

ACTIVE FOREARM PROSTHESIS

Martin Vařečka

Bachelor Degree Programme (3), FEEC BUT

E-mail: xvarec04@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Jaroslav Balogh

E-mail: balogh@feec.vutbr.cz

Abstract: The aim of this work is to design active forearm prosthesis. This prosthesis scans myoelectric signals from upper limb, especially from forearm. Signals are processed by analog filters. Muscle contraction is evaluated by the Arduino, which also controls the servomotors. Motor unit is consisted of two motors. It is therefore prosthesis with two degrees of freedom.

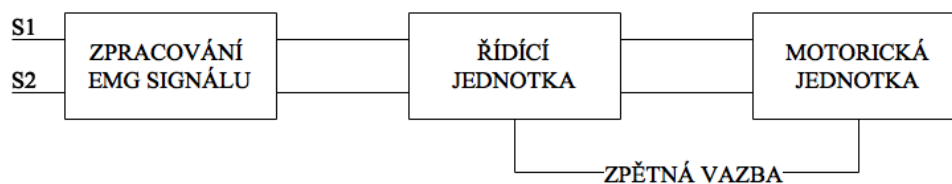
Keywords: forearm prosthesis, electromyography, signal processing, instrumentation amplifier, arduino, servo-motor, motor unit

1. ÚVOD

Protetika je obor Ortopedie zabývající se léčbou pacientů pomocí protetických pomůcek. Ty nahrazují část těla, která přišla o svou fyziologickou funkci. Tuto část těla je obvykle nutné amputovat ze života ohrožujících důvodů, jako jsou například traumata, infekce či tumory. Protézy lze rozdělit na aktivní a pasivní. V tomto příspěvku je popsán návrh aktivní protézy, která k vykonání pohybu využívá vnější sílu – bateriově napájené servomotory. Ovládání protézy zajišťuje vývojová platforma Arduino, jenž vzorkuje filtrovaný, zesílený a usměrněný elektromyografický (EMG) signál ze dvou svalových skupin. V řešení je využito analogové předzpracování signálů.

2. HARDWAROVÝ A SOFTWAREVÝ NÁVRH AKTIVNÍ PROTÉZY

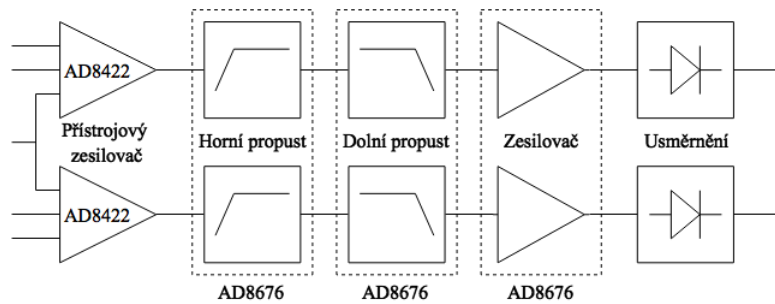
Schéma na **Obrázek 1** zobrazuje koncepci základního návrhu zařízení pro zpracování a vyhodnocení EMG signálů snímaných ze dvou antagonistických svalových skupin. Na každou svalovou skupinu připadají dvě elektrody měřící a jedna referenční. Referenční elektrody jsou nahrazeny jednou společnou elektrodou. Tyto elektrody jsou připojeny na blok pro zpracování EMG signálu. Vznikají dva signály (kanály), jeden pro každou svalovou skupinu. Pro snímání jsou využity povrchové nepolarizovatelné argentchloridové (Ag-AgCl) elektrody. Funkce jednotlivých bloků je popsána dále.



Obrázek 1: Základní blokové schéma zařízení

2.1. BLOK PRO ZPRACOVÁNÍ ELEKTROMYOGRAFICKÉHO SIGNÁLU

Tento blok je sestaven z pěti částí pro každý kanál. Blokové schéma obou kanálů je zobrazeno na **Obrázek 2**. Elektrody umístěné na ruce (či paželu) jsou přivedeny na vstupní zesilovač. Pro tento účel byl zvolen přístrojový zesilovač AD8422 od firmy Analog Devices. Jedná se o precizní přístrojový zesilovač, jenž vznikl jako třetí generace průmyslového standardu AD620. Nejdůležitějším parametrem přístrojových zesilovačů je diskriminační činitel CMRR.



Obrázek 2: Blokové schéma bloku pro zpracování EMG signálu

Pro zesílení $G = 100$ je CMRR přístrojového zesilovače AD8422 rovno 126 dB oproti přístrojovému zesilovači AD620, kde je hodnota rovna 110 dB. Tento rozdíl poukazuje na vývoj integrovaných obvodů, jenž zajistí lepší poměr signálu a šumu o 16 dB při stejném zesílení. Přístrojový zesilovač AD8422 je lepší ve všech ohledech. Za zmínku stojí klidový proud 0,33 mA oproti 1,3 mA (AD620). Zesílení přístrojového zesilovače AD8422 je závislé na hodnotě odporu připojeného na R_G piny. Zesílení vypočítáme dle rovnice (1). [1]

$$G = 1 + \frac{19800}{R_G} \quad (1)$$

Pro získání užitečného signálu je nutné provést předzpracování, tedy odstranění nežádoucích frekvenčních pásem. Toho je docíleno zařazením filtru typu horní a dolní propust do série. Frekvenční rozsah EMG signálu při povrchovém snímání se pohybuje v rozmezí od 20 do 500 Hz. Z těchto požadavků vychází i návrh analogových aktivních filtrů. První aktivní filtr typu horní propust má mezní frekvenci na 20 Hz a zesílení 2, druhý aktivní filtr typu dolní propust má mezní frekvenci na 500 Hz a zesílení 2. Oba filtry jsou Butterworthova typu a to zejména pro jeho plochou amplitudovou charakteristiku v propustném pásmu. Pro tento systém jsou dostačující filtry druhého řádu. [2]

Zesílení signálu je provedeno pomocí operačního zesilovače v neinvertujícím zapojení. Ve zpětné vazbě se nachází trimr, který slouží pro nastavení zesílení. Každý kanál je možné zesílit samostatně. Celkové zesílení signálu je dáno součinem zesílení všech předchozích prvků a tohoto neinvertujícího zesilovače. Pokud zesílení přístrojového zesilovače nastavíme na hodnotu 100, pak je zesílení předchozích prvků rovno 400. Zesílení neinvertujícího zesilovače je možné volit v rozmezí 1 až 26, to nám tedy dává celkové zesílení v rozmezí 400 až 10 400.

Aktivní prvek pro konstrukci analogových filtrů a neinvertujícího zesilovače je precizní operační zesilovač AD8676. Celkem je pro jeden kanál použito 4 operačních zesilovačů (přístrojový vstupní, HP, DP a výstupní) a jednotka má 2 kanály. V konstrukci je využito faktu, že veškeré OZ jsou vždy 2x v jednom pouzdře.

Usměrnění signálu je velice důležité pro fungování celého systému. Vychází z požadavků analogově-digitálního (AD) převodníku vývojové desky Arduino. Tento AD převodník není schopen zpracovávat negativní výchylky signálu. Z tohoto důvodu je nutné signál před vzorkováním dvoucestně usměrnit, což si vzhledem k povaze EMG signálu můžeme dovolit. Pro dvoucestné usměrnění využijeme Grätzův můstek. Při výběru diod je nutné dbát na co nejnižší prahové napětí, které otevře diodu v propustném směru. Těmto požadavkům nejlépe vyhovuje Shottkyho dioda. Prahové napětí této diody je cca 0,4 V, což je dostačující, jelikož signál zesilujeme na jednotky voltů. Takto usměrněný signál je přiváděn na analogový vstup Arduino.

2.2. ŘÍDÍCÍ JEDNOTKA

Řídící jednotka, má za úkol vyhodnotit již předzpracovaný signál. K tomuto účelu nám poslouží vývojová deska Arduino. Pro naše účely je nejlepší použít verzi MINI či NANO a to zejména pro jejich kompaktní velikost. Požadavky vývojové desky na napájení z externího zdroje je 7-12 V. Na vývojové desce se nachází stabilizátor napětí na hodnotu 3,3 V a 5 V. Stabilizované napětí

5 V používáme jako zdroj napájení pro blok zpracovávající EMG signál. Jelikož přístrojové a operační zesilovače požadují symetrické napájení, je nutné napětí +5 V invertovat na -5 V. Pro tento účel použijeme integrovaný obvod ADM660, jehož vlastnost je invertovat vstupní napětí v rozsahu +1,5 V až +7 V na -1,5 V až -7 V s 94% účinností.

Jak již bylo zmíněno výše, usměrněné signály jsou přiváděny na analogové vstupy, kde jsou vzorkovány 10-bitovým AD převodníkem. Rozsah AD převodníku je od 0 V do A_{ref} . Výchozí rozsah (bez přivedení napětí na pin A_{ref}) je od 0 V do 5 V. Při výchozím rozsahu je rozlišení AD převodníku 4,9 mV. Vzorkované signály jsou dále filtrovány mediánovým filtrem, který tvoří křivky signálů, ze kterých je patrná aktivita svalstva. Mediánový filtr je realizován softwarově řídicí jednotkou v jazyce C++.

Aktuální hodnoty iterace křivek jsou porovnávány s prahovými hodnotami. Výsledkem logické operace je 0 – false či 1 – true. Jsou tedy možné 4 kombinace: **0-0, 1-0, 0-1, 1-1** (kanál 1 – kanál 2). Tyto kombinace odpovídají událostem: **rozevření čelistí, rotace vpravo, rotace vlevo, sevření čelistí**. Analogie pro **druhou** kombinaci (1-0): „Hodnota křivky kanálu 1 je **vyšší než práh (1)**, hodnota křivky kanálu 2 je **nižší než práh (0)**, proved' **rotaci** terminální pomůcky **vpravo**.“

2.3. MOTORICKÁ JEDNOTKA A KONSTRUKCE PROTÉZY

Pro tuto práci byla zvolena čelist'ová terminální pomůcka vhodná k pracovnímu použití. U tohoto druhu terminální pomůcky lze za výhody považovat její odolnost, sílu úchopu a možnost precizního „pinzetového úchopu“ mezi distální úchopové plošky. Nevýhodou je její nepřírozený vzhled. Motorická jednotka je tvořena dvěma servomotory. Ovládání servomotorů zajišťuje řídicí jednotka pomocí PWM. První servomotor provádí sevření a rozevření čelisti, servomotor druhý rotaci vpravo a vlevo. Použité servomotory musí být dostatečně silné a rychlé. V projektu jsou použity voděodolné servomotory se silou 12 kg/cm. Síla servomotorů je dostatečná při použité páce o délce 3 cm.

Veškeré výše zmíněné komponenty, včetně bateriového zdroje jsou umístěné v exoskeletu konstruovaného ze stavebnice Merkur a to zejména pro možnost snadné modifikace při vývoji. Čelist'ová terminální pomůcka je zhotovena zvláště z hliníku. K té jsou připevněny servomotory. Rotace probíhá mezi čelistí a servomotorem. Proximální část servomotoru je pevně spojena s exoskeletem. Práce počítá s návrhem 3D modelu, resp. definováním požadavků na finální konstrukci exoskeletu protézy ze standardních materiálů (lehké slitiny/kompozity).

3. ZÁVĚR

Cílem práce je návrh aktivní myoelektrické protézy horní končetiny. Signály jsou snímány ze dvou svalových skupin se společnou referenční elektrodou. Zpracování signálů je řešeno hardwarově. Elektrody jsou přivedeny na vstupy přístrojových zesilovačů, dále je pomocí analogových aktivních filtrů získáno užitečné pásmo signálů v rozsahu 20 až 500 Hz. Signály jsou dále zesíleny a dvoucestně usměrněny. Ze vzorkovaných signálů jsou vytvořeny mediánovou filtrací křivky, jejichž hodnoty každé iterace jsou porovnávány s nastavenými prahovými hodnotami. Při překročení prahu je vyvolána odpovídající událost (sevření - rozevření čelisti, rotace čelisti vpravo - vlevo). Vylepšení je možné dosáhnout zapojením senzoru síly (ang. fsr – force-sensing resistor), který mění odpor v závislosti na síle, jenž jej stlačuje, ve zpětné vazbě. Tento senzor zabrání destrukci křehkých věcí. Motorická jednotka využívá dvou servomotorů – ovládání čelisti a rotace. Jedná se tedy o protézu s dvěma stupni volnosti. Použité servomotory mají zvýšenou odolnost proti vodě.

REFERENCE

- [1] ANALOG DEVICES. AD8422. Data sheet. [online]. 2015 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8422.pdf>>
- [2] KOLÁŘ, R.: Lékařská diagnostická technika, Elektronické skriptum, Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2014.