



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

ELEKTRONIKA PRO MONITOROVÁNÍ SVALOVÉ ČINNOSTI

ELECTRONICS FOR MUSCLE ACTIVITY MONITORING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

JIŘÍ LAVIČKA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PETR KREJČÍ, Ph.D.

BRNO 2015

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Jiří Lavička

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Mechatronika (3906R001)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Elektronika pro monitorování svalové činnosti

v anglickém jazyce:

Electronics for muscle activity monitoring

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Svalová aktivita člověka se dá snímat pomocí EMG senzorů. Tato činnost může být využita například pro řízení protetických náhrad končetin.

Cíle bakalářské práce:

Cílem práce je navrhnout, vyrobit a odzkoušet elektroniku pro monitorování svalové činnosti člověka.

Seznam odborné literatury:

- Valášek, M.: Mechatronika, Vydavatelství ČVUT 1995
- Noskiewicz: Modelování a identifikace systémů

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Krejčí, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/2015.

V Brně, dne 21.11.2014

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.
Děkan fakulty

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem a sestavením zařízení pro snímání svalové činnosti. Je zde uveden obecný úvod do problematiky snímání této činnosti a dále se věnuje postupu při návrhu elektroniky a DPS. V závěrečné části lze vidět sestavu celého zařízení a je zde uvedena ukázka měření.

Abstract

This thesis describes the design and compilation of device for monitoring of muscle activity. You can find there a generally introduction of monitoring of this activity. Furthermore it pushes ahead process of plan of electronics and DPS. In final part of this thesis is shown summary of whole device and also there is a example of measurement.

Klíčová slova

Elektromyografie, svalová činnost, akční potenciál, povrchové snímací elektrody

Keywords

Electromyography, muscle activity, action potential, surface monitoring electrodes

Bibliografická citace

LAVIČKA, J. *Elektronika pro monitorování svalové činnosti*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 27 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Krejčí, Ph.D..

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Zařízení pro monitorování svalové činnosti“ vytvořil samostatně pod vedením mého vedoucího a s použitím literatury uvedené v seznamu odborné literatury uvedeném v kapitole 9 této práce.

28. května 2015

.....
Jiří Lavička

Poděkování

Děkuji tímto mému vedoucímu Ing. Petru Krejčímu, Ph.D. za pomoc při vypracování práce a děkuji také Ing. Janu Chalupovi za pomoc při návrhu elektroniky.

Obsah

Seznam použitých zkratk	6
Seznam obrázků	7
1 Úvod	8
1.1 Počátky vyšetřovací metody Elektromyografie	8
1.2 Cíl práce	8
2 Svalová činnost	9
2.1 Stavba kosterního svalstva	9
2.2 Sarkomera	10
2.3 Motorická jednotka	10
3 Snímání elektrického signálu	11
3.1 Akční potenciál (AP)	11
3.2 Snímací elektrody	11
4 Návrh zapojení	13
4.1 Blokové schéma	13
4.1.1 Vstup z elektrod	14
4.1.2 Předzesilovač	14
4.1.3 Analogový filtr	16
4.1.4 Zesilovač	17
4.1.5 Mikrokontroler	20
4.2 Elektronika pro napájení a komunikaci	20
4.3 Celkové schéma	22
5 Návrh desky plošného spoje	23
6 Výsledné zařízení	24
7 Ukázka měření	25
8 Závěr	26
9 Seznam použitých zdrojů	27

Seznam použitých zkratek

MJ	Motorická Jednotka
AP	Akční Potenciál
EMG	Elektromyografie
DPS	Deska plošného spoje
HP	Horní propust'
DP	Dolní propust'
OZ	Operační zesilovač

Seznam obrázků

Obr. 2.2: Stavba příčně pruhovaného kosterního svalstva

Obr. 2.2: Sarkomera – nejmenší kontraktilní jednotka

Obr. 3.2: Dvojhlavý sval pažní a umístění elektrod při snímání na dvojhlavém svalu

Obr. č. 4.1: Blokové schéma zapojení

Obr. 4.2: Schéma předzesilovače

Obr. 4.3: Amplitudo-frekvenční charakteristika obvodu INA2128

Obr. č. 4.4: Použitý analogový filtr

Obr. č. 4.5: Přenosová kmitočtová charakteristika DP a HP

Obr. 4.6: Schéma zesilovače

Obr. 4.8: Lineární regulátor APE880

Obr. 4.7: Spínaný zdroj DCH010515D

Obr. 4.9: Obvod FT232 BL, převodník USB - UART

Obr. 4.10: Celkové schéma zařízení

Obr. 5.1: Finální návrh DPS v programu Eagle PCB design software

Obr. 6.1: Sestava zařízení pro monitorování svalové činnosti

Obr. 7.1: Práce svalu flexor carpi radialis při dvojitém stisku dlaně

1 Úvod

1.1 Počátky vyšetřovací metody Elektromyografie

Vyšetřovací metoda zvaná Elektromyografie je založena na snímání vnitřní (intramuskulární) nebo povrchové svalové aktivity. Tato metoda má prvopočátky až v konci 18. století spojené se jménem Luigi Galvani a jeho pokusy s elektřinou a žábími stehýnky. Zjištění tohoto známého italského lékaře a přírodovědce bylo, že elektrická stimulace vyvolá stažení svalových vláken. Avšak objev elektrické aktivity naopak přímo vyvolané stažením svalem se píše zhruba o půl století později a to v polovině 19. století. Moderní vyšetřovací metoda Elektromyografie jak je známa dnes byla do lékařské praxe zavedena ve 40. letech 20. století. Více o počátcích elektromyografie se lze dozvědět z [1]

1.2 Cíl práce

Cílem mé práce bylo navrhnout, vyrobit a odzkoušet zařízení pro monitorování svalové činnosti člověka. Jak už bylo v předchozí kapitole řečeno, stažení neboli kontrakce svalu vyvolá elektrický signál, který lze měřit.

Výsledkem mé práce je tedy zařízení, které povrchově snímá signál z vybraného svalu, odfiltruje nežádoucí složky signálu a zesílí jej na požadovanou úroveň. Tato práce má demonstrovat, že je možné svalovou činnost zaznamenávat a dále zpracovávat. Možnost kde by se tento princip dal využít, nebo se již využívá, je docela široká. Zmíním např.: jednoduchou počítačovou hru ovládanou pomocí svalové kontrakce, což může být využito nejen k zábavě, ale také jako zábavná forma rehabilitace poúrazových stavů v oboru Fyzioterapie. Další možnost využití je sledování svalové aktivace při sportovním výkonu a následné vyhodnocování např. zapojení daného svalu při různých cvicích nebo účinnosti jednotlivých cviků na daný sval, což může uplatnit vrcholový sportovec v přístupu k tréninkovým metodám.

.

2 Svalová činnost

Svaly tvoří 40 % celkové tělesné hmotnosti člověka a zahrnují okolo 600 jednotlivých svalů. Lidskou svalovinu rozdělujeme na tři druhy a to kosterní příčně pruhovanou, kterou lze ovládat vůlí, hladkou svalovinu tvořící např. stěny vnitřních orgánů a nelze ji ovládat vůlí a třetím, zvláštním typem je srdeční svalovina, která je také příčně pruhovaná, vůlí ji však ovládat nelze. [2]

V mé práci se budu věnovat pouze příčně pruhované kosterní svalovině, která má souvislost s touto prací. V následujících kapitolách proberu stavbu kosterní svaloviny a s tím související vznik svalové kontrakce.

2.1 Stavba kosterního svalstva

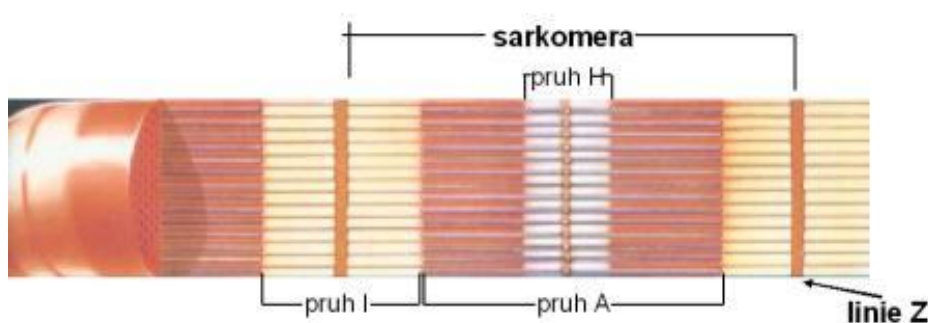
Stavba kosterního svalstva je dle literatury [2], cituji: „*Kosterní sval se skládá ze svalových myofibril, svalových vláken a svalových snopců. Celý sval je pokrytý šlachovitou blánou, která se nazývá svalová fascie.*“



Obr. 2.1: Stavba příčně pruhovaného kosterního svalstva (převzato z [3])

Základní jednotkou kosterního svalstva je jedna svalová buňka neboli svalové vlákno, které může dosahovat délky až 20 cm. Pokud půjdeme hlouběji, další důležitou jednotkou je stažlivá vláknitá struktura tzv. Myofibrila. Je nejmenší funkční jednotkou svalového vlákna. Pro představu jedno svalové vlákno může obsahovat až 8000 jednotlivých myofibril, které vyplňují 85 – 90 % celkového objemu jedné svalové buňky. Myofibrila je dále tvořena úseky s názvem Sarkomery, obr. 2.2, což jsou její nejmenší funkční jednotky a jejich struktura je hlavním předpokladem pro svalový stah. Na obr. 2.1 si můžeme prohlédnout celkovou strukturu kosterního svalu. [4] a [5]

2.2 Sarkomera



Obr. 2.2: Sarkomera – nejmenší kontraktilní jednotka (převzato z [5])

Sarkomera je tvořena pravidelně se střídajícími úseky silných (myozinových) a slabých (aktinových) myofilament (vláken), což je vidět na obr. 2.2, kde pruh A je úsek myozinových a pruh I aktinových vláken. Pravidelné uspořádání sarkomer v myofibrile a střídání jejich tmavších a světlejších proužků vytváří právě ono charakteristické pruhování, od kterého se odvíjí název tohoto typu svalstva. Oba druhy vláken jsou do sebe částečně zasunuty a navzájem se mohou vůči sobě pohybovat, což je podstatou izotonické kontrakce (kontrakce, při které sval mění svou délku). [5]

2.3 Motorická jednotka

Motorická jednotka, dále jen MJ, je název pro skupinu svalových vláken, která jsou inervována jedním motorickým neuronem. Počet svalových vláken v jedné MJ se liší a odvíjí se od jemnosti pohybu svalu. Čím přesnější je vyžadován pohyb, tím méně svalových vláken ovládaných jedním neuronem. Pro příklad nejmenší MJ jsou v okohybných svaích a obsahují pouze okolo 10 svalových vláken. Opakem mohou být zádové svaly, kde jedna MJ ovládá až 2000 svalových vláken. Paralelní uspořádání svalových vláken dovoluje, aby při určitém napětí svalu pracovala jen část MJ a ostatní odpočívaly, přičemž se postupně v aktivitě střídají. [6]

3 Snímání elektrického signálu

3.1 Akční potenciál (AP)

Akční potenciál se nazývá krátký okamžik, kdy se membránový potenciál buňky rychle zvýší a zase sníží. Zjednodušeně řečeno, chápeme tento proces jako chemickou reakci, při které dojde k rychlému zvýšení a zase snížení elektrického napětí buňky. AP se nevyskytují u všech typů lidských buněk, ale jen u takzvaných vzrušivých buněk, mezi které patří i svalové buňky. Ve svalových buňkách AP znamená první krok v řetězci událostí vedoucích ke svalovému stahu.

AP se šíří postupně z mozku až k motoneuronům (motorický neuron, který přímo inervuje kosterní sval) a dále je veden jeho větvemi ke svalovým vláknům, kde se dále šíří po jejich membránách. Při povrchové EMG prochází AP přes okolní svalové tkáně, tuk a kůži. Na povrchu kůže jsou AP detekovány povrchovou elektrodou umístěnou v blízkosti kontrahovaných vláken.

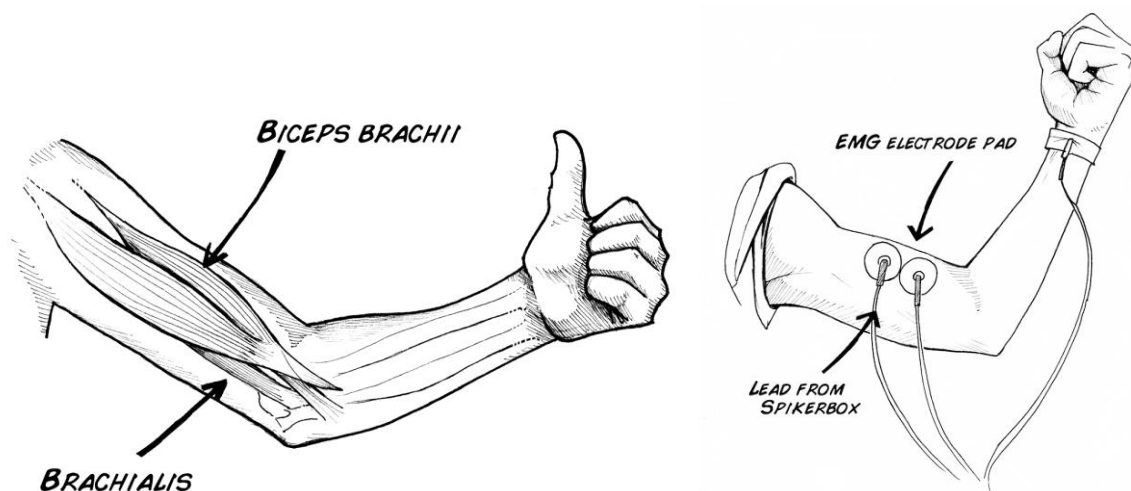
Frekvence jedné AP jedné MJ není nijak velká a činí přibližně 6 – 25 AP za vteřinu. U povrchového snímání svalové aktivity se však na elektrody propagují různá časově posunutá napětí od různých MJ a výsledný signál má tedy nepravidelný průběh. Pokud bychom se chtěli dozvědět podrobnější vysvětlení celého procesu, lze čerpat z [5].

3.2 Snímací elektrody

Existuje mnoho variant povrchových elektrod. Pro mou aplikaci jsem použil elektrody firmy Kendall s pevným vodivým hydrogelem na pěnovém nosiči. Jak je uvedeno v předchozím odstavci, povrchové elektrody zachycují aktivitu z více MJ a v elektromyografii tedy není vhodné pro vyšetření AP jednotlivých MJ tyto použít. Pro moji práci není podstatná funkce jednotlivých MJ ale celého svalu a proto jsem tyto povrchové elektrody použil. Z kolika MJ je signál snímán záleží na velikosti a tvaru vodivé plochy dané elektrody. Použité elektrody jsou vidět v 6. kapitole na obr. 6.1.

Povrchové elektrody se na kůži umísťují podle následujícího postupu. Jednu snímací elektrodu umístíme nad svalové bříško vybraného svalu, tedy zhruba doprostřed délky svalu. Druhou snímací elektrodu umístíme přibližně nad konec vybraného svalu, tzn. nad začátek jeho šlachy. Třetí elektrodu nazýváme referenční a umístíme ji na povrch kůže v blízkosti měřeného svalu na část lidského těla bez svalové tkáně, např. kloubní výběžky a části kosterní soustavy. Při měření na mém zařízení není nutné dbát na naprosto přesné umístění elektrod, jako tomu musí být v případě Elektromyografie, kde se jedná o vyšetřování daného svalu a jeho případných poruch. Na obr. 3.2 vidíme

umístění elektrod při měření na dvojhlavém svalu pažním (biceps brachii). Jako referenční elektroda byl v tomto případě použit vodivý náramek okolo zápěstí. Stejně tak bychom ale mohli použít třetí povrchovou elektrodu umístěnou například na výběžek kosti pažní (vnitřní strana lokte).



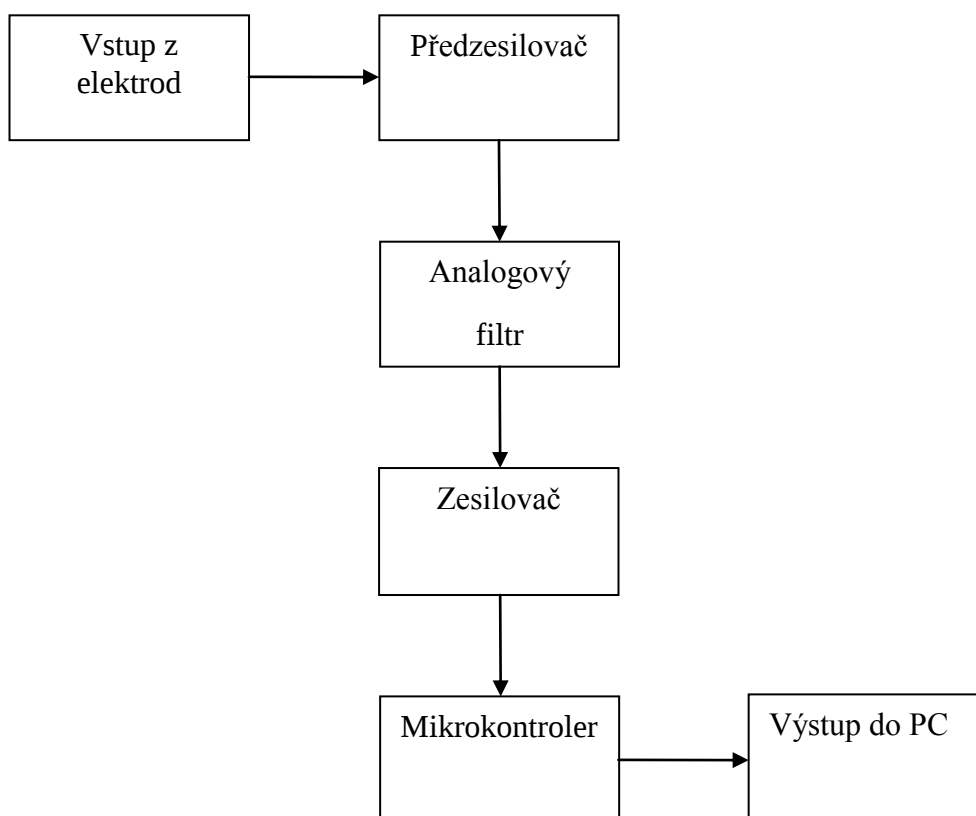
Obr. 3.2: Dvojhlavý sval pažní (levá část) a umístění elektrod při snímání na dvojhlavém svalu (pravá část)(převzato z [7])

4 Návrh zapojení

Jak již bylo zmíněno v úvodu, náš snímaný signál je potřeba zesílit několik tisíckrát. I proto je lepší rozdělit celkové zesílení do dvou stupňů. Další výhodou tohoto rozdělení je, že lze lépe signál zbavit tolik nežádoucího rušení, než pokud bychom signál zesílili na požadovanou úroveň pouze jedním stupněm. Nejprve tedy snímaný signál zesílíme prvním stupněm nazvaným předzesilovač, poté pomocí analogových filtrů odstraníme nežádoucí složky signálu a nakonec tento filtrovaný průběh signálu zesílíme druhým stupněm na konečnou požadovanou úroveň.

Zjednodušeně řečeno je v předchozím odstavci popsán hlavní princip mého zařízení. Bylo však požadavkem, aby byla možnost signál do budoucna dále zpracovávat pomocí počítače, proto byla na desku plošného spoje přidána další elektronika, jejíž funkci vysvětlím v následujících kapitolách.

4.1 Blokové schéma

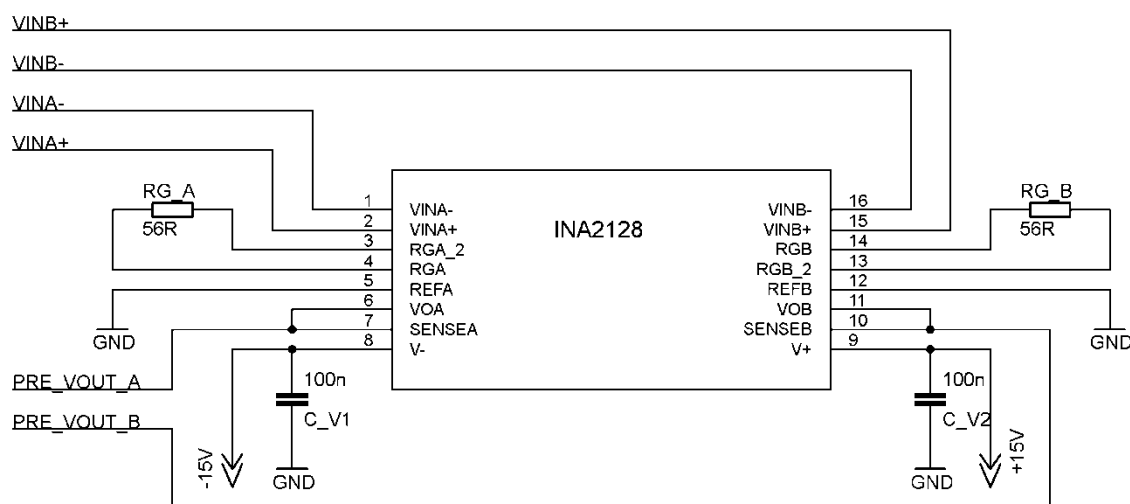


Obr. č. 4.1: Blokové schéma zapojení

4.1.1 Vstup z elektrod

Zde nastává největší problém s rušením, jelikož signál je ještě před zesílením, jeho amplituda je velmi malá a snadno se na ni nachytají různé šумы. Největší problém je se síťovým rušením, které nazýváme síťový brum, o kmitočtu 50 Hz. Proto jsem jako spojení mezi elektrodou a DPS použil stíněný koaxiální kabel, který velice dobře potlačí potenciální nežádoucí šумы.

4.1.2 Předzesilovač



Obr. 4.2: Schéma předzesilovače

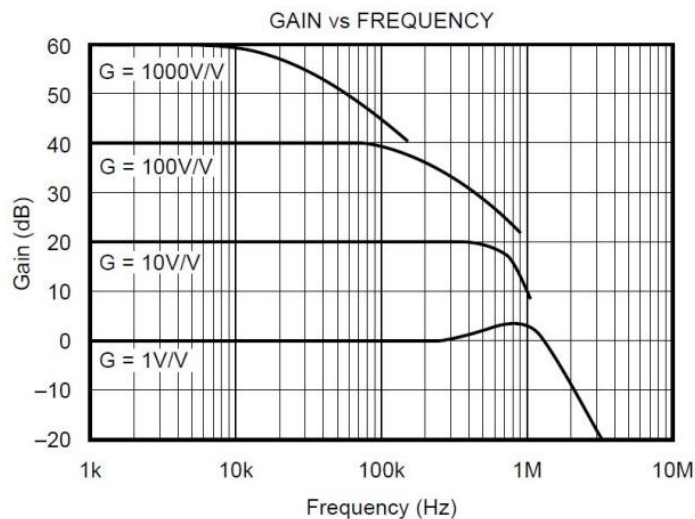
Jak již bylo několikrát zmíněno, signál z elektrod je velmi slabý a je potřeba jej „předzesílit“, než bude dále zpracováván. K tomuto účelu slouží předzesilovač, jehož zapojení vidíme na obr. 4.2. Jedná se o integrovaný obvod INA 2128 od firmy Texas Instruments, duální rozdílový zesilovač, který je svými vlastnostmi vhodný pro tento typ aplikace. Jak slovo „duální“ naznačuje, obsahuje dva samostatné kanály, které každý z nich použijeme pro jeden kanál našeho zařízení. Vstupy VINA- a VINA+ jsou připojeny přes elektrody na kůži a poté co je daný sval kontrahován, vzniká mezi nimi napětí, které je zmíněným koaxiálním kabelem přivedeno na vstup předzesilovače.

Zároveň je zde ale odpor kůže člověka, který je $10^4 - 10^5$ Ohmů pokud kůže bude suchá. Odpor vlhké kůže může klesnout až o dva řády a také proto se používají při elektromyografii různé vodivé gely, které odpor kůže sníží. Lidské tělo a vstupní svorky předzesilovače se budou dohromady chovat jako odporový dělič, proto je důležité, aby vstupní odpor předzesilovače byl co možná největší (ideálně nekonečno) tím pádem se odpor kůže vůbec neprojevil nebo projevil co nejméně. O výhodách a vlastnostech obvodu INA2128 se lze více dozvědět v datasheetu [8].

V případě obvodu INA2128 je vstupní odpor 10^{11} Ohmů, což je pro moji aplikaci zcela dostačující. Dále chceme, aby předzesilovač zesílil nejlépe celé frekvenční spektrum stejnou hodnotou zesílení. V případě ideálního zesilovače tomu tak je, ale reálnému zesilovači bude s narůstající frekvencí jeho zesílení klesat. V amplitudo-frekvenční charakteristice pro obvod INA2128 převzaté z [8] na obr. 4.3 vidíme, že s narůstající frekvencí vstupního signálu hodnota zesílení opravdu klesá a místo začátku poklesu křivky závisí od zvoleného zesílení G . Signál vyvolaný svalovou kontrakcí však obsahuje frekvence maximálně do jednotek kilohertz, kde má charakteristická křivka obr. 4.3 stále ještě lineární průběh. Jak je uvedeno na začátku kapitoly 4, celkové zesílení má být až několik tisíc. Abychom naplno využili vlastností obvodu INA2128, stanovili jsme jeho zesílení G přibližně 1000, kdy až do hodnoty frekvence 10 kHz obvod zesiluje lineárně, jak je patrné z uvedené charakteristiky. Zesílení G se nastavuje u tohoto obvodu velmi jednoduše a to pomocí jednoho přidaného rezistoru mezi vývody RGA a RGA_2 resp. RGB a RGB_2 pro druhý kanál jak vidíme na obr. 4.2. Rovnici (4.1) pro výpočet tohoto zesílení najdeme opět v datasheetu [8]

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (4.1)$$

kde G [-] je hodnota zesílení a R_G [Ω] nastavovací rezistor

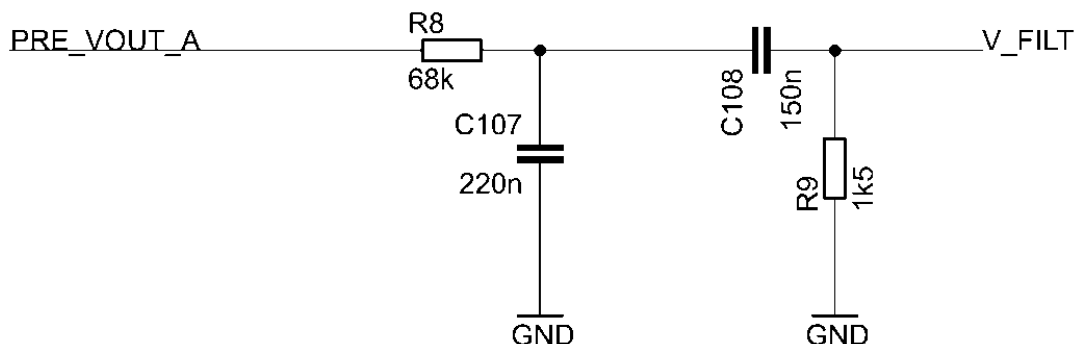


Obr. 4.3: Amplitudo-frekvenční charakteristika obvodu INA2128 (převzato z [8])

Jelikož v případě INA2128 se jedná o duální obvod, bylo možné použít jeden integrovaný obvod pro oba dva kanály našeho zařízení a tím tak ušetřit místo na DPS a počet použitých součástek.

4.1.3 Analogový filtr

Kmitočtový filtr na obrázku 4.4 je dvojbran, který propouští určité složky kmitočtového spektra harmonického signálu s nulovým nebo velmi malým útlumem. Ostatní kmitočty má za úkol co nejvíce potlačit. Existuje mnoho různých filtrů s různým rozdělením podle určitých vlastností, o nichž se lze více dozvědět ze skript [8].



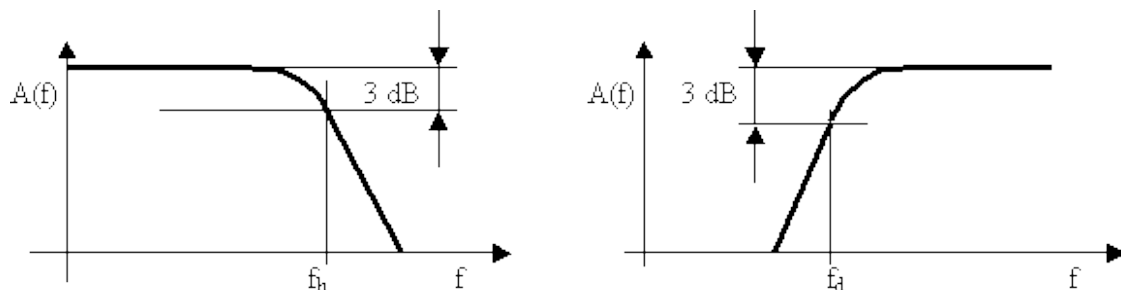
Obr. č. 4.4: Použitý analogový filtr

Princip tohoto použitého jednoduchého kmitočtového filtru je v tom, že obsahuje kmitočtově závislý dělič, ve kterém alespoň jedna z jeho impedancí je kmitočtově závislá [9]. V mém případě jsem jako filtr použil pasivní RC článek, kde je tímto frekvenčně závislým prvkem kondenzátor s kapacitou C . Pasivní v tomto případě znamená, že ve filtru není zahrnut žádný aktivní prvek, který by způsobil, že jeho napět'ový přenos bude větší než 1. V mém zapojení jsem pro filtraci signálu použil dva po sobě následující RC články obr. 4.4. Podle přenášené složky kmitočtového spektra se jedná a dolní propust', dále jen DP a horní propust', dále HP. Princip fungování RC článku vysvětlím na DP, obr. 4.4 levá část.

Pokud bychom přivedli na vstupní svorku PRE_VOUT_A stejnosměrné napětí, poteče obvodem stejnosměrný proud přes odpor R8 a vytvoří úbytek napětí na kondenzátoru C107. Tento úbytek bude po nějakém čase, který v tuto chvíli není důležitý, roven napětí na svorce PRE_VOUT_A. Velikost výstupního napětí této DP se tedy bude rovnat velikosti napětí vstupního a napět'ový přenos tohoto filtru by byl v tomto případě $A_u = 1$. Opačný případ nastává, když na vstupní svorku přivedeme střídavé harmonické napětí, řekněme o nekonečném kmitočtu. V tom případě opět poteče rezistorem R8 tentokrát střídavý proud, který ale na základě elektrických vlastností kondenzátoru nevytvoří na něm žádný úbytek napětí. V tomto případě je tedy velikost výstupního napětí rovna 0 a také přenos $A_u = 0$.

Máme tedy dva body přenosové charakteristiky pro DP. Pro její přibližné sestrojení nám postačí už jen jeden bod, který se nazývá „mezní frekvence“ a značíme jej f_h v případě DP a f_d v případě HP a charakterizujeme jej tím, že v místě kde leží, je na y-ose napět'ový pokles o 3 dB. Do tohoto bodu má charakteristika přibližně lineární průběh

rovnoběžný s osou x a za tímto bodem charakteristická křivka klesá s útlumem 20 dB na dekádu. Stejným principem bych mohl popsat i HP. Napět'ové charakteristiky DP a HP jsou ukázány na obr. 4.5.



Obr. č. 4.5: Přenosová kmitočtová charakteristika DP a HP (převzato z [10])

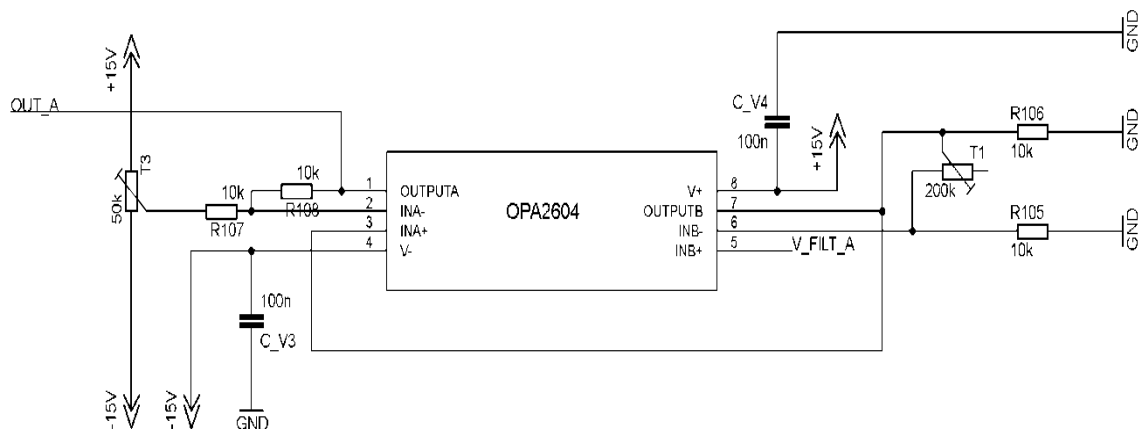
Z kapitoly 4.1.2 víme, že signál z kontrahovaného svalu se pohybuje v rozmezí od jednotek Hz do jednotek kHz. Kmitočtové spektrum snímaného signálu je tedy potřeba omezit DP, jejíž mezní frekvenci jsem nastavil na 10 Hz a která zabrání pronikání nízkofrekvenčního šumu a stejnosměrné složky do snímaného signálu. Mezní frekvenci HP jsem nastavil na 800 Hz a zabrání pronikání nežádoucího šumu vyšších frekvencí. Mám tedy zvolenou mezní frekvenci pro oba RC články. Nyní už stačí zvolit hodnotu jednoho ze dvou prvků R nebo C a hodnotu druhého dopočítat. Vzorec, ze kterého vycházíme a který platí pro DP i HP, je uveden pod číslem (4.2.)

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4.2)$$

kde f_m [Hz] značí mezní frekvenci, R [Ω] je odpor a C [F] je kapacita

4.1.4 Zesilovač

Jako zesilovač jsem opět použil integrovaný obvod od firmy Texas Instruments. Jedná se o duální operační zesilovač, dále jen OZ, s nízkým zkreslením OPA2604. V celkovém zapojení jsem použil dva tyto obvody, každý z nich pro jeden kanál mého zařízení. Oba dva kanály mého zařízení jsou stejné, bude tedy stačit popsat funkci tohoto obvodu jen na jednom z nich. Zapojení OPA2604 je na obr. 4.6. Kanál B, na který je přiveden výstup z filtru V_FILT_A, je zapojen jako neinvertující OZ, který umožňuje plynule měnit zesílení. Výstup z kanálu B je dále přiveden na vstup kanálu A, který je zapojen také jako neinvertující zesilovač, který umožňuje měnit střední hodnotu napětí výstupního signálu.



Obr. 4.6: Schéma zesilovače

Před samotným vysvětlením funkce obou těchto kanálů zde uvedu dva základní vzorce pro neinvertující zesilovač, se kterými budu dále pracovat. Následně funkci obou kanálů blíže rozeptíši. Výpočet pro napěťový přenos neinvertujícího zapojení OZ je uveden ve vzorci (4.3) a pro výpočet hodnoty výstupního napětí je uveden vzorec (4.4). Více o obvodu OPA2604 se lze dovědět z datasheetu [11].

$$Gain = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (4.3)$$

kde R_2 [Ω] je odpor ve zpětné vazbě a R_1 [Ω] je odpor na neinvertujícím vstupu

$$U_{výst.} = U_{vstup.} \times Gain \quad (4.4)$$

kde $U_{výst.}$ [V] je napětí na výstupu OZ a $U_{vstup.}$ [V] je napětí na vstupu OZ

Funkce kanálu B:

V případě kanálu B trimr T1 ve vzorci (4.3) značí R_2 a odpor R105 značí R_1 , obr. 4.6. Funkci tohoto zapojení vysvětlím na dvou případech.

- trimr T1 je nastaven na hodnotu 0 Ohm
- trimr T1 je nastaven na hodnotu 200 kOhm

V případě za a) pokud do rovnice (4.3) za R_2 dosadíme hodnotu $R_2 = 0$ resp. $T1 = 0$, potom výstupní napětí $U_{výst.}$ bude rovno vstupnímu napětí $U_{vstup.}$ a zesílení operačního zesilovače se tedy bude podle rovnice (4.3) rovnat 1. V případě za b)

dosadíme za R_2 hodnotu $R_2 = 200 \text{ k}$, resp. $T1 = 200 \text{ k}$. Potom závorka ve vzorci (4.3) bude rovna 21 a zesílení je tedy 21. Nastavením trimru T1 tedy můžeme plynule měnit zesílení v rozsahu 1 až 21.

Funkce kanálu A:

Jak již bylo zmíněno na začátku kapitoly, funkcí tohoto kanálu je umožnit změnu hodnoty středního napětí. Jak toho lze docílit vysvětlím v následujících řádcích na třech případech. Nejprve je však nutné uvést vzorec (4.5) pro výpočet hodnoty výstupního napětí na kanále A. Jedná se o podobný vzorec (4.4) jako v případě kanálu B, s tím rozdílem, že zde se navíc ke vstupnímu napětí $U_{vstup.}$, vynásobeném hodnotou $Gain$, přičte nastavená hodnota napětí U_{T3} na trimru T3.

$$U_{výst.} = (U_{vstup.} \times Gain) + U_{T3} \quad (4.5)$$

kde U_{T3} je napětí na jezdcu trimru T3

- a) Trimer T3 je nastaven na hodnotu $T3 = 0 \text{ Ohmů}$

$$U_{výst.} = \left(U_{vstup.} \times \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \right) - 15 \text{ V}$$

- b) Trimer T3 je nastaven na hodnotu $T3 = T3/2 \text{ Ohmů}$

$$U_{výst.} = \left(U_{vstup.} \times \left(1 + \frac{R_2}{R_1 + \frac{T3}{2}} \right) \right)$$

- c) Trimer T3 je nastaven na hodnotu $T3 = T3 \text{ Ohmů}$

$$U_{výst.} = \left(U_{vstup.} \times \left(1 + \frac{R_2}{R_1 + T3} \right) \right) + 15 \text{ V}$$

Hodnota odporu $R_1 = 1 \text{ kOhm}$, $R_2 = 10 \text{ kOhm}$ a $T3 = 50 \text{ kOhm}$. Pokud tedy dosadíme tyto hodnoty do závorky každého z předchozích případů a), b) a c), dostáváme vždy hodnotu $Gain$ přibližně rovnu 1. Střední hodnota výstupního napětí však bude závislá na poloze jezdcu trimru T3. Pokud bude jezdec otočen do polohy 0 Ohm, případ a), střední hodnota výstupního napětí bude -15 V . V případě že jezdcem trimru budeme otáčet a zvětšovat jeho odpor, bude napětí na něm stoupat, až se dostaneme do hodnoty $T3 = T3/2$, při které je napětí na jezdcu trimru 0 V, případ b). Střední hodnota bude tedy 0 Voltů. V případě, že budeme otáčet jezdcem trimru dál, postupně se dostaneme do další krajní hodnoty, kdy okamžitá hodnota $T3 = T3$, a napětí na jezdcu trimru je tentokrát $+15 \text{ V}$.

A k čemu lze funkci kanálu A a B využít?

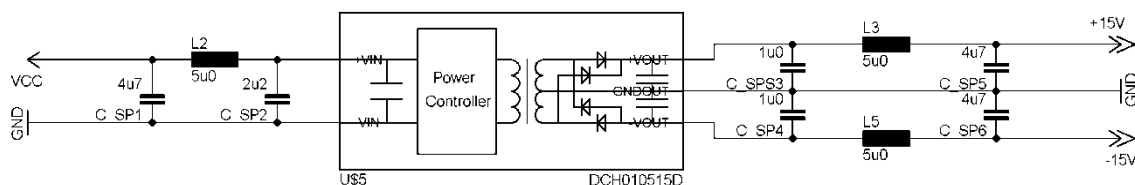
Proměnné zesílení kanálu B se hodí, pokud chceme měnit výslednou amplitudu např. kvůli dalšímu zpracování signálu. Zařízení také takto lze přizpůsobit na konkrétní osobu, každý člověk má jinou svalovou sílu, což se odrazí na výsledné amplitudě napětí. Funkce kanálu A bude využita např. při počátečním doladění střední hodnoty na hodnotu 0 V, nebo pokud bychom potřebovali jinou střední hodnotu pro případné pozdější ovládání konkrétní aplikace. Tento princip je převzat z [12]

4.1.5 Mikrokontroler

Požadavkem na toto zařízení bylo, aby v budoucnu bylo možné signál pomocí počítače v reálném čase dále zpracovávat a použít např. pro jednoduché ovládání nějakého mechanického zařízení nebo počítačovou aplikaci. Proto byl na DPS přidán mikrokontroler DSPIC33FJ128MC804 od firmy Microchip, na jehož vstupy je přiveden snímáný signál. Mikrokontroler zatím není naprogramován a z tohoto důvodu jsem paralelně na jeho vstupy umístil jednoduché konektory se zámkem, z nichž lze výstupní signál analogově snímat.

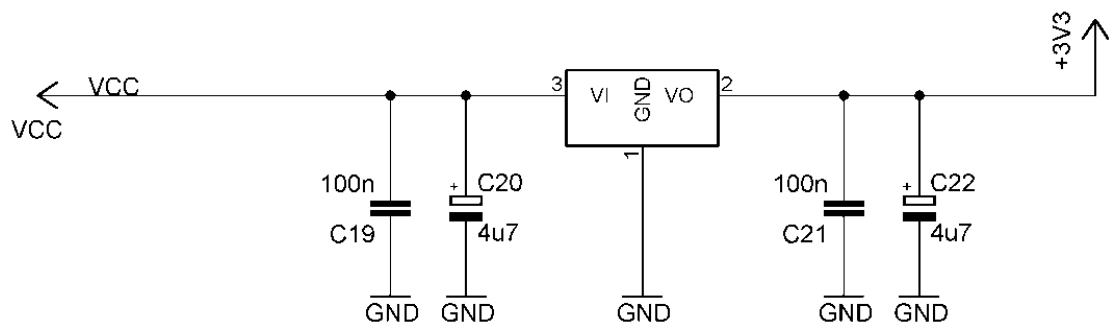
4.2 Elektronika pro napájení a komunikaci

V předchozích odstavcích jsem popsal, co se týče elektroniky hlavní části mého zařízení. Na DPS bychom ovšem našli další elektroniku, jejíž funkci vysvětlím v následujících odstavcích.



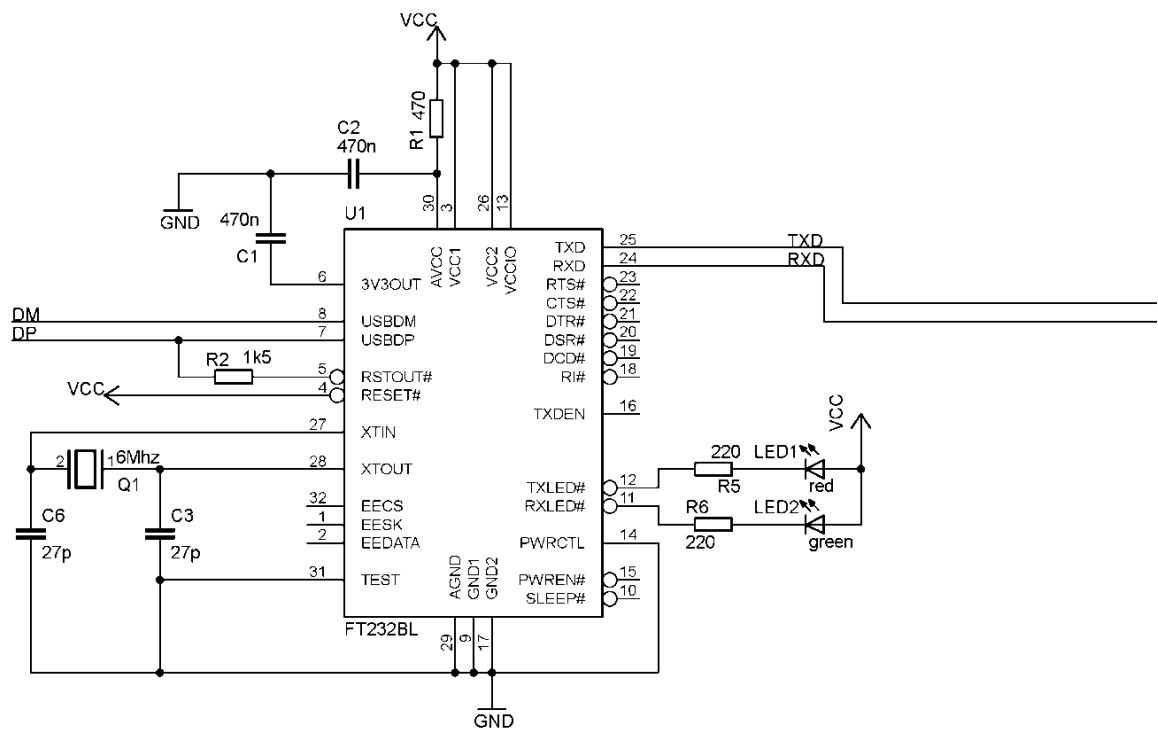
Obr. 4.7: *Spínaný zdroj DCH010515D*

Napájení celého zařízení je řešeno pomocí stejnosměrných 5 V přes USB konektor. Pro hlavní část zařízení, tedy předzesilovač a zesilovač, jsem však potřeboval napájecí napětí symetrické stejnosměrné v rozmezí od cca ± 5 V do cca ± 20 V. K tomuto účelu slouží spínaný zdroj DCH010515D, který z 5 V dělá ± 15 V a který v katalogovém zapojení lze najít na obr. 4.7.



Obr. 4.8: Lineární regulátor APE880

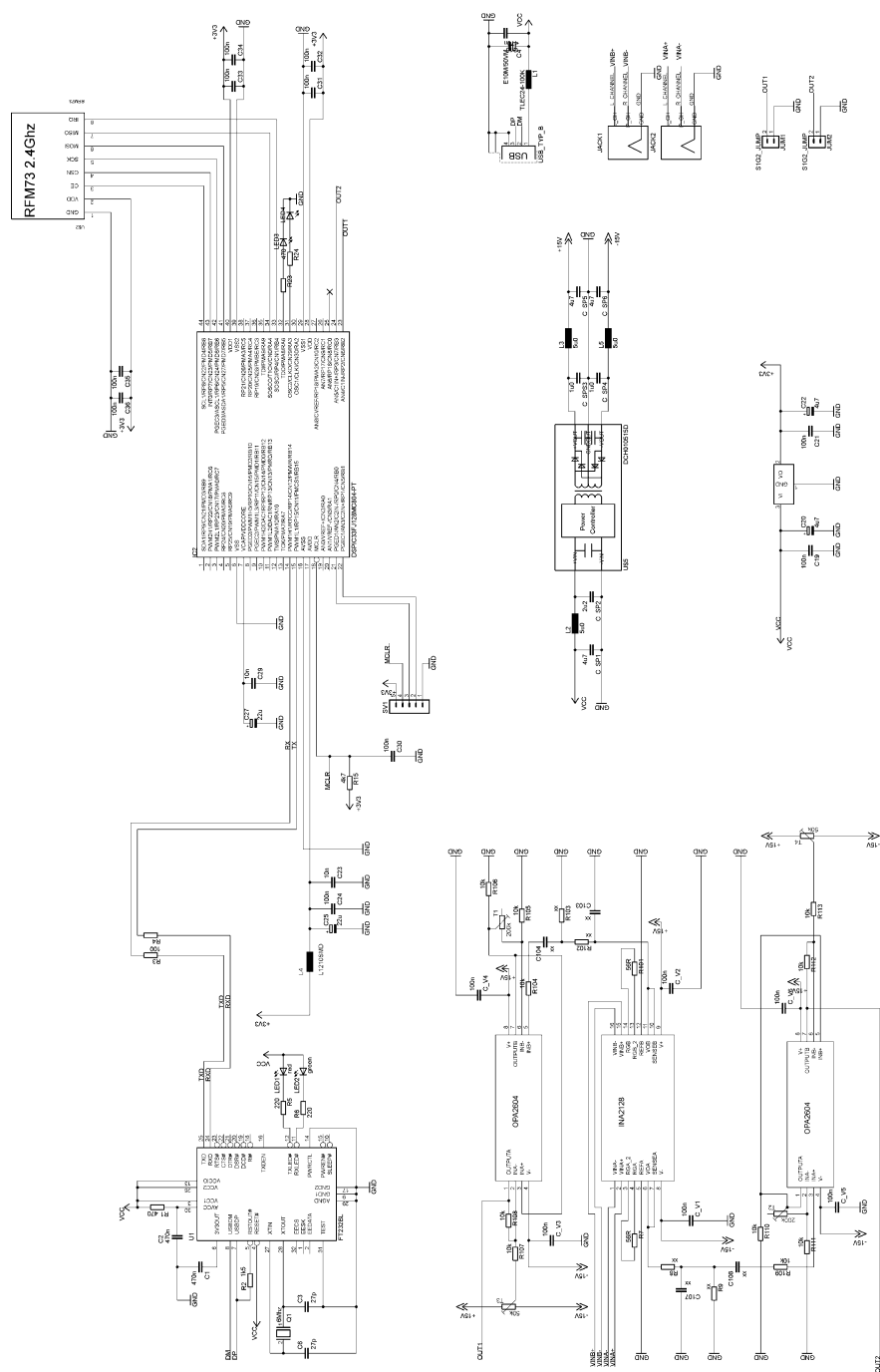
Napájecí napětí mikrokontroleru leží v rozmezí od 3,0 V do 3,6 V. To znamená, že potřebujeme vytvořit další hladinu napětí v tomto rozmezí. Pro její vytvoření byl použit lineární regulátor APE880, který z 5 V udělá 3,3 V a můžeme jej vidět na obr. 4.8.



Obr. 4.9: Obvod FT232 BL, převodník USB - UART

Další část zařízení je převodník rozhraní USB na rozhraní UART, který je vidět na obr. 4.9. Jedná se obvod FT232BL, který pomocí vývodů TXD a RXD zajišťuje komunikaci mezi mikrokontrolerem a USB rozhraním.

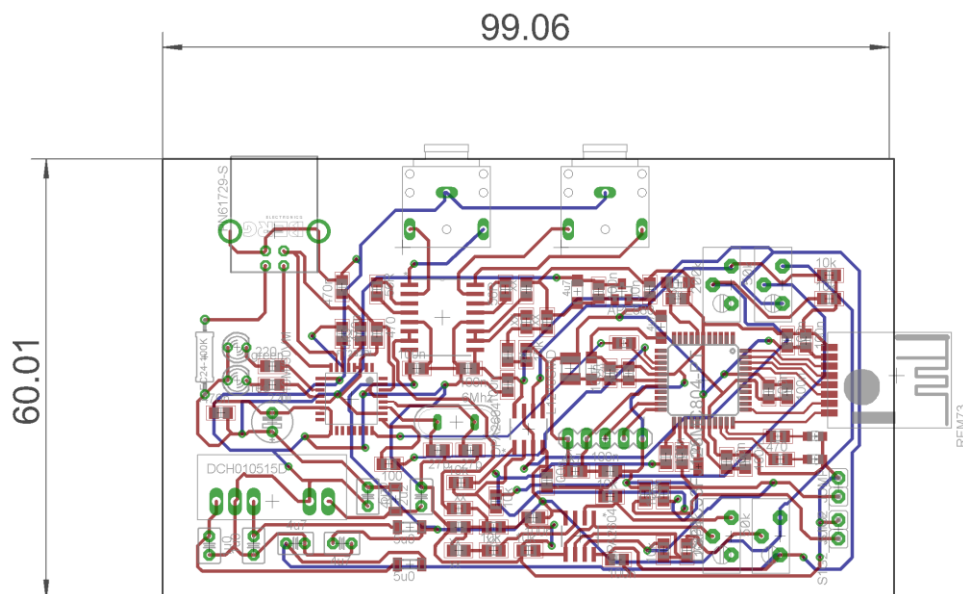
4.3 Celkové schéma



Obr. 4.10: Celkové schéma zařízení

5 Návrh desky plošného spoje

Návrh DPS jsem prováděl pomocí programu Eagle od firmy CADSoft. Jedna z vlastností tohoto programu je, že je uživatelsky relativně jednoduchý a existuje free verze, se kterou jsem pracoval při mém návrhu DPS. Nejvhodnější postup návrhu pro složitější desky je ten, že nejprve vytvoříme v editoru schémat kompletní schéma, které se následně převede do editoru návrhu desky, ve kterém už jsou jednotlivé piny součástek propojené, stejně jako byly v editoru schématu a stačí je jen uspořádat na desku a za pomoci propojení nakreslit jednotlivé vodivé cesty. Kompletní dokončený návrh desky v programu Eagle je na obr. 5.1 a vychází z celkového schématu na obr. 4.3.



Obr. 5.1: Finální návrh DPS v programu Eagle

Při návrhu DPS bylo potřeba zohlednit několik věcí. V rámci rozmístování součástek na desku bylo nutné dbát na to, aby určité vzdálenosti mezi součástkami byly co nejkratší kvůli rušení. Délka vodiče totiž souvisí s množstvím indukovaného napětí a tedy i s množstvím nežádoucího rušení. Vazební kondenzátory CV_1, CV_2, CV_3 a CV_4 obr. 4.2 a obr. 4.6 by měly být pokud možno co nejblíže vývodů napájení zesilovače a např. vzdálenost mezi vstupními konektory a vstupy předzesilovačem by měla také být co nejkratší ze stejného důvodu jako je uveden v předchozích řádcích. Rozměry desky pak bylo potřeba přizpůsobit hliníkové krabici, ve které DPS bude uložena. Samotná deska byla vyráběna firmou Pragoboard, která se na tuto výrobu specializuje.

6 Výsledné zařízení

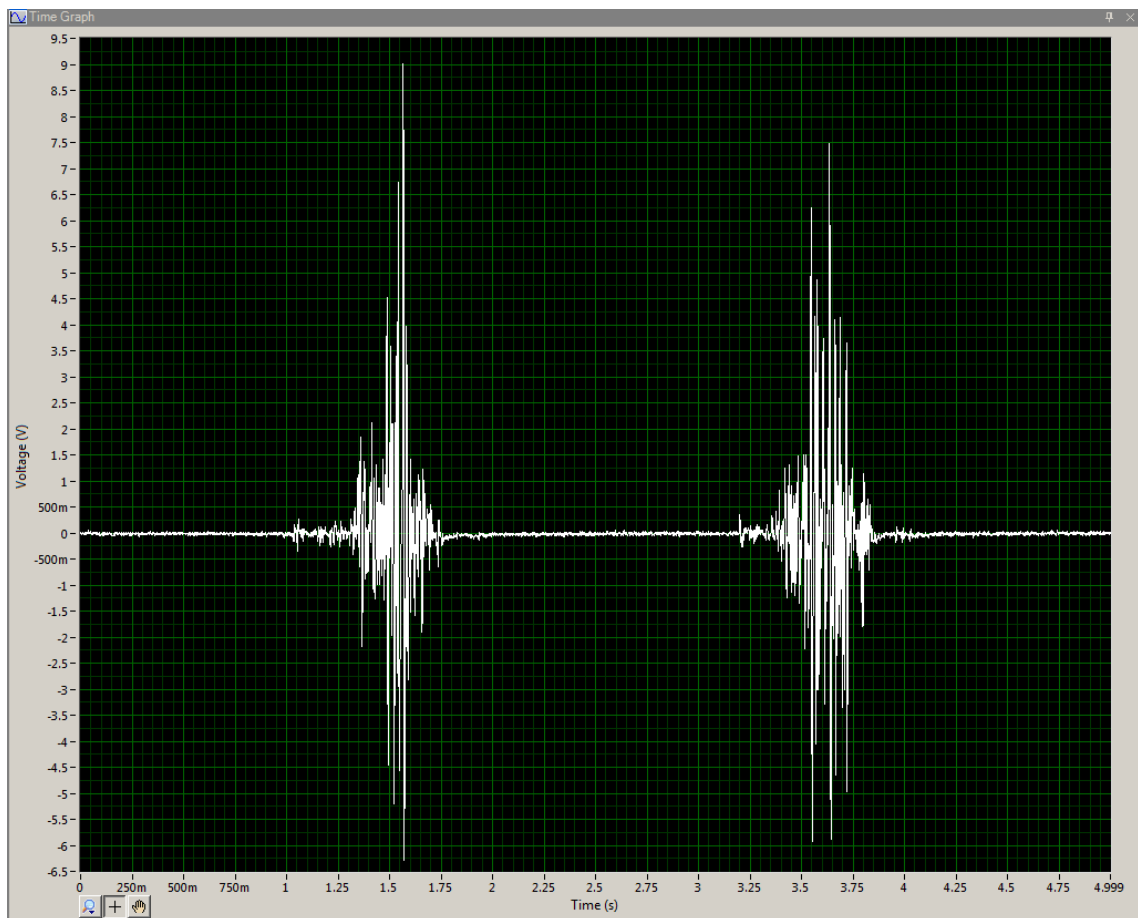
V čele hliníkové krabičky jsou vyvrtány otvory pro signální konektory JACK a konektor USB umístěný na DPS. Koncovky koaxiálního kabelu pro spojení mezi kabelem a elektrodou jsem použil svorky „krokodýl“. V budoucnu pokud by se zařízení použilo pro nějakou dlouhodobější aplikaci, bylo by vhodnější použít místo této svorky adaptér s klipsem, který se nacvakne přímo na „patentkový“ konektor povrchové snímací elektrody. Celá sestava i se snímacími elektrodami je ukázána na obr. 6.1.



Obr. 6.1: Sestava zařízení pro monitorování svalové činnosti

7 Ukázka měření

Na obr. 7.1 je uveden snímek, pořízený při měření na musculus flexor carpi radialis, což je sval zevní ohýbač zápěstí. Signál byl snímán na tomto svalu při dvakrát po sobě jdoucím rychlém stisku dlaně, při kterém se tento sval mimo jiné zapojuje. Jak je popsáno v kapitole 3.2, signál z povrchového snímání se skládá z AP jednotlivých motorických jednotek v blízkosti povrchové snímací elektrody a má proto nepravidelný tvar. Jednotlivé AP však lze v signálu pozorovat.



Obr. 7.1: Práce svalu *flexor carpi radialis* při dvojitém stisku dlaně

I přes použité stínění přívodních kabelů a přes použité filtry vidíme, že signál v okolí hodnoty 0 V obsahuje malé množství šumu. Jeho amplituda však nedosahuje větší hodnoty napětí, než je 200 mV peak to peak, což je v porovnání s amplitudou užitečného signálu zanedbatelná hodnota.

8 Závěr

Hlavním cílem této práce bylo navrhnout zařízení, které bude snímat svalovou činnost. V úvodních kapitolách byly popsány základy anatomie svalu a vznik elektrického napětí a následně se práce věnuje návrhu tohoto zařízení s vysvětlením funkce hlavních jeho komponent. V kapitole 5 a 6 je popsán postup při návrhu plošného spoje a je zde ukázáno celé zařízení s popsáním jednotlivých jeho částí. V kapitole 7 je pak uvedena ukázka měření, jež bylo prováděno pomocí softwaru a měřicí karty od firmy National Instruments. Na zařízení lze dále v budoucnu pracovat zejména v oblasti dalšího zpracování a použití výstupního signálu pro různé aplikace.

9 Seznam použitých zdrojů

[1] www.ulekare.cz/clanek/emg-957

[2] *Anatomický atlas: [orgány, systémy, struktury]*. 1. české vyd. Překlad Zuzana Stloukalová. Praha: Svojtka & Co., 2012, vii, 439 s. ISBN 978-80-256-0739-8.

[3] vyuka.zsjarose.cz/data/swic/lessons/659.jpg

[4]
www.fsport.uniba.sk/fileadmin/user_upload/editors/katedra_sportovej_kinantropologie/biologia/9_sval.pdf

[5] www.is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyzio/texty/ch01s01.html

[6]
www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php

[7] www.backyardbrains.com/experiments/emgspikerbox

[8] www.ti.com/lit/ds/symlink/ina2128.pdf

[9] T. DOSTÁL, V. AXMAN: Elektrické filtry. Elektronické skriptum FEKT VUT v Brně, 2007.

[10] www.ottp.fme.vutbr.cz/skripta/vlab/daq/Ka05-04.htm

[11] www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2604.pdf

[12] SIRIPRAYOONSAK, Saksit. Real-Time Measurement of Prehensile EMG Signals. San Diego, 2005. Diplomová práce. San Diego State University, Computer Science.