

# 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

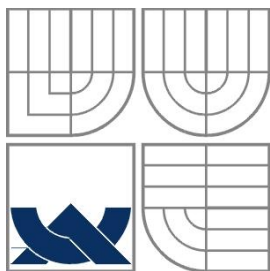
PROTETICKÉ NÁHRADY HORNÍCH KONČETIN

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

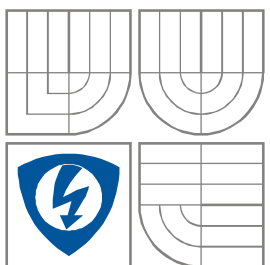
AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

MARKÉTA TOMANOVÁ

BRNO 2012



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

## Protetické náhrady horních končetin

UPPER HAND EXTREMITATES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

MARKÉTA TOMANOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

doc. Ing. JANA KOLÁŘOVÁ

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Biomedicínská technika a bioinformatika

**Studentka:** Markéta Tomanová  
**Ročník:** 3

**ID:** 125083  
**Akademický rok:** 2011/2012

## NÁZEV TÉMATU:

**Protetické náhrady horních končetin**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti protetických náhrad horních končetin. 2) Seznamte se s používáním jednotlivých typů protéz a zhodnoťte jejich výhody a nevýhody. 3) Podrobně prostudujte myoelektrickou protetickou náhradu horní končetiny tzv. bionickou ruku a seznamte se s možnostmi jejího ovládání. 4) Navrhněte blokové schéma bionické ruky. 5) Pomocí počítačového systému Biopac naměřte elektromyografické signály určené pro řízení protézy. Zpracujte naměřené signály tak, aby bylo možné tyto signály využít pro řízení protézy. 6) Navržený způsob řízení protézy ověřte dle možností.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] SORNMO L., LAGUNA P.: Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications, Academic Press; 1 edition, ISBN: 978-0124375529, 2005  
[2] MERLETTI, Roberto; PARKER, Philip: Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications. Canada : Wiley-IEEE Press, 2004-07-26. 520 s. ISBN 0471675806

**Termín zadání:** 6.2.2012

**Termín odevzdání:** 25.5.2012

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
*Předseda oborové rady*

## UPOZORNĚNÍ:

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

## **ABSTRAKT**

Bakalářská práce shrnuje poznatky o protetických náhradách horních končetin, s hlavním zaměřením na myoelektrické protézy, tzv. bionické ruce. Práce poskytuje přehled mezi jednotlivými typy protéz horních končetin, od protéz kosmetických bez aktivní funkce, po aktivní myoelektrické ruce. Literární rešerše je provedena včetně přehledné tabulky, srovnávající výhody a nevýhody jednotlivých protéz horních končetin. Další část práce se zabývá přímo myoelektrickými končetinami, se zaměřením na dostupné protézy od jednotlivých firem, které se na výrobu těchto protéz specializují.

Praktická část je zaměřena na snímání elektromyografických signálů přímo určených pro ovládání myoelektrických protéz. Navržené blokové schéma bionické ruky znázorňuje komponenty potřebné pro její činnost. Příložený program umožňuje zpracovat signály naměřené pomocí systému Biopac. Výsledkem práce je funkční program založený na principu detekování nadprahových impulsů. Na základě výsledných binárních výstupů se po úpravách zobrazují konečné výsledky řízení protézy jak textově tak graficky.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Protetika, protéza, myoelektrická protéza, bionická ruka, EMG, Biopac, LabVIEW

## **ABSTRACT**

Bachelor's thesis summarizes the knowledge about prosthetic substitutes upper extremities, with a focus on myoelectric prosthesis, the bionic arm. Practical work provides an overview of the different types of upper limb prostheses, starting with cosmetic prostheses without the active functions, ending with active myoelectric hand. Literature search is performed, including the summary table comparing the advantages and disadvantages of each upper limb prostheses. The next section deals with directly myoelectric extremities, with a view to prosthesis individual companies to specialize their production of these prostheses.

The practical part was focused on recording electromyographic signals directly intended to control myo-electric prostheses. The proposed block diagram shows the bionic arm components required for its activity. The included software allows to process signals measured using the Biopac system. The result is a functional work program based on the principle of detecting overthreshold impulses. Based on the resulting binary outputs there are the final results of the prosthesis control, both text and graphics, shown after adjusting.

## **KEYWORDS**

Prostheses, prosthesis, myoelectric prosthesis, bionic arm, EMG, Biopac, LabVIEW

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

TOMANOVÁ, M. *Protetické náhrady horních končetin*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 44 s, 1 příl. Bakalářská práce. Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Protetické náhrady horních končetin jsem vypracovala 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 autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a nebo majetkových a jsem si plně vědoma 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 .....

.....

(podpis autora)

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jana Kolářové, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Dále děkuji panu J. Synkovi z firmy Otto Bock v Plzni, za cenné informace ohledně myoelektrických protéz a jejich ovládání. V neposlední řadě děkuji Neurologické rehabilitační ambulanci Brno, pod vedením pana MUDr. R. Flašara, za možnost seznámení se s praktickým měřením EMG signálů a za cenné informace ohledně tohoto měření.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## Obsah

<b>Seznam obrázků a tabulek .....</b>	<b>iii</b>
<b>1. Úvod .....</b>	<b>1</b>
<b>2. Historie protetických končetin.....</b>	<b>3</b>
2.1. Vývoj protéz ve světě .....	3
2.2. Vývoj protéz v našich zemích.....	4
<b>3. Souhrn základních poznatků .....</b>	<b>5</b>
3.1. Ortopedická protetika a její rozdělení.....	5
3.2. Protetika.....	6
3.2.1. Základní dělení protéz horních končetin.....	6
3.2.2. Sestavení protéz horních končetin.....	9
3.2.3. Úchopy ruky .....	10
<b>4. Myoelektrické protézy .....</b>	<b>12</b>
4.1. Myoelektrické protézy od firmy Otto Bock.....	14
4.1.1. Elektrohand 2000 – elektrická ruka navržena speciálně pro děti.....	15
4.1.2. Elektrická ruka SensorHand Speed .....	15
4.1.3. Transkarpální ruka.....	16
4.1.4. ErgoArm.....	16
4.1.5. DynamicArm .....	17
4.1.6. Michelangelo Hand .....	17
4.1.7. MyoBoy.....	18
4.2. Myoelektrické protézy od firmy DARPA.....	19
4.2.1. Proto 1 .....	19
4.2.2. Proto 2 .....	19
4.2.3. Luke.....	19
4.3. Myoelektrická protéza od firmy Touch Bionics.....	20
4.3.1. i-Limb.....	20
4.4. Myoelektrická protéza od firmy Shadow Robot Company .....	21
4.4.1. Shadow Dexterous Hand .....	21
<b>5. Řízení myoelektrické protézy.....</b>	<b>22</b>
5.1. Blokové schéma bionické ruky.....	22
5.2. Elektromyografie .....	25
5.2.1. Požadavky na elektromyograf .....	27

5.2.2. Měření pomocí systému Biopac .....	27
5.2.3. Zpracování naměřených signálů.....	30
<b>6. Diskuze .....</b>	<b>40</b>
<b>7. Závěr .....</b>	<b>41</b>
<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>42</b>
<b>Seznam zkratek .....</b>	<b>44</b>
<b>Seznam příloh .....</b>	<b>- 1 -</b>

## Seznam obrázků a tabulek

### Seznam obrázků

<i>Obrázek 1: Dělení protéz horních končetin+názorná ukázka překrývání jednotlivých dělení .....</i>	<i>9</i>
<i>Obrázek 2: Vlnitý a hladký tetanus [12] .....</i>	<i>13</i>
<i>Obrázek 3: Bionická ruka Michelangelo od firmy Otto Bock [3].....</i>	<i>14</i>
<i>Obrázek 4: Elektrohand 2000 pro děti [3] .....</i>	<i>15</i>
<i>Obrázek 5: Elektrická ruka SensonHand Speed [3] .....</i>	<i>16</i>
<i>Obrázek 6: Transkarpální ruka [3].....</i>	<i>16</i>
<i>Obrázek 7: ErgoArm Hybrid [3] .....</i>	<i>17</i>
<i>Obrázek 8: DynamicArm [3] .....</i>	<i>17</i>
<i>Obrázek 9: Kompletní transradiální systém Michelangelo [3] .....</i>	<i>18</i>
<i>Obrázek 10: Blokové schéma bionické ruky.....</i>	<i>23</i>
<i>Obrázek 11: Úchopová část protézy s vyznačením postavení „prstů protézy“ [3].....</i>	<i>25</i>
<i>Obrázek 12: Hoorweg-Weissova křivka [20] .....</i>	<i>26</i>
<i>Obrázek 13: Blokové schéma elektromyografu [21] .....</i>	<i>27</i>
<i>Obrázek 14: Měřicí jednotka BIOPAC BSL MP35[22] .....</i>	<i>28</i>
<i>Obrázek 15: Snímací elektrody ECG electrode [22].....</i>	<i>28</i>
<i>Obrázek 16: Svaly používané pro řízení transkarpálních protéz .....</i>	<i>29</i>
<i>Obrázek 17: Ukázka měření v Biopacu – dvoukanálové snímání .....</i>	<i>30</i>
<i>Obrázek 18: Čelní panel programu.....</i>	<i>31</i>
<i>Obrázek 19: Blokové schéma programu .....</i>	<i>32</i>
<i>Obrázek 20: Čelní panel - zpracování signálu .....</i>	<i>33</i>
<i>Obrázek 21: Čelní panel – výsledný blok .....</i>	<i>33</i>
<i>Obrázek 22: Ukázka načítání signálu ze souboru .....</i>	<i>35</i>
<i>Obrázek 23: Dopředné koeficienty IIR filtru.....</i>	<i>35</i>
<i>Obrázek 24: Detekce a vyhodnocení binárních výstupů .....</i>	<i>37</i>
<i>Obrázek 25: Odezva myoelektrické protézy na nadprahové impulsy.....</i>	<i>37</i>
<i>Obrázek 26: Výsledný výstup – Bez odezvy .....</i>	<i>38</i>
<i>Obrázek 28: Výsledný výstup – Otevírání ruky.....</i>	<i>38</i>
<i>Obrázek 28: Výsledný výstup – Zavírání ruky .....</i>	<i>39</i>
<i>Obrázek 29: Výsledný výstup – Neutrální stav .....</i>	<i>39</i>

## **Seznam tabulek**

<i>Tabulka 1: Přehled výhod a nevýhod různých typů protetických končetin.....</i>	<b>11</b>
<i>Tabulka 2: Ukázka naměřených hodnot pro dva kanály .....</i>	<b>34</b>
<i>Tabulka 3: Logické operace AND, OR, XOR. ....</i>	<b>36</b>
<i>Tabulka 4: Výsledná odezva .....</i>	<b>37</b>

# 1. Úvod

Již od starověku měli lidé potřebu nahrazovat chybějící části těla. Tyto prvotní protézy byly základem pro další vývoj protetických končetin. Estetická stránka byla v porovnání se stránkou funkční spíše v pozadí, ale během svého vývoje se tyto pomůcky dočkaly i kosmetických úprav.

Tato bakalářská práce se zabývá protézami horních končetin se speciálním zaměřením na myoelektrické protézy (tzv. bionická ruka). Práce poskytuje přehledné rozdělení protéz horních končetin, zpracované jak textově tak názorně. Dále uvádí informace, které jsou potřeba při sestavování vlastních protéz.

Praktická část je zaměřena na snímání a zpracování signálů potřebných k řízení myoelektrické protézy a ověření navrženého způsobu dle možností. Snímání signálu probíhalo pomocí systému Biopac. Signál je zpracováván pomocí programu LabView, kde se analyzují naměřené signály a určuje se odezva odpovídající řízení protézy. Navržený způsob zpracování signálu v této bakalářské práci je v oblasti vstupů a výstupů svým principem podobný jako zpracování signálu ve firmách zabývajících se tvorbou a řízením myoelektrických protéz.

Program je tvořen přehledným čelním panelem s předem nastavenými hodnotami pro daný signál. Protože snímání elektrické aktivity nemusí být vždy prováděno při totožných podmínkách, stejnými přístroji se stejným nastavením, je třeba parametry pro filtraci upravovat, případně nastavit citlivost detekce nadprahového signálu. Pokud by k detekci nadprahových signálů nedocházelo nebo by naopak docházelo k detekci i při mimovolní aktivitě svalu, je potřeba upravit hodnotu prahu.

Lidská ruka je hlavním nástrojem pro manipulaci s nejrůznějšími předměty. Při ztrátě horní končetiny se člověk vyrovnává se ztrátou části svého já. Zdravotní omezení většinou způsobuje problémy nejen pracovní, ale i psychické. Hlavním cílem protetiky je nahradit chybějící končetinu tak, aby svému uživateli více dávala, než brala a zároveň opět pozvedla jeho sebejistotu.

V současné době je díky snadnější dostupnosti informací možné zvýšit povědomí o těchto pomůčkách, které výrazně napomáhají pacientům/klientům (dále jen pacienti) přiblížit se znovu k plnohodnotnému životu. Díky technickému vybavení firem a vzdělání personálu na odborných pracovištích je výroba protézy otázkou dnů či týdnů. Velmi záleží na individuálních potřebách pacienta, na jeho zdravotním stavu a na mnoha dalších faktorech.

Pro výrobu protetických končetin je důležité věnovat se individuálním potřebám pacienta. Správné sestavení protézy a nastavení jednotlivých parametrů hraje velmi důležitou roli. Špatně sestavená nebo nevhodně seřízená protéza nemůže vykonávat svou funkci nebo ji vykonává jen v omezeném rozsahu. Pro pacienta je také velmi důležité docházet na rehabilitační cvičení, které udržuje jeho svaly v kondici.

Přestože protézy spadají do základního pojištění, ne každý dostane možnost používat přímo myoelektrickou protézu, která je technicky lépe vybavená než protézy konstrukčně jednodušší. Na tuto protézu však mají nárok ve většině případů spíše pacienti s oboustranným postižením horních končetin, protože se jedná o finančně velmi náročnou záležitost (cena kolem 1,5 milionu Kč). Proto je snaha o zefektivnění výroby a nalézání možných alternativních řešení pro sestavování protetických pomůcek a umožnit tak snazší dostupnost pro pacienty.

## 2. Historie protetických končetin

### 2.1. Vývoj protéz ve světě

První zmínky o protetických končetinách se datují již kolem roku 500 př. n. l. Tuto událost popisuje řecký historik Herodotos. První lidská noha byla nahrazena nohou dřevěnou válečnému zajatci. Aby se dostal z kovových pout, uřezal si nohu a nahradil ji dřevěnou, díky tomu byl znovu schopný boje.

V roce 300 př. n. l. byla v Itálii nahrazena část stehna protézou – dřevěným kolenním kloubem. Během staletí se vyráběly spíše dolní končetiny, vzhledem k větší potřebě člověka se pohybovat. Materiálově jednodušší bylo sestrojít dolní končetinu, např. ze dřeva [1].

Přibližně 200 let př. n. l. byla vyrobena jedna z prvních funkčně dobrých náhrad ruky se stavitelnými prsty. Tyto umělé náhrady ruky sloužily z větší části jako náhrada končetiny při boji. Ruka se zhotovila z plechu a prsty byly volně nastavitelné tak, aby uchopily a udržely zbraň. Během následujících staletí se vytvářely jednoduché pomůcky pro umělé náhrady rukou s různými nástavci, jako byl například kruh, hák, apod.

K většímu rozvoji protéz dochází až v 15. století, kdy se vytvářely protézy dolních končetin ve tvaru podobném brnění. O století později se již vyráběly protézy zaměřené více na vzhled, tuto službu si však mohli dovolit pouze lépe situovaní. Součástí protézy byl i zevní kryt, který kryl funkční končetinu.

Na začátku 16. století měl známou historickou protézu paže Götz von Berlichingen („rytíř se železnou rukou“), který ztratil ruku v boji u Landshutu. Proto si nechal zhotovit protézu nejdříve u kováře, později u puškařů a díky jemným mechanismům mohl ruku ovládat, stiskem tlačítka dokonce otevírat pěst. Amputacemi a nahrazováním končetin se zabýval v 16. století také Ambroise Paré, který využíval kovové protézy zhotovované uměleckým kovářem. Jeho protézy horních končetin umožňovaly aretaci, nastavení loketního kloubu, zatím bez možnosti aktivního ovládní.

V roce 1790 bylo poprvé představeno tahové ovládní protézy. Kingertova protéza umožňovala celkem 10 možných tahů ovládní. V roce 1812 – Peter Ballif představil ovládní dlaně dvěma tahy pomocí pohybu ramene a lokte. Moderní typy tahového ovládní rozvíjeli američan Carnese a G. G. Kuhn z Německa ve dvacátých letech 20. století. V roce 1917 byla sestrojena pneumatická protéza díky použití pístů a válců. Tento převratný vynález je připisován pánům Duboisovi, Reymondovi a Schlessingerovi. V dalších letech byla snaha o miniaturizaci a zlepšení komfortu pacienta.

V 19. a 20. století se protetika začala hojně využívat. Bylo to období velkých válek, kdy bylo zapotřebí vyrábět velké množství protetických končetin. Díky tomu se měnily jak materiály, tak provedení náhradních končetin, např. dřevěné protézy s dlahami z ocele,

kožené protézy (tzv. usňové) a nakonec i plast, u kterého se dosahuje nejlepších výsledků díky jeho váze a možnosti upravování a tvarování.

V 60. letech 20. století se začala psát historie myoelektrických protéz. První protéza poháněná pomocí snímání aktivity lidských svalů byla sestrojena v letech 1964-65. Jednalo se o protézu, která byla poháněna pomocí miniaturizovaného motorku. Detekce myoelektrických signálů probíhala pomocí několika elektrod umístěných na těle pacienta. Tento způsob detekce zůstal stejný a používá se u dnešních protéz [2].

Na počátku 20. století založil svou firmu pan Otto Bock, protetik, který zavedl sériovou výrobu základních součástek pro ortopedické techniky. Tato firma, pojmenovaná po svém zakladateli, je jednou z nejznámějších v Evropě. V České republice patří mezi hlavní dodavatele součástek do ortoprotetických firem. Více viz kapitola 4.1. [3].

1958 – Vznikla firma DARPA, založená jako reakce na vypuštění první ruské umělé družice Sputniku. Američané se začali obávat technického zaostávání. Proto vznikl projekt DARPA zabývající se krátkodobými projekty, díky těmto projektům vznikly i myoelektrické protézy. Protézy se vyznačují dobrou funkčností, vysokým výkonem a dokonalým kosmetickým krytím dle přání uživatele. Více v kapitole 4.2. [4].

1987 – Založena firma Shadow Robot Company ve Velké Británii. Během posledních 5 let se nabídka firmy rozšířila o několik myoelektrických protéz, v této bakalářské práci bude představena nejnovější myoelektrická ruka Shadow Dexterous Hand. Více v kapitole 4.4. [5].

2003 – Byla založena firma Touch Bionics, tehdy ještě pod jménem Touch EMAS (Edinburgh Modular arm System). Firma byla přejmenována na název Touch Bionics v roce 2005, aby více zdůraznila své cíle v oblasti techniky a pokroku. V roce 2008 byla poprvé představena bionická ruka i-Limb. Více o této myoelektrické protéze v kapitole 4.3. [6].

## 2.2. Vývoj protéz v našich zemích

Výrobou protéz se na začátku 20. století zabývaly pouze soukromé firmy, které se touto problematikou zabývaly většinou pouze okrajově.

**Josef Božek** – výroba předloketní protézy, která byla schopná uchopit i sklenici vody.

**František Xavier Lohne** – zdravotnický mechanik, výrobce bandáží, ortoped.

**František Haas** – firma pro zdravotnické a ortopedické pomůcky.

Později se zakládaly přímo celé firmy, např. Orthos v Plzni nebo Vigor v Opavě. Ty se specializovaly na výrobu protetických pomůcek. Vznikala také spousta ústavů pro tělesně postižené a rozvíjela se snaha o znovuaktivizaci schopností pacientů pomocí ortopedických protetických pomůcek [7].

### 3. Souhrn základních poznatků

#### 3.1. Ortopedická protetika a její rozdělení

Ortopedická protetika se zabývá náhradou a podporou částí těla, které byly úrazem či operací zbaveny své schopnosti (nebo byla jejich funkce oslabena). Ortopedická protetika se dělí na tyto obory [8]:

- 1) Protetiku
- 2) Ortetiku
- 3) Epitetiku
- 4) Adjuvatiku
- 5) Kalcetotiku
- 6) Metodiku a metodologii při používání ortoprotetických pomůcek.

##### *Protetika*

Zabývá se náhradou chybějících částí těla a nahrazuje jejich funkci. Jedno ze základních rozdělení je na protézy horní a dolní končetiny. Do oblasti protetiky lze zařadit i obor protetometrie, který řeší, jak se protézy vyrábějí, jaká je jejich stavba, apod. Zabývá se také měřením a snímáním parametrů, důležitých pro stavbu pomůcky, výrobou a samotnou aplikací a konečnou úpravou těchto pomůcek na tělo pacienta [8].

##### *Ortotika*

Jde o náhradu pohybových funkcí, na rozdíl od protetiky nenahrazuje chybějící část těla pacienta. Ortotika zahrnuje používání různých ortéz s podpůrnými účinky.

Ortézy dělíme podle několika různých kritérií:

- Podle účelu – nahrazení částečné funkce (po úrazu či operaci), při doléčení, náprava funkce (stabilizace páteře, při počátcích skoliózy)
- Použitého materiálu – liší se dle individuálních potřeb a nároků pacienta. U ortotiky používáme různé materiály. Od kovů, které mají svůj účinek ve formě podpěr, přes plasty, až po měkké bandáže vyrobené z lehkých materiálů. Tyto bandáže si lze představit například jako pomůcky při sportu. Při výběru ortéz velmi záleží na pacientovi, jaký je rozsah jeho aktivit, k čemu bude pomůcku využívat, apod.
- Konstrukce – řeší se individuálně, v závislosti na rozmezí pohybových aktivit, využití, individuálních požadavků. Při potřebě podpěr nebo pevné fixace se vyžaduje pevná konstrukce, naopak při potřebě lehké fixace nebo stabilizace v menším rozsahu je konstrukce řešena bandážemi.
- Pro kterou část těla je ortéza potřeba – horní nebo dolní končetina, ortézy trupové [8].

### ***Epitetika***

Epitetika je obor zabývající se estetickou náhradou těch částí těla, které nemají nepostradatelnou funkci pro život. Takoveto pomůcky nazýváme epitézy. Mezi tyto náhrady patří například epitézy prsu, ušních boltců nebo lýtka, používají se i epitézy prstů nebo článků prstů. Všeobecně se tyto epitézy používají jako kosmetické a funkční náhrady, mají velmi dobrý vliv na psychiku člověka [8].

### ***Adjuvatika***

Adjuvatika se zabývá výrobou pomůcek pro tělesně postižené. Tyto pomůcky se dělí na pomůcky pro vlastní potřebu pacienta, které usnadňují pohyb pacienta při běžných činnostech (různá madla, zábradlí) a na pomůcky pro lokomoci (podpora při chůzi nebo invalidní vozíky) [8].

### ***Kalcetotika***

Jedná se o ortopedickou obuv a její části (ortopedické vložky do bot), kdy díky speciální stavbě bot dochází k úpravě deformit nohou. Tyto pomůcky mohou být používány i jako prevence [8].

### ***Metodika a metodologie při používání ortoprotetických pomůcek***

Metodika a metodologie se zabývají používáním ortoprotetických pomůcek v praxi. Mezi hlavní zájmy patří správná funkce pomůcky, komfort pro pacienta, úprava a oprava pomůcek, rehabilitace pacienta, odborné konzultace s odborníky, apod.

Na ortoprotetické péči se nepodílí pouze ortoprotetický pracovník. Úzce spolupracuje s obvodním lékařem, ortopedem, případně s dalšími odborníky v oboru. Cílem této spolupráce je, aby došlo ke zvýšení pohyblivosti, případně zachování hybnosti a co nejlepší celkové rehabilitaci pacienta [8].

## **3.2. Protetika**

### **3.2.1. Základní dělení protéz horních končetin**

Potřeba nahrazovat horní končetiny po amputacích či úrazech je známá již mnoho staletí. Aniž by si člověk uvědomil, provádí jeho ruka denně celou škálu pohybů. Většina těchto pohybů se provádí najednou.

Protože má lidská paže 27 stupňů volnosti, není lehké nahradit všechny tyto stupně v uměle vytvořené protéze. Ovládání protézy sice umožňuje více pohybů najednou, ale není vždy jednoduché je společně i provádět. Aby si pacient osvojil základní ovládání protézy, je potřeba jeho spolupráce s protetikem a následná rehabilitace [9][10].

Protézy horních končetin můžeme dělit podle mnoha různých kritérií:

**1) Podle rozsahu ztráty končetiny:**

- a) **Ruční** – tyto ztráty jsou převážně menšího rozsahu, mají většinou pouze kosmetický charakter. Jedná se o zachování estetického dojmu, př. náhrada prstů.
- b) **Předloketní** – možnost připojení kosmetické protézy, pracovního násadce nebo mechanického zápěstí.
- c) **Pažní** – k pažnímu pahýlu se dají připevnit, stejně jako u předloketních protéz, kosmetické, pracovní a mechanické protézy, s tím rozdílem, že zde musí být nahrazen loketní kloub, aby bylo možné ruku nastavit do požadované polohy.
- d) **Pro exartikulaci** (amputaci v kloubu po úraze či operaci) **v kloubu ramenním a výše** – k tomuto typu ztráty není lehké připojit funkční protézu, protože se při amputaci musí odstranit většina kloubních svalů nebo zachovalé nejsou dostatečně funkční. Proto se používají spíše protézy kosmetické [9].

**2) Podle funkce rozeznáváme protézy:**

- a) **Kosmetické** - kosmetické protézy obnovují vnější vzhled. Protože poskytují pouze jednoduchou oporu, jejich funkční možnosti jsou omezené. Jejich výhodou je jednoduchá manipulace, vzhled, estetický vzhled (mohou se vybírat různé odstíny podle barvy pleti), komfort pro pacienta, jsou lehké a snadno udržovatelné.
- b) **Pasivní** - pasivně stavitelné protézy byly známé již v počátcích protetiky. Jsou využívány jako kosmetická náhrada deformit a chybějících částí končetin. Je možné je použít pro jakoukoli výšku amputace končetiny. Dnešní protézy ruky se zavírají samočinně a otevírají se pomocí druhé zachované ruky. Tyto protézy jsou vhodné pro pacienty, kteří nepotřebují plně využívat obě ruce k pracovní činnosti. Naopak jsou tyto protézy vhodné pro lidi, kteří protézu využijí v běžném životě jako výpomoc. Protézy mají různé násadce, které pracovní činnost usnadňují. Mezi hlavní patří například hák, kruh nebo kladívko.
- c) **Aktivní** - umožňují mobilizaci pacienta, jsou využitelné k pracovním výkonům. Mohou vykonávat pohyby potřebné při každodenní činnosti, jako je například držení sklenice, příborů, knih a mnoha dalších [9].

### 3) *Podle typu ovládní:*

a) **Tahové protézy** – jsou ovládány vlastní silou uživatele. Obvykle se aplikují po amputaci předloktí, kdy se řídí pohybem dvouhlavého svalu paže. Při rozsáhlejších postižení jsou ovládány pohybem ramenního pletence, kdy svaly obepínající ramenní pletenec jsou schopné provádět pohyby paže. Jsou známé také pod pojmem aktivní úchopové ruce, kde je jejich pohyb řízen již zmíněným pohybem např. ramenního pletence. Háky připevněné na konci slouží k rychlé a přesné manipulaci. Protéza je k tělu pacienta přichycena pomocí tahové bandáže, odtud název tahové protézy.

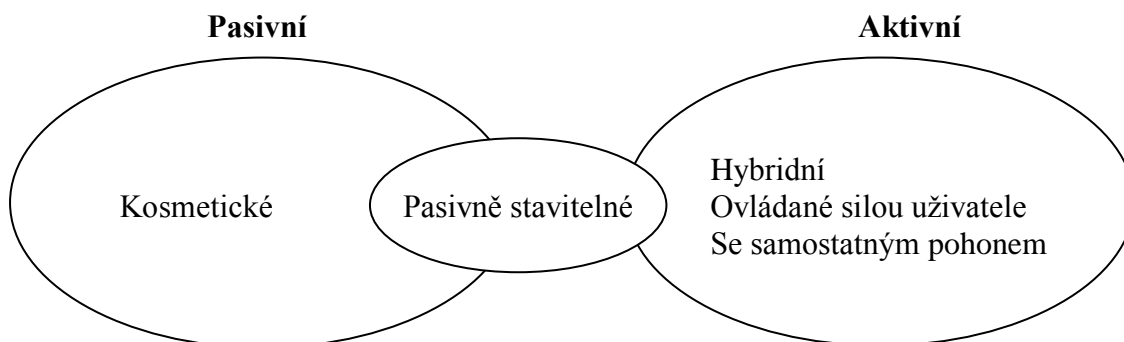
Estetická stránka je řešena pomocí kosmetických návleků a rukavic. Jsou vyrobené z lehce omyvatelných materiálů, takže jejich údržba není pro pacienta nijak těžká. Většina pacientů při práci používá samotné háky bez kosmetické rukavice, což je pro ně pohodlnější. Kosmetické rukavice a návleky pak pacienti používají spíše do společnosti. Skrytí protézy pod kosmetickou úpravou ve většině případů napomáhá jejich uživateli po psychické stránce.

Jednoduché ovládní těchto protéz je řadí mezi nejpoužívanější na českém trhu. Ve velké většině případů se tyto protézy doporučují pro pacienty s jednostranným postižením nebo traumatem. I díky své nižší pořizovací ceně jsou mnohem dostupnější než protézy myoelektrické.

b) **Pomocí mimotělního zdroje pohybu.** Ten se může zprostředkovávat pomocí:

- Elektrické protézy – u kterých je akumulátor přímo zdrojem pohybu prstů.
- Myoelektrické (dříve tzv. bioelektrické) protézy – protézy, které pracují na principu snímání akčních potenciálů velmi nízkého napětí. Tyto potenciály vznikají při kontrakci svalů jako reakce na podráždění z centrální nervové soustavy. Bez funkce těchto nervů nebo při poškozených svalových vláknech nemůže být tato kontrakce vedena a tento typ protézy nemůže být využit.
- Pneumatické protézy – tzv. Heidelberská protéza, používá k pohybu ruky stlačený oxid uhličitý (CO<sub>2</sub>), který se uvolňuje z bombiček na ventilkly a poté do celého systému ruky.
- Hydraulické protézy - založeny na principu pohybu volné tekutiny v uzavřeném prostoru. Tento typ se hojně využívá u dolních končetin.

Pro dělení protéz horních končetin existuje mnoho různých kritérií. V této bakalářské práci jsou uvedena tato dvě hlavní rozdělení, pro názornost ještě doplněna schématem (viz Obrázek 1) [9].



Obrázek 1: Dělení protéz horních končetin + názorná ukázka překrývání jednotlivých dělení

### 3.2.2. Sestavení protéz horních končetin

Od protetických končetin se obecně očekává usnadnění života, nahrazení chybějící části těla, zlepšení psychického stavu, znovu začlenění do společnosti. Díky mnoha různým kosmetickým provedením jsou nyní protézy na první pohled nerozeznatelné od končetiny pacienta. Ovládání je daleko komfortnější a díky plynulému pohybu není téměř rozeznatelný pohyb myoelektrické protézy od lidské ruky.

Sestavení protézy je časově náročné. Nejprve protetik vezme míry a udělá sádrový odlitek pahýlu, pro výrobu nasazovací části protézy. Na začátku musí protetik vědět, k jakému účelu bude protéza používána. Typ protézy závisí na tom, jakou má mít funkci.

Aby se ulehčilo rozhodování o tom, jaká protéza je pro pacienta nejvhodnější, zavedly se tzv. stupně aktivity. Dělí uživatele do jednotlivých skupin podle hybnosti. Stupeň aktivity určuje lékař, ortoped nebo ortotik-protetik. Protetické pomůcky se staví tak, aby byly pro pacienta co nejvíce užitečné a svou funkcí a designem byly více pozitivní než negativní [7].

#### Stupně aktivity [7]

1. Pomalá konstantní chůze
2. Konstantní chůze na nerovném povrchu
3. Pracovní a rekreační aktivita
4. Pracovní a rekreační aktivita + zvláštní pohybové požadavky.

Při sestavování protéz horních končetin je primární zaměření především na tyto položky:

#### 1) *Funkce*

V průběhu doby, po kterou se protetické pomůcky horních končetin vyráběly, došlo k mnoha opravám a úpravám, avšak jejich princip zůstává v jádru stále stejný. Pomáhají nahradit končetinu v co největším možném rozsahu. Od prvotních primitivních protéz se technika vyvinula až po užívání elektrických rukou, které jsou schopné se „učit“ různé úchopy, to vše ovládané pouze pacientovou mozkovou aktivitou přenášenou do svalů. Díky miniaturizovaným motorkům není ruka tolik těžká jako první myoelektrické protézy.

Nižší hmotnost protéz zvyšuje pohodlí pacienta. Kluzné spojky zase zajišťují hladký průběh pohybu ruky [1].

### **2) Kosmetický vzhled**

Byl rozvíjen díky plastovým materiálům, které se dají dobře tvarovat, vznikají dokonalé repliky se všemi možnými detaily, jako jsou například drobné chloupky, vrásky či nehty, které si dokonce dámská část pacientek může dle libosti nalakovat. Při vytváření příslušného kosmetického vzhledu se zpravidla vyfotí zdravá ruka proti speciální podložce s barevnými stupnicemi pro co nejdokonalější napodobení [1].

### **3) Pohodlí pacienta**

Komfort patří mezi nejdůležitější součásti žádaných účinků protéz. Funkce a vzhled protézy by byly zbytečné, pokud by protéza měla způsobovat problémy při běžném nošení. Proto je důležité při sestavování protézy dbát na to, jestli nepůsobí bolest, plní svou funkci a nezpůsobuje potíže při nošení [1].

### **3.2.3. Úchopy ruky**

Úchop je chápán jako aktivní pohyb ruky, který má za cíl uchopit předmět a ten případně užít k nějaké činnosti. Při úchopu nás zajímá hybnost a adaptabilita při různých typech pohybů. Rozdělení úchopů se může pojmout z více stránek [2].

#### **1) Podle řízenosti pohybu**

- Úchop volní – chtěný a řízený
- Úchop reflexní – nenucený, tzv. reakce úchopu.

#### **2) Podle typu úchopu**

- Úchop primární
  1. Malé úchopové formy – pinzetový, špetkový, klíčový
  2. Velké úchopové formy – dlaňový, háčkový, válcový
- Úchop sekundární – přidávají se i další prsty pro dostatečné uchopení a držení předmětu.
  1. Sekundárně špetkový úchop
  2. Bočný úchop
  3. Bočný klešťový

#### **3) Podle úchopové funkce**

- Úchop přesný – předmět je přidržován konečky prstů  
Úchop: tužkový, špetkový, klíčový, pinzetový
- Úchop silový – prsty svírají předmět a využívají dlaně na pevnější úchop  
Úchop dlaňový, kulatý, cylindrický, klešťový

**Mezi řadu faktorů, které ovlivňují typ a sestavení protézy patří:**

Věk, typ postižení, pohlaví, pravák/levák/ambidexter (obě ruce jsou využívány stejně), zaměstnání, pohyblivost, zdravotní stav, psychický stav, zdravotní perspektiva v závislosti na stavu pacienta. Výběr protézy se uskutečňuje dle několika parametrů, zahrnujících např. rozsah poškození, činnost, kterou potřebuje s protézou člověk vykonávat, fyzický a psychický stav pacienta, věk a mnoho dalších. Na výběru protézy se podílí ošetřující lékař, který spolu s dalšími odborníky – protetiky sestaví protézu nejvhodnější pro daného pacienta [2]. Celkové shrnutí poznatků o různých typech protéz, včetně přehledné tabulky (viz Tabulka 1).

*Tabulka 1: Přehled výhod a nevýhod různých typů protetických končetin*

Typ protézy	Výhody	Nevýhody
<b>Kosmetická protéza</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Přirozený vzhled</li> <li>- Lehčí nebo srovnatelně těžká jako lidská paže</li> <li>- Minimální nároky na údržbu</li> <li>- Není potřeba záchytných bandáží</li> <li>- Nízká pořizovací cena</li> <li>- Nezáleží na délce pahýlu</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Bez pohybu</li> <li>- Nemají možnost aktivního úchopu, pouze přidržování</li> </ul>
<b>Tahová protéza</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Aktivní úchop</li> <li>- Nižší pořizovací cena než myoelektrická protéza</li> <li>- Lehčí než myoelektrická protéza</li> <li>- Menší poruchovost</li> <li>- Snadnější nácvik pohybu</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Obtížnější nasazování</li> <li>- Více nápadné</li> <li>- Omezený pohyb nad úrovní hlavy a pod úrovní pasu</li> <li>- Ukotvení tahové protézy bandážemi</li> </ul>
<b>Myoelektrická protéza</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Aktivní úchop</li> <li>- Ovládání nezávislé na jiných částech těla</li> <li>- Lepší efekt pohyblivosti provádění úchopu</li> <li>- Snadné nasazování</li> <li>- Využitelnost úchopu</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Potřeba funkčnosti zachovalých svalů</li> <li>- Vysoká pořizovací cena</li> <li>- Větší hmotnost (cca 2,5x větší než kosmetická protéza)</li> <li>- Větší poruchovost</li> <li>- Menší odolnost</li> <li>- Potřeba energetického zdroje</li> <li>- Delší čas na učení ovládnutí</li> </ul>

## 4. Myoelektrické protézy

Myoelektrické protézy, tzv. bionické ruce, jsou zařízení založena z větší části na elektrickém pohonu. Název bionické získaly na základě odvození termínu bionika, což je hraniční obor mezi přírodou (biologií) a technikou. Hledají se společné body v řešení problémů, kdy můžeme nacházet řešení problému v technickém oboru nahradit jednoduchým řešením v oboru biologie [11].

Bionické ruce pracují na principu snímání elektrických potenciálů pomocí snímacích elektrod, umístěných na povrchu těla. Protézy jsou poháněny z velké části bateriovým pohonem, který je prozatím nejschůdnější a nejrozšířenější řešení. Dalším typem pohonu může být plyn pohánějící písty v pneumatické protéze. Nejrozšířenější typ pohonu tvoří lithium-iontové baterie (známé jako Li-Ion), které mají výdrž průměrně jeden den, dle způsobu užívání. Uživatel si sám může myoelektrickou protézu dočasně vypnout, pokud ji nepotřebuje k užívání a doba výdrže baterie se prodlužuje. Baterii je možné kdykoliv jednoduše vyndat a nabíjet.

K nesporným výhodám myoelektrických protéz patří jejich schopnost pohybu. Pomocí snímaných signálů je protetická ruka ovládána a umožňuje uživateli vykonávat pohyby, které by s kosmetickou nebo tahovou protézou nebylo možné uskutečnit. Pro naučení ovládání protézy je potřeba delší časový interval a potřeba ruku dále rehabilitovat. Po určitém časovém intervalu a sžitím se s protézou není téměř znatelný rozdíl mezi pohybem protetické končetiny a zdravé paže [12].

Ke zjednodušení naučení pohybů se používají výcvikové programy (zejména u dětí), u dospělých se používá samostatného cvičení k úchopům různých předmětů. Je potřeba, aby se pacient věnoval cvičení i doma, zkrátí se tak doba potřebná k osvojení ovládání myoelektrické protézy.

### *Funkce svalů lidské paže a funkce systému bionické ruky*

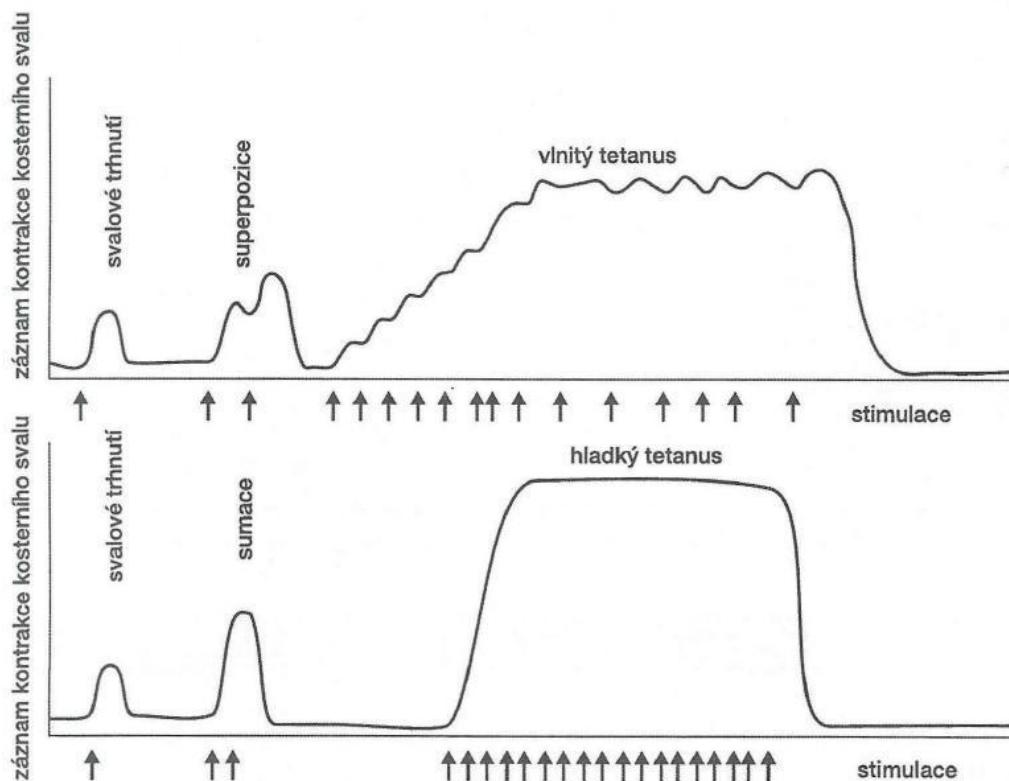
Sval jako takový patří do pohybové soustavy společně s opěrným systémem kostí. V některých literaturách se uvádí i nervová soustava. Bez těchto částí by systematika pohybu nemohla existovat. Svalovinu těla dělíme na **svalstvo kosterní** (neboli příčně pruhované, ovladatelné vůlí), dále na **svalstvo hladké** a **srdeční svalovinu** (obě neovladatelné vůlí). Velká výhoda svalových vláken spočívá v jejich elasticitě, která je způsobena spojením mechanických vlastností, struktur vaziva a molekulárních struktur kontraktálního aparátu.

Akční potenciál, který se šíří díky proudění jednotlivých iontů přes membránové kanály (jedná se zejména o ionty  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ), v tomto případě se jedná o kanály řízené napěťovým polem. Spolupracují s kanály řízenými přímo receptory a s kanály řízenými

metabotropně (pomocí G proteinů). Celý děj proudění iontů se nazývá excitace, je doprovázen stahem svalstva, tzv. kontrakcí [13] [14].

Kontrakce řízená vlastní vůlí je možná pouze u svalstva kosterního. Svalové vlákno se skládá z myofibril, každá z nich se dělí na základní jednotky sarkomery. V ní se střídá proložení tenkých aktinových a tlustých myozinových vláken. Na základě zasouvání těchto vláken dochází ke zkracování sarkomery = probíhá kontrakce. Navenek se kontrakce projeví mechanickými pohyby, uvnitř probíhají projevy strukturní, dochází k chemickým výměnám iontů, aktivace a rozkladu ATPázy v myosinu. Celý průběh aktivity lze zobrazit pomocí snímané elektrické aktivity měřené z povrchu těla nebo vpichovými elektrodami.

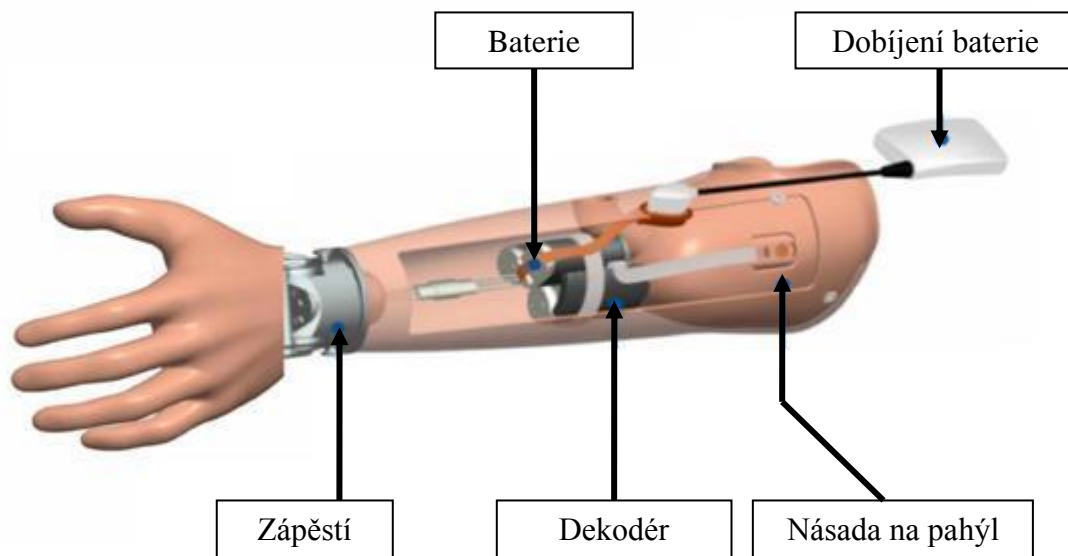
Kontrakce mohou probíhat různě dlouhou dobu, mohou se projevit rychlým pohybem (rychlý pohyb, velký výkon, pouze po krátkou dobu) nebo naopak pohybem pomalým (nižší výkon, delší doba výdrže). Pro měření se používá metoda, která umožní superpozici stahů při dráždění svalových vláken v rychlém sledu za sebou. Na grafu se toto projeví jako tzv. tetanus. Ten můžeme rozlišit na hladký a vlnitý, záleží na tom, ve které části svalového trnutí dodáme další dráždivý impuls. Pokud ještě v části vzestupné, dojde k sumaci a vytvoření hladkého tetanu, pokud v části sestupné, dojde k zobrazení tetanu vlnitého, viz Obrázek 2.



Obrázek 2: Vlnitý a hladký tetanus [12]

Pro řízení myoelektrické protézy je důležité tyto funkce nahradit pomocí technického zázemí. Myoelektrické protézy pracují na principu snímání elektrické aktivity z povrchu těla

(existují ale i implantované elektrody přímo ve svalech, tato metoda je prozatím spíše ve fázi zkoumání, prozatím je pro uživatele pohodlnější snímání z povrchu těla), viz Obrázek 3 [3].



Obrázek 3: Bionická ruka Michelangelo od firmy Otto Bock [3]

Elektrody jsou umístěny v části určené pro nasazení na pahýl, pomocí vodičů se informace o elektrické aktivitě přenesou do miniaturizovaných dekodérů, které vyšlou pokyn do motorku, který vykoná určitý pohyb. Pohon je řešen již zmíněnými Li-Ion bateriemi. Ačkoli je extenze a flexe dlaně částečně omezena, umožní uživateli dostatečný rozsah pohybu pro vykonání běžných činností. Otáčení v zápěstí je omezeno pouze při použití kosmetické rukavice na pohyb v rozsahu otáčení lidské dlaně, v opačném případě lze se zápěstím otočit o 360°.

Technické zpracování bionických končetin se neustále zlepšuje, od miniaturizace po designové upravení. V mnohých případech je diskutabilní, jak pomůcku designově upravit, pokud je žádoucí skrýt co nejvíce technickou stránku, aby končetina vypadala co nejvěrohodněji, případně zda není lepší variantou zvolit netradiční design (tuto variantu preferují obecně spíše muži, ženy preferují spíše nenápadnost protézy). Toto rozhodnutí je individuálně závislé na potřebách a přáních pacienta, který bude tuto pomůcku využívat [3].

#### 4.1. Myoelektrické protézy od firmy Otto Bock



Firma Otto Bock je na trhu od roku 1919. Založil ji protetik Otto Bock v Berlíně jako reakci na rozsáhlé požadavky protetiky, obzvláště po válce, kdy se zkompletování individuálních protéz nedalo časově v tak velkém rozsahu zvládnout. Proto založil firmu, která se zabývala výrobou základních součástí pro ortopedické techniky [3].

V 50. letech 20. století došlo k rozmachu ve výrobě plastových materiálů, čímž byla výroba posunuta zase o krok dopředu. Plastové materiály byly nesrovnatelně lehčí

a mnohem lépe tvarovatelnější, což velmi usnadňovalo nošení protézy, jak po stránce fyzické (méně namáhavé), tak po stránce psychické. Firma má nyní široký sortiment v oblasti ortopedické protetiky, což zahrnuje všechny obory od protetiky, přes ortotiku až po adjuvatiku. Tato firma má díky své úspěšnosti na trhu odběratele na všech kontinentech.

U myoelektricky ovládaných protéz horních končetin nabízí Otto Bock nejvyšší úroveň dnes dostupné rehabilitace. Spojuje také atraktivní vzhled s větší silou a rychlostí uchycení předmětů a zároveň nabízí širokou škálu možných kombinací komponent a příslušenství.

Nejnovější a nejpoužívanější typy myoelektrických rukou od firmy Otto Bock:

#### **4.1.1. Elektrohand 2000 – elektrická ruka navržena speciálně pro děti**

Díky firmě Otto Bock byl nově navržen systém protéz pro děti ve věku 1,5 – 13 let, který je zcela odlišný od všech předchozích navržených systémů protetické ruky. Protetická ruka Elektrohand 2000 (viz Obrázek 4) umožňuje pohyb palce a ostatních prstů kolem stejné osy a tím dovoluje provedení více kompaktního pohybu. Díky tomu je možné pro dítě vyzvednout objekt bez využití kompenzačních nepřírodných pohybů horní a dolní části paže. Nově navržený postoj prstů umožňuje uživateli psát a jíst přirozenějším způsobem.

Pohonná jednotka se skládá ze dvou motorů a pohonu s více rychlostními stupni. Díky prvnímu motoru se otevírá a zavírá ruka s vyšší rychlostí, ale s menší námahou. To podporuje jemný dotyk potřebný k uchopení objektu. Druhý motor je aktivován, pokud je objekt potřeba uchopit pevněji. Ovládá tak sílu, která je potřeba k úchopu.



Obrázek 4: Elektrohand 2000 pro děti [3]

#### **4.1.2. Elektrická ruka SensorHand Speed**

Elektrická ruka SensorHand Speed (Obrázek 5) patří mezi velmi často používané myoelektrické protézy. Díky zesilovačům v elektrodách, které jsou přichyceny na povrchu kůže, je myoelektrická ruka schopná reagovat, a to s čím dál vyšší rychlostí. Malý, přesto výkonný motor může pohybovat prsty s rychlostí až 300 mm za sekundu, což je téměř

3x vyšší rychlost, než u starších elektrických rukou. Takové navýšení rychlosti je možné díky softwarovému zpracování a individuálnímu nastavení pro každého pacienta zvlášť.



Obrázek 5: Elektrická ruka SensonHand Speed [3]

#### 4.1.3. Transkarpální ruka

Transkarpální ruka (viz Obrázek 6) je navržena pro pacienty s amputací nebo vrozenou vadou v transkarpální oblasti. Dříve se takovéto protézy nevyráběly (nebo jen v malém množství) kvůli špatnému uchycení na krátký pahýl), ale dnes je i bez prodloužení délky ruky možné tuto náhradu používat v plném rozsahu. Nová mechanika ukotvení šetří místo a díky menší váze je i značně lehčí.



Obrázek 6: Transkarpální ruka [3]

#### 4.1.4. ErgoArm

S vyšší úrovní amputace ruky rostou i nároky na technické vybavení. Předloketní sestavy – ErgoArm Electronic plus a ErgoArm Hybrid (viz Obrázek 7) usnadňují montáž myoelektrické ruky i při vysoké úrovni amputace. ErgoArm Hybrid je určen pro hybridní protézy s myoelektrickou rukou a kabelově řízeným loketním kloubem. Díky integrovanému vedení kabelů Easy Plug, všechny elektrické kabely mizí uvnitř protézy

tak, aby byly nenápadné a zároveň i chráněné. Aby lépe odpovídaly požadavkům pacienta, jsou loketní klouby k dispozici se dvěma různými připojeními k zápěstí (50 mm a 40 mm) a ve třech různých barvách.



Obrázek 7: ErgoArm Hybrid [3]

#### 4.1.5. DynamicArm

Dynamická paže (viz Obrázek 8) má elektronicky řízený loketní kloub s plynulou převodovkou, která umožňuje uživateli přirozenější pohyb paže díky plynulému nastavení převodového poměru a podmínek prostředí. Pohyby dynamické paže spojují vysokou přesnost a rychlost, jež poskytují klientovi více nezávislosti v každodenním životě. Silikonové prvky, které jsou diskrétně rozděleny do různých barev, tlumí hluk a otřesy, jako je například dotknutí se tuhého povrchu při prudším opření o stůl.

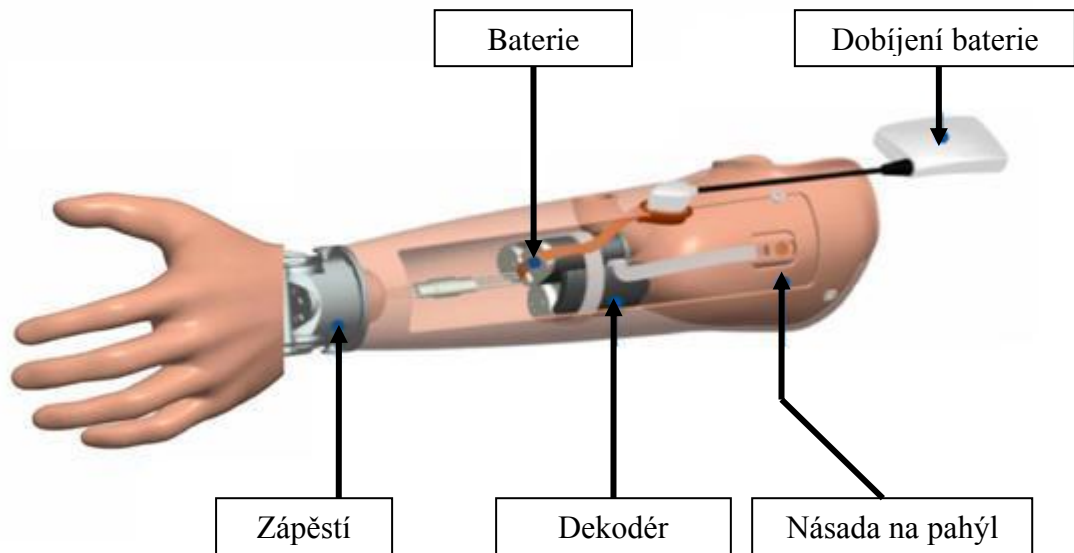


Obrázek 8: DynamicArm [3]

#### 4.1.6. Michelangelo Hand

Michelangelo Hand (viz Obrázek 9) má jako jediná z myoelektrických rukou od firmy Otto Bock a jako jedna z mála na světě má možnost pohyblivého palce ve dvou osách, což umožňuje rozšířit škálu pohybů a upevnit tak úchop a držení předmětů. Ostatní 4 prsty zůstávají pohyblivé pouze ve společné synchronizaci.

Díky pohyblivému palci se ruka může průběžně nacházet ve třech typech módu: neutrálním, opozičním (kdy je palec v opozici jako při úchopu tyče) a laterálním (pomáhá přidržovat předměty v dlani, umožňuje špetkový úchop).



Obrázek 9: Kompletní transradiální systém Michelangelo [3]

#### 4.1.7. MyoBoy

K určení správnosti umístění elektrod a k optimalizaci nastavení systému slouží pomůcka MyoBoy. Jedná se o přístroj, který jednoduše a rychle zobrazuje data potřebná k řízení protézy. Data lze zobrazit v grafické podobě, při připojení k počítači je možné data přímo tisknout. Měření probíhá pomocí dvou elektrod, kdy se hledá místo s největší odezvou na svalovou kontrakci. Při nalezení těchto míst se na těle pacienta vyznačí příslušná místa, na která budou přiléhat elektrody umístěné v hotové protéze.

Rychlost a síla úchopu jsou stanoveny na úrovni signálu ze svalu. V případě změny síly signálu ze svalu se rychlost a síla úchopu úměrně změní. S dynamickým režimem se provádí dvě nezávislá měření a ruka může provádět pohyb. Citlivost snímání signálu ze svalů nastavuje ortoprotetický technik, uživatel si poté může citlivost nastavit sám podle své potřeby, není to ale vždy žádoucí. Neodborná manipulace může způsobit poškození nastavení, které musí opravit odborná osoba.

Po základním nastavení dostane pacient protézu na vyzkoušení. Během této zkušební doby (cca. 1 měsíc, dle potřeby) se pacient učí ovládat protézu. Pro děti existuje učení úchopů v zábavné formě díky integrované počítačové hře, kde se pacient učí ovládat jednotlivé svalové kontrakce. Učení pacienta závisí na mnoha faktorech. Od věku, přes zachování svalové kontraktility až po to, zda už protézu používal nebo ne. Pokud se vytváří protéza pro pacienta, který už myoelektrickou protézu používal, je výroba i nastavení jednodušší.

## 4.2. Myoelektrické protézy od firmy DARPA

Firma DARPA – Defense Advanced Research Projects Agency (v překladu – Agentura pro výzkum pokročilých obranných projektů) byla založena v roce 1958, jako reakce na vypuštění první ruské umělé družice Sputniku. Američané se začali obávat technického zaostávání. Proto vznikl projekt DARPA zabývající se krátkodobými projekty, díky těmto projektům vznikly i myoelektrické protézy. Protézy se vyznačují dobrou funkcí, vysokým výkonem a dokonalým kosmetickým krytím dle přání uživatele [4].

Mezi nejvýznamnější protetické končetiny firmy DARPA patří Proto1, Proto 2 a Luke.

### 4.2.1. Proto 1

Protetická končetina Proto 1 je vhodná především pro pacienty s vysokou úrovní amputace horní končetiny. Má 8 stupňů volnosti a navíc disponuje možností zpětné vazby síly dotyku. Síla dotyku se určuje pomocí několika desítek senzorů, které reagují na drobné chvění a umožní uživateli stisknout předmět pevněji tak, aby ho neupustil, ale natolik šetrně, aby nedošlo např. k rozbití daného předmětu.

Elektrody pro snímání myopotenciálů jsou umístěny na rameni a v hrudní oblasti. Při úrazech s následnou amputací je možnost zbylé funkční svaly s nervy umístit operativně do hrudní oblasti, pro schopnost ovládat myoelektrickou protézu. V ČR není tato metoda příliš aplikovaná, při vyšších stupních amputace se používají spíše kosmetické nebo tahové protézy, které jsou konstrukčně jednodušší a jsou i schůdnější cestou pro zdravotní pojišťovny.

### 4.2.2. Proto 2

Je vývojově mladší nástupce Proto 1, základní komponenty zůstaly zachovány, došlo pouze k vylepšení a minimalizaci protézy. Tato protéza je poháněna pneumatickým systémem na pohon peroxidu vodíku, který reaguje s katalyzátorem prvku iridia. Tento pohon je rychlejší, efektivnější a lépe nahrazuje systém elektromotorků na bateriový pohon.

Pro přesnější detekci myoelektrických signálů byly elektrody pro snímání upraveny tak, aby díky svému většímu povrchu snímání byly přesnější při ovládní protézy. Některé tyto senzory mohou být implantovány i do těla pacienta, což usnadňuje snímání signálu. Přenos signálu pak probíhá bezdrátově, tím se odstraní objemnost a nároky na vedení kabelů pro přenos informací. Protéza má také více zpětné kontroly, zahrnující pozici jednotlivých kloubů a senzory teploty, což zabraňuje mechanickému poškození protézy.

### 4.2.3. Luke

Tento projekt umělé končetiny, souběžný s projektem Proto 1, pracuje na stejném principu jako uvedená protetická končetina Proto 1. Rozdíl mezi nimi tvoří více stupňů

volnosti a možnost zpětné vazby doteku, pozice paže a detekci teploty, díky více než 80 senzorům u protézy Luke.

Název pro tuto myoelektrickou končetinu byl převzat z filmu Hvězdné války od postavy používající myoelektrickou protézu - Luka Skywalker. Touto filmovou protetickou paží byl inspirován návrh protetické končetiny, kterou lze v běžném životě volně využívat.

### **4.3. Myoelektrická protéza od firmy Touch Bionics**

V roce 2003 byla založena firma Touch Bionics, v té době ještě pod jménem Touch EMAS (Edinburgh Modular arm System). Název Touch Bionics získala firma až v roce 2005, aby více zdůraznila své cíle v oblasti techniky a pokroku. V roce 2008 byla poprvé představena bionická ruka i-Limb [6].

#### **4.3.1. i-Limb**

Jako jediná z nyní dostupných bionických rukou může ovládat každý prst zvlášť. Takové ovládání je umožněno miniaturizací motorků, kdy je umožněno, že každý jednotlivý prst má svůj samostatný pohon.

Unikátní je také pohyb při podání ruky, protetická ruka sama stisk po několika vteřinách povolí. Dalším prvkem, kterým se i-Limb liší od ostatních myoelektrických protéz je palec schopný rotace o 90°, čímž se ještě více přibližuje podobnosti s lidskou rukou. Tomuto modelu se z dostupných myoelektrických protéz přibližuje pouze projekt Michelangelo Hand od firmy Otto Bock, který umožňuje uživateli elektronickou změnu polohy palce, pouze však ve dvou osách pohybu, viz příslušná kapitola 4.1. Myoelektrické protézy od firmy Otto Bock.

Snímání myoelektrických potenciálů probíhá pomocí dvou elektrod, což je stejný postup, jako u standardních myoelektrických protéz. Citlivost protézy je uzpůsobena k rozeznání typu úchopů. Ruka sama dokáže předmět uchopit dostatečně citlivě na to, aniž by držený předmět poškodila, ale dost pevně na to, aby tento předmět neupustila.

K nesporným výhodám této protézy patří kosmetické provedení, které sleduje současné trendy a dbá na design. Umělé materiály patří k nejpoužívanějším díky snadnému tvarování, možností vytvořit drobné detaily pro přirozenější vzhled a v neposlední řadě také díky snadné údržbě, kterou běžný uživatel zvládá bez problémů.

## **4.4. Myoelektrická protéza od firmy Shadow Robot Company**

V roce 1987 byla ve Velké Británii založena firma Shadow Robot Company. Během posledních 5 let se nabídka firmy rozšířila o několik myoelektrických protéz, v této bakalářské práci bude představena nejnovější myoelektrická ruka Shadow Dexterous Hand [5].

### **4.4.1. Shadow Dexterous Hand**

Shadow Dexterous Hand je obratný robotický systém ruky, který byl navržen tak, aby poskytoval srovnatelnou sílu výkonu a pohybové citlivosti podobně jako lidská ruka. Všechna konstrukční řešení byla pořízena přímo z příslušných částí těla inženýrských týmů. Díky 40 vzduchovým svalům je zajištěn synchronizovaný pohyb protézy. Tento pohyb zajišťuje i dokonalá synchronizace kontrolních systémů. K pohonu protéza potřebuje jak zdroj stlačeného vzduchu, tak elektrický proud.

Ruka byla navržena tak, aby se co nejvíce podobala průměrné ruce muže. Struktura předloktí je srovnatelná s délkou lidského předloktí, ačkoliv je základna rozšířena na 146mm. Celková hmotnost se pohybuje kolem 4 kilogramů, což může být pro slabší jedince velká zátěž. Hlavní pohyb protézy má průměrnou rychlost jako polovina rychlosti pohybu lidské ruky. Například, čas pro přechod z otevření do sevření je cca 0,2 sekundy. Protetická ruka Shadow Dexterous Hand je vyrobena z kovových částí (nejčastěji hliník kvůli své váze) pokrytých plastovým materiálem.

## 5. Řízení myoelektrické protézy

Pod pojem řízení myoelektrických protéz spadá detekce a úprava signálů potřebných k ovládní. Při pohybu vzniká určitá elektrická aktivita svalu, kterou je možno snímat pomocí snímacích elektrod. Pro aktivaci protézy je potřeba překročit určitý práh citlivosti, který je vysoce individuální pro každého uživatele. Po překročení prahu citlivosti dojde k aktivaci protézy, která vykoná požadovaný pohyb. Tento práh musí být nastaven tak, aby byl uživateli umožněn co nejlepší pohyb při minimálním úsilí. V praxi to znamená, že pohyb musí být pro uživatele jednoduchý provést, bez dalších rušivých pohybů způsobených mimovolní aktivitou svalů.

V případě řízení myoelektrických protéz záleží na volbě výrobce, kterou svalovou skupinu pro řízení použije, základní princip je ale stejný. Dochází ke snímání elektrické aktivity svalů, nejčastěji ve dvou bodech (případně čtyř i více), kdy aktivace určitých svalů vyvolá požadovaný pohyb protézy.

Ochrana proti skluzu nebo naopak proti rozmáčknutí předmětu je řízena pomocí senzorů. Tímto se dosahuje alespoň minimální zpětné vazby pro myoelektricky řízené protézy. V konkrétním případě se může tato zpětná vazba vysvětlit na jednoduchém příkladu držení sklenice. Sklenici je nutno uchopit tak, aby z prstů nevyklouzla. Pokud není síla stisku dostatečná, senzory zaznamenají změnu tlaku či pohybu a dojde ke stisku silnějším. To vše ale jen v takové míře, aby nedošlo k jejímu rozbití. Samotné ovládní je závislé na řízení pacientem, senzory pouze dopomáhají k dokonalejšímu uchycení předmětů. Jedná se o otázku nácviku, dosažení správné citlivosti snímání elektrických potenciálů, apod. Není tedy vždy možné zabránit vyklouznutí či rozbití předmětu.

Pro tuto bakalářskou práci jsou k řízení protézy použity svaly *musculus extensor carpi ulnaris* (vnitřní natahovač zápěstí) a *musculus flexor carpi radialis* (radiální ohýbač zápěstí). Jednoduché řízení umožňuje otevírání a zavírání ruky. Jedná se o nejjednodušší typ myoelektricky řízené protézy. K pokročilejším úkonům patří otáčení ruky, přepínání řízení zápěstí – loket – rameno, až po ovládní jednotlivých prstů. I přes stále se rozvíjející možnosti řízení protéz zůstává otevírání a zavírání ruky základním kamenem pro všechny z nich [15].

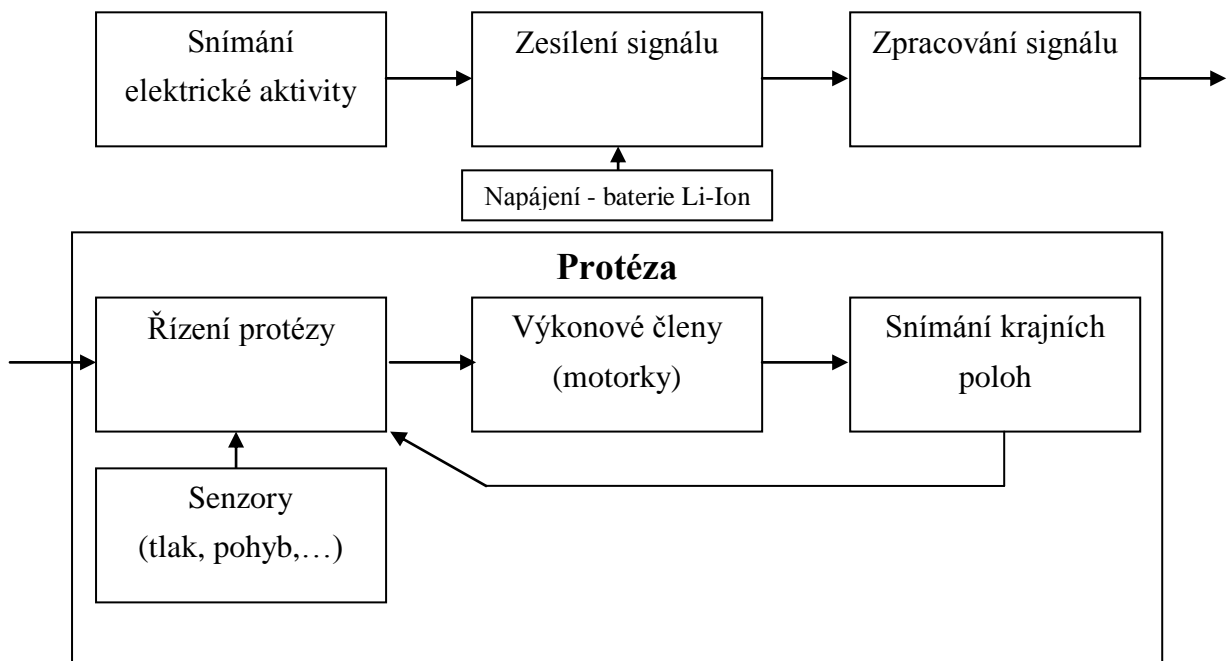
### 5.1. Blokové schéma bionické ruky

Uvedené blokové schéma (viz Obrázek 10) ukazuje jednotlivé komponenty potřebné pro ovládní protézy. Pro správné pochopení je ale potřeba uvést i několik základních informací ohledně fyziologie pohybu. Pohyb vzniká na základě informací vyslaných z mozku k efektoru (výkonný sval). Vykonání činnosti je umožněno díky kosternímu svalstvu, které je jako jediné ovladatelné vůlí (viz předchozí kapitola 4. Myoelektrické protézy). Zpětná vazba pro uskutečněný pohyb je zajištěna aferentními (dostředivými) vlákny, které vedou do centrální nervové soustavy (CNS). Celý tento proces - aferentní vlákno → CNS → eferentní vlákno - je nazýván jako **reflexní oblouk**. Reflexní oblouk ukazuje cestu nervového

vzruchu. Začíná podrážděním receptorů na periférii (v našem případě na ruce), přes aferentní (dostředivá) vlákna se vzruch šíří do míchy a nervového centra (centrální nervová soustava), zde dochází k analýze a zpracování podnětů, vzniká informace pro vykonání odpovědi na podráždění. Pomocí eferentních (odstředivých) vláken se informace dostane k výkonným orgánům, v tomto případě svalům (tzv. efektory).

U protéz horních končetin je funkce zpětné vazby značně omezena. U vývojově novějších myoelektrických protéz je zajištěna alespoň minimální zpětná vazba pro dokonalejší úchop předmětů pomocí senzorů. Podrobnosti o těchto senzorech jsou uvedeny níže v popisu blokového schématu, stejně jako informace o dalších komponentech potřebných pro řízení myoelektrické protézy [16].

### ***Blokové schéma bionické ruky***



Obrázek 10: Blokové schéma bionické ruky

### **Popis blokového schématu:**

- ***Snímání elektrické aktivity***

Snímáním elektrické aktivity se rozumí měření rozdílu potenciálů mezi dvěma místy na stejném svalu. Toto snímání probíhá pomocí minimálně dvou elektrod (plus elektroda zemnicí). Rozlišujeme **elektrody povrchové**, které se používají častěji, díky své neinvazivnosti a jednoduchosti aplikace. Z hlediska získání lepšího signálu jsou ale výhodnější **elektrody vpichové (jehlové)**, které jsou sice invazivní, ale poskytují mnohem vyšší odezvu napětí na impuls podráždění. Jednou z nejnovějších možností jsou **mikroelektrody**, které se mohou implantovat do těla. Poskytují stejně hodnotný signál jako vpichové elektrody. Nevýhoda těchto mikroelektrod je v jejich aplikaci do těla pacienta

(nutný operační zákrok) a ve správnosti umístění pro aktivaci správné svalové skupiny. Nejjednodušší je tedy využít povrchových elektrod, které se umísťují přímo na protézu. Pacient není zatěžován neustálým nalepováním nebo upravováním [15].

- **Zesílení signálu**

Zesílení signálu je provedeno pomocí diferenčního zesilovače, který odstraňuje pohybové artefakty (nízkofrekvenční složky, které vznikají na základě změny rozložení iontů na rozhraní elektroda-kůže). Další úprava signálu nastává v následujícím bloku zpracování signálu [17].

- **Zpracování signálu**

Základním zpracováním signálu je filtrace užitečných složek. Signál je filtrován pomocí pásmové propusti s vhodně zvolenou horní a dolní mezní frekvencí. Aby bylo odstraněno působení rušivého vysokofrekvenčního šumu, nesmí být horní mezní frekvence příliš vysoká. Je však nutno ji volit také s ohledem na zvolenou vzorkovací frekvenci měřeného signálu a tím splnit podmínky Nyquistova teorému (vzorkovací kmitočet musí mít větší hodnotu než dvojnásobek nejvyšší frekvence v navzorkovaném signálu). Při nedodržení těchto podmínek může docházet k aliasingu (překrývání spekter) a dojde k neobnovitelné ztrátě informace v signálu. Horní mezní frekvence nesmí být také příliš nízká, aby nedošlo k přílišnému vyhlazení signálu a ke ztrátě užitečné informace v signálu. Vysoká dolní mezní frekvence vyhlazuje signál a zmenšuje okamžitou výchylku, příliš nízká dolní mezní frekvence způsobí nestabilitu bazální (základní) linie. Zpracování konkrétního signálu bude detailně uvedeno v níže uvedené kapitole 5.2.4. Zpracování naměřených signálů [17].

- **Napájení**

Napájení protézy je řešeno baterií typu Li-Ion, díky její dlouhé životnosti. Baterie v protéze vydrží funkční téměř celý den, je ji možno dobíjet, doba nabíjení se pohybuje okolo 3 hodin (podobně jako u mobilního telefonu). Hmotnost baterie se pohybuje kolem 50 - 60 g, napětí kolem 6 – 7 V, s kapacitou 800 – 900 mAh [3].

## **Protéza**

- **Řízení protézy**

Zpracovaný signál je využit k vyslání impulsu k výkonovým členům. Velikost a délka impulsu z příslušné elektrody udává pokyn k jednotlivým úkonům. Např. velmi krátký impuls slouží u loketních a ramenních protéz k přepnutí řízení jiného kloubu, případně pro přepínání z rotace zápěstí na otevření a zavření dlaně a naopak. Tento krátký impuls se vytvoří podobně, jako kdyby chtěl pacient lusknout prsty nebo prudce otevřel dlaň. Opět se jedná o vysoce individuální záležitost. Delší impulsy slouží k samotnému pohybu kloubů na jednu

či na druhou stranu, v závislosti na působení dané skupiny svalstva. Tato problematika bude dále rozebírána v praktické části 5.2.4. Zpracování naměřených signálů [3].

- **Výkonové členy**

Výkonové členy se přímo účastní vykonávání pohybů protézy. Mezi tyto členy jsou řazeny motory řídící protézu, koaxiální konektor a samotné „kleště“ pro úchop. K výkonovým členům je třeba zmínit i doplňkové kabely, drobné součástky (šroubky, těsnění), bez kterých by zprostředkování pohybu nebylo možné. Úchopová část je složena ze tří „prstů“, postavených proti sobě jako palec proti ukazováku a prostředníku, viz Obrázek 11 [3].



Obrázek 11: Úchopová část protézy s vyznačením postavení „prstů protézy“ [3]

- **Snímání krajních poloh**

Snímání krajních poloh umožňuje detekovat maximální otevření nebo maximální zavření. Pokud je protéza v krajní poloze, na další signály již nebude reagovat. Nastavení je dáno fyzickými parametry protézy, další funkce je nutno zajistit přídavnou logikou řízení, například přidáním senzorů [3].

- **Senzory**

Senzory použité ve zpětné vazbě kontrolují správnost uchopení a pracují na principu sledování mechanického odporu (tenzometry) nebo na principu kondenzátoru s pružným dielektrikem (kapacitní snímače). Kapacitní snímač je složen z pevné elektrody, proti které je vodivá pružná membrána, která působením tlaku mění vzdálenost mezi pružnou membránou a pevnou elektrodou [18].

## 5.2. Elektromyografie

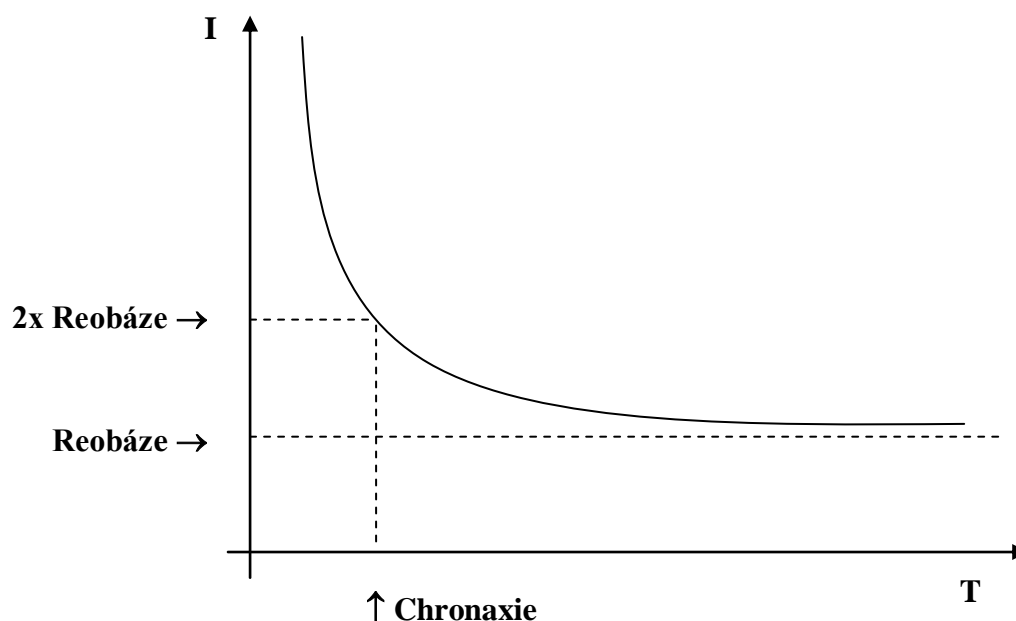
Elektromyografie patří mezi velmi využívané elektrofyzilogické metody zahrnující jak diagnostiku, tak terapii. Diagnostikou se zjišťují odezvy při stimulaci svalové a nervové

soustavy. Tuto stimulaci můžeme rozlišit dle místa působení na vnější a vnitřní. Vnější stimulace probíhá na povrchu kůže pomocí plošných elektrod, naopak vnitřní stimulace (také implantabilní) probíhá pomocí jehlových elektrod. Jde o méně komfortní metodu, mnohdy účinnější, protože se mohou stimulovat jednotlivá svalová vlákna při nižších frekvencích a menších stimulačních proudech [19].

Ať už se jedná o stimulaci vnější nebo vnitřní, vždy je potřeba dosáhnout určitého prahu, aby došlo k odezvě. Toho se dosahuje při nastavování různých parametrů stimulatoru. Nastaví se příslušná frekvence, proud (v rozsahu jednotek až desítek mV), doba trvání stimulačního impulsu, typ stimulace (jednorázová, opakující se s určitou frekvencí). Při nastavení stimulačních impulsů je třeba dbát na správné nastavení, aby nedošlo k poškození tkáně.

K tomuto určení slouží tzv. Hoorweg-Weissova křivka (viz Obrázek 12), která vyjadřuje závislost velikosti proudu na čase. Čím větší je proudový impuls, tím kratší by měla být doba trvání a naopak při menším podráždění dostatečně dlouhý časový interval, aby došlo k podráždění. Pokud by neodpovídala velikost proudu časovému trvání, mohou nastat dvě situace. V prvním případě bude impuls příliš malý a nedojde k podráždění (tzv. podprahový impuls), v opačném případě může nastat již zmíněné poškození tkáně, od nepříjemných až bolestivých pocitů k popálení tkáně) [20] [21].

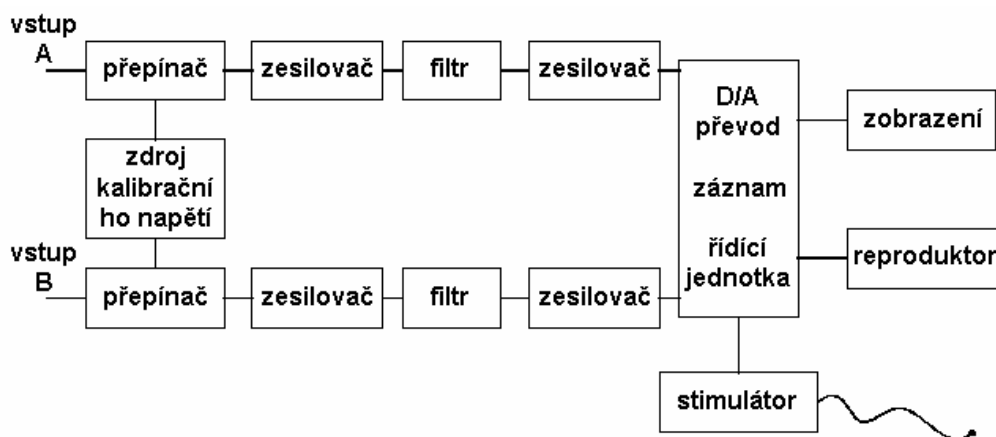
Chronaxie vyznačená v Hoorweg-Weissově křivce znamená minimální dobu trvání impulsu, která způsobí odezvu podrážděného svalu či nervu. Reobáze je nejnižší možná intenzita proudu, potřebná k vyvolání této odezvy. Dvojnásobek reobáze se rovná velikosti chronaxie.



Obrázek 12: Hoorweg-Weissova křivka [20]

### 5.2.1. Požadavky na elektromyograf

Jakékoli záznamové zařízení snímající elektrickou aktivitu svalů musí splňovat následující podmínky pro správnost měření. Zesilovač musí být schopen znásobit amplitudu 100x – 100 000x v rozsahu frekvence EMG signálu, musí pracovat na principu diferenčního zesilovače. Ty se používají pro zesílení pro menší stejnosměrné signály. Mezi další požadavky pro zesílení patří schopnost potlačit soufázové napětí, dostatečně vysoká vstupní impedance (od 10 MΩ až do řádu GΩ, pokud není kůže předem připravena). Šířka pásma se pohybuje v rozmezí 10 Hz – 3 kHz (nejméně 500 Hz, často frekvenční pásmo sahá až do 5-10 kHz – platí především pro vpichové elektrody), amplituda napětí až v jednotkách mV. Mezi další vybavení patří minimálně dva měřící kanály, reproduktor a možnost kalibrace podle daného protokolu. Blokové schéma elektromyografu obsahuje následující části, viz Obrázek 13 [21].



Obrázek 13: Blokové schéma elektromyografu [21]

Pokud nejsou pro měření dostupné jednorázové nalepovací elektrody, je nutno před měřením upravit povrch kůže tak, aby nevznikal pŕlčlánkový potenciál. Ten je způsoben nerovnoměrným rozložením náboje na rozhraní dvou různých prostředí (elektroda – kůže). Odpor kůže může dosahovat hodnot v rozmezí od 0,5 kΩ až do 500 kΩ. Velikost odporu je pro každého jedince individuální, hodnoty závisí na mnoha faktorech. Mezi tyto faktory se řadí například typ kůže (suchá, vlhká, větší/menší množství potních žláz), momentální rozpoložení, vnější vlivy (teplota, tlak) [21].

### 5.2.2. Měření pomocí systému Biopac

Pro měření byl použit výukový systém Biopac BSL MP35 (viz Obrázek 14) s příslušným softwarem BSL PRO. Systém Biopac je univerzální modulový systém, který umožňuje snímání různých biologických signálů s využitím příslušných snímačů. Snímání elektrických signálů pomocí tohoto systému je možné až pro 4 kanály. V tomto případě byly pro měření použity dva kanály, stejně jako u myoelektrických protéz. Ke snímání byly použity standardní elektrody (elektrody používané pro snímání EKG i EMG signálu), viz Obrázek 15.

Tyto elektrody jsou jednorázové, nalepovací a s přidavkem gelu, není potřeba další gel pro snížení odporu přidávat [22].



Obrázek 14: Měřicí jednotka BIOPAC BSL MP35 [22]



Obrázek 15: Snímací elektrody ECG electrode [22]

### ***Potřeby pro měření***

- BIOPAC sada kabelů k elektrodám (SS2L)
- Jednorázové elektrody (EL503), 5 elektrod pro jednu vyšetřovanou osobu
- Gel pro elektrody
- BIOPAC akviziční jednotka (MP30)
- BIOPAC síťový transformátor (AC100A)
- BIOPAC kabel (CBLSER A)
- Počítač
- Biopac Student Lab počítačový software [22]

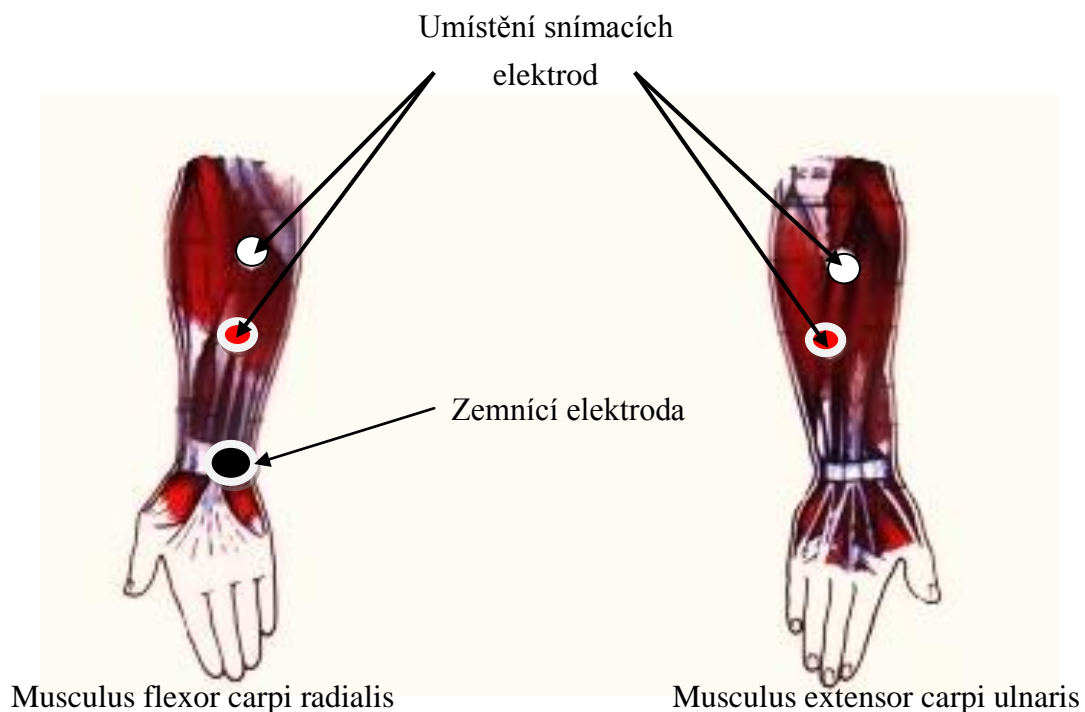
### ***Postup měření***

Protože se měří svalové napětí, je potřeba umístění dvou elektrod na stejný sval. Na bříška určených svalů se podle obrázku připojí elektrody. Tyto svaly se snadno nahmatají při ohnutí dlaně směrem vzhůru na horní straně předloktí (musculus extensor carpi ulnaris) a při ohnutí dlaně směrem dolů na spodní straně předloktí (musculus flexor carpi radialis). Na elektrody se připojí propojovací kabely. Mimo svaly, ze kterých se bude snímat

elektrická aktivita, se připojí zemní elektroda. Bez ní by byl signál rušen proudem z napájecí sítě. Na vzdálenější elektrodu od elektrody zemní se umístí bílý připojovací kabel (záporný) a na bližší elektrodu se připojí kabel červený (kladný). Před samotným měřením je třeba provést kalibraci, která se provádí dle přiloženého protokolu. V programu se zvolí funkce pro kalibraci a několikrát za sebou se zatne pěst tak, aby na probíhajícímu grafu v programu byla rozeznatelná svalová aktivita (zvýšení okamžité výchylky).

Pro vlastní nativní měření je potřeba nastavit vzorkovací frekvenci, zvolit rozsah, v jakém bude měření probíhat, určit vzájemnou vzdálenost elektrod (v tomto případě 10 cm) a určit ze kterého kanálu (případně více kanálů) bude svalová aktivita snímána. Pro dvoukanálové snímání je potřeba celkem 5 elektrod (2 elektrody pro jeden sval, 2 pro druhý sval + 1 zemní elektroda).

Pro uvedené měření byly nastaveny tyto parametry: vzorkovací frekvence – 1000 Hz, rozsah – 1-500 Hz, kanály č. 3 (CH3) a č. 4 (CH4), umístění na musculus extensor carpi ulnaris a musculus flexor carpi radialis, viz Obrázek 16. Aktivita svalů byla postupně: střídání ohýbání ruky nahoru – dolů, pouze nahoru, pouze dolů, rychlý stah, náhodná aktivita. Vše probíhalo po 6 opakováních (platí pro EMG\_1 a EMG\_2, u EMG\_3 a EMG\_4 se jedná o náhodný signál).



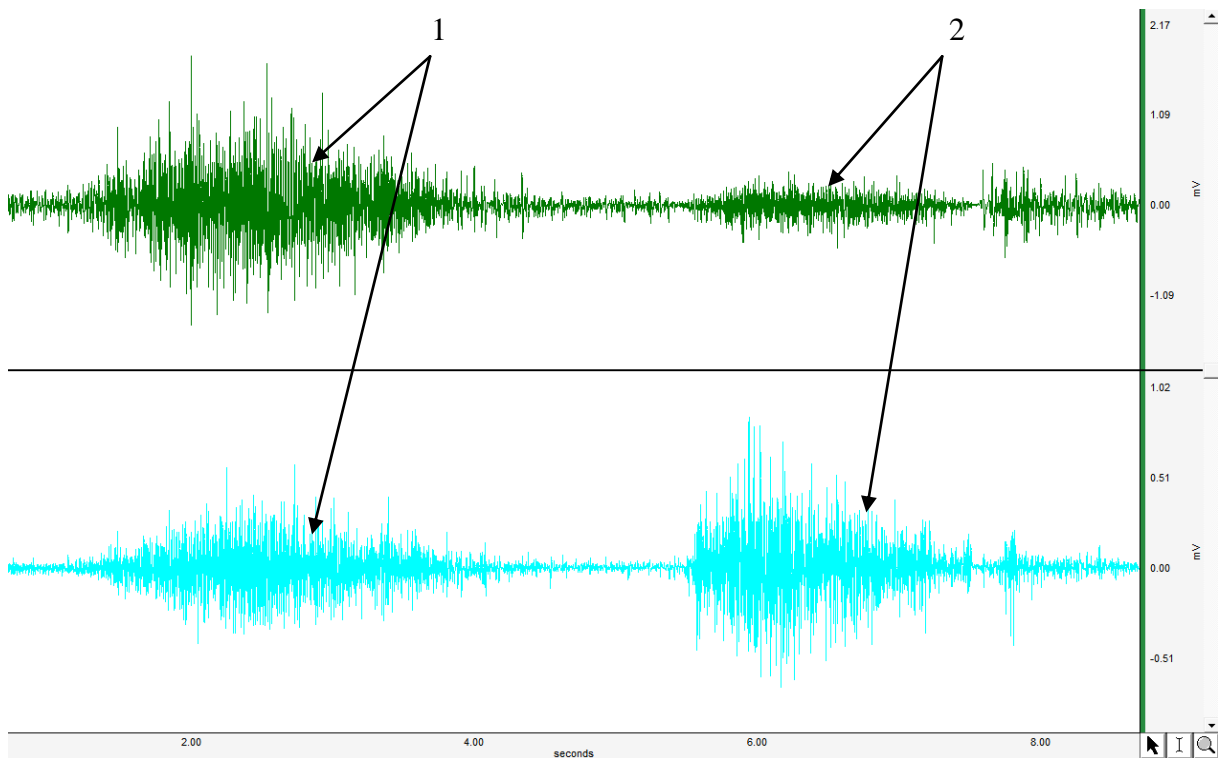
Obrázek 16: Svaly používané pro řízení transkarpálních protéz

*Musculus extensor carpi ulnaris a Musculus flexor carpi radialis [16]*

### **Výsledky měření**

Na následujícím obrázku je zachyceno dvoukanálové snímání (viz Obrázek 17). Zelený záznam je z 3. kanálu, modrý z kanálu 4. V případě 1 má větší okamžitou výchylku zelený

záznam => aktivita musculus extensor carpi ulnaris, v případě 2 je větší výchylka u modrého signálu => aktivita větší pro sval musculus flexor carpi radialis. Dalšímu zpracování signálu se věnuje kapitola 5.2.4 Zpracování naměřených signálů.

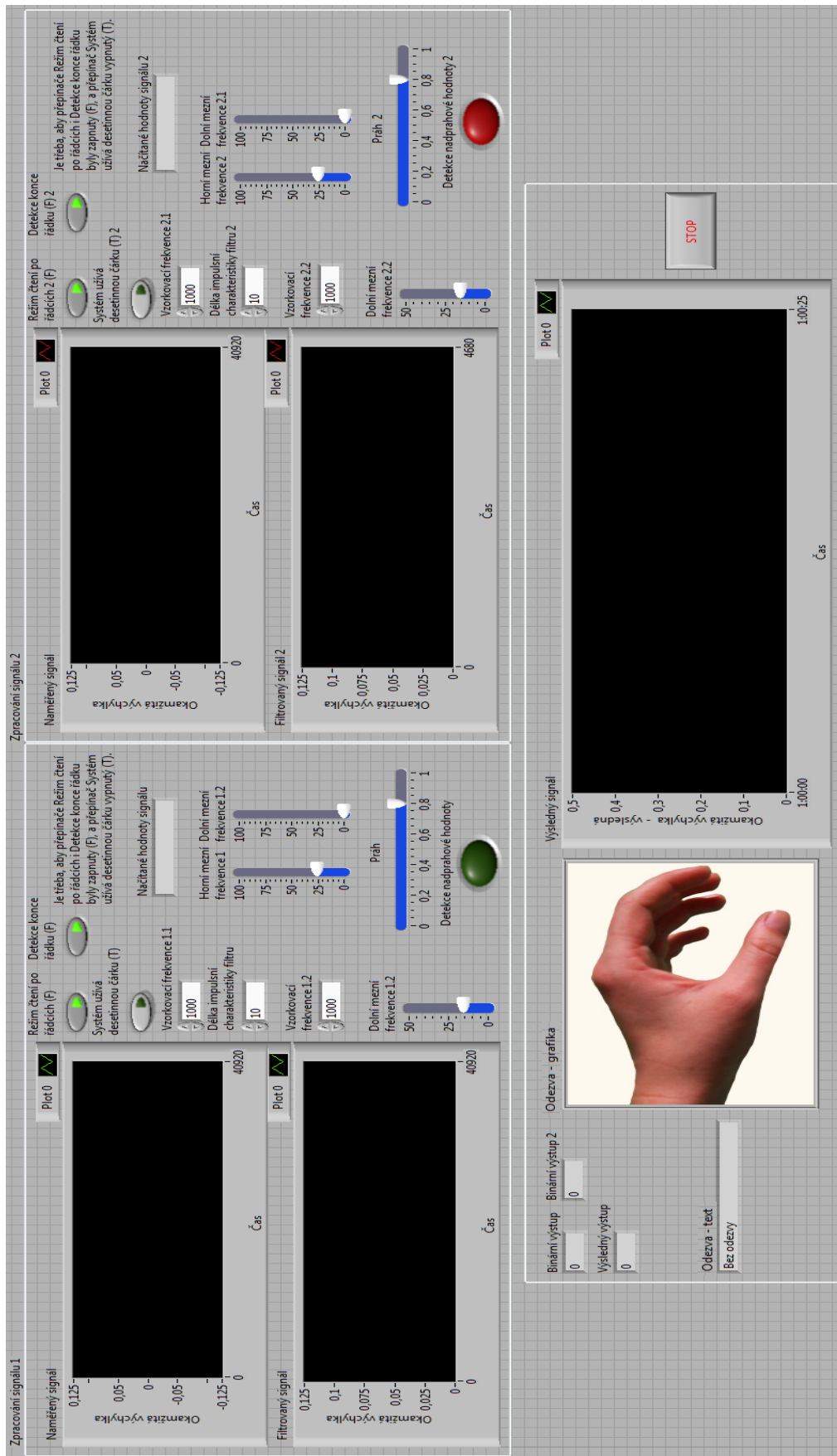


Obrázek 17: Ukázka měření v Biopacu – dvoukanálové snímání

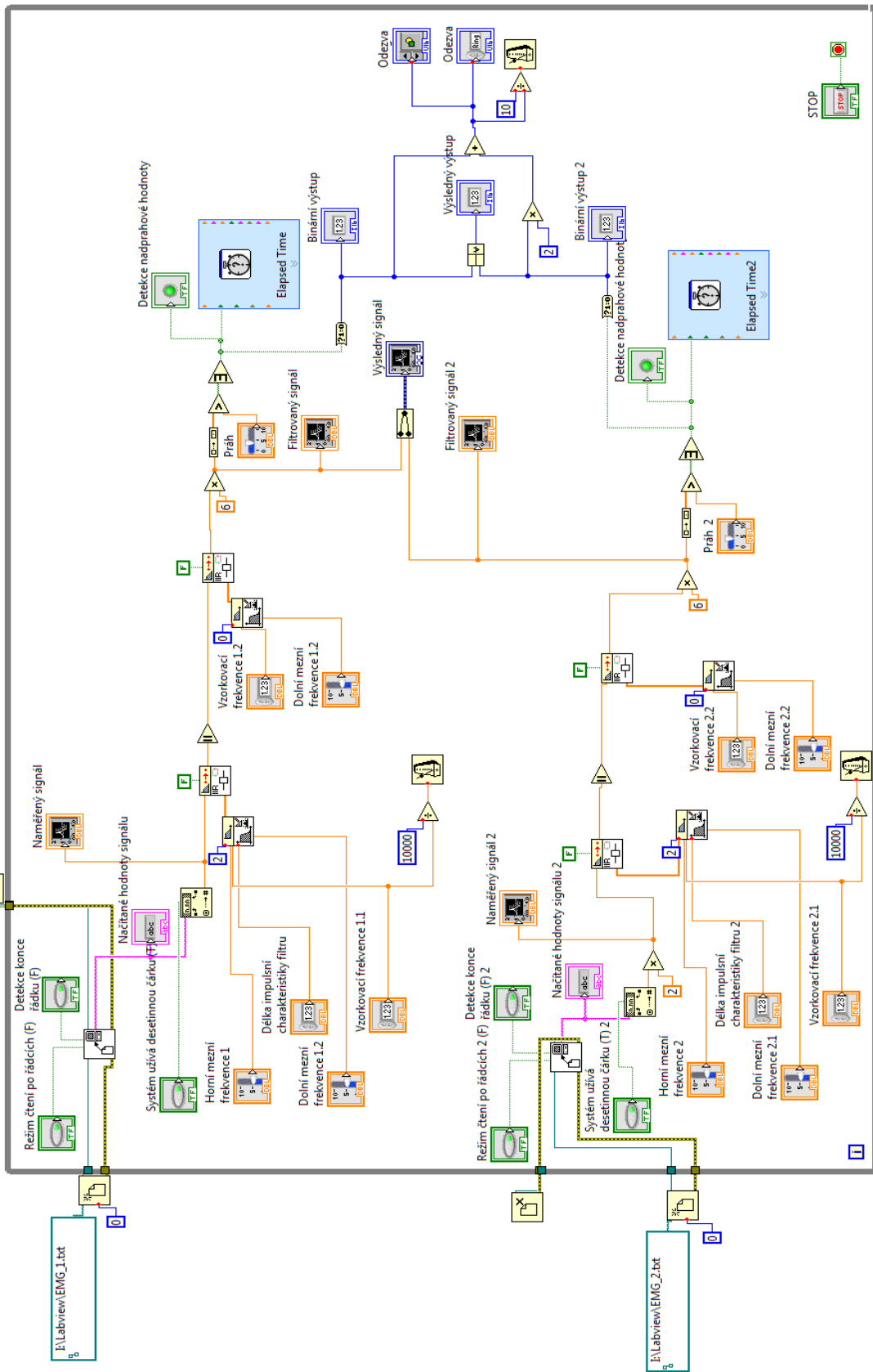
### 5.2.3. Zpracování naměřených signálů

#### *Prostředí NI LabVIEW*

Samotné měření signálů pro řízení myoelektrických protéz není dostačující bez vhodného zpracování. Zpracování signálu bylo provedeno v programu NI LabVIEW (Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench, verze 10.0.1 od firmy National Instruments, rok vydání 2010). LabVIEW je grafické programovací prostředí pro tvorbu jednoduchých i složitých systémů. Přispívá k tomu grafické zpracování jednotlivých prvků, které názorně zobrazují problematiku programování a umožní tak uživateli lépe se orientovat v programu. Uživatelské rozhraní se skládá z čelního panelu (angl. „Front panel“) a blokového diagramu (angl. „Block diagram“). Čelní panel slouží k zobrazení výsledného vzhledu a může obsahovat různé ovladače, indikátory, grafy, metry, přepínače a další prvky. Blokový diagram zobrazuje prvky z čelního panelu jako ikony a umožňuje jejich propojení. V blokovém diagramu se tedy vytváří zdrojový kód, který podobně jako jiné programy upozorňuje na chyby při spojování nesouhlasných prvků rozdílných typů. Ukázka čelního panelu viz Obrázek 18 a blokového diagramu viz Obrázek 19 [23].

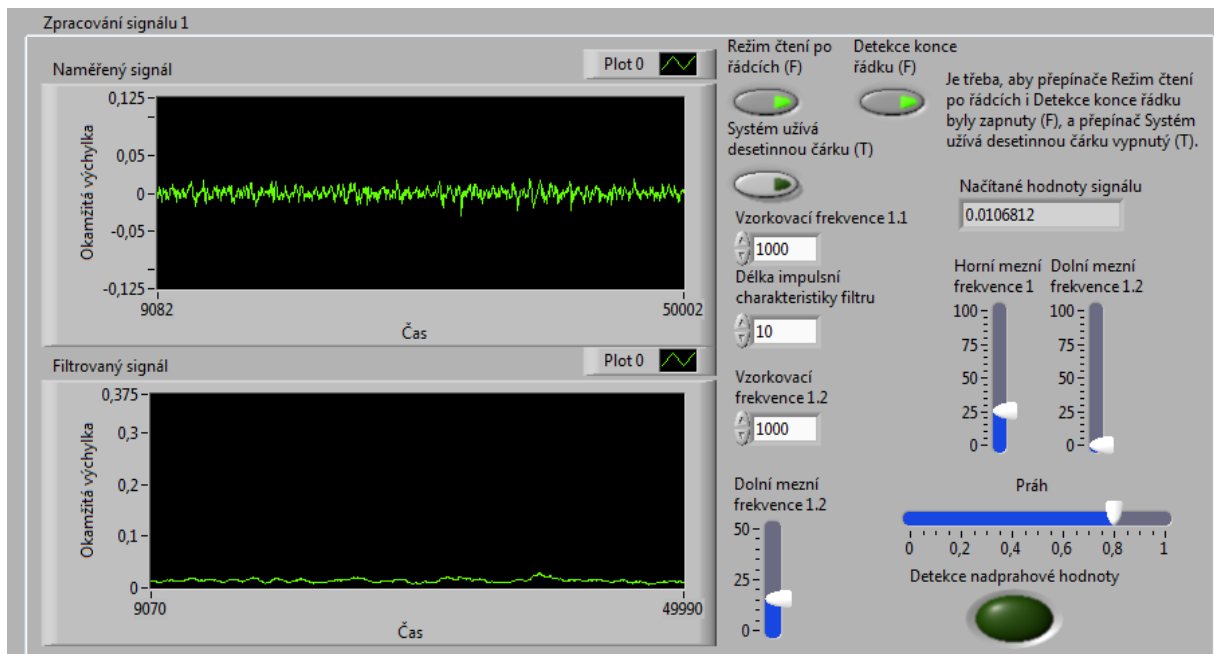


Obrázek 18: Čelní panel programu



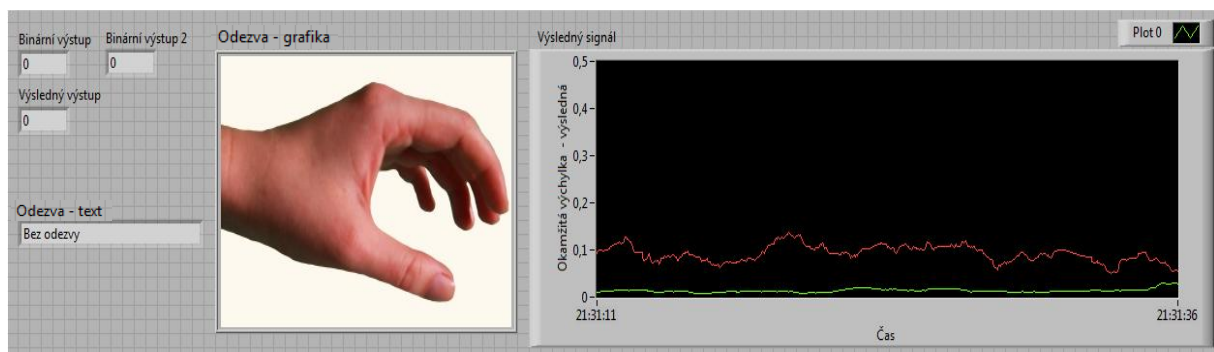
Obrázek 19: Blokové schéma programu

Pro úpravu signálu slouží dva samostatné bloky zpracování ve Front panelu (filtrace, obálka signálu, násobení signálu pro lepší detekci), viz Obrázek 20. Oba bloky zpracování se na čelním panelu shodují, pouze v blokovém schématu byla potřeba drobná úprava velikosti okamžité výchylky u druhého signálu (EMG\_2 – kanál 4). I při opakovaných měřeních a různém umístění elektrod nedosahovala výchylka stejných hodnot jako signál první (EMG\_1 – kanál 3). Tyto nedokonalosti se však vyskytovaly i při měření s odborným technikem firmy Otto Bock při zkoušení ovládání přímo myoelektrické protézy. Vynásobením hodnot signálu EMG\_2 hodnotou 2 se okamžitá výchylka upravila na přijatelnou hodnotu pro další měření.



Obrázek 20: Čelní panel - zpracování signálu

Výsledný signál je zobrazen v jednom grafu. Součástí výsledného bloku je také zobrazení hodnot binárních výstupů, celková hodnota součtu výsledných binárních výstupů, zobrazení typu odezvy jak textově tak graficky, viz Obrázek 21.



Obrázek 21: Čelní panel – výsledný blok

### **Popis jednotlivých bloků**

EMG signál byl po naměření pomocí systému Biopac uložen ve formě textového souboru (.txt), který je k programu přiložen (EMG\_1 a EMG\_2), ukázka viz Tabulka 2. Tabulka obsahuje pouze úsek několika po sobě jdoucích hodnot, celý 4minutový záznam obsahuje 240 tisíc řádků, tj 480 tisíc hodnot pro dva kanály. Jedná se o signály z jednoho dvoukanálového měření rozdělené do dvou samostatných bloků.

Tabulka 2: Ukázka naměřených hodnot pro dva kanály

EMG_1 [mV]	EMG_2 [mV]
-0.0219727	0.0192261
-0.0595093	0.0048828
-0.0009155	-0.0143433
0.0476074	-0.0115967
0.0418091	0.0070190
0.0732422	-0.0015259
0.0588989	0.0033569
0.0527954	0.0015259
0.0512695	0.0070190
0.0518799	0.0015258
0.0491333	0.0042726
-0.0189209	0.0204468
0.0607300	-0.0128174
0.0335693	-0.0106812
-0.0210571	0.0112915
-0.0204468	0.0143433

### **Prvky použité v blokovém schématu**



Open - otevření souboru



Close – uzavření souboru



Rocker – načítání signálu po řádcích, detekce konce řádku

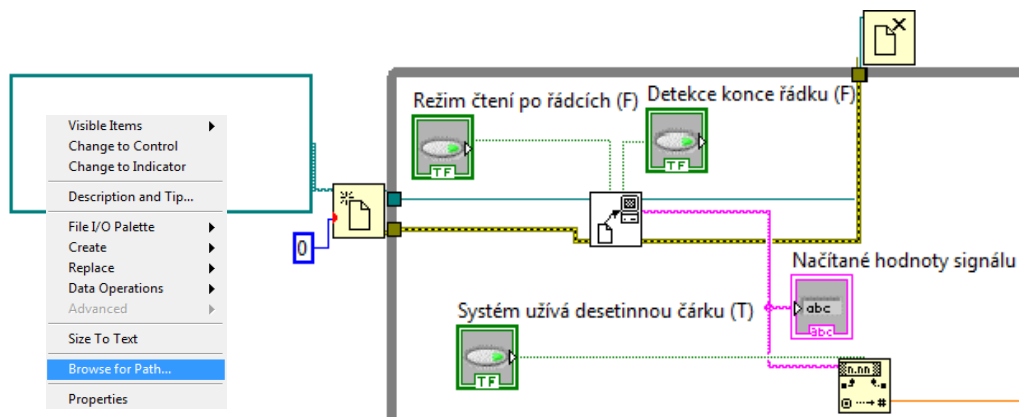


String - zobrazuje na čelním panelu naměřené hodnoty v časovém sledu. Tento indikátor není nezbytným prvkem pro funkci programu, slouží pro kontrolu načítání hodnot.



Fract/Exp String To Number - slouží k převodu dat typu „string“ na typ „number“.

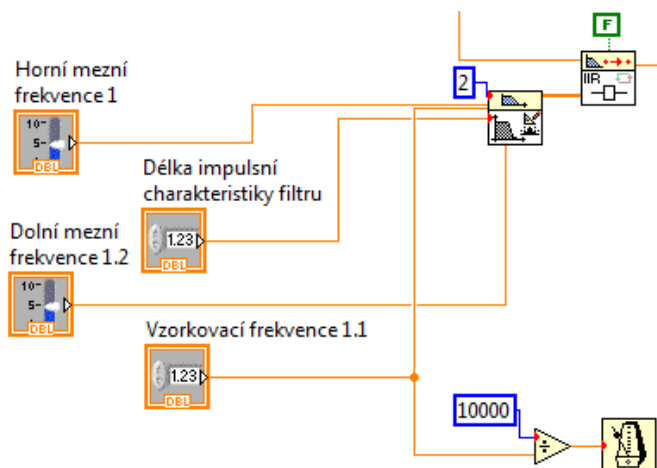
Cesta načítání ze souboru, pro výběr cesty – pravé tlačítko myši - Browse for Path – vybrat soubor. Ukázka načítání signálu, viz Obrázek 22.



Obrázek 22: Ukázka načítání signálu ze souboru



IIR filtr - po načtení hodnot ze souboru projde signál IIR filtrem, který má nekonečnou impulsní charakteristiku a z hlediska zpracování se jeví jako vhodnější. Jeho výhodou je menší zpoždění pro zpracování mezi vstupními a výstupními daty. Používají se pouze dopředné koeficienty, takže se IIR filtr podobá FIR filtru, který má konečnou impulsní charakteristiku. Pásmovou propustí se ze signálu odfiltrují nežádoucí artefakty. Horní mezní frekvence musí mít hodnotu minimálně 25 Hz (při nižší hodnotě nastává ztráta okamžité výchylky), dolní mezní frekvence 0 Hz (při vyšší se signál vyhladí). Délka impulsní charakteristiky filtru je 10. Blokové schéma viz Obrázek 23.



Obrázek 23: Dopředné koeficienty IIR filtru

EMG signál se skládá z velkého množství rychle se měnících hodnot, kladných i záporných. Proto byla použita absolutní hodnota a vytvořena obálka signálu, které následně umožňují snadnější detekci nadprahových hodnot. Pro zvýraznění rozdílu hodnot byl signál vynásoben 4x. Při násobení menším číslem nebyl rozdíl klidových a nadprahových hodnot tolik vizuálně výrazný. Násobení vyšším číslem by rozdíl ještě více zdůraznilo, v tomto

případě to ale není potřeba. Pro určení nadprahové hodnoty se zadává prahová hodnota. Ta bude určovat, kdy bude protéza v programu aktivována. Zde byla kompromisem určena prahová hodnota na 0,8. Při této hodnotě dochází dostatečně k detekci nadprahových hodnot a to jen při zvýšené aktivitě svalstva - kontrakci. Stejně jako u nastavování prahu u myoelektrických protéz je tato hodnota vysoce individuální, v závislosti na funkčnosti svalu. Svaly s menší aktivitou potřebují menší hodnotu prahu než svaly plně fungující.



- převedení na binární kód se výsledky zobrazí v numerickém identifikátoru



Boolean – světelné zobrazení detekce nadprahové hodnoty



Identificator - numerický identifikátor



Text Ring - identifikátor pro text



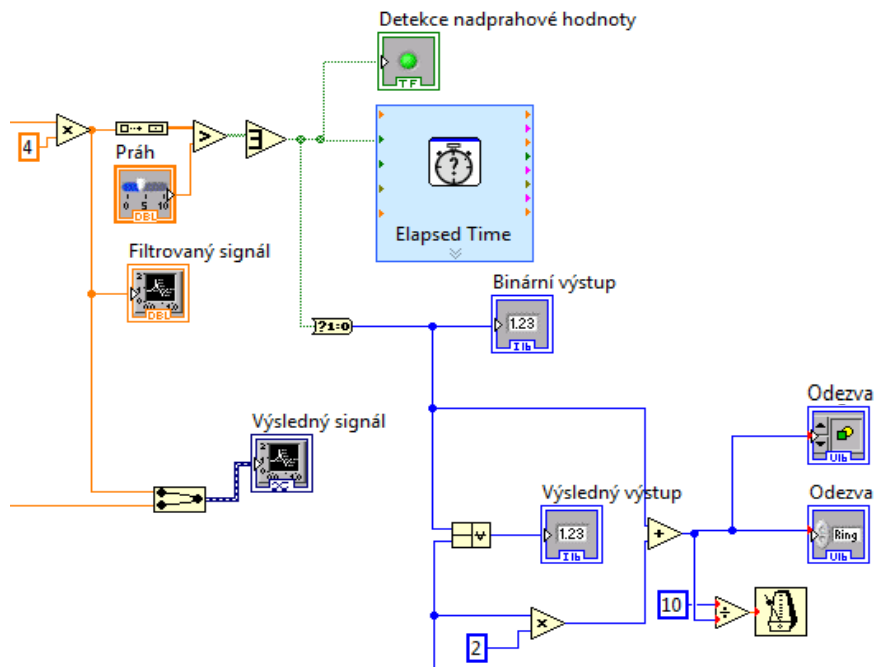
Pict Ring - pro grafické zobrazení obrázků

Následujícím prvkem po další hodnocení jsou binární výstupy. Při detekci se nadprahový signál na binárním výstupu projeví jako logická 1 a aktivuje se řízení protézy, podle toho, který ze svalů překročil prahovou hodnotu. Při detekci nadprahové hodnoty u obou signálů protéza nereaguje (zajištěno matematickou operací XOR, viz Tabulka 3).

Tabulka 3: Logické operace AND, OR, XOR.

A	B	Logický součet OR	Logický součin AND	Výlučný logický součet $X=A\oplus B$
0	0	0	0	0
0	1	1	0	1
1	0	1	0	1
1	1	1	1	0

Pro konečné hodnocení se binární výstupy druhého signálu vynásobí 2x, následujícím součtem tedy mohou vzniknout celkem 4 možné hodnoty. Zobrazení výsledků je zobrazeno pomocí identifikátoru typu string, a to pro text i pro obrázkové znázornění, viz Obrázek 24.



Obrázek 24: Detekce a vyhodnocení binárních výstupů

Možnosti stavů graficky znázorněných jsou uvedeny na následujícím obrázku (viz Obrázek 25), možnosti textových stavů v následující tabulce, viz Tabulka 4.



Obrázek 25: Odezva myoelektrické protézy na nadprahové impulsy

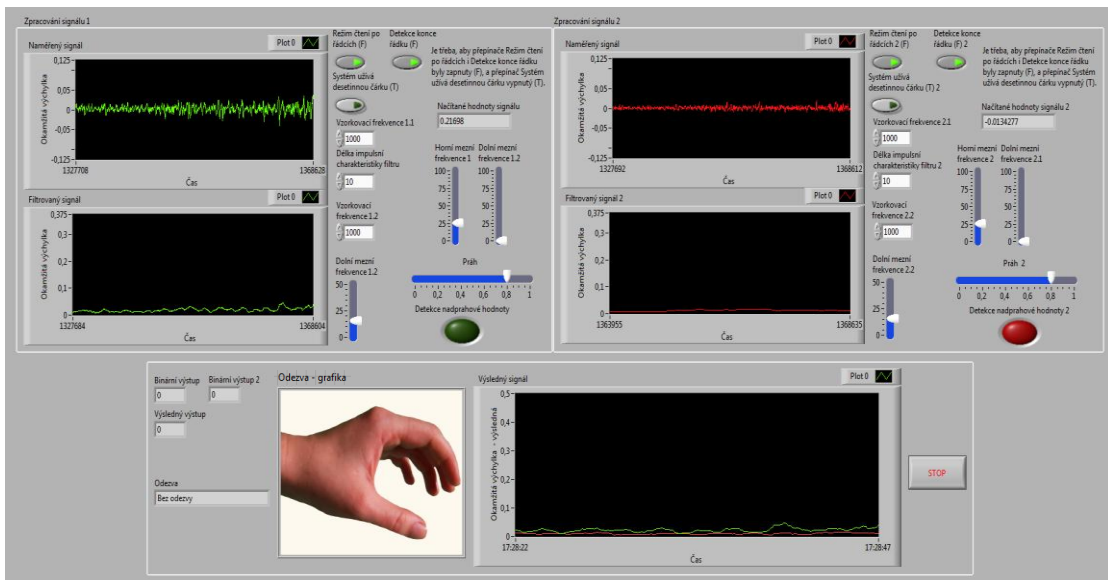
1. Bez odezvy, 2. Otevírání ruky, 3. Zavírání ruky, 4. Neutrální stav

Tabulka 4: Výsledná odezva

EMG_1 binární výstup	EMG_2 binární výstup vynásobený 2x	Součet	Odezva
0	0	0	Bez odezvy
1	0	1	Otevírání ruky
0	2	2	Zavírání ruky
1	2	3	Neutrální stav

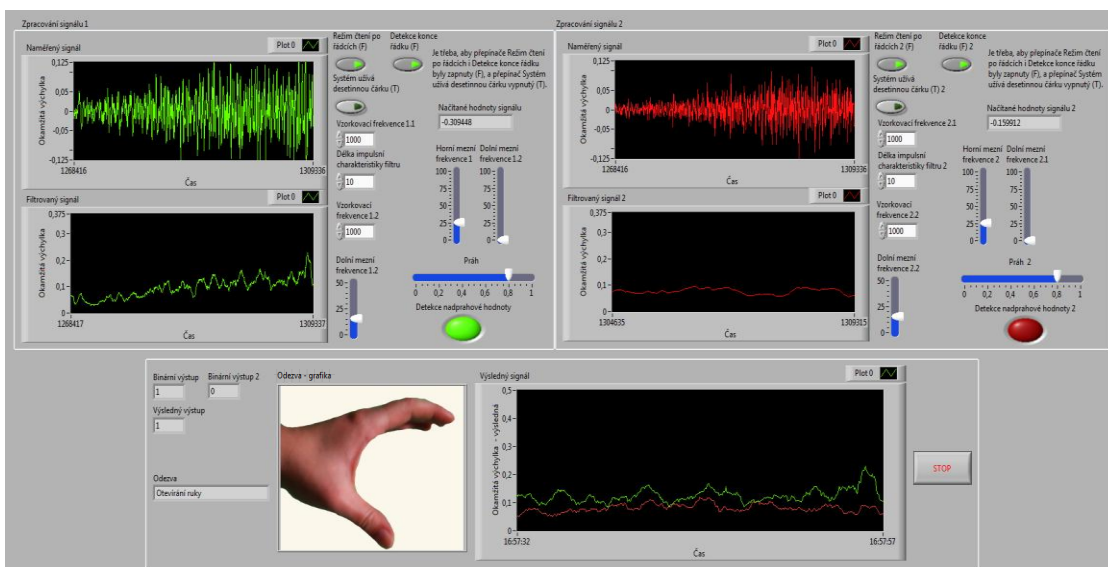
## Znázornění možných výsledků měření v programu

- 1) **Bez odezvy** - na čelním panelu není detekována nadprahová hodnota ani u jednoho ze signálů. Kontrolky pro detekci jsou vypnuté, binární výstupy jednotlivých signálů jsou rovny nule, čili i výsledný binární výstup je roven nule. Z předchozích tabulek i z čelního panelu se může vyčíst, že hodnota výsledného součtu binárních výstupů je také rovna nule a na textovém výstupu se objeví text „Bez odezvy“, na grafickém výstupu se objeví obrázek ruky v neutrální poloze, viz Obrázek 26.



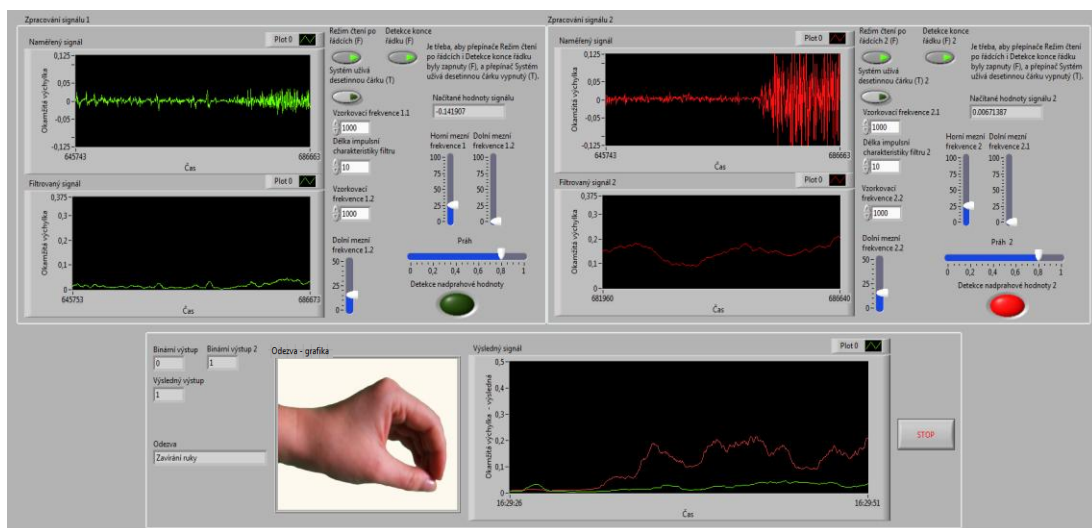
Obrázek 26: Výsledný výstup – Bez odezvy

- 2) **Otevírání ruky** – je detekována nadprahová hodnota u signálu EMG\_1. Zelená kontrolka pro detekci je zapnutá, binární výstup signálu EMG\_1 je roven jedné, pro signál EMG\_2 je roven nule, hodnota výsledného součtu binárních výstupů je rovna hodnotě 1 a na textovém výstupu se objeví text „Otevírání ruky“, na grafickém výstupu se objeví obrázek ruky v otevřené poloze, viz Obrázek 27.



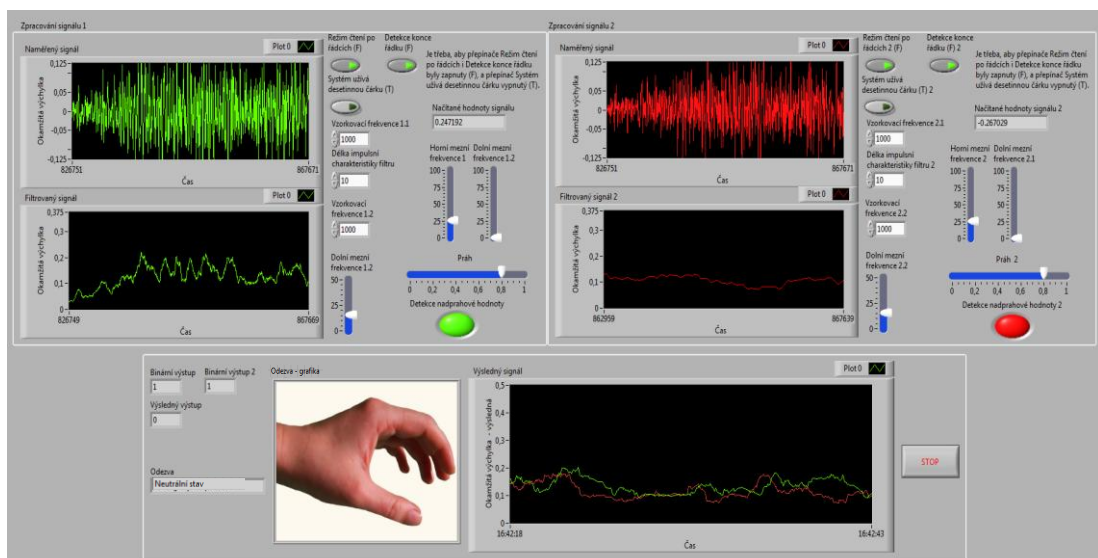
Obrázek 27: Výsledný výstup – Otevírání ruky

- 3) **Zavírání ruky** - je detekována nadprahová hodnota u signálu EMG\_2. Červená kontrolka pro detekci je zapnutá, binární výstup signálu EMG\_2 je roven jedné, pro signál EMG\_1 roven nule, hodnota výsledného součtu binárních výstupů je rovna hodnotě 2 a na textovém výstupu se objeví text „Zavírání ruky“, na grafickém výstupu se objeví obrázek ruky v zavřené poloze, viz Obrázek 28.



Obrázek 28: Výsledný výstup – Zavírání ruky

- 4) **Neutrální stav** – jsou detekovány nadprahové hodnoty u obou signálů. Kontrolky pro detekci jsou obě zapnuté, binární výstupy jednotlivých signálů jsou rovny 1, výsledný binární výstup je 0. Hodnota výsledného součtu binárních výstupů je tedy rovna 3 a na textovém výstupu se objeví text „Neutrální stav“, na grafickém výstupu se objeví obrázek ruky v neutrální poloze, viz Obrázek 29.



Obrázek 29: Výsledný výstup – Neutrální stav

## 6. Diskuze

Na světě žije velké množství lidí s amputací horní končetiny. Ne každému je však umožněna kompenzace v podobě protetické náhrady horní končetiny. I přesto, že někteří z těchto lidí se protetické náhrady dočkají, snaží se svůj handicap dále skrývat. Tato práce by měla sloužit jako pomůcka pro seznámení s protetickými náhradami horních končetin a pochopení jejich funkce. Tím by se také zvýšilo povědomí o této problematice a společnost by mohla určitým způsobem vyjít pacientům vstříc a pozvednout jejich sebedůvěru. Používání protetické náhrady končetin není ponižující záležitostí, má zejména napomáhat vrátit se zpět do aktivního života.

Každému pacientovi vyhovuje jiný systém protézy, s jinou citlivostí, kterou si navíc může upravovat dle svých aktuálních potřeb. Protože nároky na tyto potřeby se zvyšují a požaduje se dokonalá funkčnost, řízení myoelektrických protéz se musí neustále vyvíjet. Z technických a časových důvodů není vždy možnost zkoumání přímo na cílových objektech, proto je grafické zpracování a programování velmi užitečnou součástí této problematiky.

Plynulost běhu tohoto programu závisí na rychlosti zpracování dat počítačem. U méně výkonných počítačů může docházet ke zpomalení programu, což je způsobeno velkým množstvím načítaných dat. Program pro bakalářskou práci byl zpracován na počítači s procesorem Intel Core 2 Duo, s frekvencí procesoru 2 GHz, operační paměť DDR2 (double-data-rate 2). Byla použita verze Labview 10.0.1, rok vydání 2010. Zpracování signálu při zpomalení 10 000 trvalo celkem přibližně 40 minut (původně 4 minutový záznam měřený pomocí systému Biopac). Tento demonstrační program by bylo možno využít pro potřeby výuky v terapeutické a protetické technice a podobných předmětech.

K procvičování svalů odpovídajících za řízení myoelektrické protézy je možné využít zpětnou vazbu, tzv. myofeedback. Pacient aktivuje dané svaly a pomocí vizuálního nebo zvukového zobrazení si sám může kontrolovat sílu kontrakce. Grafické zobrazení může mít klasickou podobu ve formě stupnice, na které se pohybuje ukazatel síly (spíše pro dospělé pacienty). Více zábavná forma je v podobě her, kde se pacient snaží plnit úkoly pomocí svalové aktivity (děti i dospělí). Pacient překonává jen své vlastní výkony, což ho nutí neustále na sobě pracovat. Myofeedback je velmi vhodnou fyzikální terapií pro svaly nejen na ruce, ale i na dalších částech těla (celé paže, nohy, sfinktery - svěrače). Často se používá zároveň se stimulací, která podporuje účinek zpětné vazby. Podmínkou účinného myofeedbacku je spolupráce pacienta s aktivním přístupem k terapii.

## 7. Závěr

Tato bakalářská práce slouží k seznámení s danou problematikou protetických náhrad horních končetin. Literární rešerše zahrnuje základní poznatky o protetických náhradách horních končetin, jejich formách a použití v různých situacích, s porovnáním výhod a nevýhod jednotlivých typů protéz. Myoelektrické protézy, tzv. bionické ruce, na které je tato práce zaměřena, patří mezi vývojově nejmladší a nejvíce funkční protézy na trhu.

Pro názorné vysvětlení funkce myoelektrické protézy bylo navrženo její blokové schéma. Ke schématu byly přiloženy odpovídající popisy jednotlivých součástí. Pomocí počítačového systému Biopac byly následně naměřeny elektromyografické signály určené pro řízení protézy. Snímání bylo provedeno na svalech musculus extensor carpi ulnaris (vnitřní natahovač zápěstí) a musculus flexor carpi radialis (radiální ohýbač zápěstí), které slouží k ovládní myoelektrické transkarpální protézy i u firmy Otto Bock.

Snímání signálů probíhalo dvoukanalově, pro zpracování bylo třeba je oddělit do dvou samostatných bloků. Tyto signály byly zpracovány v programu LabVIEW, který slouží ke zpracování signálů a jejich vizualizaci. Samotný program je zaměřen na vysvětlení funkce myoelektrických protéz na základě ovládní z naměřených biosignálů. Je rozdělen přehledně do dvou bloků zpracování a jednoho bloku výsledného signálu se znázorněnými textovými a grafickými odezvami.

Po úpravách a sečtení binárních výstupů vznikly 4 různé výsledky chování protézy. Bez nadprahového impulsu nevzniká v protéze žádná aktivita, s jedním nadprahovým impulsem dochází k otevírání nebo zavírání ruky, při nadprahových impulzech z obou signálů je protéza bez odezvy. Výsledky programu jsou zahrnuty na konci kapitoly 5.2.3 Zpracování naměřených signálů.

Navržený způsob řízení protézy lze ověřit pomocí dvou dvojic přiložených signálů. Jedna z nich je původní (EMG\_1 a EMG2), druhá slouží k ověření funkčnosti a univerzálnosti programu pro měřené myoelektrické signály ruky pomocí systému Biopac (signály EMG\_3 a EMG\_4).

Tento program byl vytvořen k objasnění principu fungování myoelektrických protéz, může být použit jako názorná pomůcka pro výuku v terapeutice, protetice a v podobných medicínsko-technických oblastech.

## Seznam použité literatury

- [1] EIS, Emil. *Ortopedická protetika*. 1. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1983. 62 s.
- [2] POTŮČEK, Vladimír. *Materiály pro ortopedickou protetiku pro studijní obor ortopedický protetik a učební obor protetik*. 1. vyd. Brno : Ústav pro další vzdělávání stř. zdravot. pracovníků, 1983. 218 s.
- [3] *Otto Bock* [online]. 2011 [cit. 2011-12-04]. Myoelektrické protézy horních končetin. Dostupné z WWW: <[http://ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob\\_cz\\_cs/hs.xsl/384.html](http://ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob_cz_cs/hs.xsl/384.html)>.
- [4] United States. Defense advanced Research projects agency. *50 years bridging the gap* [online]. Washington, D.C. : Darpa, 2008 [cit. 2011-12-01]. DARPA'S BIO-REVOLUTION,s. 180. Dostupné z WWW: [http://www.darpa.mil/About/History/First\\_50\\_Years.aspx#DARPA:%2050%20Years%20of%20Bridging%20the%20Gap](http://www.darpa.mil/About/History/First_50_Years.aspx#DARPA:%2050%20Years%20of%20Bridging%20the%20Gap)>.
- [5] *Shadow Robot Company* [online]. 2011 [cit. 2011-12-05]. Shadow products. Dostupné z WWW: <<http://www.shadowrobot.com/products.shtml>>.
- [6] *Touch Bionics* [online]. 2011 [cit. 2011-12-01]. Dostupné z WWW: <<http://www.touchbionics.com/>>.
- [7] Kolektiv autorů. *Ortopedická protetika horní končetiny: Určeno [pro posl.] tématického kursu v úseku práce ortopedická protetika horní končetiny*. 1. vyd. Brno : Ústav pro další vzdělávání stř. zdravot. pracovníků, 1973. 71 s.
- [8] PETÁK, Jan; PŘIBYL, Mirko. *Ortopedická protetika pro 1. ročník učebního oboru ortopedický protetik*. 2., upr. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1983. 44 s.
- [9] HADRABA, Ivan. *Ortopedická protetika. (II. část)*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2006. 106 s. ISBN 80-246-1296-8.
- [10] PŘIBYL, Mirko. *Ortopedická protetika: určeno pro potřeby ústavu*. 1. vyd. Brno : Ústav pro další vzdělávání stř. zdravot. pracovníků, 1972. 198 s.
- [11] ECK, Vladimír. *Bionika*. 1. vyd. Praha: ČVUT-FEL, 1998. 161 s. ISBN 80-01-01845.
- [12] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. dopl. vyd. Praha: Grada, 2003. 771 s. ISBN 80-247-0512-5.

- [13] SORNMO L., LAGUNA P.: *Bioelectrical Signal processing in Cardiac and Neurological applications*, academic Press; 1 edition, 2005. ISBN: 978-0124375529.
- [14] MERLETTI, Roberto; PARKER, Philip: *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive applications*. Canada : Wiley-IEEE Press, 2004-07-26. 520 s. ISBN 0471675806.
- [15] KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie: fyziologické základy a elektrofyziologická vyšetření se zvláštním zřetelem k rozboru potenciálů motorické jednotky*. 1. vyd. Praha: Triton, 1999. 173 s. ISBN 80-7254-047-5.
- [16] ČIHÁK, Radomír, MED Milan. *anatomie 1. 2.*, upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
- [17] SMÉKAL, Zdeněk. *Číslíkové zpracování signálů*. Elektronické skriptum. Brno: VUT v Brně, 2005.
- [18] HUBÁLEK, Jaromír, KIZEK, René, KLOSOVÁ, Kateřina. *Chemosenzory a biosenzory*. Elektronické skriptum. Brno: VUT v Brně, 2009.
- [19] DUFEK, Jaroslav. *Elektromyografie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. Učební texty. 102 s. ISBN 80-7013-208-6.
- [20] ROZMAN, Jiří, CHMELÁŘ, Milan, JEHLIČKA, Karel. *Terapeutická a protetická technika*. Elektronické skriptum. Brno: VUT v Brně, 2004.
- [21] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. Elektronické skriptum. Brno: VUT v Brně, 2006.
- [22] *BIOPAC SYSTEMS, Inc* [online]. 2012 [cit. 2012-04-08]. BIOPAC. Dostupné z WWW: <http://www.biopac.com/index.asp>.
- [23] HAVLÍČEK, Josef; VLACH Jaroslav; VLACH, Martin. *Začínáme s LabVIEW*. 1. vyd. Brno: BEN, 2008. 248s. ISBN 978-80-7300-245-9.

## Seznam zkratek

<b>EMG</b>	Elektromyografie
<b>BSL MP35</b>	Akviziční jednotka systému Biopac
<b>CH3</b>	Měřicí kanál číslo 3
<b>CH4</b>	Měřicí kanál číslo 4
<b>DDR2</b>	Double-data-rate 2 – vysokorychlostní ukládání dat

## Seznam příloh

### 1. Markéta\_Tomanová\_BP\_prilohy.zip

<b>Ruka_BP.vi</b>	Program v LabVIEW
<b>EMG_1</b>	Textový soubor hodnot naměřených pomocí systému Biopac, pro 1. sval
<b>EMG_2</b>	Textový soubor hodnot naměřených pomocí systému Biopac pro 2. sval
<b>EMG_3</b>	Kontrolní textový soubor hodnot naměřených pomocí systému Biopac pro 1. sval
<b>EMG_4</b>	Kontrolní textový soubor hodnot naměřených pomocí systému Biopac pro 2. sval

Program Ruka\_BP.vi je vytvořen v programu LabVIEW (verze 10.0.1, rok vydání 2010, firma National Instruments). Na čelním panelu jsou všechny potřebné hodnoty přednastavené, pro spuštění programu je tak potřeba pouze zvolit cesty načítání ze souboru. Ukázka načítání signálu na straně 35.

Pro načítání je možnost zvolit ze dvou dvojic souborů. EMG\_1 a EMG\_2 (musí být zachováno pořadí načítání, aby bylo zachováno otevírání a zavírání ruky pro danou skupinu svalů). Dvojice signálů EMG\_3 a EMG\_4 slouží k ověření platnosti a ukázání univerzálnosti programu i pro jiné myoelektrické signály naměřené pomocí systému Biopac.

Na čelním panelu se zobrazují výsledky zpracování signálů. Čelní panel je složen ze dvou bloků zpracování a jednoho bloku výsledného. Cílem práce bylo zpracovat naměřené signály tak, aby je bylo možné využít pro řízení protézy. Navržený způsob lze ověřit ve funkčním programu Ruka\_BP.vi. Nadprahové hodnoty při aktivitě jednoho nebo druhého svalu způsobí výslednou odezvu. Odezva je znázorněna textově i graficky pro přehlednost. Pro lepší pochopení jsou zde zobrazeny i binární výsledky, které předchází zmíněným odezvám. Další potřebné popisy se nachází v kapitole 5.2.3. Zpracování naměřených signálů.