí osciloskopu a také byl načten pomocí jednoduchého realizovaného programu do LabVIEW viz příloha D. Naměřené průběhy mají nízký šum a snímané akční napětí je jasně rozeznatelné.

Vhodným zdokonalením zařízení by bylo vytvoření kalibračního obvodu, který by sloužil k nastavení citlivosti přístroje. Signál prezentovaný reproduktorem je velmi tichý, pro zlepšení úrovně hlasitosti by bylo vhodné využít audio zesilovače určeného pro tuto aplikaci.

Zařízení může být využíváno na ústavu UBMI, fakulty FEKT VUT Brno, jako součást výuky pro načítání EMG signálu, například pro vývoj terapeutické hry spadající do oblasti myofeedbacku.

LITERATURA

[1] KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie*. 1. vyd. Praha: Triton, 1999, 173 s. ISBN 80-725-4047-5.

[2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1: Všeobecná encyklopedie*. 1. díl. A-B. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.

[3] KROBOT, Alois; KOLAŘOVÁ, Barbora. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s, ISBN 987-80-244-2762-1.

[4] DE LUCA, CJ. *The use of Surface Electromyography in Biomechanics. The international Society for Biomechanics* [online], 1993. Dostupné na: <http://www.delsys.com/>

[5] KADAŇKA, Zdeněk, Josef BEDNAŘÍK a Stanislav VOHÁŇKA. *Praktická elektromyografie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994, 180 s. ISBN 80-701-3181-0.

[6] Maxdorf s.r.o.; *Velký lékařský slovník,* [online], dostupné na: <http://lekarske.slovniky.cz/>

[7] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 790 s. ISBN 978-802-4730-684.

[8] ŠIMURDA, Jiří. *Bioelektrické jevy*. Brno: Vydalo Vysoké učení technické v Brně, 72 s.

[9] AMBLER, Zdeněk, *Neurofyziologie a elektrodiagnostika nervosvalového přenosu*, [on-line], LF UK a FN, Plzeň, 2011, dostupné na: <http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=4364&magazine_id=3>

[10] WILHELM, Zdeněk. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010, 117 s. ISBN 978-80-210-5283-3.

[11] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006, 140 s. ISBN 80-244-1480-5.

[12] VOHÁŇKA, Stanislav, *Jehlová EMG*, [on-line], neurologická klinika LF MU a FN Brno, 2007, Prezentace, dostupné na: <http://www.neuromuskularni-

sekce.cz/res/file/archiv/ns2007/Elektrofyziologicka-vysetreni-u-radikulopatii.pdf >

[13] NOVOTNÝ, P. O. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky*, [on-line], UK Praha, 2003, 5 s. dostupné na: <http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/P4-009%20-%20Novotny4p-e.rtf>

[14] MACHOVÁ, V. *Sarkomera* [online], dostupné na: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Sval>

[15] MANCINI, R. *Op amps for everyone design guide,* [online], Texas Instruments, 2002, 464s. dostupné na: <http://focus.ti.com/docs/analog/catalog/resource/appnoteabstract.jhtml?familyId=78&abstractName=slod006b>

[16] TEXAS INSTRUMENTS. INA333 datasheet, [online], 2008, 26s. dostupné na: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>

[17] TEXAS INSTRUMENTS. OPA333/2333 datasheet, [online], 2007, 28s. dostupné na: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2333.pdf>

[18] TEXAS INSTRUMENTS. Opa735 datasheet, [online], 2005, 26s. dostupné na: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa735.pdf>

[19] TEXAS INSTRUMENTS. AMC1200 datasheet, [online], 2012, 24s. dostupné na: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/amc1200.pdf>

[20] TEXAS INSTRUMENTS. DCH010505 datasheet, [online], 2009, 15s. dostupné na: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/dch010505s.pdf>

[21] TEXAS INSTRUMENTS. TPS76350/76325 datasheet, [online], 2004, 25s. dostupné na: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps76350.pdf>

[22] TEXAS INSTRUMENTS. LM828 datasheet, [online], 2013, 15s. dostupné na: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm828.pdf>

[23] FARNELL ELEMENT I4 [on-line], [cit. 27.5.2013], dostupné na: <http://cz.farnell.com/>

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1.1 Sarkomera 4

Obrázek 1.2 Struktura svalu 4

Obrázek 1.3 Struktura nervosvalové ploténky 5

Obrázek 2.1 Amplitudové a frekvenční vlastnosti signálu v závislotsti na umístění snímacích elektrod 10

Obrázek 3.1 Blokové schéma zařízení 12

Obrázek 3.2 Zapojení přístrojového zesilovače s aktivní zemí 14

Obrázek 3.3 Horní propust 15

Obrázek 3.4 Dolní propust 16

Obrázek 3.5 Neinvertující zapojení operačního zesilovače 17

Obrázek 3.6 Zesilovač s reproduktorem 18

Obrázek 3.7 Rozdílový zesilovač 20

Obrázek 3.8 Blokové schéma načítání signálu do LabVIEW 21

Obrázek 3.9 Zapojení stabilizátoru TPS7650 22

Obrázek 3.10 Zapojení invertoru napětí LM828 23

Obrázek 3.11 Zapojení izolovaného DC/DC měniče s filtrací 23

Obrázek 4.1 Osazená zkušební verze 25

Obrázek 4.2 Prostředí programu Ultra Librerien 26

Obrázek 4.3 Osazená DPS vrstva top 27

Obrázek 4.4 Osazená DPS vrstva bottom 28

Obrázek 5.1 Signál na výstupu INA333 30

Obrázek 5.2 Signál na výstupu filtrace 31

Obrázek 5.3 Signál na vstupu izolačního zesilovače 31

Obrázek 5.4 Průběh na vstupu a výstupu rozdílového zesilovače 32

Obrázek 5.5 Šum před a za rozdílovým zesilovačem 32

SEZNAM TABULEK

Tabulka 3.1 Možnosti zesílení 17

Tabulka 4.1 Cena součástek 28

SEZNAM PŘÍLOH

A Zapojení obvodu zařízení 39

B Deska plošného spoje 40

B.1 Vrstva top 40

B.2 Vrstva bottom 40

B.3 Osazení desky plošného spoje vrstva top 41

B.4 Osazení desky plošného spoje vrstva bottom 41

C Seznam součástek 42

D Změřené průběhy 44

D.1 Průběh signálu na osciloskopu při přerušované kontrakci 44

D.2 Průběh signálu na osciloskopu zatnutý svalu 44

D.3 Průběh signálu v LabVIEW kontrakce svalu 45

D.4 Průběh signálu v LabVIEW zatnutý svalu 45

E Návrh filtrace dolní propust pomocí FilterPro 46

F Návrh filtrace horní propust pomocí FilterPro 49

SEZNAM PŘÍLOH NA CD

- Bakalářská práce

Složka *Dokumenty a datasheety*:

- Datasheet INA333.pdf
- Datasheet OPA333_OPA2333.pdf
- Datasheet OPA735.pdf
- Datasheet AMC1200.pdf
- Datasheet TPS76350_TPS76325.pdf
- Datasheet LM828.pdf
- MANCINI, R. *Op amps for everyone design guide*, Texas Instruments
- Filtrace horní propust
- Filtrace dolní propust

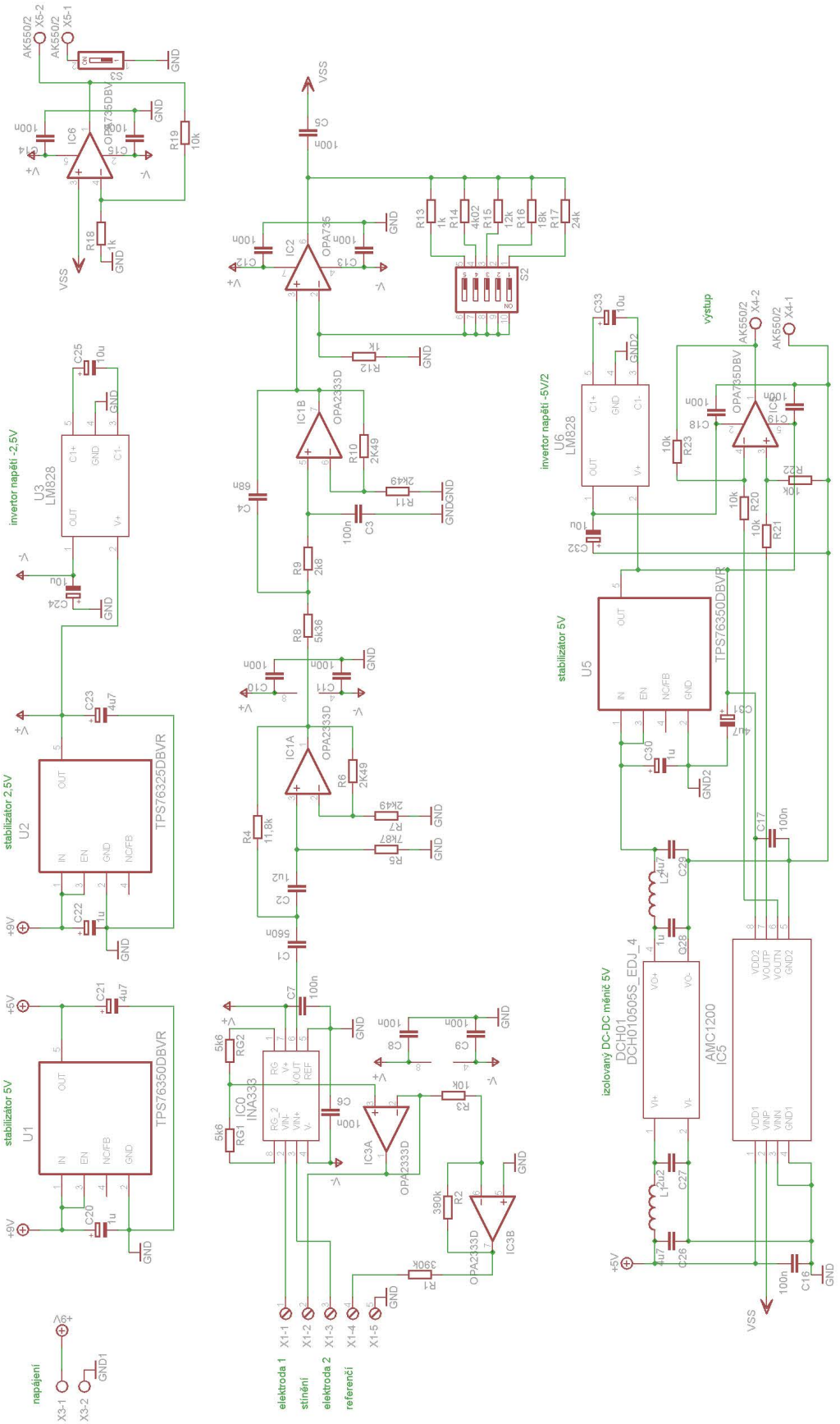
Složka *Eagle*:

- Soubory eaglu .sch a .brd
  - Schema.sch (schéma obvodu)
  - Schema.brd (DPS zařízení)

Složka *LabVIEW*:

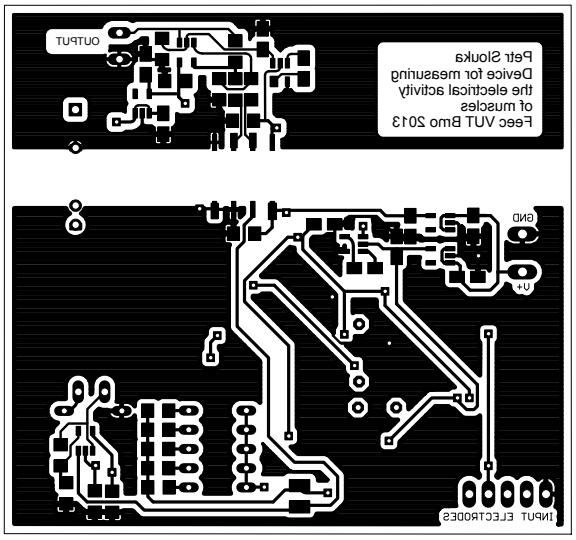
- Nacteni_signalu.vi

A ZAPOJENÍ OBVODU ZAŘÍZENÍ



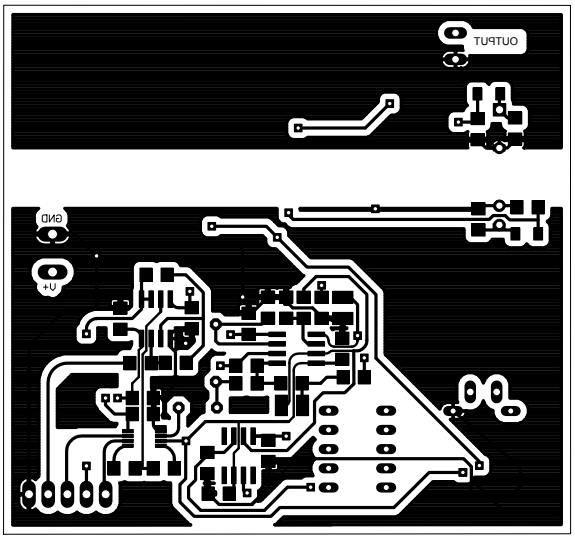
B DESKA PLOŠNÉHO SPOJE

B.1 Vrstva top



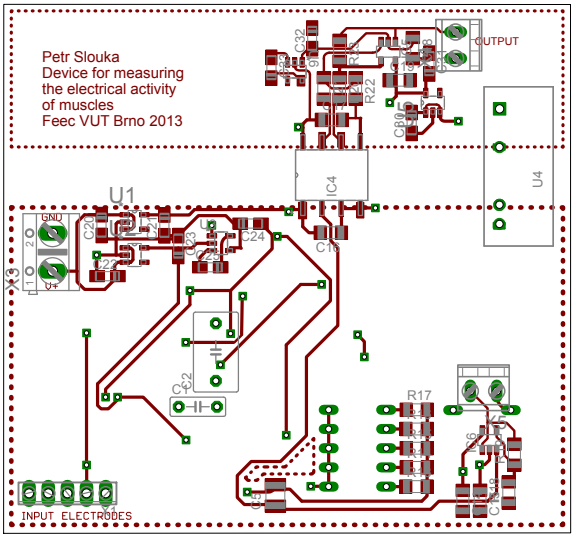
Rozměr desky 75x70 mm měřítko M1:1

B.2 Vrstva bottom

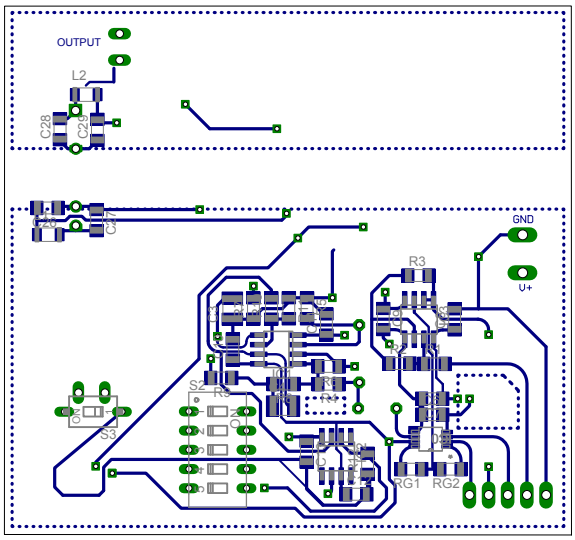


Rozměr desky 75x70 mm měřítko M1:1

B.3 Osazení desky plošného spoje vrstva top



B.4 Osazení desky plošného spoje vrstva bottom



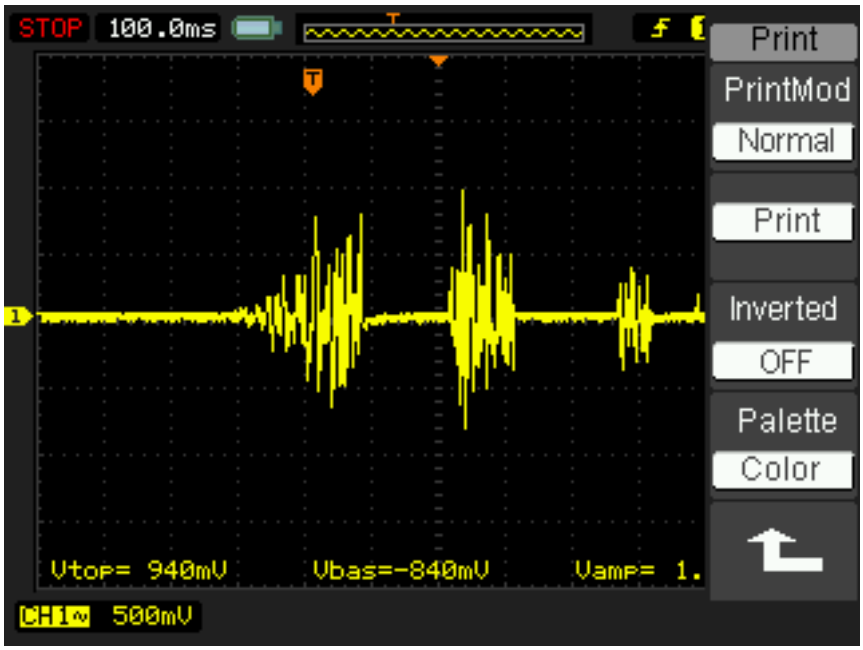
C SEZNAM SOUČÁSTEK

Označení	Hodnota	Pouzdro	Popis
Rg1, Rg2	5,6kΩ	1206	Odpor
R1, R2	390kΩ	1206	Odpor
R3, R19, R20, R21, R22, R23	10kΩ	1206	Odpor
R4	11,8kΩ	1206	Odpor
R5	7,87kΩ	1206	Odpor
R6, R7, R11, R12	2,49kΩ	1206	Odpor
R8	5,36kΩ	1206	Odpor
R9	2,8kΩ	1206	Odpor
R12, R13, R18	1kΩ	1206	Odpor
R14	4,02kΩ	1206	Odpor
R15	12kΩ	1206	Odpor
R16	18kΩ	1206	Odpor
R17	24kΩ	1206	Odpor
C1	560nF	Radiální rozteč 5 mm	Fóliový kondenzátor
C2	1,2uF	Radiální rozteč 7,5 mm	Fóliový kondenzátor
C3, C5	100nF	1210	Fóliový kondenzátor
C4	68nF	1210	Fóliový kondenzátor
C6-C19	100nF	1206	Keramický kondenzátor
C26, C29	4,7µF	1206	Keramický kondenzátor
C27	2,2µF	1206	Keramický kondenzátor
C28	1µF	1206	Keramický kondenzátor
C20, C22, C28, C30	1µF	1206	Tantalový kondenzátor low ESR
C21, C23, C31	4,7µF	1206	Tantalový kondenzátor low ESR
C24, C25, C32, C33	10µF	1206	Tantalový kondenzátor low ESR

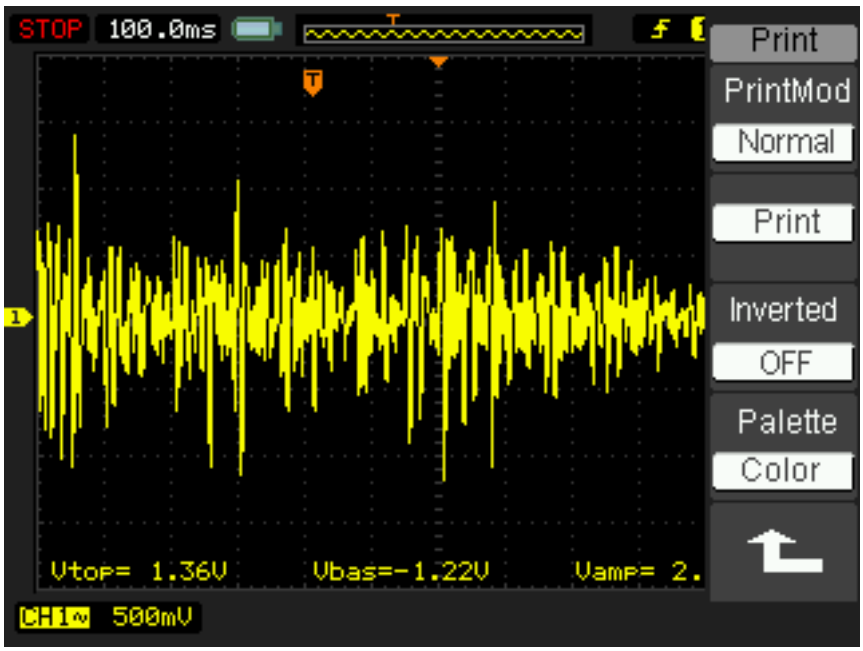
L1, L2	1uH	1206	Cívka s ferritovým jádrem
U1, U5	5 V	SOT 23/5	Stabilizátor TPS76350DBVR
U2	2,5 V	SOT 23/5	Stabilizátor TPS76325DBVR
U3, U6	Invertor	SOT 23/5	Invertor napětí LM828
U4	5V/5V		Izolovaný DC/DC měnič
IC0	INA333	MSOP 8	Přístrojový zesilovač
IC1, IC3	OPA2333	SOIC 8	Operační zesilovač
IC2	OPA333	SOIC 8	Operační zesilovač
IC4	AMC1200	SOP 8	Izolační zesilovač
IC5, IC6	OPA735	SOT 23/5	Operační zesilovač

D ZMĚŘENÉ PRŮBĚHY

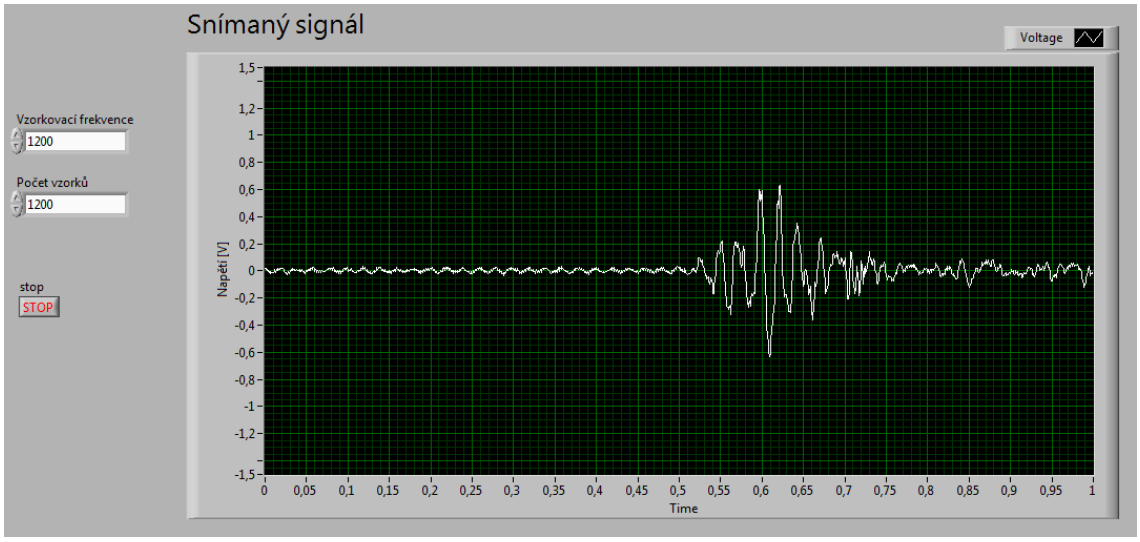
D.1 Průběh signálu na osciloskopu při přerušované kontrakci



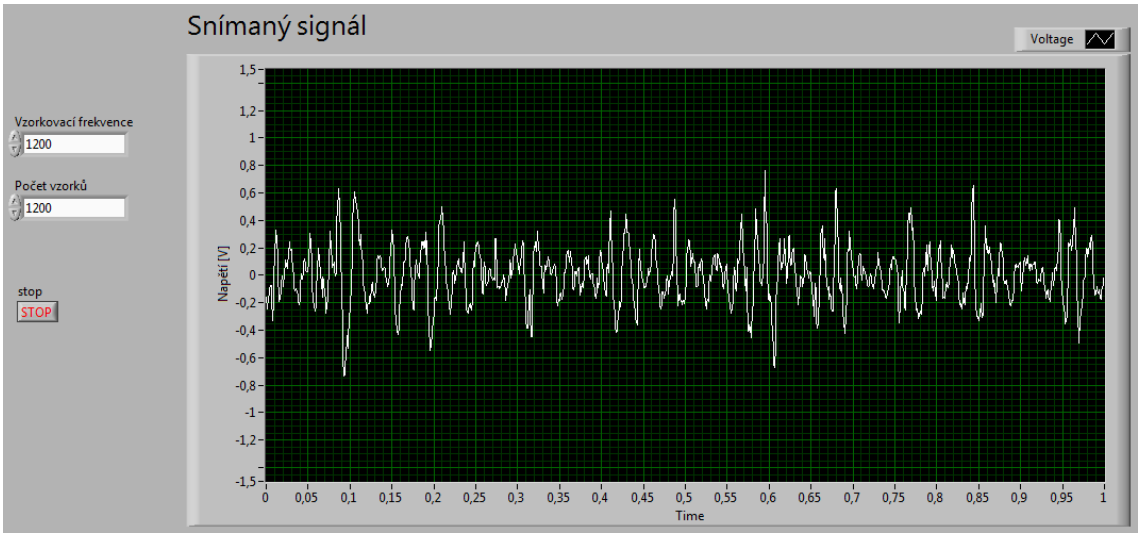
D.2 Průběh signálu na osciloskopu zatnutý svalu



D.3 Průběh signálu v LabVIEW kontrakce svalu

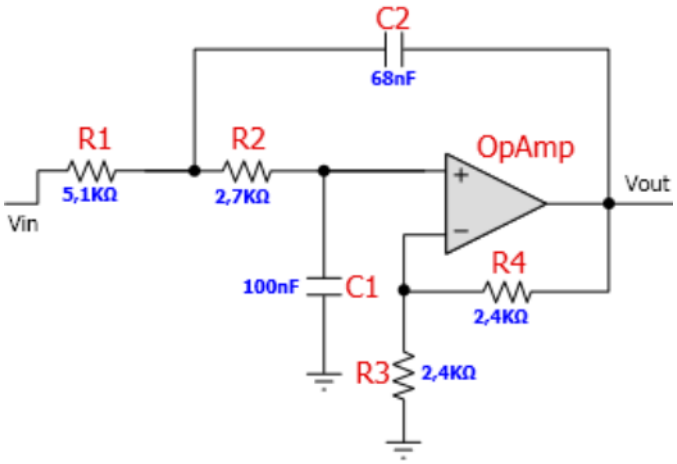


D.4 Průběh signálu v LabVIEW zatnutý svalu



E NÁVRH FILTRACE DOLNÍ PROPUST POMOCÍ FILTERPRO

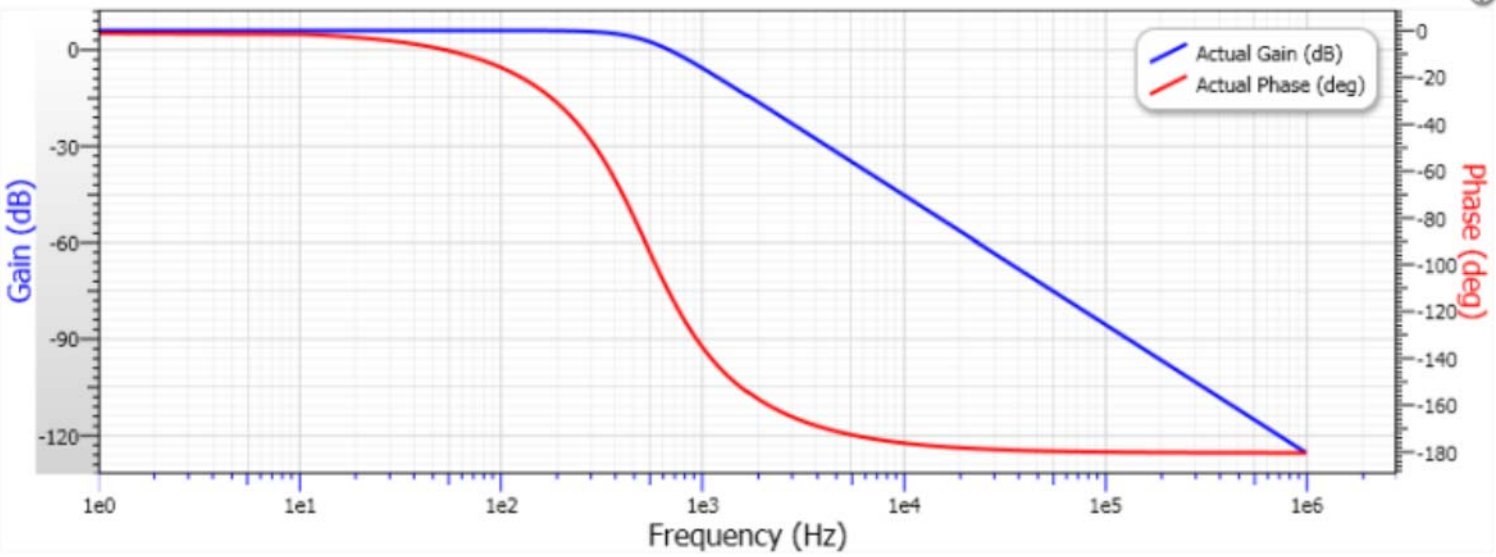
Design Name: Lowpass, Sallen Key, Butterworth**Part:** Ideal Opamp **Order:** 2 **Stages:** 1
Gain: 2 V/V (6,02059991327962 dB) **Allowable PassBand Ripple:** 0,1 dB **Passband Frequency:** 500 Hz
Corner Frequency Attenuation: 3,021 dB

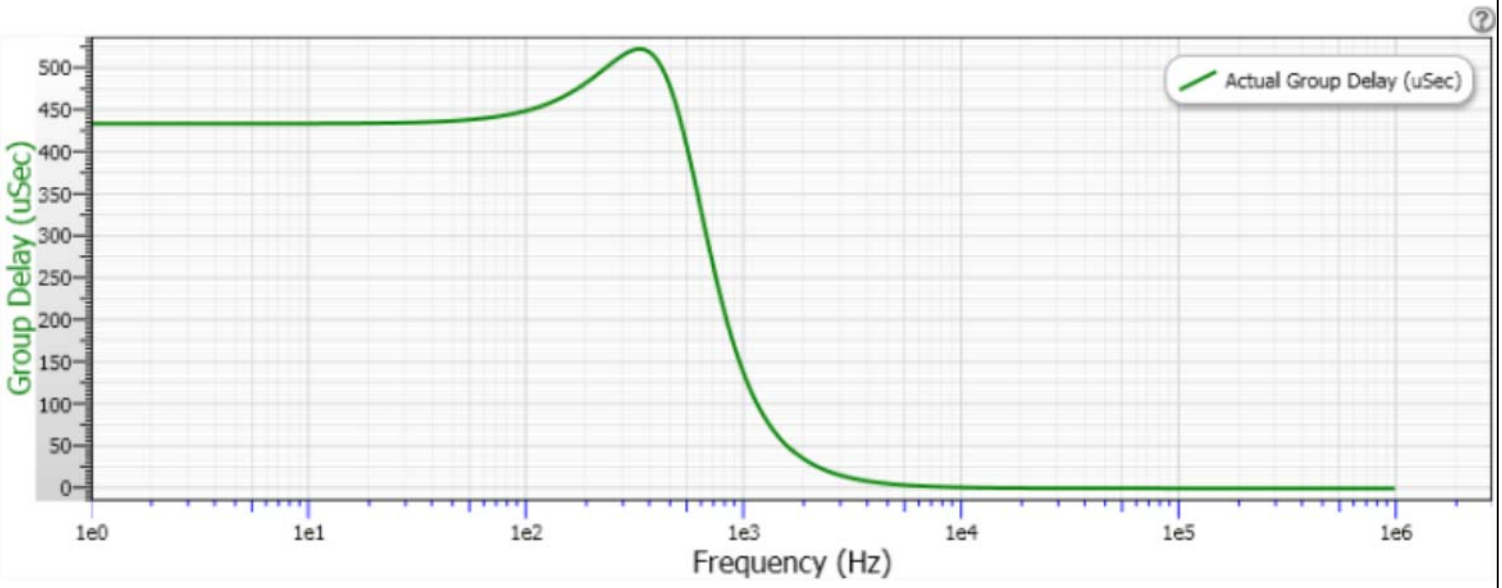


Filter Stage:	1
Passband Gain(Ao) :	2
Cutoff Frequency(fn):	500 Hz
QualityFactor (Q):	0,71
Filter Response:	Butterworth
Circuit Topology:	SallenKey
Min GBW reqd.:	71 kHz

FilterPro Design Report
Frequency and Phase Responses

Design Name: Lowpass, Sallen Key, Butterworth **Part:** Ideal Opamp **Order:** 2 **Stages:** 1
Gain: 2 V/V (6,02059991327962 dB) **Allowable PassBand Ripple:** 0,1 dB **Passband Frequency:** 500 Hz
Corner Frequency Attenuation: 3,021 dB





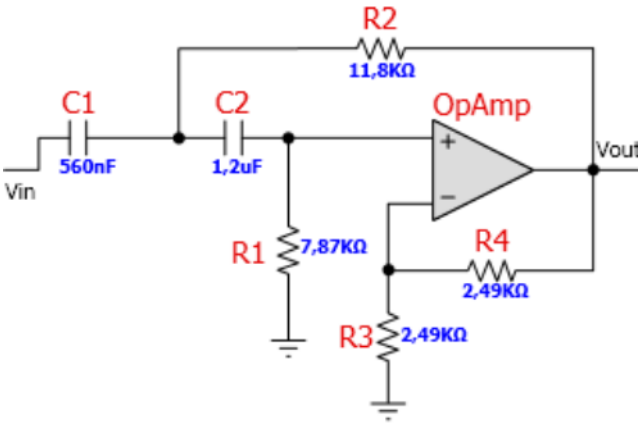
FilterPro Design Report
Bill of Materials

Design Name: Lowpass, Sallen Key, Butterworth **Part:** Ideal Opamp **Order:** 2 **Stages:** 1
Gain: 2 V/V (6,02059991327962 dB) **Allowable PassBand Ripple:** 0,1 dB **Passband Frequency:** 500 Hz
Corner Frequency Attenuation: 3,021 dB

Element ID	Quantity	Part Number	Value	Tolerance	Description	Manufacturer
R1 (Stage 1)	1	Standard	5,1KΩ	E24: 5%	Resistor	
R2 (Stage 1)	1	Standard	2,7KΩ	E24: 5%	Resistor	
C1 (Stage 1)	1	Standard	100nF	E12: 10%	Capacitor	
C2 (Stage 1)	1	Standard	68nF	E12: 10%	Capacitor	
R3 (Stage 1)	1	Standard	2,4KΩ	E24: 5%	Resistor	
R4 (Stage 1)	1	Standard	2,4KΩ	E24: 5%	Resistor	
OpAmp (Stage 1)	1	Standard			Ideal OpAmp	

F NÁVRH FILTRACE HORNÍ PROPUST POMOCÍ FILTERPRO

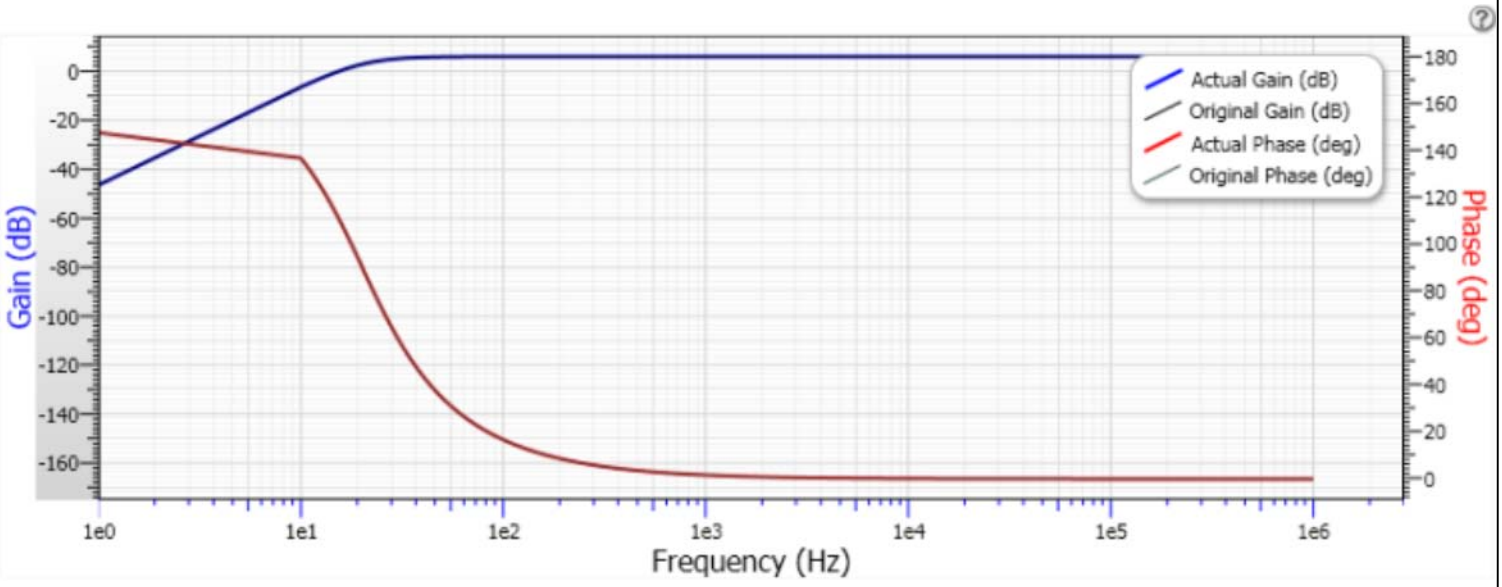
Design Name: Highpass, Sallen Key, Butterworth **Part:** Ideal Opamp **Order:** 2 **Stages:** 1
Gain: 2 V/V (6,02059991327962 dB) **Allowable PassBand Ripple:** 1 dB **Passband Frequency:** 20 Hz
Corner Frequency Attenuation: 3,021 dB

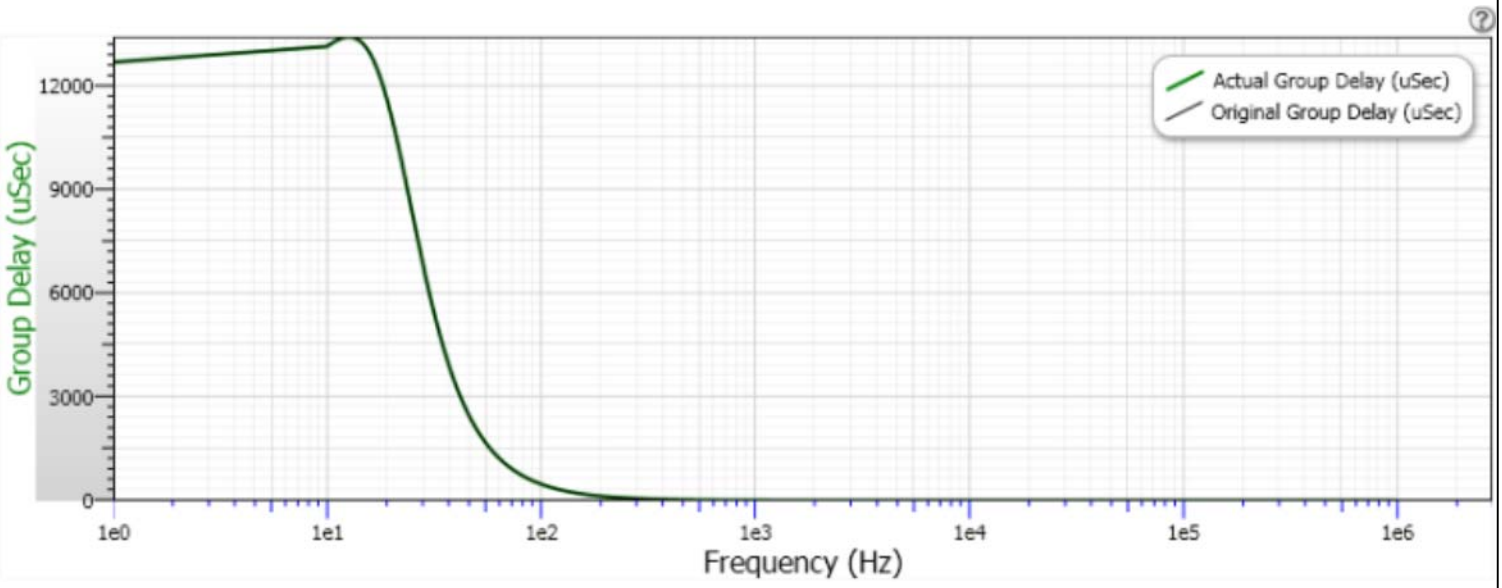


Filter Stage:	1
Passband Gain(Ao) :	2
Cutoff Frequency(fn):	20 Hz
QualityFactor (Q):	0,71
Filter Response:	Butterworth
Circuit Topology:	SallenKey
Min GBW reqd.:	2,84 kHz

FilterPro Design Report
Frequency and Phase Responses

Design Name: Highpass, Sallen Key, Butterworth **Part:** Ideal Opamp **Order:** 2 **Stages:** 1
Gain: 2 V/V (6,02059991327962 dB) **Allowable PassBand Ripple:** 1 dB **Passband Frequency:** 20 Hz
Corner Frequency Attenuation: 3,021 dB





FilterPro Design Report
Bill of Materials

Design Name: Highpass, Sallen Key, Butterworth **Part:** Ideal Opamp **Order:** 2 **Stages:** 1
Gain: 2 V/V (6,02059991327962 dB) **Allowable PassBand Ripple:** 1 dB **Passband Frequency:** 20 Hz
Corner Frequency Attenuation: 3,021 dB

Element ID	Quantity	Part Number	Value	Tolerance	Description	Manufacturer
R1 (Stage 1)	1	Standard	7,87KΩ	E96: 1%	Resistor	
R2 (Stage 1)	1	Standard	11,8KΩ	E96: 1%	Resistor	
C1 (Stage 1)	1	Standard	560nF	E12: 10%	Capacitor	
C2 (Stage 1)	1	Standard	1,2uF	E12: 10%	Capacitor	
R3 (Stage 1)	1	Standard	2,49KΩ	E96: 1%	Resistor	
R4 (Stage 1)	1	Standard	2,49KΩ	E96: 1%	Resistor	
OpAmp (Stage 1)	1	Standard			Ideal OpAmp	