



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

## ŘÍZENÍ ROBOTICKÉ RUKY MYOPOTENCIÁLY

ROBOTIC HAND CONTROL BY MYOPOTENTIALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

DOMINIKA JABLONSKÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. KAREL BUBNÍK

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

## Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Dominika Jablonská  
Ročník: 3

ID: 147481  
Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

**Řízení robotické ruky myopotenciály**

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti robotických manipulátorů ovládaných s využitím elektromyografických potenciálů (EMG). Prostudujte metodiku snímání EMG signálu a dále problematiku simulace pohybu robotického manipulátoru. 2) Navrhněte základní systémový model pro simulování pohybu robotické ruky jako protetické pomůcky. 3) Navrhněte metodu zpracování EMG signálu pro separaci a rozpoznání konkrétních parametrů zpracovávaného signálu tak, aby byly využitelné v modelu řízení robotické ruky. 4) Realizujte navržený model pohybu robotické ruky s možným využitím knihovny Robotic Toolbox v prostředí MATLAB. 5) Proveďte měření EMG signálu z povrchových elektrod umístěných na ruce systémem BIOPAC. 6) Proveďte simulaci pohybu robotické ruky na základě naměřených EMG signálů a vyhodnoťte výsledky. 7) Proveďte diskusi výsledků a jejich možného praktického využití.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] ŽAJDLÍK, J. Návrt a řízení protězy ruky. Bmo : Dizertační práce, 2008. 49 s.  
[2] MERLETTI, R., PARKER, P. Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications. Canada : Wiley-IEEE Press, 2004-07-26. 620 s. ISBN 0471676806.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Karel Bubník  
Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

### UPOZORNĚNÍ:

Předseda oborové rady

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do dílech 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 částí druhá, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Práce se zabývá s měřením myopotenciálů a jejich využití při ovládání robotického ramene. Nejprve je teoreticky rozebrán elektromyografický signál, jeho snímání a následné zpracování. Je také popsáno rameno, které bude k práci využito. V další části se práce věnuje snímání signálu na lidské ruce systémem Biopac a zpracování signálu v programovacím prostředí MATLAB za pomoci Robotic Toolboxu. Pro práci byl vytvořen počítačový model v uživatelském prostředí GUI.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

EMG signál, akční potenciál, robotické rameno, MATLAB, Robotic Toolbox.

## **ABSTRACT**

The thesis deals with the measurement of myopotentials and their using in controlling the robotic arm. First, it is theoretically described electromyographic signal, his scanning and subsequent processing. There is also described an arm which it is used here. The next aim of this project is paying attention scanning signal on human hands using Biopac system and signal processing in MATLAB with Robotic Toolbox. Also was created a computer model in the user interface GUI.

## **KEYWORDS**

EMG signal, action potential, robotic arm, MATLAB, Robotic Toolbox.

JABLONSKÁ, D. *Řízení robotické ruky myopotenciály*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2014. 47 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: ing. Karel Bubník.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Řízení robotické ruky myopotenciály jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 30. 5. 2014

.....

(podpis autora)

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce ing. Karlu Bubníkovi za účinnou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 30. 5. 2014

.....

(podpis autora)

# OBSAH

Seznam obrázků .....	viii
Úvod .....	1
1 Elektromyografický signál .....	2
1.1 Elektrická aktivita činného svalu – akční potenciál .....	2
2 Snímání myoelektrického signálu .....	4
2.1 Faktory ovlivňující měřený signál .....	4
2.2 Elektrody používané pro snímání .....	5
2.3 Umístění elektrod .....	6
2.4 Požadavky na elektromyograf .....	8
3 Robotické Manipulátory .....	9
3.1 Pojmy pro robotické manipulátory s využitím EMG .....	9
3.1.1 Stupně volnosti .....	9
3.1.2 Časová prodleva .....	10
3.1.3 Servo .....	10
3.1.4 Řízení serva .....	13
3.2 Robotické rameno AL5D .....	13
3.2.1 Uspořádání robotického ramene .....	14
3.3 Propojení ramene ALD5 a počítače .....	16
3.4 Příkazy pro kartu SSC-32 .....	17
4 Zpracování EMG signálu .....	19
5 Návrh systémového modelu .....	22
6 Naměření signálu v Biopacu .....	24
7 Prostředí MATLAB .....	26

7.1	Zapojení ramene do počítače .....	27
7.2	Realizace příkazu pohybu z prostředí MATLAB .....	29
8	3D Model ruky v GUI.....	29
9	Závěr .....	33
	Literatura.....	35
	Seznam symbolů, veličin a zkratk .....	37
	Seznam příloh .....	38

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Akční potenciál .....	3
Obrázek 2: Surový záznam EMG pro tři po sobě jdoucí kontrakce přímého svalu stehenního .....	4
Obrázek 3: Povrchová elektroda .....	5
Obrázek 4: Jehlová elektroda.....	6
Obrázek 5:Unipolární (vlevo) a bipolární zapojení .....	7
Obrázek 6: Zapojení elektrod na svalu .....	7
Obrázek 7: Blokové schéma elektromyografu.....	8
Obrázek 8: Základní typy průmyslových robotů .....	9
Obrázek 9: Závislost natočení motoru na PWM signálu .....	12
Obrázek 10: Servo typu HS-422 .....	12
Obrázek 11: Robotické rameno AL5D.....	14
Obrázek 12: Báze robotického ramena AL5D .....	15
Obrázek 13: Detailní pohled na zápěstí ramene AL5D se zabudovanou rotací .....	15
Obrázek 14:Ukázka surového signálu (nahore) a filtrovaného signálu pásmovou zadrží (dole) .....	19
Obrázek 15: Ukázka rektifikace.....	20
Obrázek 16:Vyhlazený signál .....	21
Obrázek 17:Blokové schéma zapojení pro získání EMG signálu.....	22
Obrázek 18: Blokové schéma zapojení vedoucí k pohybu robota.....	23



Obrázek 19: Část naměřeného signálu .....	25
Obrázek 20: Surový signál (nahore) a zpracovaný signál (dole) .....	26
Obrázek 21: Výsledný signál, podle kterého se budou vytvářet příkazy .....	27
Obrázek 22: Hlavní panel programu Lynx SSC-32 Terminal .....	28
Obrázek 23: Uživatelské rozhraní GUI se zobrazeným 3D modelem .....	31

# ÚVOD

Využití elektromyografických signálů (EMG signály) má nepostradatelnou roli v inovaci protetických pomůcek, především umělých horních končetin. Díky jejich snímání je možné, aby pacient mohl náhradní rukou pohybovat a také uchopovat jednoduché předměty.

Cílem této práce je popsat čtenáři, jak je možné využít tyto elektromyopotenciály k řízení robotického ramene AL5D. Nejprve je potřeba vysvětlit, co jsou to EMG signály, jak vznikají, možnosti jejich snímání a hlavní problémy při zpracování signálu. Touto problematikou se zabývá první a druhá kapitola.

Třetí kapitola se věnuje robotickým manipulátorům. Nejprve jsou popsány základní pojmy pro pochopení fungování manipulátorů. Druhá část kapitoly je zaměřena na použité robotické rameno AL5D - jeho konstrukce a komunikace s počítačem.

Další kapitola se věnuje možnému filtrování a zpracování surového EMG signálu naměřeného v Biopacu. Ve čtvrté kapitole práce je uveden návrh systémového modelu pro pohyb robotické ruky, který bude realizován off-line. Celkový model je na sobě časově nezávislý.

Poslední kapitoly se věnují samotnému naměření a úpravě signálu. Nejdříve je stručně popsáno měření v Biopacu a získaný signál. Dále se práce věnuje zpracování surového signálu v prostředí MATLAB za pomoci Robotic Toolboxu, aby mohl být vyslán žádaný příkaz na řídicí kartu SSC-32, který dá povel příslušnému servomotoru. Také za pomoci stejného toolboxu je v uživatelském prostředí GUI vytvořen 3D počítačový model používaného robotického manipulátoru.

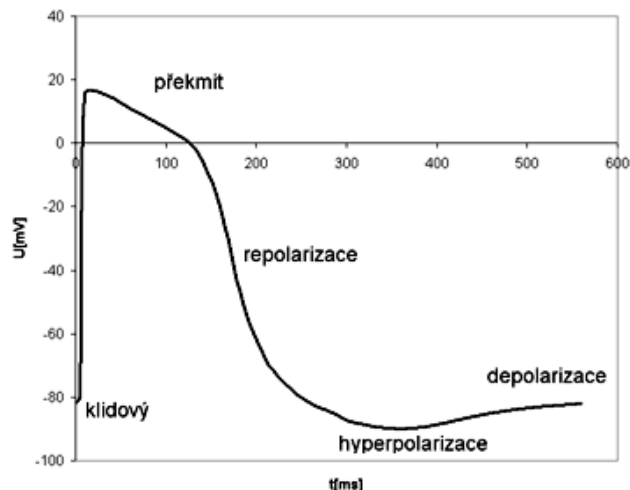
# 1 ELEKTROMYOGRAFICKÝ SIGNÁL

Elektromyografické (myopotenciály) signály, dále jen EMG, jsou signály, které zaznamenávají povrchovou nebo intramuskulární svalovou aktivitu – změny elektrického potenciálu při aktivaci kontrahujících svalových skupin. Je potřeba tyto signály zesílit a dále zpracovat, aby mohly být správně využity. [1]

Počátky zaznamenávání těchto signálů až do roku 1666, kdy Francesco Redi zaznamenal elektrickou energii určitých svalů rejnoka. Později v dalších studiích bylo prokázáno, že svalová kontrakce může být spuštěna elektřinou. Roku 1849 byla změřena elektrická aktivita během dobrovolné kontrakce. O pár let později byla pořízena nahrávka EMG a vzniklo označení elektromyografie. Ve 20. století došlo k výrazným postupům a vylepšení v oblasti měření a zpracování EMG. [4]

## 1.1 Elektrická aktivita činného svalu – akční potenciál

Na vnitřní i vnější straně membrány buňky existuje elektrické napětí (potenciálový rozdíl). Toto napětí je u svalových a nervových buněk 60 – 100 mV. Každá buňka je uvnitř negativní a vlivem výměny iontů si svůj potenciál udržuje dlouhodobě. Toto napětí je označováno jako klidový membránový potenciál. Ovšem u nervových a svalových buněk vzniká elektrická aktivita, akční potenciál (AP), jako reakce na mechanický, chemický, tepelný nebo elektrický podnět. Tedy všechny nervové a svalové buňky jsou vzrušivé. Průběh jednoho AP je zobrazen na Obrázek 1. AP se může šířit z buňky na buňku po celé délce vlákna postupnou depolarizací a repolarizací je-li vzruch dostatečně vysoký, aby mohl otevřít kanály  $\text{Na}^+$ . Celý tento proces trvá v řádech milisekund. [1] [4] [5]



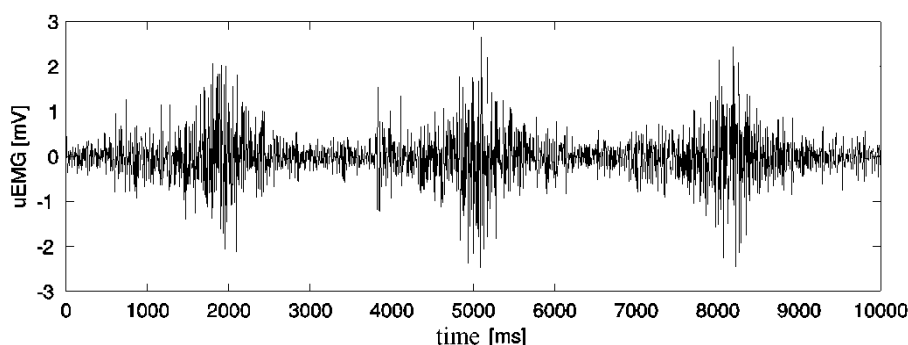
Obrázek 1: Akční potenciál (převzato z [6])

Vybuzení dosahuje různých motorických jednotek (MJ) v různých časech, proto se vlákna nestahují současně, ale střídavě - asynchronně. Kontrakce na sebe navazují a jsou u každého příslušného vlákna určitou vybuzenou MJ jednorázové. Nervový vzruch způsobí po uplynutí latentní doby kontrakční vlnu, běžící po vláknu od inervačního místa za vlnou vzrušivou. Rychlosti vln mohou být u vláken velice odlišné. Začátek kontrakční vlny vlákna je dán AP. Vznik AP se řídí zákonem „vše nebo nic“. Tedy vzniká pouze v případě, je-li vzruch dostatečně velký (asi o 15mV). Ovšem když na jedno svalové vlákno působí více podprahových impulsů, může jejich sumací také vzniknout AP. [5]

Při měření povrchové elektromyografie musí AP projít od měřeného vlákna až na povrch přes okolní svalové tkáně, tuk a kůži. Signál je měřen v milivoltech a skládá se ze série AP detekovaných elektrodami v blízkosti svalových vláken. [1] [5]

## 2 SNÍMÁNÍ MYOELEKTRICKÉHO SIGNÁLU

Pro naše potřeby nejčastěji snímáme signál povrchovými elektrodami. Toto měření je ovšem nepřesné, protože plocha elektrody zaznamenává aktivitu několika vláken, která jsou spojena do celků - motorických jednotek. Průběh zaznamenaného EMG signálu je na Obrázek 2. [1] [7]



Obrázek 2: Surový záznam EMG pro tři po sobě jdoucí kontrakce přímého svalu stehenního (převzato z [8])

### 2.1 Faktory ovlivňující měřený signál

Hlavní problém při měření a zpracovávání EMG signálu je, že obsahuje mnoho šumu – elektrické signály, které jsou nežádoucí signály při jeho zpracování. Typy tohoto šumu jsou rozděleny na: [4]

- Neoddělitelný šum v měřící elektronice – šum může být pouze minimalizován tím, že se pro měření použijí nejvyšší dostupné součásti.
- Šum pozadí – tento šum vzniká z elektromagnetického záření působící na buňky a jeho amplituda může být až o tři řády vyšší než měřený signál.
- Neoddělitelná nestabilita signálu – šum musí být odstraněn a ovlivňuje ho množství aktivních motorických jednotek pracujících v rozmezí 0 – 20 Hz.

Dále je EMG signál ovlivněn typem zařízení a typem algoritmu, který používá. Rozdělení těchto faktorů je následující: [7]

- Kauzativní – ty, které mají přímý vliv. Mohou být vnější (např. umístění a druh elektrody) nebo vnitřní (např. počet MJ, prokrvení svalových vláken a jejich umístění, tloušťka tkáně mezi vláknem a elektrodou)
- Pokročilé – jsou způsobeny jedním z kauzativních faktorů (např. rychlost šíření pásma propustnosti signálu skrze elektrody, signály z okolních svalů nebo superpozici akčních potenciálů ve snímaném EMG signálu)
- Deterministické - množství MJ a mechanická interakcí mezi svalovými vlákny.

## 2.2 Elektrody používané pro snímání

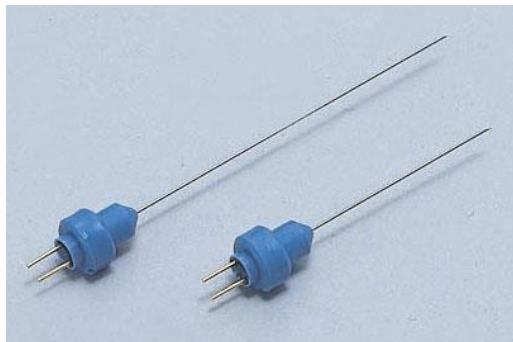
Povrchové elektrody jsou kovové disky (Obrázek 3) převážně ze stříbra s povrchovým nánosem chloridu stříbrného. Pro co nej přesnější měření se umísťují na kůži očištěnou alkoholem. Pro další snížení vstupního odporu se používá vodivostní gel. Dnes se nejčastěji používají elektrody, které jsou vyrobeny jako samolepící tím způsobem, že je na jejich povrch nanese vodivostní lepidlo. S těmito elektrodami není vhodné měřit AP jednotlivých motorických jednotek, protože jejich plocha je příliš velká a zaznamenává potenciály z více MJ najednou. [7]



Obrázek 3: Povrchová elektroda (převzato z [3])

Jehlové elektrody (Obrázek 4) se používají pouze k vyšetření svalů, protože jimi můžeme sledovat aktivitu jednotlivých vláken. Jejich průměr je 0,3 – 0,65 mm se snímací plochou 0,0019 – 0,09 mm<sup>2</sup> a jsou obaleny teflonem. Před každou aplikací je třeba je řádně sterilizovat. Podle potřeby měření se vyrábějí jako elektrody

koncentrické, bipolární a unipolární. [5] [7]



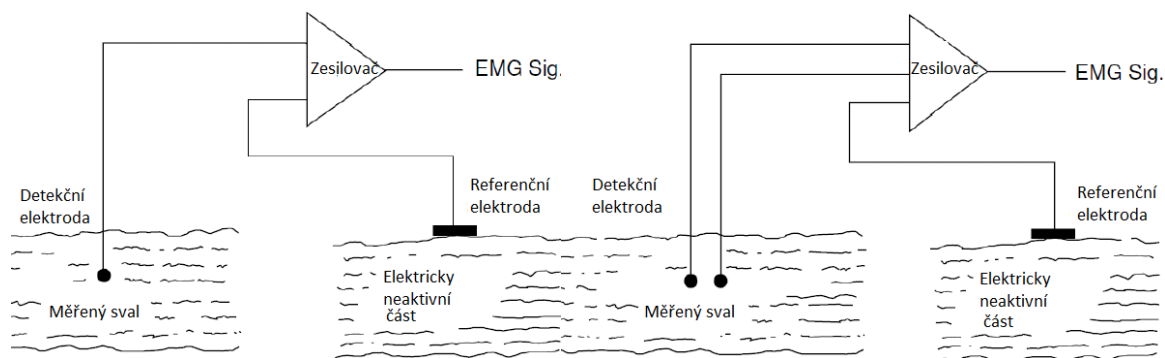
Obrázek 4: Jehlová elektroda (převzato z [5])

Také jsou elektrody děleny podle místa aplikace: [5]

- Registrační – tyto elektrody jsou aktivní a referenční, protože výsledný signál je získáván z rozdílu jejich napětí. Aktivní elektrody měří elektrickou aktivitu a jsou přichyceny na bříško měřeného svalu, aby signál nebyl rušen aktivitou okolních svalů. Referenční elektroda je umístěna nad šlachou.
- Stimulační – mohou vyvolat impuls pro aktivizaci svalu.
- Zemní – pouze povrchové elektrody.

## 2.3 Umístění elektrod

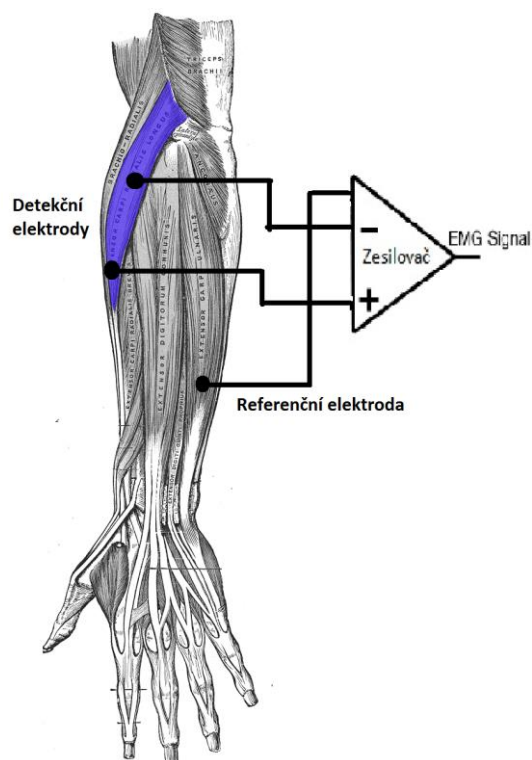
Jak je napsáno v kapitole 2.1 kvalitu EMG signálu ovlivňuje mnoho faktorů. Velký vliv na EMG signál má i umístění měřicích elektrod. Dříve se hojně užívalo unipolárního zapojení, kdy jedna detekční elektroda je umístěna nejlépe na bříško zájmovém svalu a referenční elektroda je umístěna mimo pracující sval. Na bříško svalu je elektroda umístěna proto, že odtud se získá nejčistší signál, ten je získán porovnáním elektrického potenciálu na obou elektrodách. Unipolární zapojení je jednoduché, ale získaný signál je značně nepřesný, protože obsahuje mnoho artefaktů, které pocházejí z elektrické aktivity okolních svalů. Dnes se pro práci s EMG signály běžně využívá bipolární zapojení, kde jsou dvě elektrody umístěné na pracujícím svalu a jedna referenční mimo zájmový sval. Je důležité, aby detekční elektrody byly umístěné přesně nad sledovaným svaem, jedna na bříšku svalu a druhá pokud možno nad úponem tohoto svalu. Použitím dvou detekčních elektrod dojde k potlačení soufázového napětí. Unipolární i bipolární zapojení je znázorněno na Obrázek 5. [1]



Obrázek 5: Unipolární (vlevo) a bipolární zapojení

Další odchylky v signálu můžeme minimalizovat tím, že během měření se měřený objekt nebude hýbat, takže nebude docházet k posuvu elektrod po kůži a proměnná velikost přechodového odporu mezi elektrodou a kůží bude co nejnížší. Hodnota toho odporu může být ještě snížena, když je pokožka zbavena chlupů, obroušena jemným smirkem, očištěna a je na ní nanесena vrstva vysoce vodivého gelu. Jednorázové nalepovací elektrody už tento gel obsahují v pěnovém úchytu umístěného kolem elektrody. [5]

Na Obrázek 6 je vidět bipolární zapojení na dlouhém zevním natahovači zápěstí (*musculus extensor carpi radialis longus*), který se podílí na pohybech zápěstí.

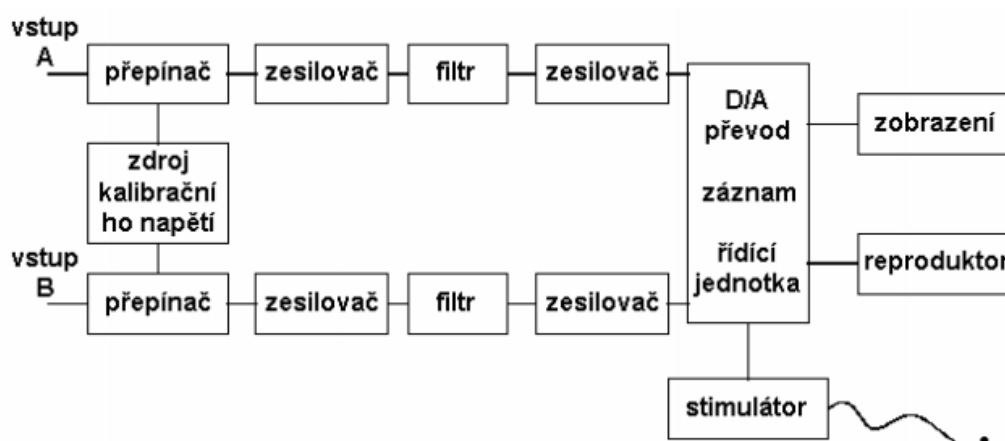


Obrázek 6: Zapojení elektrod na sval (upraveno z <http://www.nabla.cz>)



## 2.4 Požadavky na elektromyograf

Nejprve je potřeba signál řádně zesílit, aby s ním bylo možné dále pracovat. Zesilovač elektromyografu musí mít možnost zvětšit amplitudu  $100\times - 1000\times$  v rozsahu frekvence EMG signálu a pracovat jako diferenční zesilovač. Dále musí být schopen potlačit soufázové napětí a být se vstupním odporem alespoň  $100\text{ M}\Omega$ . Amplituda napětí se měří v mV. Na blokovém schématu (Obrázek 7) je vidět, že měřicí zařízení by mělo být minimálně dvoukanálové, aby byla možnost porovnávání signálů z několika svalových skupin. Také obsahuje kalibrovací jednotku a reproduktor. Velikost odporu kůže není vždy stejná a liší se pro každého jedince. Jeho rozmezí je  $0,5\text{ k}\Omega - 500\text{ k}\Omega$  a je ovlivněn typem kůže (suchost, počet potních žláz), vnějšími vlivy jako je teplota, tlak nebo momentální stav pacienta. [9]



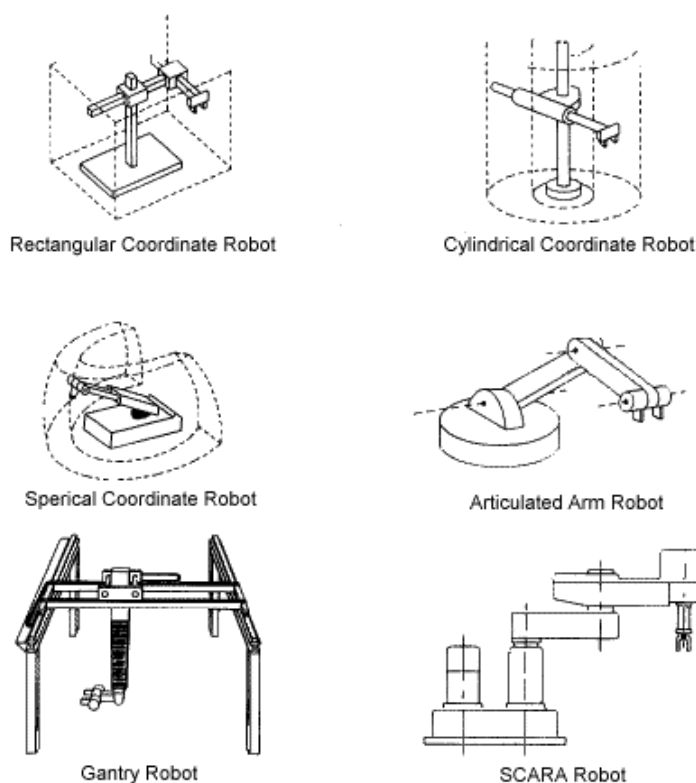
Obrázek 7: Blokové schéma elektromyografu (převzato z [9])

Matematické a počítačové metody používané pro zpracování EMG signálu: [7]

- Fourierova transformace
- Wignerova - Villeova distribuce
- vlnová transformace
- statistické modely
- umělé neuronové sítě
- dynamické neuronové sítě
- fuzzy logické systémy

### 3 ROBOTICKÉ MANIPULÁTORY

Průmysloví roboti jsou dostupní ve velkém rozsahu velikostí, tvarů a konfigurací, podle toho, k jakému účelu mají být použiti. Míra práce a pohyb v prostoru, které jsou vyžadovány, ovlivňují výsledný design, počet os a stupňů volnosti robota. Na Obrázek 8 jsou znázorněny základní typy pracovních robotů a naznačení jejich možnosti pohybu. Moje práce se blíže věnuje typu robota, který je v obrázku umístěn v pravém sloupci uprostřed. [11]



Obrázek 8: Základní typy průmyslových robotů (převzato z [11])

#### 3.1 Pojmy pro robotické manipulátory s využitím EMG

Pro pochopení konstrukce ramene je nutné uvést několik základních pojmů, které se týkají robotů využívajících EMG.

##### 3.1.1 Stupně volnosti

Stupně volnosti v mechanice znamenají základní směry posunu a směry otáčení,

kterými se bod může pohybovat. U protetických náhrad je jejich počet úměrný počtu elektrod. Také jsou závislé na umístění elektrod a způsobu detekce EMG. Většina dostupných protetických pomůcek má jeden až dva stupně volnosti. Robotická ramena mohou při postačující detekci svalů zopakovat velkou část pohybu, který předvede lidská ruka. U amputovaných končetin však není tato dostatečná detekce možná, protože chybí mnoho potřebných svalů. Proto většina dostupných protetických pomůcek má jeden až dva stupně volnosti. [12] [13]

### **3.1.2 Časová prodleva**

Ideálně by protetická náhrada měla reagovat hned, bez zpoždění, jako lidská ruka. Toho bohužel není možné dosáhnout, protože přístroj potřebuje čas na zpracování a zařazení EMG signálu pro úspěšné vyhodnocení. Proto je potřeba, aby tato prodleva byla to nejkratší s co nejpřesnějšími reakcemi na příkazy pacienta. Podle statistik je pro pacienta nejvhodnější prodleva 100 – 125 ms, protože větší prodlevy způsobují nižší přesnost a výkon přístroje. [14]

### **3.1.3 Servo**

Servo je zařízení, které se skládá ze servomotoru, pohonné jednotky, řídicí jednotky a zdroje pro nastavení rychlosti/pozice. Asi nejvíce používané jsou elektronické servo-systémy. Servomotor je specifický typ motoru a rotačního kodéru. U takového zařízení lze nastavovat přesnou polohu natočení osy. Nejčastěji slouží pro pohony elektrické, ale i pro hydraulické nebo pneumatické. Střídavá serva jsou v dnešní době nejvyužívanější a jsou buď asynchronní, nebo synchronní. [15]

Pohonná elektronika je často mnohdy nazývána servozesilovačem a dohromady s řídicí elektronikou neustále kontroluje hodnotu vstupního signálu a následně provede korekci skutečné rychlosti, aby byla co nejbližší požadované rychlosti. Občas se špatně určuje hranice mezi pohonnou a řídicí elektronikou, protože většina zesilovačů také obsahuje řídicí elektroniku. [15]

Servo-systém je složen ze tří řídicích obvodů [15]:

- Proudový obvod – velice rychlý vnitřní obvod, pomocí kterého je řízen proud do vinutí motoru, čímž je ovlivňován točivý moment motoru. Je důležitá hlavně jeho rychlá reakce než přesnost.
- Rychlostní obvod – do tohoto obvodu přichází signál s údajem o skutečné

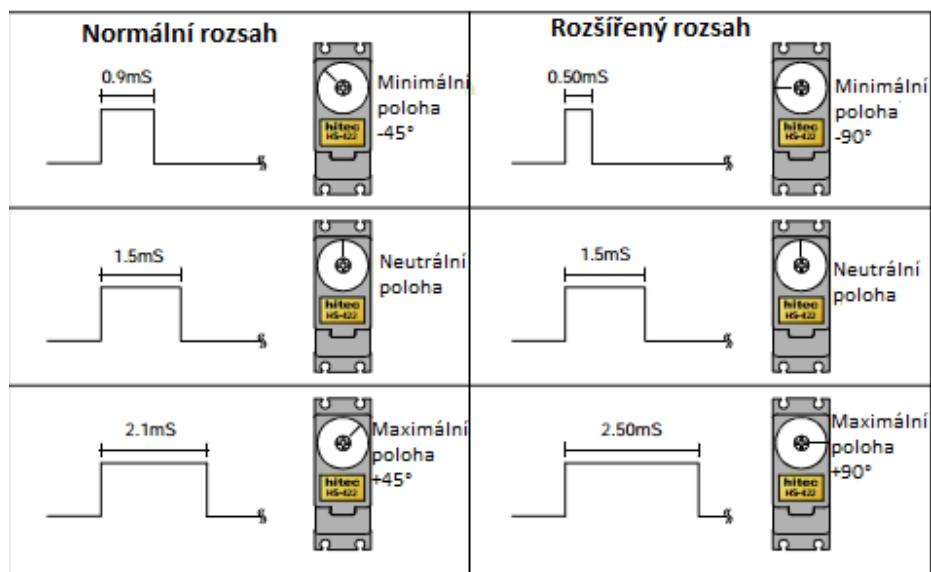
rychlosti přístroje. Je porovnán s požadovanou hodnotou, která je vysílána z řídicí jednotky. Touto kombinací získá servo přesnou regulaci rychlosti. Obvod je nadřazen proudovému obvodu, ale je pomalejší. Zajišťuje stabilní a přesné otáčky tak blízké požadované rychlosti jak jen je to možné.

- Polohový obvod – srovnává skutečnou polohu z pozičního senzoru a požadovanou polohu- Řídí předešlé dva obvody, aby docházelo k minimálním odchylkám. Je ze všech obvodů nejpomalejší, protože musí počkat na výsledky změn z předchozích obvodů a teprve potom vydat pokyny pro změnu polohy.

Servo-systém je řízený odchylkami, takže je potřeba mít odchylku mezi aktuální skutečnou hodnotou a požadovanou, aby se motor začal pohybovat. Z toho vyplývá, že dokonalé sledování polohy neexistuje. U většiny servo-pohonů pohybujících se metodou „z bodu do bodu“ (poziční servo-systémy) není důležitá přesnost při pohybu, ale hlavní je přesnost při zastavení motoru. Někdy je třeba udělat kompromis v rychlosti, aby se dosáhlo dostatečné přesnosti. Nejčastější je programovatelný řídicí systém, který řídí tyto poziční serva, aby se pohybovala z bodu do bodu. [15]

V robotice se setkáváme se servy s elektrickými pohony a říká se jim **modelářská serva**. Tato serva jsou zařízení, která můžeme ovládat změnou napětí iniciovanou z **mirkokontrolérem**, a tím umožňují pohyb robota do zadané polohy. V závislosti na řídicím signálu dochází k pootočení serva do požadované pozice, což je u kvalitních serv i velice přesné. Citlivost natočení serva je dána kvalitou řídicí elektroniky. [16]

Serva v robotice jsou tvořeny třemi základními prvky – stejnosměrného motoru, převodovky a řídicí elektroniky. Stejnosměrný motor je točivý elektromotor napájen stejnosměrným proudem. Převodovka nastavuje parametry síla/rychlost a převádí velikost natočení na zpětnovazebný potenciometr. Řídicí elektronika přijímá vstupní PWM (Pulse Width Modulation – pulzně šířková modulace) signál a ten zpracuje na požadované natočení motoru v porovnání s natočením zpětnovazebného potenciometru. Na Obrázek 9 je zobrazena závislost natočení motoru na šířce impulsu. Pulsní impulsy jsou u kvalitních serv od 0,5 ms až po 2,5 ms pro natočení od 0° až po 180° ( $\pm 90^\circ$  z neutrální polohy). U běžných serv jsou tyto hodnoty 0,9 – 2,1 ms a  $\pm 45^\circ$  z neutrální polohy. Natočení serva je plynulé a minimální otočení musí být o 1°. [16]



Obrázek 9: Závislost natočení motoru na PWM signálu (převzato z [19])

Serva se v dnešní době vyrábí rotační, takže natáčí výstupní hřídel na požadovaný úhel v rozsahu definovaném výrobcem. Dále je možno se setkat se servy, které přepínají pouze mezi dvěma krajními polohami. Podle typu řídicí elektroniky jsou serva analogová nebo digitální. Oba typy serv využívají stejný vstupní PWM signál, takže jsou vzhledem k přijímači kompatibilní pro připojení. Digitální mají digitální řídicí elektroniku a dokážou pracovat s vyššími frekvencemi pulsů. Digitální serva se vyrábění programovatelná, takže lze naprogramovat některá jejich nastavení, například neutrální polohu, maximální a minimální výchylku, směr a rychlost otáčení. [16]

Na Obrázek 10 je ukázáno servo typu HS-422, které je použito pro rozevírání/sevření čelistí použitého robota pro stisk a uvolnění čelistí. [16]



Obrázek 10: Servo typu HS-422 (převzato z [16])

### 3.1.4 Řízení serva

Serva využívaná v robotice jsou propojena třížilovým kabelem, kde 2 žíly zajišťují vedení (nula – GND a napětí 4,5 - 6 V) a třetí žíla slouží na ovládání serva, kam servokontrolér odesílá pravidelné kladné impulsy s frekvencí 50 Hz. Naprostá většina serv má neutrální polohu při délce pulzu 1,5 ms, zkracováním pulzu až na 0,5 ms se servo natáčí vlevo, prodlužováním až k 2,5 ms vpravo. Tyto krajní hodnoty nejsou pro všechna serva stejné a před používáním v robotovi je potřeba je přeměřit. Překračováním minimálních a maximálních hodnot impulsů se mechanika serva zatěžuje kroutícím momentem serva a dochází k rychlému poškození. Zjištěné hodnoty se uloží do řídicí jednotky. Jestliže je na mikrokontrolér poslána hodnota, která tyto meze přesahuje, kontrolér je ignoruje a tím servo chrání.[17]

Jednou z možností jak krajní hodnoty zjistit je pomocí programu ServoConfig, či jiného dostupného programu. Po propojení se servo nastaví do středové polohy. Pak se nejprve myší nastaví výchylka serva, poté se pokračuje šipkou na klávesnici a délka impulsu se zvětšuje/zmenšuje o 1 $\mu$ s. Hranice výchylky se pozná podle toho, že se výchylka hřídele už nijak nezvětšuje a roste hluk zatíženého motoru. Druhou metodou je zjistit krajní výchylky podle odebíraného proudu servem. V krajní poloze a za touto hodnotou začne proud narůstat. V tu chvíli je nutné prodloužit/zkrátit impuls asi o 10 $\mu$ s a tuto hraniční hodnotu uložit. [17]

## 3.2 Robotické rameno AL5D

Zbytek kapitoly 3 čerpá především z webu Lynxmotion [19], pokud není uvedeno jinak.

Tento typ ramene pracuje velice spolehlivě a pohyb je opakovatelný. Celková konstrukce robota je udělána ze Servo Erector setu, který se skládá z hliníkových komponent (držáky, trubky) a částí přesně vyřezávaných pomocí laseru. Pohyb robota je uskutečňován 5 různými typy servomotoru podle toho, kde se nachází.

Rameno může být ovládáno programem Dual Lynx Arm Controller, kterým je ovládám SSC32 servo-ovladač a tím robot uskutečňuje pohyb v různě upravitelných krocích, nebo softwarem RIOS, který rameno učí posloupnost pohybů za pomoci joysticku nebo myši. Oba tyto programy jsou dostupné pro operační systém Windows. Pohyb servomotorů je možno uskutečnit bez těchto aplikací a bez SSC32 karty přímo z mikrokontroléru.

### 3.2.1 Uspořádání robotického ramene

Mezi hlavní a zároveň nejdůležitější součásti patří báze robota, rameno, loket a předloktí, zápěstí. Celé rameno je zobrazeno na Obrázek 11.



Obrázek 11: Robotické rameno AL5D (převzato z [19])

**Báze robota**, která je zobrazena na Obrázek 12, je tvořena dvěma servomotory a kartou SSC32. První servomotor je umístěn uvnitř plastové části, která je připevněna k dřevěné podložce. V druhé části kloubu tvořené plastovým diskem, jenž je pevně spojen s prvním servomotorem, je uchycen druhý servomotor. Kontrolér SSC32 zapříčiňuje ovládání robota a dokáže současně ovládat až 32 servomotorů. Ke kontroléru jsou připojeny kabely pro bateriové napájení, napájení z rozvodné sítě a dva přepínače pro každý druh napájení. Baterie je zdrojem pro plošný spoj, na kterém se připojují servomotory na kontakty.



Obrázek 12: Báze robotického ramena AL5D (převzato z [19])

Paži tvoří dva spojené kovové oblouky, které jsou připojeny k **ramennímu kloubu**.

**Předloktí robota** tvoří hliníková trubka s držáky pro loketní a zápěstní servomotor. **Loket** robota je uchycen stejně jako rameno a při střední hodnotě má ohyb  $120^\circ$ .

**Zápěstí** (Obrázek 13) je nejkomplikovanější částí a pro každý typ pohybu je zde servomotor. Pohyb nahoru a dolů obstarává jeden servomotor, rotace doleva a doprava druhý servomotor a třetí má za úkol stisk a uvolnění čelistí.



Obrázek 13: Detailní pohled na zápěstí ramene AL5D se zabudovanou rotací (převzato z [19])



Rameno je vybaveno celkově **6 servy**. První je umístěn v bázi robota a zajišťuje rotaci ramene. Druhý servomotor, který je s prvním propojen, ovládá pohyb ramene podél osy. Další servo je umístěné v loketním kloubu, kde zajišťuje ohyb robota v lokti. Protože zápěstí vykonává nejsložitější pohyby, je vybaveno 3 servy každý pro jeden pohyb – pro ohyb zápěstí, rotaci a svírání čelistí.

### 3.3 Propojení ramene ALD5 a počítače

Robot je vybaven kontaktem pro sériovou linkou RS-232, což byl často používaný prostředek ke komunikaci, jak počítačů mezi sebou, tak počítače a jiných příslušenství (například tiskárny). RS-232 je rozhraní, které bylo vytvořeno pro komunikaci dvou zařízení do vzdálenosti 20 m, kde se pro větší odolnost proti rušení informace přenášená větším napětím než standardních 5 V. Přenos informací probíhá asynchronně s pevně nastavenou rychlostí a synchronizací přes sestupnou hranu startovacího signálu. Pro přenos se používají dvě napěťové úrovně – logická 1 a 0. Logická 1 je definována záporným napětím v rozmezí -3 V až -25 V a logická 0 kladnými hodnotami 3 V – 25 V. V oblasti -3 V až 3 V není žádná hodnota, je to oblast přechodová. [21]

Asynchronní přenos dat je nezávislý na reálném čase. Po obdržení informace se přijímač vlastním oscilátorem synchronizuje a data odečítá s frekvencí definovanou vysílačem. Tento přenos je nevýhodný pro velký objem dat, protože nutné aby obsahovaly start a stop bit a bity s paritou, ale na druhé straně je výhodný pro dlouhá vedení a pro komunikaci více zařízení najednou. [21]

**Parita** se používá jako nejjednodušší způsob zabezpečení přenosu dat, kdy se ve vysílacím zařízení přidá na konec vysílaných dat jeden bit podle dohodnutých podmínek pro zachování počtu jedničkových bitů. **Stop bit** u asynchronního přenosu definuje konec přenášených dat, kdy vzniká čas pro zpracování dat přijatých přijímačem. [21]

**Rychlosti přenosu** v sériovém kabelu je udávána v jednotkách 1 Baud, což odpovídá počtu změn za 1 sekundu. Je to základní jednotka modulační (znakové) rychlosti. V případě propojení pomocí RS-232 platí 1 baud = 1 bit, ale neplatí to tak vždy, protože do jedné změny signálu lze je možné zakódovat větší množství než je 1bit. [21]

Toto připojení se ovšem na moderních počítačích již moc nevyskytuje, ale bylo nahrazeno Universálním sériovým rozhraním. Proto je nutné pro propojení použít redukci s převodem USB/RS-232.

### 3.4 Příkazy pro kartu SSC-32

Všechny příkazy pro pohyb servomotoru vysílaných z karty musí být **ukončeny pohybovým znakem**, ASCII 13. Příkazy, které jsou před tímto znakem, jsou vykonány najednou. Musí to být příkazy jednoho typu a nesmí obsahovat desetinná nebo záporná čísla. Nemá citlivost pro malá a velká písmena, ignoruje mezery, tabulátory a další druhy bílých znaků a je možno použít libovolný počet bytů.

Pohyb servomotoru je dán pomocí příkazu:

```
# <ch> P <pw> S <spd>..... # <ch> P <pw> S <spd> T <time><cr>
```

kde jednotlivé znaky znamenají:

<ch> – číslo kanálu (channel) v desítkové soustavě od 0 až 31

<pw> – pulse width, šířka pulsu (pulse width) v mikrosekundách (500 – 2500)

<spd> – rychlost (speed) v  $\mu$ S za sekundu

<time> – čas (time) v milisekundách a 65535 je maximální hodnota

<cr> – pohybový znak, ASCII 13.

<esc> – zruší (escape) současný příkaz, ASCII 27

Podle potřeby se mohou kombinovat příkazy rychlosti a času, ale rychlost pro každý servomotor bude vypočtena podle těchto pravidel:

- všechna serva začínají a končí pohyb současně
- je-li definovaná rychlost, servo se nebude pohybovat rychleji, ale může se pohybovat pomaleji, pokud je zadán čas
- je-li udán čas pohybu, tak bude pohyb vykonáván minimálně tuto zadanou dobu a je možné, že se interval prodlouží, pokud to bude vyžadovat zadaná rychlost pohybu

Je důležité, aby byl první pohybový příkaz ve formátu # <ch> P <pw>, protože karta neví, v jaké pozici se servo po zapnutí nachází, bude ignorovat všechny příkazy rychlosti a času.

Každý příkaz, který zahrnuje více než jedno servo a reguluje čas nebo rychlost je brán jako typ pohybové skupiny, takže se všechna serva spustí a zastaví najednou. Pro

pohyb různých servomotorů při různých rychlostech je potřeba zadat příkazy odděleně.

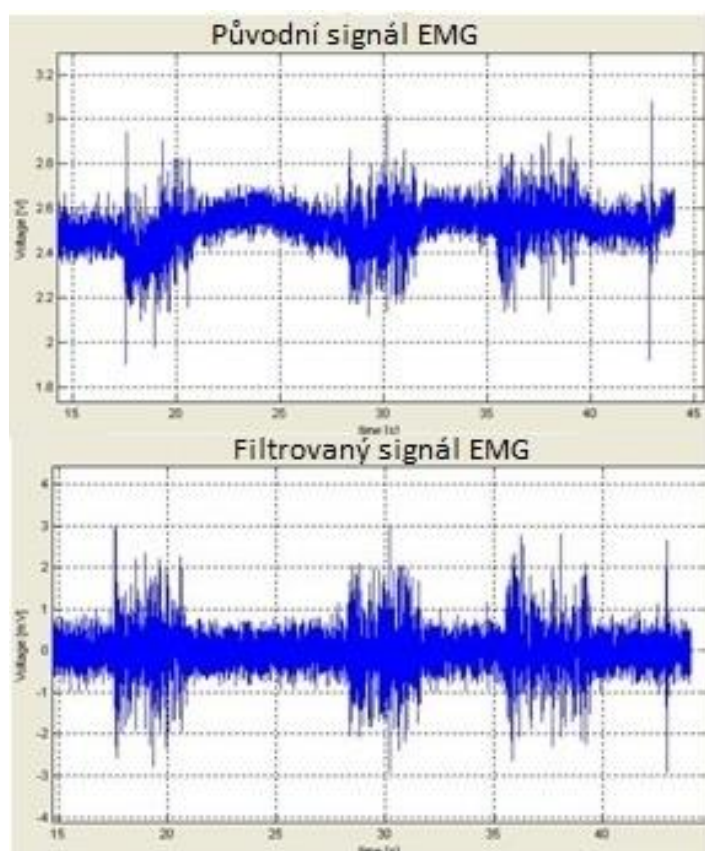
Rychlost 1000  $\mu\text{S}$  znamená pohyb o  $90^\circ$  za 1 sekundu. S rychlostí 100  $\mu\text{S}$  bude tedy ten samý pohyb vykonáván 10 sekund a rychlost 2000  $\mu\text{S}$  znamená, že ta vzdálenost bude vykonána za 0,5 sekundy.

Několik příkladů příkazů:

- "#5 P1600 S750 <cr>" – bude se pohybovat servo na kanálu 5 na pozici 1600 rychlostí 750  $\mu\text{S/s}$ . Čas není zadán, takže příkaz bude ovlivněn jen rychlostí a dráhou jakou je potřeba urazit z aktuální pozice do pozice 1600.
- "#5 P1600 T1000 <cr>" – příkaz pro pohyb serva na kanálu 5 do pozice 1600 a bude trvat 1 sekundu bez ohledu na to, jak velká je to vzdálenost.
- "#5 P1600 #10 P750 T2500 <cr>" – pohyb dvou servomotorů současně za stejnou dobu 2,5s, jeden servomotor na kanálu 5 do pozice 1600 a druhý na kanálu 10 do pozice 750. (Tento příkaz má velké využití hlavně u chodících robotů, aby se pohyb nohou synchronizoval)
- "#5 P1600 #17 P750 S500 #2 P2250 T2000 <cr>" – pohyb 3 servy s různými rychlostmi po dobu nejméně 2 sekund. Ale například servo na kanálu 17 se pohybuje rychlostí 500 $\mu\text{S/s}$ , takže skutečná doba pohybu bude záviset na dráze, kterou musí vykonat. Bude-li začínat na pozici 2000, tak do zadané konečné pozice by se musel pohybovat rychlostí 1250 $\mu\text{S}$ , aby se tam servo posunulo za dobu 2 sekund. Protože je jeho rychlost omezena na 500 $\mu\text{S/s}$ , tak tato vzdálenost bude servu trvat minimálně 2,5s, to znamená, že pohyb všech tří serv bude 2,5s. V jiném případě, kdy by servo začínalo na pozici 1000, takže do konečné polohy se stačí pohybovat rychlostí 250 $\mu\text{S/s}$ . To by mu se zadanou rychlostí trvalo pouze 0,5s, takže pohyb všech tří serv bude zadané 2s.

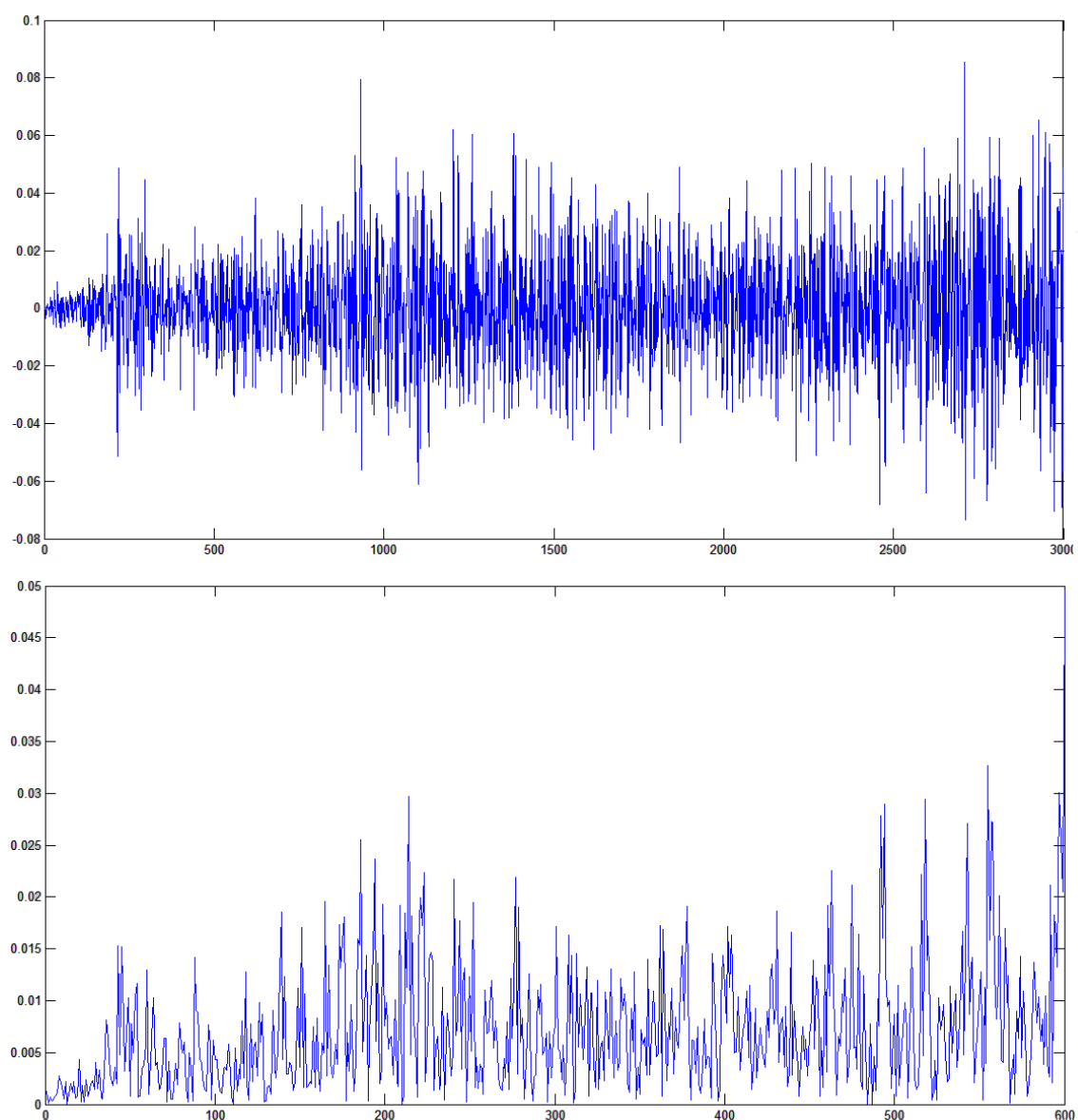
## 4 ZPRACOVÁNÍ EMG SIGNÁLU

Získaný signál se musí nejdřív zesílit a zdigitalizovat. Tento děj probíhá už ve snímací jednotce Biopac. Jelikož EMG signál obsahuje mnoho šumu je potřeba nejprve filtrovat filtrem typu pásmová propust pro frekvence od 2 Hz po 500 Hz. Za hranicí 500 Hz se už neobjevuje užitečný signál při měření povrchovými elektrodami. Tak u signálu potlačíme kolísání nulové izoliny, která je nejčastěji způsobena pohybem při měření. Tuto úpravu signálu můžeme vidět na Obrázek 14. [20]



Obrázek 14: Ukázka surového signálu (nahore) a filtrovaného signálu pásmovou zádrží (dole)  
(upraveno z <http://www.engineering.cornell.edu>)

Pro odstranění síťového brumu se používá filtr typu pásmová zádrž s frekvencí 50 Hz. Při této filtraci může dojít k nepatrné ztrátě i užitečného signálu, proto je potřeba nejprve pokusit se odstranit rušení jiným způsobem – překontrolovat správně uzemnění měřicího přístroje. Rektifikací jsou všechna data převedena na kladné hodnoty vytvořením absolutních hodnot. Tuto úpravu vidíme na Obrázek 15. [20]



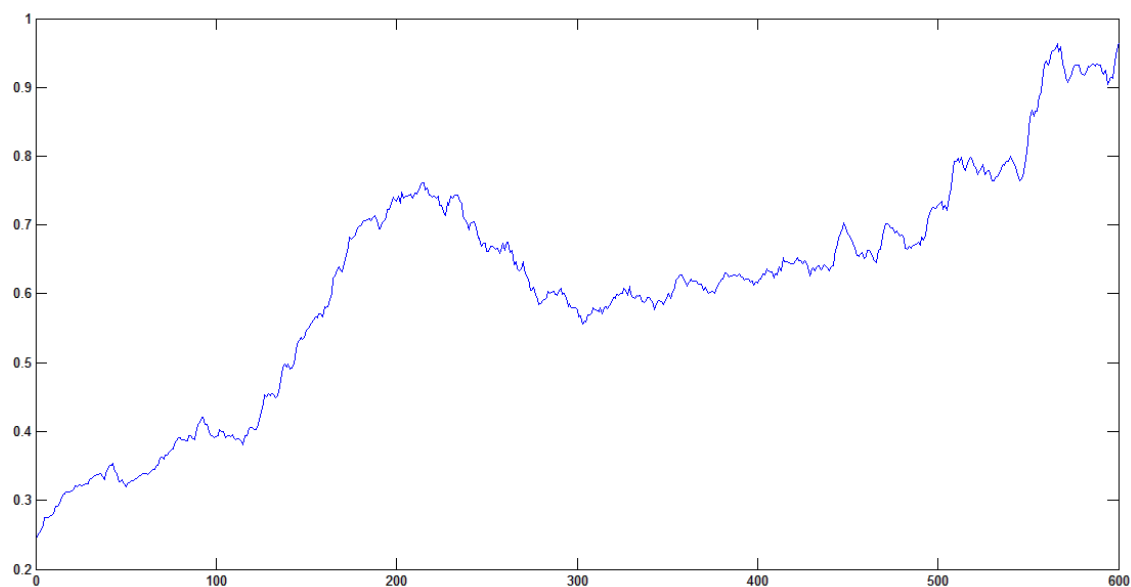
Obrázek 15: Ukázka rektifikace

Protože EMG signál nemůže být nikdy přesně opakován v přesném tvaru, jsou pro odstranění nereprodukovatelných částí (vysokofrekvenční špičky) nejčastěji doporučovány 2 metody [20]:

- Klouzavý průměr – vytvoření plovoucího okna o velikosti poloviny vzorkovací frekvence, který zprůměruje výchylky hodnot a po té se přesune doprava, dokud neprojde celým signálem.
- RMS (Root Mean Square) – tato metoda využívá výpočtu druhé odmocniny v plovoucím okně. RMS je doporučována při zpracování EMG signálu.

Důležité je vhodně zvolit šířku plovoucího okna, protože úzké okno je pro vyhlazení nedostačující a naopak široké okno signál zkreslí. Na konec je signál standardizován.

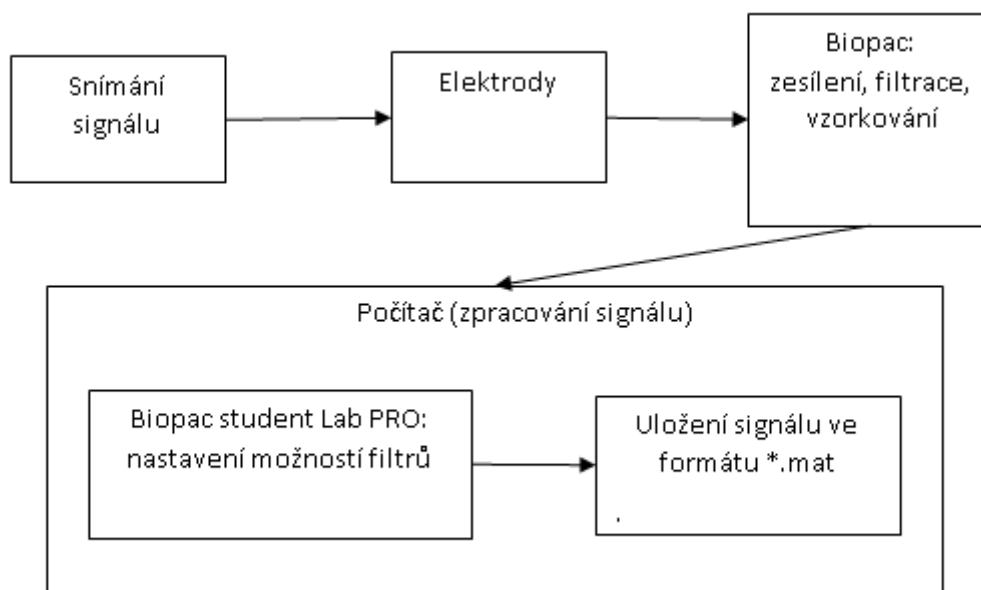
Na následujícím obrázku jsou vidět výše popsané úpravy signálu provedené v prostředí MATLAB. Tyto úpravy se dají nastavit už na rozhraní měřicí jednotky Biopac.



Obrázek 16: Vyhlazený signál

## 5 NÁVRH SYSTÉMOVÉHO MODELU

Pro získání signálu z končetiny bude využit program Biopac a zpracování signálu proběhne v programovém prostředí MATLAB. Blokové schéma zapojení pro získání potřebných EMG signálů je na Obrázek 17.



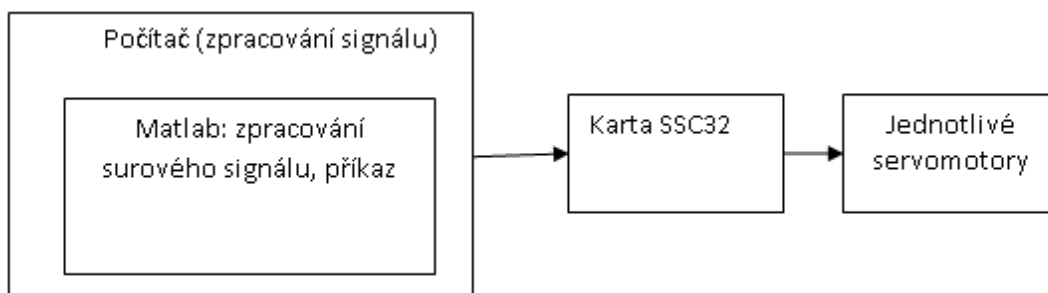
Obrázek 17: Blokové schéma zapojení pro získání EMG signálu

Z blokového schéma je vidět, že signál naměřený na končetině je přenášen do systému Biopac, kde dojde k jeho zesílení a navzorkování. V kapitole 2.4 je blíže popsané blokové schéma elektromyografu. Měřený signál je analogový a jak je napsáno v kapitole 2.1 může být znehodnocený hned několika faktory, které je třeba odstranit filtrací. Musí být ustálena i izolace pro celý naměřený signál.

Navzorkováním signálu se získá množina diskrétních bodů s intervaly odpovídajícími použité vzorkovací frekvenci. Je třeba postupovat podle pravidel navzorkování, tedy tak, že vzorkovací frekvence musí být minimálně dvakrát vyšší než maximální frekvence měřeného signálu, aby nedošlo k aliasingu, což je překrytí frekvenčních spekter a ztráty důležitých informací.

Pohyb robotického ramena AL5D je tvořen 6 servy a kartou SSC32. Z blokového schéma Obrázek 18 uvedeného na vyplývá, že na kartu zabudovanou v bázi ramena je vysílán signál zpracovaný v programovém prostředí MATLAB. Karta dává příkazy

jednotlivým servomotorům, který požadovaný signál převádí na zadaný pohyb ramene.



Obrázek 18: Blokové schéma zapojení vedoucí k pohybu robota

Firma Lynxmotion dodává k robotickému ramenu software Lynxmotion RIOS pro komunikaci s robotickým ramenem. V jiné studijní práci [18] bylo zjištěno, že tento software se nemusí používat, protože program MATLAB dokáže signál nejen zpracovat, ale také za využití Robotic Toolboxu vysílat na kartu SSC-32 požadované signály a tak rameno ovládat. Tím se lze vyhnout možným komplikacím, které by mohly vzniknout při přechodu mezi dvěma programovacími jazyky.

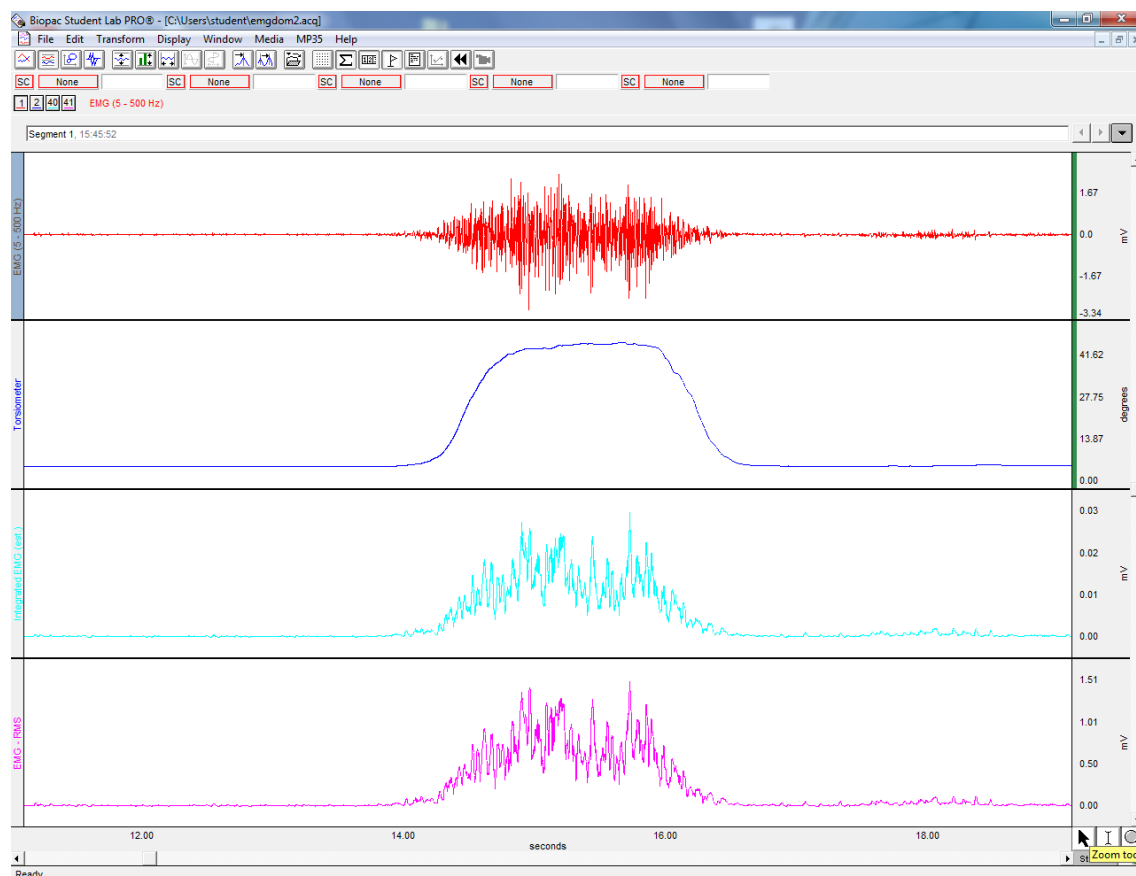


## 6 NAMĚŘENÍ SIGNÁLU V BIOPACU

Signál byl získán pomocí měřicího systému BIOPAC, což je univerzální systém pro měření základních fyziologických parametrů. Jeho pracovní jednotka je propojená s počítačem, kde se zobrazuje s příslušným softwarem BSL PRO. Pomocí této výukové jednotky lze měřit až pro 4 kanály. Ke snímání byly použity elektrody EL503 dodávané firmou Biopac. Jejich styčná plocha je kruhová s průměrem 10mm a celková šířka včetně pěnového úchytu 35mm. Jedná se o jednorázové nalepovací elektrody. Gel pro snížení odporu je obsažen už na elektrodách, takže už se žádný další nemusí používat. Vztyčná plocha těchto elektrod už je poměrně veliká pro nějaké detailní měření, a protože snímají mnoho svalových vláken najednou, lze s nimi měřit pouze dobře rozeznatelné velké svaly. [22]

Při měření s výukovou jednotkou Biopac se postupuje podle příslušného přiloženého protokolu. Nejprve se umístí dvě elektrody, detekční, na stejný sval (jak bylo uvedeno v kapitole 2.3) a referenční elektroda mimo tento sval. Pro tuto práci byl vybrán dlouhý zevní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi radialis longus*). Zapojení tohoto svalu bylo uvedeno na Obrázek 6 v kapitole 2.3. Kontrakce a relaxace tohoto svalu je dobře viditelná při svírání a uvolňování pěsti. Tento naměřený signál bude použit na rozevření/sevření čelistí robota AL5D.

Část naměřeného záznamu je zobrazena na Obrázek 19. Surový EMG záznam je vidět v prvním řádku v uživatelském prostředí. Svírání pěsti bylo měřeno s pomůckou Hand Dynamometer SS25LA ([22]), takže v uživatelském prostředí se mimo naměřeného EMG signálu svalu zobrazil signál intenzity sevření. Tento signál je zobrazen v druhém řádku programu.



Obrázek 19: Část naměřeného signálu

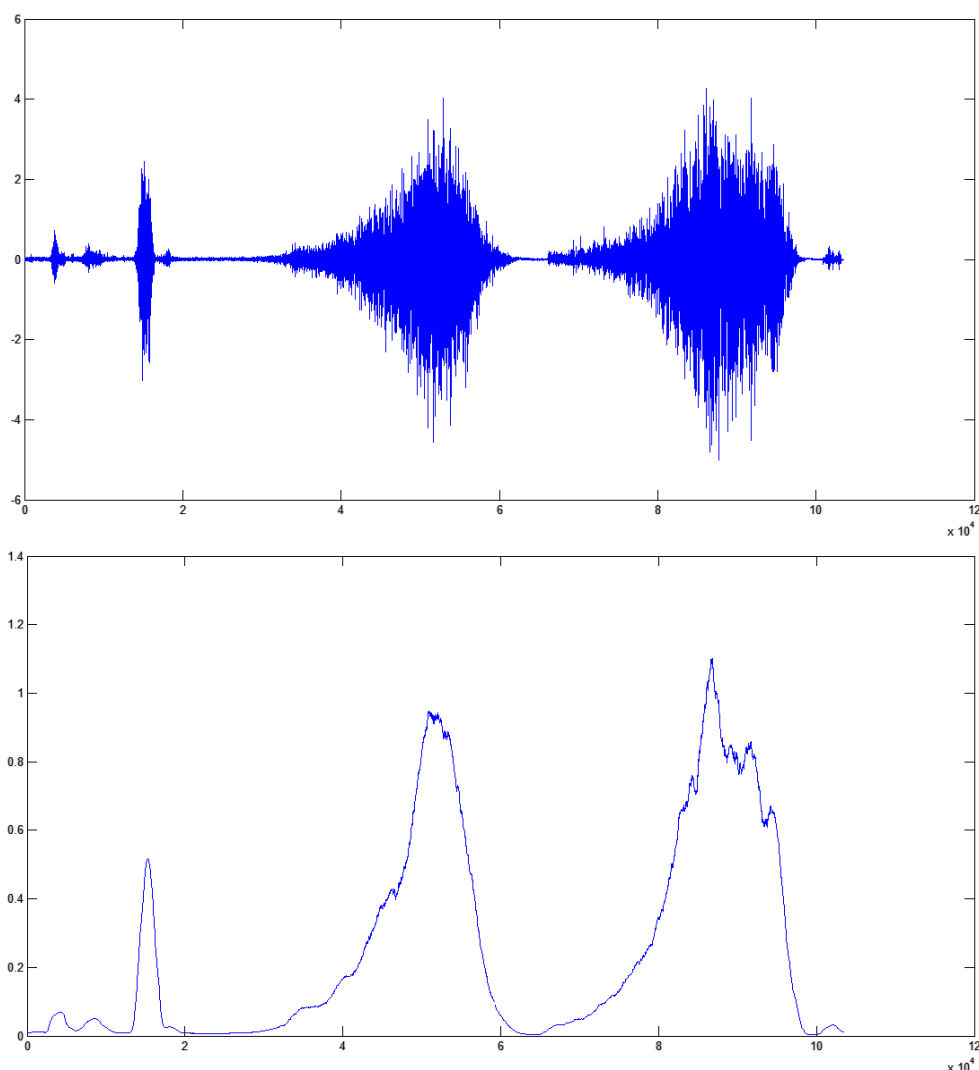
Už na této úrovni úpravy signálu je možné nastavit filtraci signálu a možné úpravy signálu. V tomto případě byl zvolen filtr typu pásmová zadrž, integrace signálu a metoda pro vyhlazení RMS (tato metoda je popsána v kapitole 4). Tyto úpravy jsou vidět na tomto obrázku jako surový signál – integrovaný signál na třetím řádku, na čtvrtém signál s aplikovanou metodou RMS.

Celý záznam trval 103,5 s, zobrazená část má délku asi 8 s a kontrakce svalu trvá přibližně 2 s. Záznam byl uložen ve formátu \*.mat, aby mohl být otevřený programem MATLAB.

Pro další zpracovávání v prostředí MATLAB byl použit surový signál. Signál po vyhlazení sloužil pouze pro kontrolu správné úpravy naměřeného signálu.

## 7 PROSTŘEDÍ MATLAB

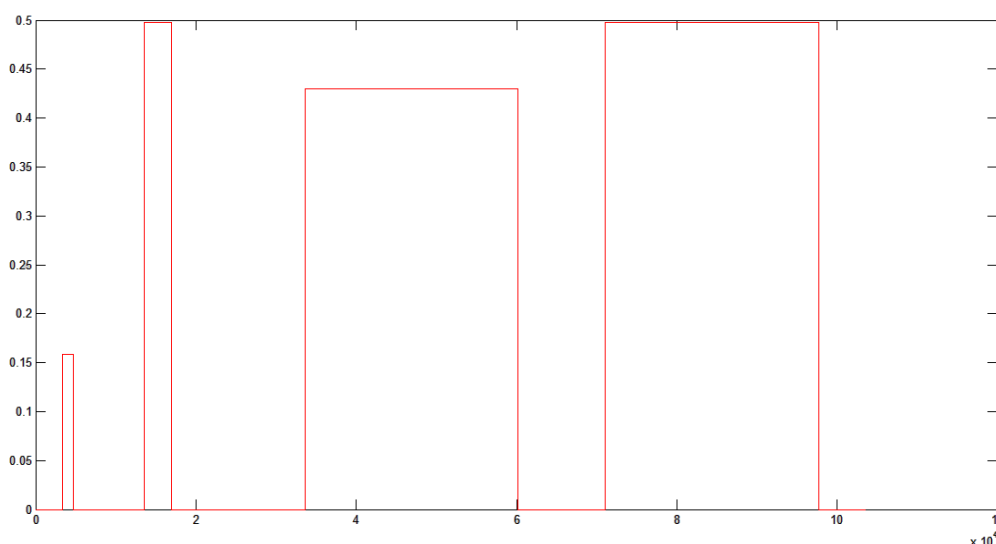
Nejprve bylo potřeba získat samostatný surový signál ze složky uložené v BIOPACu. Tento signál byl dále zpracován podle návrhu uvedeného v kapitole 4. Pro filtraci byla použita pásmová propust s parametry od 0,5 po 250 Hz. Nad touto hranicí se už nenacházel pro práci využitelný signál. Filtrace pásmovou zádrží s frekvencí 50 Hz nebylo potřeba použít, protože signál rušený nebyl. Všechny hodnoty byly převedeny do absolutní hodnoty, aby se dále mohlo pracovat s výchylkami signálu a střední hodnota nebyla nulová. Nakonec byl signál vyhlazen. Pro ověření správného postupu je signál několikrát vykreslen a na Obrázek 20 je zobrazen surový signál a signál po vyhlazení.



Obrázek 20: Surový signál (nahore) a zpracovaný signál (dole)

Na obrázku surového signálu není vidět kolísání nulové izolinie. To je vidět pouze v prostředí MATLAB po velkém přiblížení této oblasti.

Takto upravený signál byl normalizován pro hodnoty od 0 do 1. Byl stanoven práh na hodnotu 0,05 a veškerý signál nad touto hodnotou byl brán jako odezva. Jako další postup pro zjištění intenzity stisku byl zvolen výpočet plochy pod křivkou. Byl stanoven vektor nul a jedniček, kde hodnota jedna znamenala zaznamenaný signál nad prahem. Potom se stanovil začátek a konec úseku, kde vektor obsahuje hodnotu větší než 0. Z těchto hodnot se zjistila šířka jednotlivých úseků a to bylo převedeno na čas, za jak dlouho se má servo dostat do žádané polohy, která byla určena podle velikosti této výchylky. Na Obrázek 21 je vidět výsledný signál – šířka by měla udávat dobu vykonání pohybu, výšky intenzitu stisku.



Obrázek 21: Výsledný signál, podle kterého se budou vytvářet příkazy

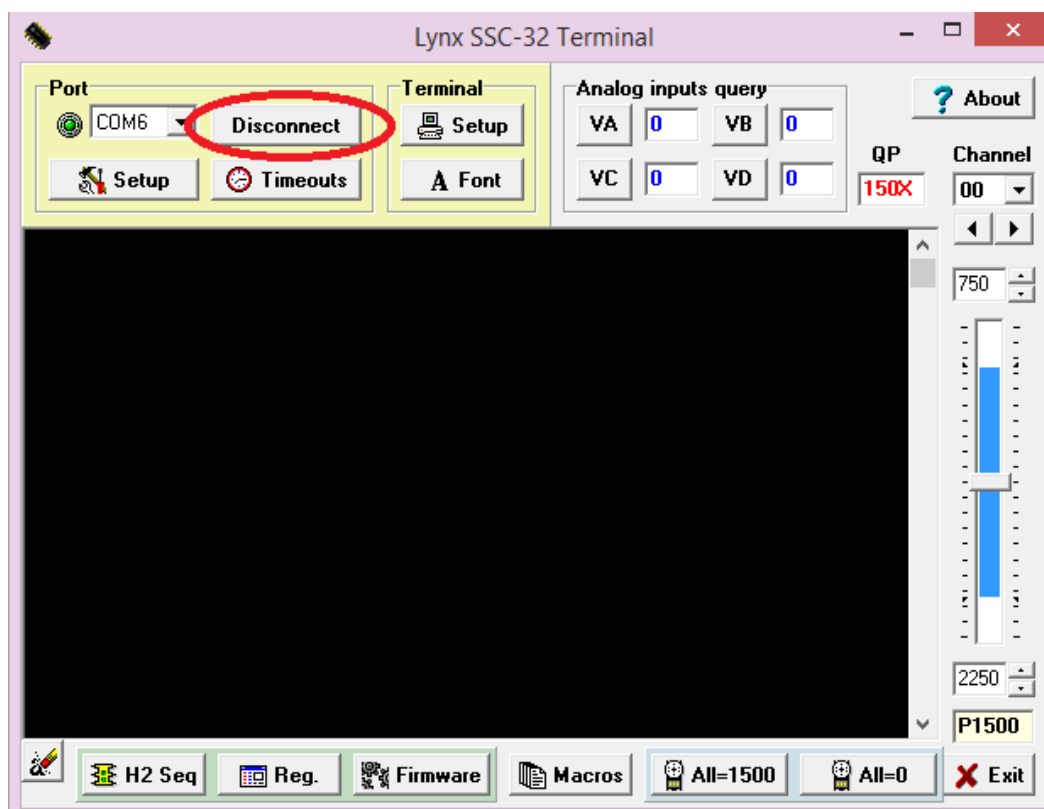
## 7.1 Zapojení ramene do počítače

Pro možnost zadávání příkazů a jejich odesílání na SSC-32 kartu je nutné mít nainstalovaný Robotic Toolbox, který je volně přístupný na stránkách autora Petera Corkeho [23]. Autor na tomto Toolboxu pracuje téměř 20 let a stále ho vylepšuje. Díky tomuto toolboxu je možné simulovat kinematiku a dynamiku a také obsahuje funkce pro manipulaci a konverzi dat ve formě vektorů, transformace a další nezbytné funkce pro prezentaci polohy a orientace v prostoru. V této práci je použita jeho nejnovější verze 9.9 z 28. 4. 2014. Autor vydal i několik publikací o programování a robotice,

které jsou také dostupné na uvedených stránkách. [23]

U dostupného robotického manipulátoru AL5D je řídicí karta SSC-32 napájena 9V baterií. Servo motory jsou napájeny z 5V adaptéru ze sítě. Pro pojení s počítačem bylo využito redukce USB2.0/RS-232. Po připojení se nejprve zapne napájení karty SSC-32, na které se rozsvítí zelená dioda, která bude svítit do doby, než na ní přijdou nějaké pokyny z počítače. Po té už bude pouze blikat, když se bude servo nastavovat do své polohy. [19]

Před samotným ovládáním z prostředí MATLAB bylo robotické rameno vyzkoušeno v programu Lynx Term, který je k volně dostání na stránkách výrobce [19]. K práci byla využita verze 1.11. Na Obrázek 22 je ukázán hlavní panel programu. Nejdřív je nutné propojit kartu přes COM-port. Na Obrázek 22 bude v místě červeného kroužku tlačítko „Disconnect“. Že byl port úspěšně připojen je poznat podle svítící diody na kartě SSC-32 a tlačítko se změní na „Disconnect“ a nalevo od tlačítka se objeví COMX, přes který je karta připojena. (Místo X bude číslo 1 – 8). V případě této práce probíhalo připojení přes COM6. Po vyzkoušení v programu je důležité COM-port odpojit, jinak by nemohlo proběhnout připojení k COM-portu ani v žádném jiném programu.



Obrázek 22: Hlavní panel programu Lynx SSC-32 Terminal

## 7.2 Realizace příkazu pohybu z prostředí MATLAB

Jak je na konci předchozí kapitoly napsáno pro komunikaci s robotem musí být zpřístupněn COM-port. To lze uskutečnit funkcí *serial('COMX')*, pomocí které je vytvořená proměnná pojmenovaná například *pripojeni*. Potom se u této proměnné definují další vlastnosti podle kapitoly 3.3.

Když je celá proměnná nastavena, tak se pomocí funkce *fopen* může port otevřít a odesílat na kartu SSC-32 signály ve formátu definovaném v kapitole 3.4. Odesílání příkazů na kartu je uskutečněno na pomoci funkce *fprintf*. Jak je napsáno v předchozí kapitole, je důležité každý skript, ve kterém je použito otevření COM-portu, tak musí být i uzavřeno za pomoci funkce *fclose*, aby práce s tímto portem nebyla nijak problémová.

Serva jsou k SSC-32 jednotce připojena na kanálu 0 – 5, s tím, že na kanál 0 je navedeno servo v bázi, na kanál 1 servo v kloubu ramene, na kanál 2 servo v lokti, kanálu 3 odpovídá servo ohybu lokte, na kanálu 4 servo ovládající míru zavření a rozevření čelisti, na kanálu 5 je napojeno servo určující rotaci zápěstí.

## 8 3D MODEL RUKY V GUI

Pro vytvoření 3D modelu robota se využije funkce *link.m*. Tato funkce definuje úhel natočení vůči předchozí připojené části robota a velikost a pozici vkládané součástky. V případě této práce byla použita tato funkce pro 6 vstupů, protože je pohybováno 6 servy. Očíslování L1 - L6 odpovídá servům na kanálu 0 – 5 v daném pořadí. Tato funkce má alespoň 15 proměnných, ale pro účely pohybu v modelu stačí definovat 5 z nich. 4 z těchto proměnných určuje vzhled a pátá typ spoje (kloubu), který může mít buď hodnotu 0 pro otočný typ, nebo hodnotu 1 pro typ hranolový. Není-li tato pátá pozice v zadaná v příkazu, je automaticky brána jako hodnota 0.

Ostatní hodnoty proměnných jsou udány v pořadí  $\theta$ ,  $d$ ,  $a$ ,  $\alpha$ , jsou zadávány v radiánech a odpovídají za:

$\theta$  – úhel natočení kloubu; určuje, v jakém směru bude připojena další část a

$d$  – odpovídá za délku ve směru osy  $z$

$a$  – odpovídá za délku ve směru osy  $x$

$\alpha$  – úhel v jakém bude rameno rotovat

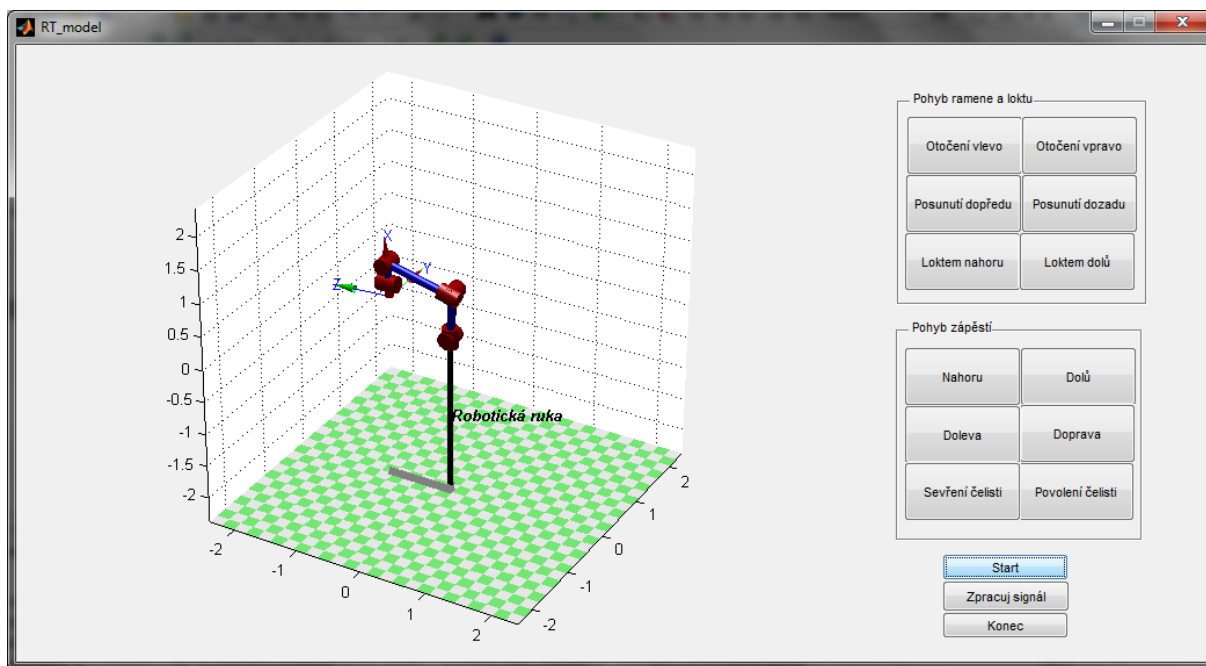
Ve skriptu je několikrát uvedena hodnota 1,57, která je zodpovědná za přímý tvar končetiny ve směru osy z. Číslo odpovídá polovině  $\pi$  ( $90^\circ$ ).

Proměnná q vykresluje všechny aktuální polohy serva oproti startovní poloze. Citlivost tlačítek je nastavena na 25 $\mu$ s, takže při stisku tlačítka dojde k posunutí o odpovídající hodnotu, jako kdyby byl příslušný impuls vyslán na reálné servo. Maximální, minimální a startovní polohy modelového serva byly určeny podle následující Tabulka 1. Při určování těchto pozic se vycházelo z teoretických poznatků uvedených v kapitole 3.1.4 a typů jednotlivých serv na reálném robotickém manipulátoru. Na Obrázek 23 je zobrazena vizualizace tohoto GUI už s vykresleným 3D modelem.

Tabulka 1: Uvedení jednotlivých kanálů k příslušným servům

Pohyb robotem	Číslo kanálu	Startovní poloha	Minimální poloha	Maximální poloha
Otáčení celým ramenem	1	1500	600	2400
Pohyb ramene podél osy	2	1500	700	2100
Ohyb v loktu	3	1500	900	2400
Ohyb zápěstí	4	1500	500	2500
Poloha čelisti	5	1500	500	2500
Rotace zápěstí	6	1500	900	2500

Po spuštění programu se uživateli zobrazí uživatelské prostředí s panely tlačítek pro pohyb ramene a ruky, zvlášť je panel pro zápěstí a tři tlačítka – Start, Zpracuj signál a Konec. 3D graf se vykreslí až po spuštění tlačítka start s polohami serv v zadaných startovních pozicích.



Obrázek 23: Uživatelské rozhraní GUI se zobrazeným 3D modelem

Vysvětlení jednotlivých tlačítek:

- Start – po stisknutí tohoto tlačítka se vykreslí 3D graf a polohou jednotlivých serv, tak jak jsou nastaveny do startovní pozice (stejně jako v kapitole 7.2)
- Zpracuj signál – pod tím to tlačítkem model vykonává pohyb podle naměřeného signálu.
- Panel s pohyby ramene a lokte
  - ◆ Otočení vlevo/vpravo – otáčí servem v bázi, který ovládá pohyb celého ramene
  - ◆ Posunutí dopředu/dozadu – pohyb serva v ramenním kloubu (ne servo umístěné v bázi) a serva v lokti směrem dopředu/dozadu
  - ◆ Loktem nahoru/dolů – pohyb serva v lokti podél osy
- Panel s pohyby zápěstí
  - ◆ Nahoru/dolů – pohyb serva v zápěstí



- ◆ Doleva/doprava – pohyb serva určeného pro rotaci zápěstí
- ◆ Sevření/otevření čelisti
- Konec – vše ukončí a zavře uživatelské rozhraní

Tlačítko Zpracuj signál – v tomto tlačítku je obsaženo vše na úpravu signálu (filtrace, vyhlazení, normalizace) až po získání signálu, jak je popsán v kapitole 7. Potom se v takto upraveném signálu najde první část signálu, která má nenulovou hodnotu. Velikost hodnoty této výchylky je rovna intenzitě sevření - nulový signál pro úplné uvolnění a signál, který na ose y dosahuje hodnoty 1, odpovídá maximálnímu sevření. Poloha serva je vypočítána momentální výchylka násobena rozdílem mezi maximální a minimální polohou, které může servo nabývat. Poté je vypočítán čas úkonu potřebný k přesunu z aktuální pozice do pozice podle signálu. Tento čas je vypočítán pomocí počtu, kolikrát by bylo nutné se posunout o minimální zadanou citlivost  $25\ \mu\text{s}$  z aktuální polohy do požadované. Nulové hodnoty v signálu jsou ošetřeny pauzou. V programu se počítá, že na konci šířky toho signálu bude servo v poloze, kam se mělo dostat a takže pohyby nejsou skokové, jak by se podle tvaru signálu mohlo zdát.

## 9 ZÁVĚR

Cílem práce bylo provést simulaci pohybu lidské ruky na robotickém manipulátoru. Naměřený signál byl získán prostřednictvím systému BIOPAC a zpracován v programovacím prostředí MATLAB za využití Robotic Toolboxu. Už v prostředí BIOPACu se daly nastavit filtry a potřebné úpravy signálu. Tyto signály sloužily pouze jako kontrolní k signálu upraveném v prostředí MATLAB. Z obou programů byl výstupní signál obdobný.

Pro další zpracování byl zvolen postup výpočtu plochy pod křivkou a vytvořen signál, z kterého byl vytvořen nakonec signál ostrými přechody mezi stavy. Zaměřila jsem se na příkazy, kde se zadává čas, za jak dlouho se má servo dostat do své polohy, a požadovaná poloha. I když to tak z výsledného signálu nevypadá, pro program jsem uvažovala o tom, že pohybu bude, vykonávám postupně, takže servo dosáhne požadované polohy až na konci šířky impulsu. Pro práci nejspíš bylo vhodné zvolit jinou metodu, která by pracovala se signálem plynulém v celém průběhu, takže by se dalo počítat s parametrem rychlosti podle strmosti nárůstu signálu a ne řízení podle času, za jak dlouho se má servo dostat do požadované polohy.

S robotickým ramenem se nepodařilo získat odezvu v uvedeném systému Lynx Term. Podle manuálu SSC-32 kartě došlo správně k zapojení ruky, propojení správného COM-portu a vysílání požadavku o poloze jednotlivých serv z počítače na kartu. O správnosti této komunikace svědčila odezva LED diody, která blikala v případě odeslání dat z počítače a měla blikat až do doby nastavení serva do správné pozice. K pohnutí robotické ruky nedošlo, řekla bych, že z toho vyplývá, že musela být chyba v komunikaci mezi řídící jednotkou SSC-32 a jednotlivými servy. Proto byla kapitola vysílání příkazů z prostředí MATLAB pouze teoretická na základě nastudovaných materiálů. Úspěšně se povedlo zadat pouze příkaz pro navázání komunikace COM-portu (COM6), jeho otevření a zavření. Při vyslání signálu s příkazem pro servo na určitém kanálu byla odezva opět pouze v podobě blikající LED. Pro získaná data by byl signál vysílaný na kanál 5 s požadovanou polohou natočení serva a časem, za jak dlouho se má serva stisknout.

Jako alternativu jsem zvolila realizaci 3D virtuálního modelu v uživatelském prostředí GUI s využitím Robotic Toolboxu. Aby byl model co nejpřesnější, vycházela jsem ze znalostí o servech a podle typů použitých na robotovi určila maximální a minimální polohu a neutrální polohu nechala na obvyklých 1500  $\mu$ s. Vykreslení robota

se podařilo věrohodně. Také se podařilo nastavit několik základních tlačítek pro ovládání v prostoru. Ovšem simulace na základě naměřeného EMG signálu se nezdařila, proto toto tlačítko v programu nefunguje a po jeho stlačení se nestane nic.

Vývoj robotických manipulátorů má v dnešní době obrovský potenciál v medicíně. Už několik let se vyvíjí odvětví robotické chirurgie, kde nad pacientem nestojí doktor, ale robot ovládaný doktorem. Tyto zákroky jsou miniinvazivní, přesné a nehrozí nebezpečí rizika třesu rukou během operace. Do budoucna by se mohla vyvíjet operace pomocí robotický ramen s přenosem na větší vzdálenosti, problémem je, že v případě takového přenosu bude vždy docházet ke zpoždění dat.

# LITERATURA

- [1] MERLETTI, Roberto a Philip PARKER. Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications. Hoboken, NJ: IEEE/John Wiley, c2004, xxii, 494 p. ISBN 04-716-7580-6.
- [2] ŽAJDÍK, j. Návrh a řízení protézy ruky. Brno: Dizertační práce, 2008. 49s.
- [3] KUTÍLEK, Patrik a Adam ŽIŽKA. Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky. V Praze: České vysoké učení technické, 2012, 149 s. ISBN 978-80-01-04993-8
- [4] MUŽNÝ, L. Konstrukční celky bioprotéz horních končetin. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. str. 46
- [5] Elektromyografie. Patobiomechanika a Patokinesiologie K O M P E N D I U M [online]. Dostupné z: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/experiment\\_metody\\_emg.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/experiment_metody_emg.php)
- [6] MUŽÍK, Jan. Elektromagnetické pole v buňkách. [online]. Dostupné z: <http://fernet.kbx.cz/other/fel/bup/bup.html>
- [7] LUX, M. Experimentální biomechanická protéza ruky. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 83 s
- [8] MEDVED, V. a M. CIFREK. Kinesiological Electromyography. Biomechanics in Applications [online]. InTech, 2011-09-09 DOI: 10.5772/21282. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/biomechanics-in-applications/kinesiological-electromyography>
- [9] KOLÁŘ, Radim. Lékařská diagnostická technika. Elektronické skriptum. Brno: VUT v Brně, 2006.
- [10] RICARDO, L. et al. Influence of Different Strategies of Treatment Muscle Contraction and Relaxation Phases on EMG Signal Processing and Analysis During Cyclic Exercise. [online]. InTech, 2012-10-17 DOI: 10.5772/50599. Dostupné z: <http://www.intechopen.com>

- [11] OSHA Technical Manual (OTM): Section IV: Chapter 4. In: [online]. Dostupné z: [https://www.osha.gov/dts/osta/otm/otm\\_iv/otm\\_iv\\_4.html](https://www.osha.gov/dts/osta/otm/otm_iv/otm_iv_4.html)
- [12] YOUNG, A. J., HARGROVE, L. J., Effects of interelectrode distance on the robustness of myoelectric pattern recognition systems, in 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Aug. 2011, pp. 3873-3879.
- [13] Otto Bock [online], 2012. Dostupné z: <http://www.ottobock.com>
- [14] FARRELL, T. R., WEIR, R. F., The optimal controller delay for myoelectric prostheses, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 15, no. 1, pp. 111-118, 2007. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org>
- [15] Pohonná technika [online], 2007. Dostupné z: <http://www.pohonnatechnika.cz/>
- [16] Hitec multiplex [online], 2013. Dostupné z: <http://hitecrad.com/>
- [17] Serva a jejich ovládání [online], 2008. Dostupné z: <http://www.serva.cz/rizeni-serva-teorie/>
- [18] LUTZ, J. Myoelektrická protéza ruky. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 77s.
- [19] Lynxmotion [online], 2012. Dostupné z: <http://www.lynxmotion.com>
- [20] Konrad, P. The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. 2006. ISBN 0-9771622-1-4
- [21] HW group, [online], 2012. Dostupné z: <http://www.hw.cz>
- [22] BIOPAC SYSTEMS, Inc [online]. 2012 [cit. 2012-04-08]. BIOPAC. Dostupné z: <http://www.biopac.com/index.asp>
- [23] Matlab robotic toolbox, [online], 2012. Dostupné z: <http://petercorke.com>

# SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

EMG – elektromyografie, elektromyografické signály

AP – akční potenciál

MJ – motorická jednotka

PWM – pulzně šířková modulace (Pulse Width Modulation)

# SEZNAM PŘÍLOH

EMG\_signal.mat – naměřený EMG signál

RT\_model.m – Skript pro 3D model

RT\_model.fig – Vizuiální stránka pro vykreslení 3D modelu

emg\_processing.m – Skript v prostředí MATLAB pro zpracování EMG signálu