



# Bionická protéza a její propojení s pacientem

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika

*Autor práce:* **Martin Blažek**  
*Vedoucí práce:* Ing. Jan Koprnický, Ph.D.





# Bionic prosthetics and its connection to the patient

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical technician  
*Study branch:* 3901R032 – Biomedical technician  
*Author:* **Martin Blažek**  
*Supervisor:* Ing. Jan Koprnický, Ph.D.



## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Martin Blažek**  
Osobní číslo: **D15000001**  
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**  
Studijní obor: **Biomedicínská technika**  
Název tématu: **Bionická protéza a její propojení s pacientem**  
Zadávací katedra: **Fakulta zdravotnických studií**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

#### Cíle práce:

Cílem bakalářské práce je propojení bionické protézy, vytvořené pomocí technologie 3D tisku a její úspěšné propojení s pacientem, tak, aby došlo k nejlepšímu přenosu signálů z pacienta na protézu.

Teoretická část se bude týkat rešerše anatomie, fyziologie a biomechaniky horních končetin. Dále bude provedena rešerše bionických protéz a různých typů EMG snímačů a porovnání jejich funkčnosti za různých podmínek, např. pokud bude uživatel zpocený.

Praktická část se bude týkat sestavení bionické protézy horní končetiny a testování použitelnosti různých typů snímačů EMG, sestavených na TUL v rámci DP NAJMAN [15].

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Pro člověka postiženého amputací představují bionické protézy významné zjednodušení každodenního života. Jenže získání takovéto zdravotní pomůcky nemusí být vůbec jednoduchá a levná záležitost, ale s možností 3D tisku se naskytuje příležitost, že by si ji i takto postižený člověk mohl sám sestavit.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

Upravit bionickou protézu Brunel hand od OpenBionics. Změřit signály z různých snímačů a jejich vyhodnocení. Z dosažených výsledků a literatury shrnout kladné a záporné vlastnosti snímačů bionických náhrad.

Metoda:

Laboratorní měření: elektrotechnická a mechanická.

Místo a čas realizace výzkumu:

Technická univerzita v Liberci, 9/2017 až 4/2018.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury: viz příloha

Vedoucí bakalářské práce:

**Ing. Jan Koprnický, Ph.D.**

Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání bakalářské práce: 28. dubna 2017

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2018



prof. MUDr. Karel Cvačovec, CSc., MBA  
děkan

V Liberci dne 30. listopadu 2017

# Příloha zadání bakalářské práce

## Seznam odborné literatury:

- [1] KOUKAL, Ondřej. Mechanická protéza horní končetiny. Brno, 2014. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí diplomové práce David Paloušek. Dostupné také z: [http://dl.uk.fme.vutbr.cz/zobraz\\_soubor.php?id=2157](http://dl.uk.fme.vutbr.cz/zobraz_soubor.php?id=2157)
- [2] ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 2., uprav. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- [3] GANONG, William F. Přehled lékařské fyziologie. 20. vyd. Praha: Galén, c2005. ISBN 80-726-2311-7.
- [4] Protézy horních končetin. Protetika Sýkora Praha [online]. [cit. 2017-03-29]. Dostupné z: <http://www.protetika-sykora.cz/protezy/protezy-hornich-koncetin>
- [5] ŠNYTR, Jan. Protetické vybavení po amputaci horní končetiny. Praha, 2011. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí bakalářské práce Rudolf Půlpán. Dostupné také z: <https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/106318/>
- [6] ČVUT. Bionika [online]. [cit. 2017-03-29]. Dostupné z: <http://www.fbmi.cvut.cz/bionika>
- [7] LUX, Martin. Experimentální biomechanická protéza ruky. Brno, 2012. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí diplomové práce David Paloušek. Dostupné také z: [https://www.vutbr.cz/studium/zaverecne-prace?action=detail&zp\\_id=48516&text=protéza&hl\\_klic\\_slova=1&hl\\_abstrakt=0&hl\\_n](https://www.vutbr.cz/studium/zaverecne-prace?action=detail&zp_id=48516&text=protéza&hl_klic_slova=1&hl_abstrakt=0&hl_n)
- [8] NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. Přehled anatomie. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
- [9] KUSÁK, Václav. Zhodnocení současného stavu v oblasti konstrukce biomechanických protéz horních končetin. Brno, 2008. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav výrobních strojů, systémů a robotiky. Vedoucí bakalářské práce Petr Matějka. Dostupné také z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=16098](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=16098)
- [10] RAEZ M. B. I., M.S. HUSSAIN a F. MOHD-YASIN. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. Biological Procedures Online. 2006, 8(1), 11-35. ISSN 1480-9222. DOI 10.1251/bpo115. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1455479/>
- [11] CLEMENT, R. G. E., K. E. BUGLER a C. W. OLIVER. Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations. The Surgeon. 2011, 9(6), 336-340. ISSN 1479-666X. DOI 10.1016/j.surge.2011.06.001. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1479666X11000904>
- [12] Advancer Technologies, LLC. MyoWare Muscle Sensor [online]. [cit. 2017-03-29]. Dostupné z: <http://www.advancertechnologies.com/p/myoware.html>
- [13] exiii. HACKberry Open Source Community [online]. [cit. 2017-03-29]. Dostupné z: <http://exiii-hackberry.com>
- [14] ŠOLC, František a Lukáš KOPEČNÝ. McKibbenův pneumtický sval v robotice. AT&P JOURNAL. [online]. 2003, 2(1), 62-64. Dostupné z: <http://www.atpjournals.sk/buxus/docs/atp-2003-2-62.pdf>
- [15] NAJMAN, Petr. Bionická ruka. Liberec, 2017. Diplomová práce. Technická univerzita v Liberci. Ústav mechatroniky a technické informatiky.

## Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.


Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 30.4.2018

Podpis: 

## Abstrakt

Tato bakalářská práce se věnuje tématu levných bionických náhrad horní končetiny. Teoretická část obsahuje seznámení s anatómií a fyziologií zdravé horní končetiny, seznámení s problematikou amputací, úvod do problematiky protetiky a protetických náhrad horní končetiny. Praktická část je věnována práci s prototypem bionické protézy Brunel hand od Openbionics. Tato protéza je vyrobena pomocí technologie 3D tisku a používá elektroniku programovatelnou v prostředí Arduino IDE. Ovládání protézy je otestováno pomocí elektromyografických senzorů Myoware. Přesnost měření těchto senzorů byla ověřena pomocí zdravotnického EMG přístroje TruTrace. Protéza byla rovněž rozšířena o Bluetooth modul, který umožňuje bezdrátovou komunikaci mezi protézou a jiným zařízením, například počítačem nebo mobilním telefonem. Z toho důvodu byla vytvořena mobilní aplikace pro telefony s operačním systémem Android. V rámci bakalářské práce také byly navrženy tři typy pažových lůžek vhodných pro výrobu pomocí 3D tisku a několik dalších dílů. V závěru je zhodnocení levných open-source projektů bionických protéz a byly uvedeny návrhy, které by vedly k vylepšení konstrukce a stavby bionické protézy.

*klíčová slova:* bionická protéza, protetika, 3D tisk, elektromyografie, Arduino, Bluetooth, amputace končetin

## Abstract

This bachelor thesis deals with topic of low-cost bionic prosthetic hands. The theoretical part includes introduction to anatomy and physiology of healthy human upper limb, amputations, understanding prosthetics and prosthetics replacements of human upper limb. The practical part describes work with prototype of bionic prosthesis Brunel hand of Openbionics companz. This prosthesis is 3D printed and uses electronics programmable in Arduino IDE environment. The prosthesis control is tested by Myoware electromyography sensors and the accuracy of these sensors is verified by TruTrace medical EMG measurement device. The options of control were extended by addition of a Bluetooth module allowing wireless communication with computer or mobile device, for this reason an application for mobile devices running Android operation system was developed. For an attachment of the prosthetic hand, three forearms prototypes and few other parts were created within the scope of this bachelor thesis. In the conclusion low-cost open-source projects were evaluated and ways of an improvement of construction and design were stated.

*keywords:* bionic prosthesis, prosthetics, 3D print, electromyography, Arduino, Bluetooth, limb amputations



## Poděkování

Rád bych poděkoval všem, kteří mi pomohli při vzniku této bakalářské práce. Zvláštní poděkování patří vedoucímu práce Ing. Janu Koprnickému, Ph.D a nadaci Preciosa Group, jejíž grant umožnil vznik projektu bionické protézy na naší univerzitě. Velké poděkování také patří mé rodině za podporu během studia a vypracování práce.

# Obsah

Seznam zkratk	10
Seznam obrázků	12
<b>Úvod</b>	<b>13</b>
<b>1 Teoretická část</b>	<b>14</b>
1.1 Anatomie a fyziologie horní končetiny	14
1.1.1 Kostra horní končetiny	14
1.1.2 Spoje kostí horní končetiny	15
1.1.3 Svaly horní končetiny	15
1.1.4 Fyziologie horní končetiny	18
1.2 Úchop	18
1.2.1 Malé úchopové formy	18
1.2.2 Velké úchopové formy	19
1.3 Amputace horní končetiny	20
1.3.1 Historie amputací horních končetin	20
1.3.2 Důvody k amputaci	20
1.3.3 Dělení amputací dle příčiny	21
1.3.4 Dělení amputací dle výšky	21
1.4 Protetika horních končetin	22
1.4.1 Historie protéz horní končetiny	23
1.4.2 Protézy	24
1.4.3 Pasivní protézy	24
1.4.4 Aktivní protézy	25
1.5 Propojení s pacientem	26
1.5.1 Pahýlové lůžko	26
1.5.2 EMG	26
1.5.3 Arduino	31
1.5.4 Myoware	32
1.5.5 Myo Armband	32
1.5.6 Experimentální invazivní metody	32
<b>2 Současné myoelektrické protézy</b>	<b>34</b>
2.1 Komerční protézy horní končetiny	34
2.1.1 Ottobock BeBionic	34
2.1.2 Steeper Myoelectric hands	35

2.1.3	Touch bionics i-limb . . . . .	35
2.2	Open-source projekty bionických protéz horních končetin . . . . .	36
2.2.1	Exiii HACKberry . . . . .	36
2.2.2	Hero arm . . . . .	36
2.2.3	Roboarm . . . . .	37
<b>3</b>	<b>Praktická část</b>	<b>38</b>
3.1	Brunel hand . . . . .	38
3.2	Úchopy Brunel hand . . . . .	38
3.3	Pahýlové lůžko . . . . .	38
3.4	Řízení protézy Brunel hand . . . . .	39
3.4.1	Porovnání senzoru MyoWare se zdravotnickým EMG . . . . .	41
3.4.2	Ovládání pomocí MyoWare . . . . .	41
3.5	Software . . . . .	42
3.5.1	Programování v Arduinu . . . . .	42
3.5.2	Úprava Beetroot . . . . .	43
3.5.3	Propojení s Android zařízením . . . . .	43
3.6	Ampér 2018 . . . . .	44
<b>4</b>	<b>Diskuze</b>	<b>46</b>
4.1	Klady . . . . .	46
4.2	Zápory . . . . .	46
<b>5</b>	<b>Návrh doporučení pro praxi</b>	<b>48</b>
<b>6</b>	<b>Závěr</b>	<b>49</b>
	<b>Literatura</b>	<b>49</b>
6.1	Obsah CD . . . . .	53
6.2	Obrázky . . . . .	54

## Seznam zkratek

<b>TUL</b>	Technická univerzita v Liberci
<b>FZS</b>	Fakulta zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci
<b>HK</b>	Horní končetina
<b>DK</b>	Dolní končetina
<b>EMG</b>	Elektromyografie
<b>OZ</b>	Operační zesilovač
<b>A/D</b>	Analogově digitální převodník
<b>USB</b>	Universal Serial Bus
<b>HW</b>	Hardware
<b>SW</b>	Software
<b>LED</b>	Light Emitting Diode
<b>PCB</b>	Printed Circuit Board
<b>RAW</b>	Nezpracovaná data

## Seznam obrázků

1.1	Kostra horní končetiny a ruky [1]	15
1.2	Stavba svalu, svalového vlákna a sakromery [23]	16
1.3	Malé úchopové formy [6]	19
1.4	Velké úchopové formy [6]	19
1.5	Rozdělení amputací podle místa amputace [24]	22
1.6	Vývoj protéz v průběhu dějin [15]	23
1.7	Nové rozdělení pasivních protéz horní končetiny dle Maata, včetně různých názvů, které jsou v současné literatuře používány [13]	25
1.8	Blokové schéma získání a zpracování EMG signálu [29]	28
1.9	Invertující zapojení operačního zesilovače	29
1.10	Neinvertující zapojení operačního zesilovače [22]	29
1.11	Schéma zapojení sumátoru [22]	30
1.12	Schéma zapojení diferenčního zesilovače [22]	31
1.13	Komparátor [22]	31
1.14	Deska Arduino UNO [21]	32
1.15	EMG senzor Myoware [20]	32
1.16	Schéma umístění maticových elektrod na povrch svalu [17]	33
2.1	Bionická protéza BeBionic [25]	35
2.2	Bionická protéza steeper Myoelectric hand [26]	35
2.3	Různé velikosti bionické protézy i-limb od touch bionics [27]	36
2.4	Protéza sestavená v rámci diplomové práce Petra Najmana [6]	37
2.5	Bionické protézy od Openbionics [28]	37
3.1	Různé typy lůžek, která vznikla v rámci praktické části bakalářské práce	39
3.2	Díl umožňující spojení lůžka HACKberry a Brunel hand	39
3.3	Schéma propojení snímačů Myoware s 4kanálovým audio jackem, vytvořené v kreslicím programu Fritzing	40
3.4	Serial monitor prostředí Arduino s většinou příkazů pro nastavení protézy	42
3.5	Modul Bluetooth HC-06	44
3.6	Nástroj pro tvorbu android aplikací Thunkable	44
6.1	Protéza Brunel hand na veletrhu Ampér	54

6.2	Servomotory Actuonix, servo napravo má viditelné rýhy na lineárním potenciometru . . . . .	54
6.3	Řez předloktím zobrazující jednotlivé svaly povrchové i hluboké vrstvy. R – Radius; U – Ulna; 1 – m. brachioradialis; 2 – m. extensor carpi radialis longus; 3 – m. extensor carpi radialis brevis; 4 – m. pronator teres; 5 – m. flexor carpi radialis; 6 – m. palmaris longus; 7 – m. flexor digitorum superficialis; 8 – m. flexor carpi ulnaris; 9 – m. flexor pollicis longus; 10 – m. flexor digitorum profundus; 11 – m. abductor pollicis longus; 12 – m. extensor pollicis longus; 13 – m. extensor indicis; 14 – m. extensor digitorum; 15 – m. extensor digiti minimi; 16 – m. extensor carpi ulnaris; 17 – v. cephalica; 18 – n. radialis, ramus superficialis, a. radialis vv. radialis; 19 – n. medianus; 20 – n. ulnaris, a. ulnaris, vv. ulnaris; 21 – v. basilica; 22 – n. radialis, ramus profundus; 23 – fascia antebrachii; 24 – membrana interossea . . . . .	55

## Úvod

Bakalářská práce na téma Bionická protéza a její propojení s pacientem se zaměřuje na problematiku výroby a propojení protéz především horní končetiny s uživatelem. V rámci práce je zprovozněna open-source bionická protéza Brunel hand, ke které bylo navrženo několik typů pahýlových lůžek a vznikl program umožňující bezdrátovou komunikaci protézy s mobilním telefonem s operačním systémem Android prostřednictvím Bluetooth.

Teoretická část bakalářské práce se zabývá tématy, důležitými pro pochopení problematiky amputací horní končetiny a protetiky určenou pro kompenzaci takového postižení. Pro vytvoření funkční protézy je nutné nejprve pochopit jak funguje zdravá horní končetina z anatomického i fyziologického hlediska. To zahrnuje popis kostry, svalů a kloubních spojení horní končetiny, stavbu svalu, různé pohyby a úchopy, které je zdravá končetina schopna vykonávat. Následuje shrnutí a rozbor příčin amputací, prováděných při nevratném poškození horní končetiny. Dalším tématem je seznámení se s oborem ortopedické protetiky, z pohledu historického i současného a na závěr jsou popsány různé typy protéz horní končetiny a jejich řízení a také vymezení pojmů myoelektrická a bionická protéza. Posledním tématem teoretické části je problematika propojení pacienta se samotnou protézou, ať se jedná o připevnění protézy na lidském těle nebo ovládání protézy pacientem.

Další část práce je věnována současným myoelektrickým protézám a jejich popisu. Nejprve jsou popsány protézy komerční, které zejména pro svojí cenu jsou obtížně dostupné. Následuje popis vybraných open-source projektů, na kterých pracuje i Technická univerzita v Liberci. Na závěr této části je popsáno několik zajímavých vybraných projektů jednotlivců.

Praktická část bakalářské práce obsahuje seznámení s bionickou protézou Brunel hand. Následuje popis základních funkcí a možností nastavení. Poté jsou popsána pahýlová lůžka navrhnutá pro tuto protézu a možnost využití již vytisknutých dílů pro tento projekt. K ovládání protézy se používají dva senzory MyoWare, které byly otestovány a jejich přesnost měření byla porovnána se zdravotnickým EMG systémem TruTrace, dostupným na Fakultě zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci. V rámci praktické části také vznikla mobilní aplikace pro systém Android, která umožňuje komunikaci mezi telefonem a protézou. Na závěr jsou popsány zkušenosti z testovacího předvádění protézy na veletrhu Ampér 2018 v Brně.

V diskuzi jsou rozebrány výhody a nevýhody open-source projektů protéz horní končetiny oproti komerčně dostupným protézám.

Závěrem jsou shrnuty a zhodnoceny výsledky bakalářské práce.

# 1 Teoretická část

## 1.1 Anatomie a fyziologie horní končetiny

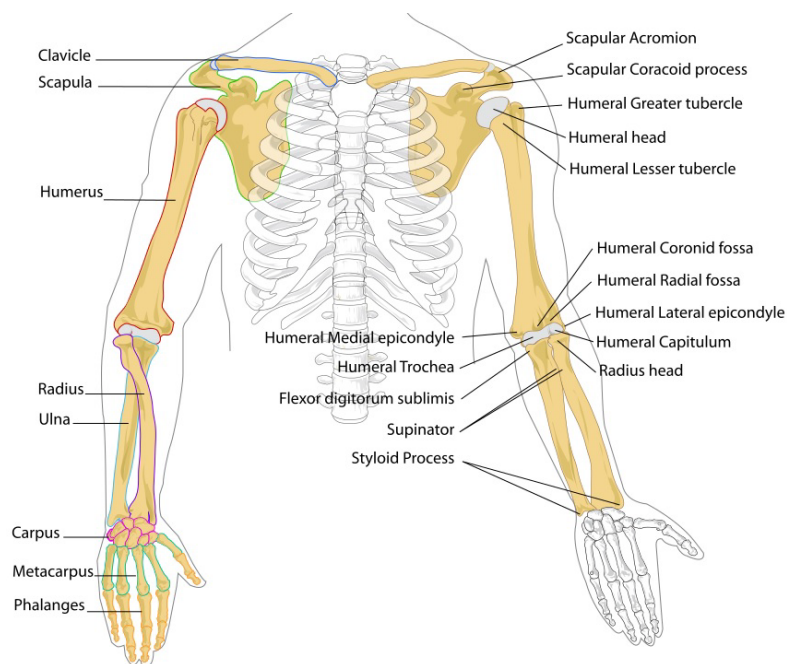
Anatomie člověka je věda zabývající se stavbou zdravého lidského těla. Fyziologie je věda zabývající se fungováním živých organismů a procesy, které v nich probíhají. Následující kapitola se věnuje anatomii a fyziologii horní končetiny. Protože tvar i funkce protézy vychází z lidského vzoru, je nutné pochopit anatomii a fyziologii končetiny, která je nahrazována.

### 1.1.1 Kostra horní končetiny

Kostra dospělého člověka obsahuje 204–214 kostí, které vytváří pasivní pohybový aparát. Kostí také tvoří ochranná pouzdra (lebka, hrubník) chránící orgány před zraněním. Základní stavební plán kostry horní a dolní končetiny je identický. Na obou rozeznáváme pletenec a kostru volné končetiny. Pletenec horní končetiny (HK) tvoří kost klíční a lopatka, kostru volné HK tvoří kost pažní, kosti předloketní a kosti ruky (více viz obrázek 1.1) [2].

- **Kost klíční (*clavicula*)** – Dlouhá kost tvaru ležatého „S“. Má střední část – tělo a dva kloubní konce – konec sternální a akromiální.
- **Lopatka (*scapula*)** – Plochá kost tvaru trojúhelníku. Kloubně je spojena s klavikulou a humerem a je přiložena na zadní stěnu hrudníku a připojena k ní svaly.
- **Kost pažní (*humerus*)** – Dlouhá kost se dvěma kloubními konci – proximální a distální epifýzou a střední částí – diafýzou.
- **Kost loketní (*ulna*)** – V supinačním postavení předloktí (dlaň míří dopředu) leží na mediální – malíkové straně předloktí.
- **Kost vřetenní (*radius*)** – V supinačním postavení předloktí (dlaň míří dopředu) leží na laterální – palcové straně předloktí.
- **Kostra ruky (*ossa manus*)** – Skládá se z osmi kostí karpálních, pěti kostí metakarpálních (metakarpů) a dvanácti článků prstů (palec má 2 články, ostatní prsty jsou tříčlánkové).





Obrázek 1.1: Kostra horní končetiny a ruky [1]

### 1.1.2 Spoje kostí horní končetiny

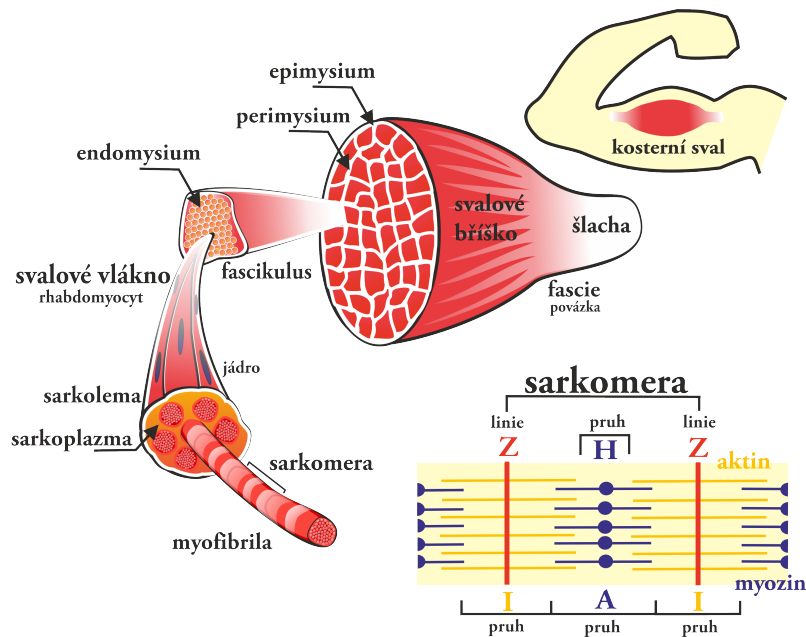
V lidském těle jsou 2 základní typy spojení kostí. Pevné spojení kostí pomocí vaziva, chrupavky nebo kosti a pohyblivé spojení kostí – kloub [2].

- **Spoje pletence horní končetiny** – Kloub sternoklavikulární, kloub akromioklavikulární, ligamentum coracoacromiale.
- **Spoje volné horní končetiny** – Kloub ramenní, kloub loketní, spojení kostí předloketních, klouby ruky.

### 1.1.3 Svaly horní končetiny

Svaly jsou tkáň s elastickými vlastnostmi, schopné po dodání vzrušivého podnětu kontrahovat a následně relaxovat. Přeměňují tak chemickou energii v kinetickou, a proto zajišťují pohyb jak uvnitř organismu, tak i pohyb celého organismu. V lidském těle je kolem 600 kosterních svalů.

Kosterní sval má vazivový začátek (*origo*) a úpon (*insertio*), úpon je obvykle pohyblivější část svalu než začátek. Na začáteční šlachu navazuje masité svalové břicho. Na ně pak navazuje úponová šlacha. Základní stavební jednotkou je svalové vlákno. Buňky příčně pruhované kosterní svaloviny se sdružují do primárních snopečků (*fascicul*). Snopečky se sdružují do sekundárních snopců a snopců vyšších řádů, které tvoří svalové břicho. Základní funkční jednotkou jsou sarkomery, jsou to pravidelné úseky myofibril (soubor aktinových a myozinových vláken) [2]. Řez předloktím zobrazující jednotlivé svaly je na obrázku 6.3.



Obrázek 1.2: Stavba svalu, svalového vlákna a sakromery [23]

### Svaly ramenní, lopatkové a pažní

- Sval deltový (*musculus deltoideus*) – upažení, předpažení, zapažení, držení hlavice humeru v kloubní jamce.
- Sval nadhřebenový (*musculus supraspinatus*) – podílí se na upažení.
- Sval podhřebenový (*musculus infraspinatus*) – rotace v ramenním kloubu, kdy malíková hrana ruky se stáčí ze základní polohy horní končetiny směrem „ven“.
- Velký sval oblý (*musculus teres major*) – připažení, rotace v ramenním kloubu, kdy malíková hrana ruky se stáčí ze základní polohy horní končetiny směrem „dovnitř“.
- Malý sval oblý (*musculus teres minor*) – rotace v ramenním kloubu, kdy malíková hrana ruky se stáčí ze základní polohy horní končetiny směrem „ven“.
- Sval podlopatkový (*musculus subscapularis*) – rotace v ramenním kloubu, kdy malíková hrana ruky se stáčí ze základní polohy horní končetiny směrem „dovnitř“.
- Dvojhlavý sval pažní (*musculus biceps brachii*) – flexe v loketním kloubu, podílí se na abdukce a addukce v ramenním kloubu a supinaci.
- Sval hákový (*musculus coracobrachialis*) – podílí se na připažení a předpažení.

- **Hluboký sval pažní (*musculus brachialis*)** – flexe v loketním kloubu.
- **Trojhlavý sval pažní (*musculus triceps brachii*)** – extenze v loketním kloubu, podílí se na připažení a zapažení [1]

### Svaly předloktí a ruky

- **Pronující sval oblý (*musculus pronator teres*)** – pronace předloktí, účastní se flexe v loketním kloubu.
- **Zevní ohýbač zápěstí (*musculus flexor carpi radialis*)** – ohýbání zápěstí – flexe a radiální dukce (ohyb „za palcem“), účastní se flexe v loketním kloubu.
- **Dlouhý sval dlaňový (*musculus palmaris longus*)** – napíná plochou šlachu na dlani, účastní se flexe v loketním kloubu, účastní se ohýbání zápěstí.
- **Vnitřní ohýbač zápěstí (*musculus flexor carpi ulnaris*)** – ohýbání zápěstí – flexe a ulnární dukce (ohyb „za malíčkem“), účastní se flexe v loketním kloubu.
- **Sval vřetení (*musculus brachioradialis*)** – supinace předloktí, účastní se flexe v loketním kloubu.
- **Dlouhý zevní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi radialis longus*)** – ohýbání zápěstí – extenze (dorsální flexe), radiální dukce (ohyb „za palcem“).
- **Krátký zevní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi radialis brevis*)** – ohýbání zápěstí – extenze (dorsální flexe), radiální dukce (ohyb „za palcem“).
- **Natahovač prstů (*musculus extensor digitorum*)** – natažení prstů, účastní se extenze zápěstí.
- **Natahovač malíku (*musculus extensor digiti minimi*)** – pomáhá natahovat malíček.
- **Vnitřní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi ulnaris*)** – ohýbání zápěstí – extenze (dorsální flexe), ulnární dukce (ohyb „za malíčkem“).
- **Krátký odtahovač palce (*musculus abductor pollicis brevis*)** – odtahování (abdukce palce).
- **Oponující sval palce (*musculus opponens pollicis*)** – staví palec do opozice.
- **Červovité svaly (*musculi lumbricales manus*)** – ohnutí v kloubech mezi dlaní a články prstů (flexe metakarpofalangových kloubů), napnutí v kloubech mezi články prstů (extenze interfalangových kloubů) [1].

## 1.1.4 Fyziologie horní končetiny

### Předloktí

Volné kloubní pouzdro dovoluje obíhání distálního konce radia kolem hlavice ulny, Tento pohyb spolu s rotací hlavice radie v loketním kloubu je základem supinace a pronace předloketních kostí. Supinace je základní postavení předloketních kostí rovnoběžně vedle sebe, dlaňovou stranou dopředu. Označuje se tak i supinační pohyb, jímž se kosti do této pozice dostávají. Pronace je postavení předloketních kostí, při němž ulna zůstává na svém místě a radius se otočil kolem své dlouhé osy a v distálním radioulnárním kloubu oběhl hlavici ulny, takže šikmo zpředu kříží ulnu a dolní část předloktí s rukou se obrací hřbetní stranou dopředu. Označuje se tak i pronační pohyb, jímž se kosti do této pozice dostávají [2].

### Ruka

Zápěstí je tvořeno větším počtem krátkých kostí, které jsou uspořádány do dvou řad, řady proximální a řady distální. Ty vytváří složený kloub ve tvaru ležatého „S“. To umožňuje zápěstí vykonávat palmární a dorasální flexi (pohyb nahoru a dolů), radialní a dorsální dukci (pohyb do stran) a cirkumdukci, kombinovaný pohyb složený ze všech jmenovaných pohybů [2].

### Prsty

Prsty jsou tvořeny celkem 14 články. Palec má články dva, ostatní prsty mají po třech člancích. Označují se slovně jako článek proximální, mediální, distální, v případě palce pouze článek proximální a distální. Kloubní pouzdra mezičlankových kloubů jsou zesílená postranními vazy. Pohyby vykonávané prsty jsou flexe a extenze [2].

## 1.2 Úchop

Úchop můžeme obecně definovat jako aktivní dotyk za spoluúčasti hmatu s bližším cílem dotýkané udržet a s eventuálním dalším cílem užít držené k určité činnosti. Způsob, jakým většina jedinců využívá horní končetinu k uchopení předmětů se nazývá primární úchop. Primární úchopové formy dělíme podle charakteristik uchopovaného předmětu (podle tvaru, rozměru, druhu materiálu apod.), ale také podle předpokládané následné manipulace s ním [4].

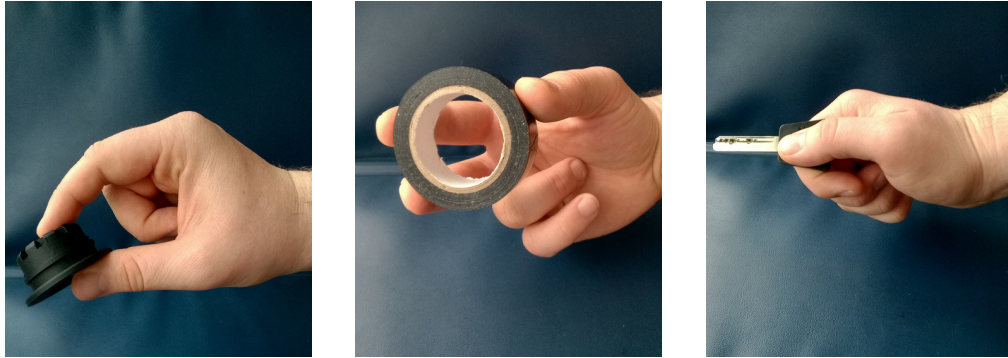
### 1.2.1 Malé úchopové formy

Malé úchopové formy (někdy uváděné jako jemné, špičkové): úchop pinzetový, špetkový a klíčový.

**Pinzetový úchop** (obrázek 1.4a), též špičkový nebo dvoubodový, je prováděn stiskem distální části bříška posledního článku II., III., IV. nebo V. prstu proti distální části bříška druhého článku palce.

**Špetkový úchop** (obrázek 1.4b) je prováděn stiskem volární strany bříška posledních článků obvykle prvních tří prstů (tříbodový), ale také i IV. nebo V. prstu nebo eventuálně všech uvedených současně.

**Klíčový úchop** (obrázek 1.4c představuje přitisknutí volární strany 2. článku palce proti radiální straně ukazováku [5].



(a) Pinzetový úchop

(b) Špetkový úchop

(c) Klíčový úchop

Obrázek 1.3: Malé úchopové formy [6]

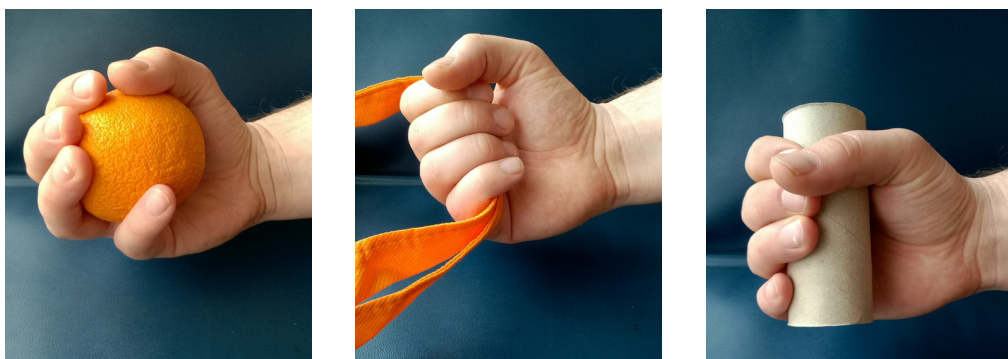
## 1.2.2 Velké úchopové formy

Velké úchopové formy zahrnují obvykle: úchop dlaňový (též kulový, široký), háčkový a válcový.

**Dlaňový úchop** je charakterizován intenzivním sevřením všech prstů ve flexi směrem do dlaně tak, jako když svíráme v dlani kouli.

**Háčkový úchop** vzniká, když II., III., IV. a V. prst jsou flektovány v základním kloubu a v 1. a 2. mezičlánkovém kloubu. Palec se úchopu nezúčastní.

**Válcový úchop** má podobný charakter jako háčkový, ale palec směřuje proti ostatním prstům v opozici a zajišťuje tak zachycení uchopeného předmětu [5].



(a) Pinzetový úchop

(b) Špetkový úchop

(c) Klíčový úchop

Obrázek 1.4: Velké úchopové formy [6]

## 1.3 Amputace horní končetiny

Amputace je úrazové nebo chirurgické odstranění periferní části těla od celku, k amputaci se přistupuje jako poslední možné záchraně končetiny nebo života. Amputace patří také mezi nejstarší typ chirurgického zákroku, který historicky sloužil především k záchraně života postiženého. V následujících kapitolách se budu věnovat amputacím na horní končetině.

### 1.3.1 Historie amputací horních končetin

Nejstarší nálezy amputovaných končetin pochází z dob neolitického člověka z pozdní doby kamenné asi 200 př. n. l, avšak s největší pravděpodobností nešlo o amputace z chirurgických důvodů, ale byly následkem poranění nebo trestu.

Amputace je jedním z nejstarších chirurgických výkonů. Již Hippokrates popsal tři indikace k amputaci, které platí dodnes: odstranění neúčinných částí končetin, snížení invalidity a záchrana života. K největším pokrokům v technice amputací a zdravotnictví obecně docházelo vždy během válek. Velkým pokrokem bylo zavedení ligatury (svázání) velkých cév francouzem Ambrosie Paré. Tato metoda společně s objevem anestézie, asepse a užíváním antibiotik, umožnila tvarování dobře protekticky ošetřitelných pahýlů [9].

### 1.3.2 Důvody k amputaci

Mezi základní indikace pro amputace na horní končetině patří:

1. **Choroby** – převážně choroby končetinových cév.
2. **Traumata** – u devastujících poranění, komplikací, které se nedaří zvládnout antibiotiky a při cévních poraněních s gangrénou končetiny.
3. **Tumory** – radikální řešení u maligních tumorů. Benigní tumory vyžadují amputaci výjimečně.
4. **Infekce** – nezvládnutelné akutní infekce, chronické osteomyelitidy nezvládnutelné komplexní terapií.
5. **Kongenitální anomálie** – indikováno pouze pokud je malformovaná kočetina afukční.
6. **Poranění a onemocnění nervová** – neuropatie ústící v trofické vředy, jež se druhotně infikují a ohrožují kočetinu i život pacienta [9].

Primárním cílem je zachování co největšího pahýlu a rustových plotének. U dětí tkáň dál pokračují v růstu, proto je někdy potřebná úprava pahýlu po ukončení růstu.

### 1.3.3 Dělení amputací dle příčiny

Dle příčiny, která vede k amputativnímu řešení, rozlišujeme tři typy amputací:

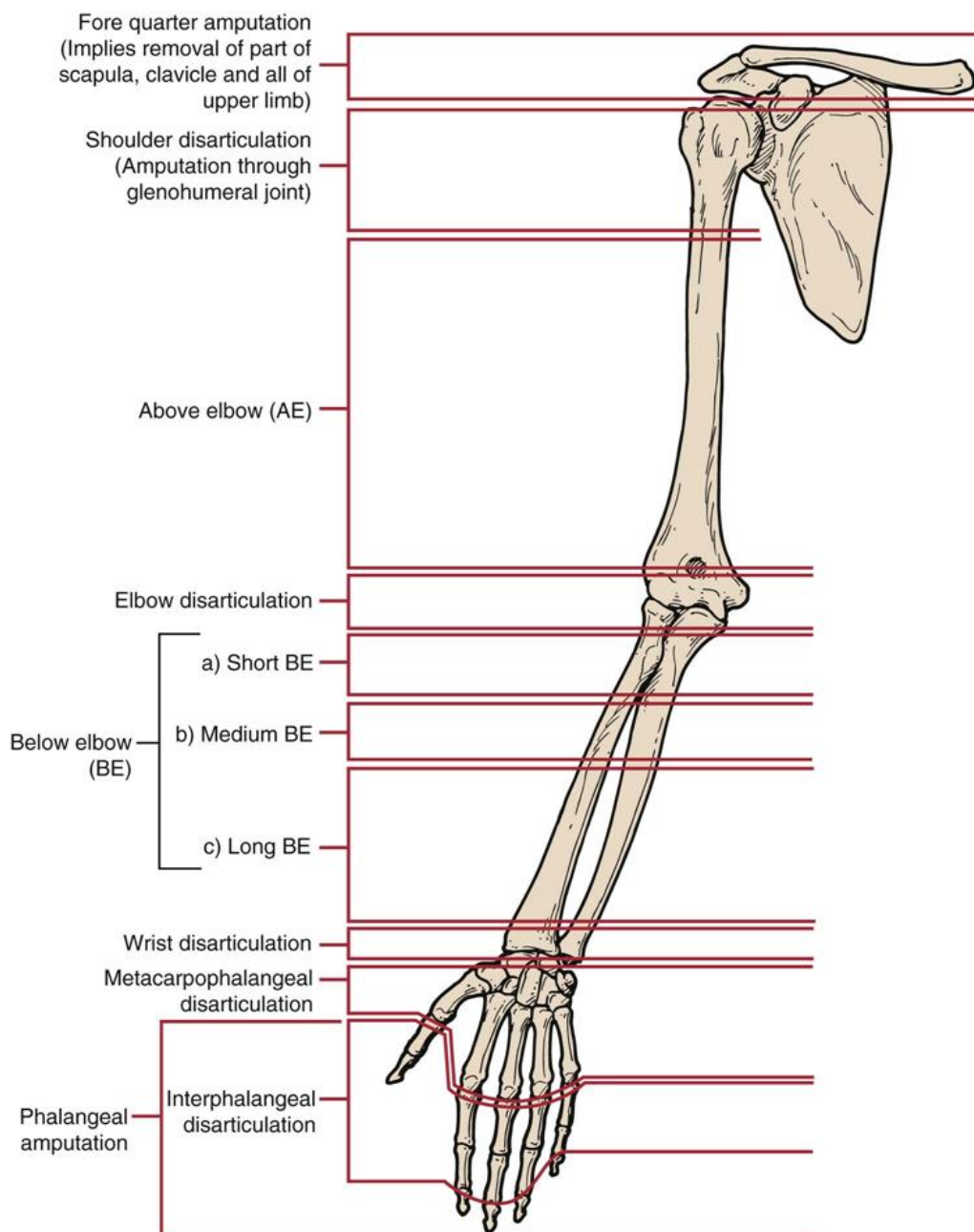
- **Primární amputace** – rozumí se jí stav, kdy trauma způsobilo amputaci. V této situaci se může provést replantace, pokud je to možné a je k dispozici amputovaná část, nebo se provede ošetření amputačního pahýlu.
- **Sekundární amputace** – život ohrožující stav končetiny např. nekróza nebo hnisavé procesy s příznaky celkové intoxikace. Zde selhaly konzervativní postupy léčby a musí se přistoupit k amputaci.
- **Odložená amputace** – termín užívaný u polytraumat, kde je důležité nejprve zajištění základních životních funkcí a teprve po stabilizaci stavu pacienta je provedena amputace [10].

### 1.3.4 Dělení amputací dle výšky

Na horní kočetině rozlišujeme dle lokalizace několik typů amputací. Názorně je toto rozdělení zobrazeno na obrázku 1.5.

1. **Amputace prstů ruky** – nahrazují se jen kosmeticky.
2. **Amputace uprostřed záprstních kostí** – nahrazují se jen kosmeticky.
3. **Exartikulace v zápěstí**
4. **Amputace v předloktí**
5. **Amputace předloketního pahýlu podle Kruckenberga**
6. **Exartikulace v lokti**
7. **Amputace v paži**
8. **Exartikulace v ramenním kloubu**
9. **Amputace části lopatky a klíční kosti**
10. **Amputace celého pletence ramenního**

Vzhledem k funkční důležitosti karpometakarpálního kloubu palce se ztráta palce (a tím úchopové funkce ruky) hodnotí bodově stejně jako současná ztráta všech ostatních prstů [7].



Obrázek 1.5: Rozdělení amputací podle místa amputace [24]

## 1.4 Protetika horních končetin

Lidé se odjakživa snažili kompenzovat ztrátová poranění a od primitivních protéz z dob starověkého Egypta, bylo do dnes dosaženo ohromného pokroku. Stejně jako v jiných odvětvích bylo mnoho nápadů zavrženo nebo změněno, například železo bylo nahrazeno mnohem lehčími polymery, ale jiné zůstaly zachovány [15].

Ortopedická protetika je vědní obor zabývající se náhradami anatomických ztrát pohybového aparátu, způsobené poraněním, nemocí nebo vrozenou vadou. Slovo





Obrázek 1.6: Vývoj protéz v průběhu dějin [15]

protéza pochází z řeckého *prosthesis*, „přídavek“. Je to zařízení nahrazující chybějící část těla, poskytující estetickou případně i funkční náhradu v závislosti na technické dokonalosti protézy, stavu pahýlu a stavu organismu. Pasivní estetické protézy HK se využívají především u amputací distálně od karpometakarpálního kloubu a slouží jako pasivní uchopovací část. Využívají se také jako prvotní vybavení pro děti s vrozenými vadami, aby došlo k zajištění správného vývoje pohybových stereotypů. Mezi aktivní protézy patří protézy ovládané vlastní silou a protézy se zevním zdrojem energie. U protéz ovládaných vlastní silou dochází k mechanickému přenosu pohybu ze zachovalé části končetiny pomocí tahových lanek. Protézy se zevním zdrojem energie snímají potenciál na antagonistických svalových skupinách, které takto ovládají pohyb protézy. Protézy v oblasti DK se dělí podle výše amputace, amputace v oblasti tarzu jsou nahrazovány protézovým sandálem, v hleznu protézami s bérceovou objímkou a náhradou chodidla, dále protézy pro exartikulaci v kolenním kloubu, protézy stehenní a protézy pro exartikulaci v kyčelním kloubu [11].

### 1.4.1 Historie protéz horní končetiny

Egyptané byli prvními průkopníky protetiky. Jejich jednoduché protézy byly vyrobeny ze dřeva a sukna a jejich funkce byla pouze estetická. Roku 1858 byla v italské Capue nalezena umělá dolní končetina vyrobená z bronzu a železa s dřevěným jádrem, určená pro amputace pod kolenem. Tento nálezný byl datován do 3. století př. n. l. Roku 424 př. n. l. se Herodotes zmiňuje o perském prorokovi dsouzenému k smrti, kterému se povedlo uniknout tím, že si amputoval vlastní nohu a na dřevěné protéze došel do dalšího města.

Z druhé punské války, 210 př. n. l. jsou zmínky o generálu Marcu Sergiovi, který používal funkčně velmi dobrou protézu s pasivně nastavitelnými prsty a byl s ní

schopen uchopit štít. [10] Ve středověku byly amputace velkým rizikem a kdo přežil si málokdy mohl protézu dovolit. Většina protéz středověku sloužila k skrytí deformací a zranění utrpených v bitvě.

Renesance přinesla novou perspektivu s rozvojem umění, vědy a medicíny. Jedním z průkopníků byl Ambrosie Paré, chirurg a navrhovatel protéz a dalších pomůcek, který také rozvinul techniky amputací a zhotovování protéz. Roku 1696, Pieter Verduyn vyvinul první nezamykací podkolenní protézu, která se později stala předlohou pro soudobé ortézy a korzety. Na začátku 19. století si markýz z Anglesey, který ztratil nohu v bitvě u Waterloo, nechal zhotovit protézu dolní končetiny, která obsahovala i pohyblivý kolenní kloub a kotník ovládaný šlachami tvořenými ze zvířecích střev (ketgat) [15]. V letech 1916 a 1917 Sauerbruch a Krukenberg začali se svalovými plastikami určenými k ovládní protéz. Během 20. století se začínají objevovat první elektrické protézy a je snaha o miniaturizaci zdrojů.

První myoelektrické protézy se na trh dostávají v roce 1964, které vytlačují pneumatické protézy díky nižší hmotnosti a přesunutí zdroje energie a ovládní do vnitra protéz. Nabízí lepší kosmetický vzhled. Zvyšuje se multifunkčnost protézy, různé způsoby ovládní a v poslední době i vývoj zpětné vazby protézy [10].

### 1.4.2 Protézy

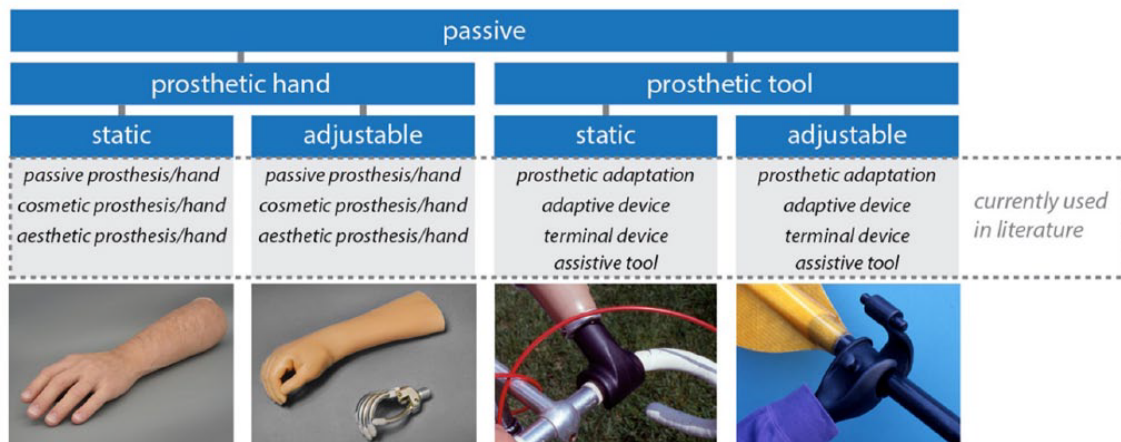
Protéza je tělesná náhrada, umělé zařízení nahrazující chybějící část těla. Je nutné aby protéza splňovala normu ISO 8549, musí tedy nahrazovat ztracenou část těla kosmeticky i funkčně. Protézy jsou konstruovány individuálně, dle potřeb pacienta, zájmů a zaměstnání. Z těchto důvodů není přípustné, aby se pacient přizpůsoboval protéze [12].

Protéza se skládá z pahýlového lůžka a periferie. Pahýlové lůžko je nejdůležitější částí protézy, protože určuje komfort nošení pro uživatele. Periferie určuje mechanické vlastnosti protézy. Výsledná protéza by měla být co nejvíce v souladu s životem pacienta, její výběr ale závisí na řadě faktorů. Mezi nejdůležitější patří výška amputace, individuální cíle, pracovní požadavky, věk a předpokládaný způsob využití. Velmi důležitá je také psychika pacienta, zdali bude schopen se s protézou naučit zacházet. Velkou roli zde mají i finanční možnosti [12].

### 1.4.3 Pasivní protézy

Pasivní protézy neboli kosmetické protézy nemají žádnou funkci, ale i přesto mohou být využité k držení objektů, je-li to zapotřebí. V současné době je na trhu velké množství různých druhů pasivních protéz, na obrázku 1.7 jsou pasivní protézy rozlišeny do skupin dle funkčnosti. Pasivní protézy ruky a horní končetiny rozlišujeme na prostetickou ruku nebo prostetickou pomůcku. Prostetické ruce nabízí vzhled podobný skutečné ruce a mohou sloužit k různé škále jednodušších činností. Prostetické pomůcky mají mechanický vzhled a jsou většinou uzpůsobeny k jedné specifické činnosti která vyžaduje práci obou rukou. Některé prostetické pomůcky jsou univerzální, jako například prostetický hák. Oba tyto typy protéz jsou statické nebo mohou být nastavitelné. Nastavitelné protézy mají mechanismus pro uprave-

ní úchopu, směru, včetně rotace a ohybu zápěstí. Nastavení je prováděno zdravou končetinou nebo pomocí prostředí [13].



Obrázek 1.7: Nové rozdělení pasivních protéz horní končetiny dle Maata, včetně různých názvů, které jsou v současné literatuře používány [13]

#### 1.4.4 Aktivní protézy

Aktivní protézy umožňují náhradu funkce ztracené končetiny. Tato funkce je zajištěna mechanicky nebo pomocí svalů na zachovalé části těla nebo myoelektricky pomocí servomotorů a elektrod.

##### Tahové protézy

Ovládání protézy je vykonáváno pohybem svalů na zdravé části těla pomocí tahu lanka. Tahem se otevírají nebo zavírají a díky pružině nebo gumě, působící silou proti tahovému lanku se samovolně otevírají nebo zavírají. Tahovým lankem je síla přenášena na protézu, toto ovšem způsobuje přetěžování zdravé části těla a pacient musí být schopný vyvinout dostatečnou sílu pro pohyb protézy [14].

##### Myoelektrické protézy

Myoelektrické protézy jsou protézy poháněny vnější silou. Ze zachovalých svalových skupin jsou snímány elektromyografické signály (EMG), jsou zesíleny a převáděny k servomechanismu, který ovládá úchop, pronáční a supinační pohyby nebo flexi a extenzi loktu. K snímání EMG se většinou používá dvou elektrod. Snímané signály jsou ve formě napětí, které je řádově v  $\mu\text{V}$ . Proto jsou zesilovány, aby je bylo možné využít k ovládání náhrady. Myoelektrické protézy je možné řídit dvěma způsoby.

- **Digitálně** – Kontrakce svalů ovládá otevření a sevření ruky. Podle možností zachovalých svalových skupin a schopnosti uživatele kontrakce ovládat rozlišujeme jednobáňové nebo dvoubáňové řízení:

1. *Jednokanálové* – Otevření a sevření je ovládáno pouze jednou svalovou skupinou.
  2. *Dvoukanálové* – Otevření a sevření ruky je ovládáno pomocí dvou antagonistických svalových skupin.
- **Proporcionálně** – Rychlost a síla sevření je ovládána velikostí myoelektrického signálu.

V současnosti jsou na trhu dostupné různé typy myoelektrických protéz, které mají 2. a 3. prst v opozici palci [12].

### **Bionické protézy**

V současné době vznikají také sofistikované protézy ruky, které se nazývají bionické. U těchto protéz je každý prst zvlášť poháněn vlastní servomotorem. Uživatel má možnost úchopu palcem a ukazovákem, ostatní prsty jsou v dlani. Některé typy umožňují pohyb ve všech článcích prstů, pohyb zápěstí a ohyb palce o 90° jako u zdravé ruky. Ovládání bionické protézy funguje na stejném principu jako myoelektrické, tedy snímání elektrických signálů ze zachovalých svalů horní končetiny. Při uchopování předmětů různých tvarů je výhodné postupné zvyšování síly úchopu, tudíž i velmi tenké předměty jako například platební karty [12].

Bionickým protézám se budu dále věnovat v praktické části bakalářské práce.

## **1.5 Propojení s pacientem**

Jednou z hlavních problematik aktivních myoelektrických protéz je propojení s pacientem a způsob ovládání protéz.

### **1.5.1 Pahýlové lůžko**

Pahýlové lůžko je nejdůležitější částí protézy, protože určuje komfort nošení pro uživatele. Pahýlové lůžko musí být pacientovi pohodlné a musí dobře držet na amputačním pahýlu. Pokud se jedná o myoelektrickou protézou, jsou v lůžku protézy zabudovány i elektrody ke snímání elektrických potenciálů. Pro vytvoření sádrového lůžka se používá sádrový negativ a v současnosti jsou využívány i CAM/CAD technologie, které umožňují získat přesné tvarové údaje pahýlu a výrobu pahýlového lůžka bez použití sádrového negativu. K zachycení lůžka na zachovalou část horní končetiny se využívá přísavného a ulpivacího způsobu. Pro to jsou vhodné silikonové návleky, které mají vhodné elastické vlastnosti zajišťující dobrou přilnavost a zamezí protlačení měkkých tkání [12].

### **1.5.2 EMG**

Elektromyografie, zkráceně EMG, je elektrodiagnostická lékařská metoda, sloužící pro zhodnocení a záznam elektrické aktivity kosterního svalstva. EMG slouží především k diagnostice poruch nervosvalového aparátu. Vyšetření vedení nervem, neboli

kondukční studie, zkoumají parametry vodivosti periferních nervů. Základem vyšetření je stimulace nervu a registrace elektrického potenciálu. K vyšetření je tedy potřeba stimulátor, stimulační elektroda a registrační elektroda. Pro ovládání protézy se využívá pouze registračních elektrod a měřené změny elektrických potenciálů na zachovalých svalech paží. Signál dosahuje hodnot do 10 mV. Značný objem tkáně mezi elektrodami a svalovými vlákny, stejně jako rozhraní elektroda-pokožka omezují horní hranici využitelného frekvenčního pásma na 500 Hz. Hlavní část výkonového spektra leží v oblasti 50 až 150 Hz. EMG řídicí systémy dostupné v současnosti jsou schopné přesného řízení robotických končetin. Tyto systémy získávají řídicí informaci ze signálu EMG založenou na zhodnocení amplitudy a počtu změn v čase. Tyto data jsou poté využita k digitálnímu nebo proporcionálnímu řízení.

## **Získání EMG**

K získání EMG signálu pro protézu se využívá dvou metod: invazivní a neinvazivní. Invazivní metody získávají signál přímo z nervového systému uživatele, pomocí mozkových implantátů, elektrod voperovaných do nervových zakončení nebo vpichových elektrod. Tato metoda dodává vysoce kvalitní signál, ale zahrnuje operaci a s tím spojené rizika a komplikace. Neinvazivní metoda získává signál pomocí povrchových elektrod umístěných na předloktí. Ty snímají elektrický potenciál ze svalů, které uživatel zatnul.

## **Svaly vhodné pro řízení protézy**

Při výběru vhodných svalů pro získání povrchového EMG a ovládání myoelektrické protézy je nutné splnit dva požadavky:

1. Svaly se musí nacházet v povrchové vrstvě, z důvodu snímání EMG povrchovými elektrodami.
2. Svaly na sobě musí být nezávislé. V ideálním případě svaly antagonistických svalových skupin.

S těmito požadavky se nejlépe shodují zevní ohybač zápěstí (m. flexor carpi radialis) zodpovědný za flexi zápěstí a vnitřní natahovač zápěstí (m. extensor carpi ulnaris), provádějí extenzi zápěstí.

## **Elektrody a získání signálu**

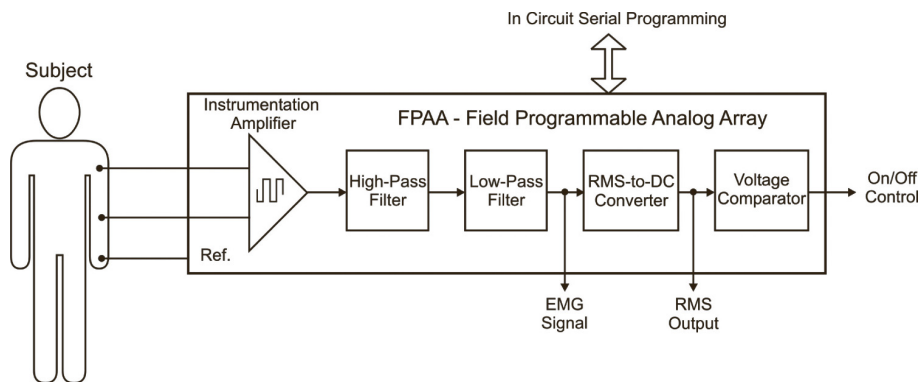
EMG signály jsou generovány v centrální nervové soustavě a motorickými nervy odvedeny do místa působení. Vzhledem ke komplikacím spojeným s vpichovými a voperovanými elektrodami, jsou pro řízení protéz preferovány povrchové elektrody. Povrchové elektrody jsou tvořeny silikonovou podložkou a vrstvou stříbra (Ag) nebo chloridu stříbrného (AgCl).

Svaly které provádí pohyby ruky jsou uloženy hluboko v předloktí, proto je obtížné získat signál pouze ze svalů provádějící pohyb. Získáváme tedy signál generovaný každou svalovou buňkou mezi snímaným svalem a elektrodou. Použitím bipolárních

elektrod snímáme společný signál oběma elektrodami a poté je možné signál filtrovat diferenciálním zesilovačem.

## Zpracování signálu

Blok zpracování 1.8 EMG signálu se skládá z filtrace, ta obsahuje horní a dolní propust, zesilovače a A/D převodník.



Obrázek 1.8: Blokové schéma získání a zpracování EMG signálu [29]

## Filtry

**Dolní propust** je lineární filtr, který filtruje signály vyšších frekvencí než je mezní frekvence  $F_0$ .

**Horní propust** filtruje pouze složky signálu vyšší než mezní frekvence  $F_0$ .

**Pásmová propust** propouští složky signálu s frekvencí mezi horní mezní frekvencí  $F_{m1}$  a dolní mezní frekvencí  $F_{m2}$ .

**Pásmová zádrž** filtruje složky signálu s frekvencí mezi horní mezní frekvencí  $F_{m1}$  a dolní mezní frekvencí  $F_{m2}$  [16].

## Operační zesilovače

Zesilovač je polovodičová součástka ve formě integrovaného obvodu, vyznačující se velkým napětovým zesílením vstupního napětí. Napětové zesílení  $A_u$  je řádově  $10^4$  až  $10^{19}$  a zesiluje jak stejnosměrné tak střídavé napětové signály. OZ má dva vstupy, invertující a neinvertující a jeden výstup [22].

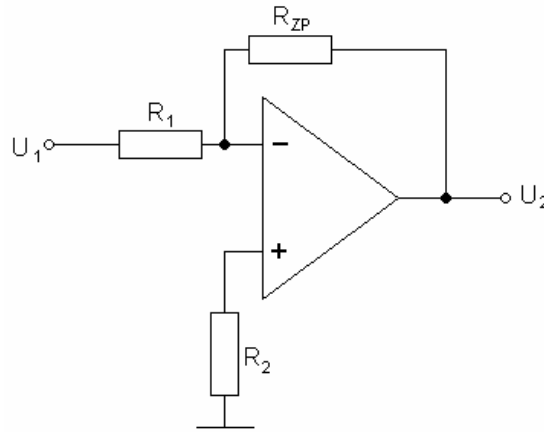
- Invertující vstup OZ kromě zesílení posune fázi výstupního napětového signálu o  $180^\circ$ .
- Neinvertující vstup zesiluje napětový signál ale fáze mezi vstupním a výstupním napětovým signálem se nemění.

Kromě toho má další vývody pro napájení, kmitočtovou kompenzaci a kompenzaci vstupní napětové nesymetrie.

## Zapojení operačních zesilovačů

### 1. Invertující zapojení

Na obrázku 1.9 je znázorněno zapojení, kde  $R_1$  je vstupní rezistor,  $R_{zp}$  je zpětnovazební rezistor a  $R_2$  je kompenzace vstupní nesymetrie [22].



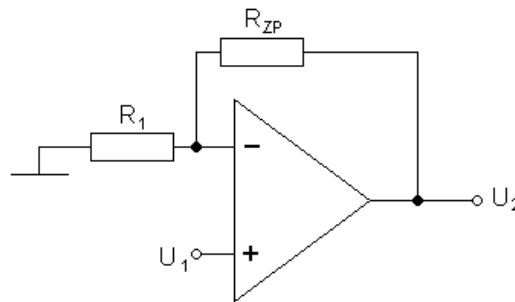
Obrázek 1.9: Invertující zapojení operačního zesilovače

Rovnice 1.1 pro celkové zesílení invertujícího zesilovače, poměr  $\frac{R_{zp}}{R_1}$  udává velikost napětového zesílení  $A_u$ .

$$\frac{U_2}{U_1} = -\frac{R_{zp}}{R_1} = A_u \quad (1.1)$$

### 2. Neinvertující zapojení

Obrázek 1.10 je schéma zapojení neinvertujícího zesilovače



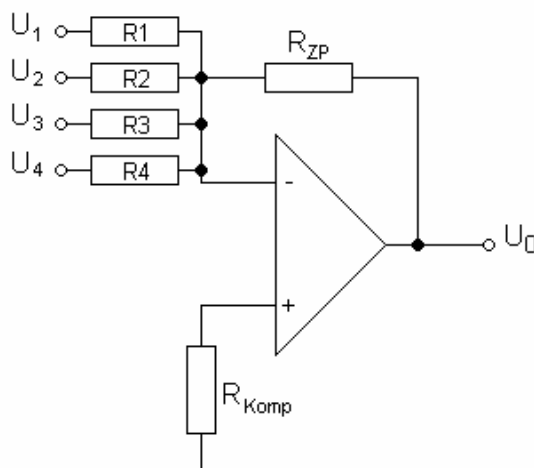
Obrázek 1.10: Neinvertující zapojení operačního zesilovače [22]

Rovnice 1.2 zesílení neinvertujícího zesilovače:

$$A_u = 1 + \frac{R_{zp}}{R_1} \quad (1.2)$$

### 3. Součtový zesilovač – sumátor

Pokud je na invertující vstup přivedeno více napětových signálů, poteče do zesilovače proud rovný součtu jednotlivých proudů. Velikost proudu je dána ohmovým zákonem. Takový zesilovač se nazývá sumační. [22] Zapojení sumátoru je znázorněno na obrázku 1.11.



Obrázek 1.11: Schéma zapojení sumátoru [22]

Výstupní napětí  $U_o$  je pak dáno vztahem:

$$U_o = \left( \frac{R_{zp}}{R_1} \cdot U_1 + \frac{R_{zp}}{R_2} \cdot U_2 + \frac{R_{zp}}{R_3} \cdot U_3 + \frac{R_{zp}}{R_4} \cdot U_4 \right) \quad (1.3)$$

### 4. Diferenční zesilovač

Diferenční zapojení (obrázek 1.12) se používá pro sledování dvou napětových signálů s velmi málo odlišnými hodnotami napětí, výstupní napětí je pak úměrné rozdílu napětí na vstupech (OZ zesiluje rozdíl obou vstupních napětí) [22].

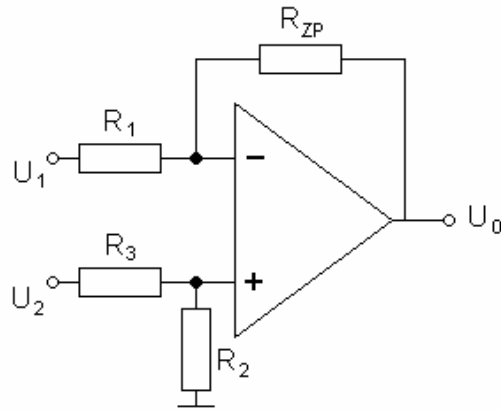
Má-li diferenční zesilovač skutečně zesilovat, musí být dvojece odporů  $R_2$  a  $R_3$  ve stejném poměru jako  $R_1$  a  $R_{zp}$ . Výstupní napětí  $U_o$  je pak dáno vztahem:

$$U_o = \frac{R_{zp}}{R_1} \cdot (U_2 - U_1) \quad (1.4)$$

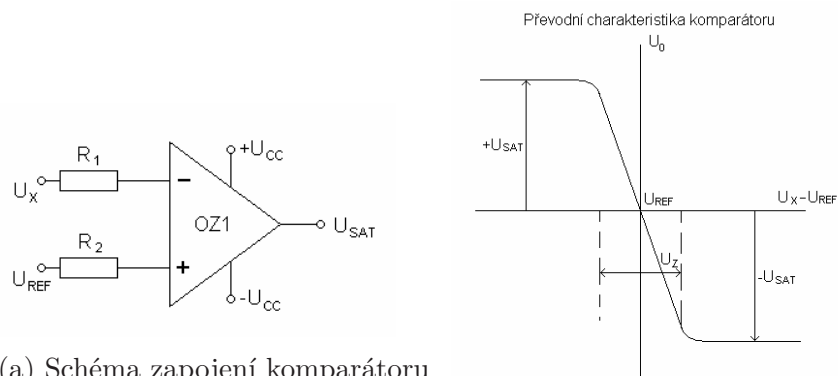
### 5. Komparátor

Komparátor (na obrázku 1.13a) je obvod, který se používá k porovnání dvou napětových signálů. U OZ není zavedená zpětná vazba omezující zesílení. Stačí tedy malé vstupní napětí a výstup OZ se dostane do saturace. Saturace je ustálený stav na výstupu, kdy se OZ otevře na plno a dále již na změny na vstupu nereaguje. Na výstupu je maximální výstupní napětí a rozhodující je zda se otevřel do kladných nebo záporných hodnot [22]. Tomu odpovídá převodní charakteriska na obrázku 1.13b.





Obrázek 1.12: Schéma zapojení diferenčního zesilovače [22]



(a) Schéma zapojení komparátoru

(b) Převodní charakteristika komparátoru

Obrázek 1.13: Komparátor [22]

### 1.5.3 Arduino

Arduino je nástroj pro PCB (*Printed Circuit Board*) desek a mikroprocesorů. Arduino je otevřená elektronická platforma, založená na jednoduché počítačové desce (hardware) a vývojovém prostředí, které slouží k tvorbě software.

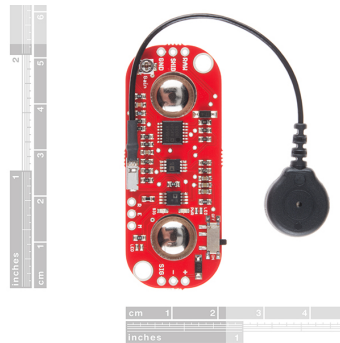
Arduino deska (obrázek 1.14) získává údaje od různých snímačů a senzorů (například snímač osvětlení, vzdálenosti nebo jen obyčejné tlačítko) a na základě těchto údajů ovládá nějaké výstupy (rozsvítí LED, zapne světlo nebo motor či jiný fyzický výstup). Aby Arduino deska vykonávala to, co potřebujeme, musíme vytvořit program pro Arduino mikrokontrolér. K tomu slouží programovací jazyk Arduino (založený na jazyce Wiring) a Arduino software (IDE), založené na prostředí Processing [21].



Obrázek 1.14: Deska Arduino UNO [21]

### 1.5.4 Myoware

Levnější variantou komerčních EMG je snímač Myoware (obrázek 1.15), projekt vzniklý na kickstarteru. Snímače Myoware jsou kompatibilní s řídicími deskami Arduino a pomocí svalů umožňuje například hraní her, řízení protéz a robotů. Deska myoware měří filtrovaný a usměrněný napěťový signál vytvořený svalovou aktivitou. Výstupní napětí v rozmezí  $0-V_s$  závisí na aktivitě vybraných svalů, kde  $V_s$  je hodnota zdroje napětí. Na desce se také nachází napěťový zesilovač, RAW EMG výstup, piny s ochranou proti polaritě, LED a vypínač [20].



Obrázek 1.15: EMG senzor Myoware [20]

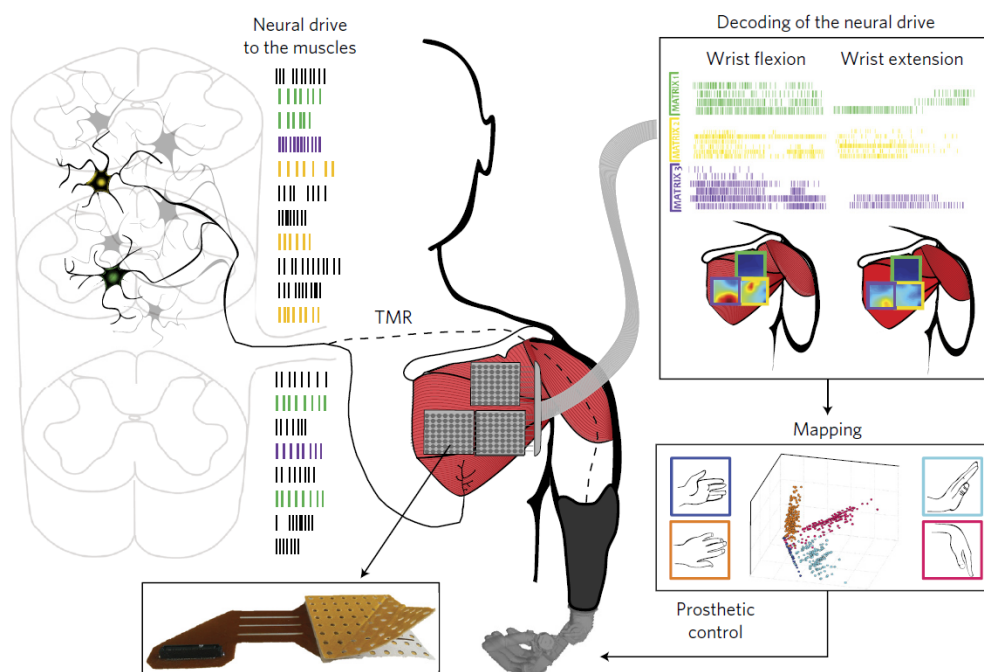
### 1.5.5 Myo Armband

Další možností, jak ovládat protézy, by mohl být náramek Myo Armband od Thalmic Labs. Náramek nošený na předloktí využívá sadu EMG sensorů, kombinovaných s gyroskopem, akcelerometrem a magnetometrem k rozpoznání gest ruky a polohy náramku [19].

### 1.5.6 Experimentální invazivní metody

Přirozeného a intuitivního ovládní protézy horní končetiny lze dosáhnout získáváním signálů přímo ze zachovalých míšních motorických nervů nepoškozených am-

putací, namísto získávání signálů ze zachovalých, ale částečně poškozených svalů [18]. To umožňuje získat větší množství různých signálů a naprogramování většího množství příkazů myoelektrické protézy. Uživatel si pak při ovládání protézy představuje jako by ovládal fantomovou končetinu. K umožnění této technologie museli dobrovolníci podstoupit operaci, při které byla část jejich periferního nervového systému, ovládající horní končetinu, napojena na zdravé svaly v jejich těle a zároveň jim byla voperována sensorová destička. Schéma tohoto propojení je na obrázku 1.16. Dle typu a výšky amputace na svaly hrudní (*m. pectoralis major*) nebo na svaly ruky (*musculus biceps brachii*). To umožňuje snadné získání a rozeznání signálů vytvořených míšními motorickými nervy. Poté jsou signály z upravených nervů interpretovány a porovnány se signály naměřenými na zdravých lidech. Interpretovaným signálům jsou pak přiřazeny odpovídající pohyby protézy obdobné těm zdravé končetiny [17].



Obrázek 1.16: Schéma umístění maticových elektrod na povrch svalu [17]

## 2 Současné myoelektrické protézy

Komerční bionické a myoelektrické protézy jsou zdravotnické prostředky s vysokou technologickou úrovní a zpracováním, ale hlavním faktorem, který brání jejich širšímu využití je jejich vysoká cena (statisíce až miliony korun), proto se objevuje stále více nezávislých open-source projektů cenově dostupných protéz a alternativních způsobů výroby, levnějších nebo s využitím nových technologií. Na těchto projektech spolupracují firmy, univerzity i samostatní jednotlivci. Tyto protézy si může v podobě 3D modelů a výrobních dat kdokoli stáhnout, vyzkoušet a případně i sám upravit. Tento trend se rozšířil hlavně díky dostupnosti 3D tisku, který umožňuje jakýkoliv prototyp nebo jednotlivý díl nechat vyrobit za nízkou cenu.

V současnosti je dostupných několik samostatných projektů, které se snaží konkurovat komerčním protézám. V této kapitole bude popsáno několik komerčních protéz a open-source projektů.

### 2.1 Komerční protézy horní končetiny

Komerční protézy mají vysokou kvalitu zpracování a jsou technologicky velmi pokročilé. Na jejich vývoji se podílejí celé týmy lidí a vznikají ve velkých firmách.

#### 2.1.1 Ottobock BeBionic

Myoelektrická protéza *Bebionic* od firmy Ottobock je dle výrobce díky kombinaci nejmodernější techniky a inovativního designu jednou z nejpřirozeněji vypadajících a nejsnáze ovladatelných vícekloubových protéz rukou na trhu. Ruka bebionic umožňuje 14 různých úchopů, toho bylo dosaženo pomocí individuálních motorů v každém prstu a dvěma volitelnými pozicemi palce – v opozici a reopozici. Řízení protézy je proporcionální, takže umožňuje přesné řízení síly a rychlosti úchopu. Odolná konstrukce protézy má nosnost až 45 kg [25].



Obrázek 2.1: Bionická protéza BeBionic [25]

### 2.1.2 Steeper Myoelectric hands

Protézy od firmy Steeper jsou desingované tak aby vyhovovali potřebám většině lidí s amputací horní končetiny. Uvnitř protézy je mechanismus dostatečně silný na to aby zvládl všechny každodenní úkony. Ruka Steeper má devět módů řízení, ze kterých je možno vybírat přepínačem, nebo je ovládána pomocí elektrod EMG. Příslušenstvím k této protéze jsou také silikonové návleky, které vypadají jako zdravá ruka. Jejich výhodou je, že protézy nejsou na první pohled rozeznat od zdravé končetiny, usnadňují úchop z důvodu nesmýkavosti povrchu, dobře se čistí, jsou voděodolné a kryjí vnitřní mechanické a elektronické části protézy [26].



Obrázek 2.2: Bionická protéza Steeper Myoelectric hand [26]

### 2.1.3 Touch bionics i-limb

Nejnovější model *i-limb* od touch bionics je jednou z nejdělejších náhrad dostupných na trhu. Protéza má čtyři způsoby ovládání mezi kterými si uživatel může vybrat nebo používat zároveň. Gesture control nabízí ovládání pomocí gyroskopu a při pohybu ruky do jednoho ze čtyř směrů dojde k přepnutí na přednastavený úchop. Mobilní aplikace nabízí 36 různých úchopů, které si uživatel může upravit dle potřeby. Ovládání pomocí svalů umožňuje snímat signály EMG z více svalových

skupin, které spustí konkrétní úchop. Při proximálním ovládní uživatel na často používané předměty přilepí čip, na který i-limb reaguje a při přiblížení k takovému čipu aktivuje přednastavený úchop. Ruka zvládne unést 40–90 kg v závislosti na velikostní verzi a prsty jsou samostatně schopné zvládnout zatížení 20–32 kg.



Obrázek 2.3: Různé velikosti bionické protézy i-limb od touch bionics [27]

## 2.2 Open-source projekty bionických protéz horních končetin

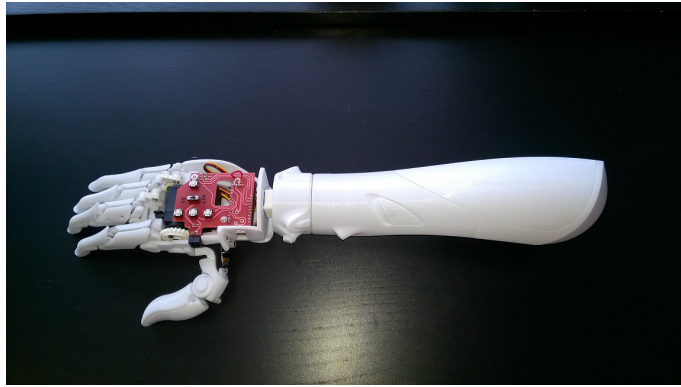
V této části bude popsáno několik nejznámějších a nejúspěšnějších open-source projektů a na závěr zmíním pár individuálních projektů, které se například odvíjejí nebo jsou založeny na těchto projektech.

### 2.2.1 Exiii HACKberry

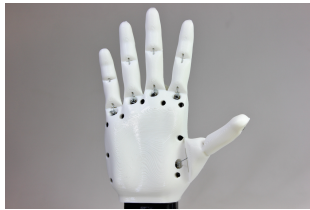
*HACKberry* je japonský projekt, jehož hlavní myšlenkou je vytvoření bionické protézy HK s využitím snadno dostupných dílů a technologie 3D tisku a tím dosáhnout co nejnižší ceny protézy. Tento projekt byl zpracován v diplomové práci Petra Najmana [6], sestavený model ruky je na obrázku 2.4.

### 2.2.2 Hero arm

*Hero arm* (obrázek 2.5c) je třetí protézou od společnosti Openbionics, které předcházely modely Ada (obrázek 2.5a) a Brunel (obrázek 2.5b). Protézy od Openbionics mají každý prst ovládaný zvlášť, ovládaný jsou pomocí senzorů myoware a stejně jako HACKberry si kdokoli může 3D modely a software stáhnout a upravit pro vlastní potřebu [28]. *Hero arm* je první open-source projekt protézy horní končetiny, který získal certifikaci zdravotnického přístroje a uvedena na trh byla v dubnu 2018.



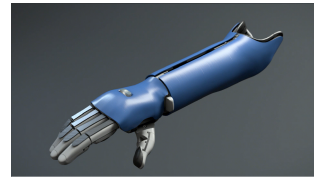
Obrázek 2.4: Protéza sestavená v rámci diplomové práce Petra Najmana [6]



(a) Ada hand



(b) Brunel hand



(c) Hero arm

Obrázek 2.5: Bionické protézy od Openbionics [28]

### 2.2.3 Roboarm

Robotická ruka Roboarm je projekt Eastona LaChappela. Tato plně robotická protéza má 9 stupňů volnosti, ovládání jednotlivých prstů, flexi a extenzi v lokti a rotaci zápěstí. Celou ruku, včetně ozubených kol, je možné vytisknout na 3D tiskárně. Tento projekt je podpořen Microsoftem [30].

## 3 Praktická část

### 3.1 Brunel hand

Praktickou částí bakalářské práce je práce na myoelektrické protéze Brunel hand od Openbionics. Tato protéza má 9 stupňů volnosti a 4 servomotory, které ovládají pět prstů (pohyby malíku a prsteníku jsou spojené). Softwarové ovládání je řešeno pomocí Arduina a základní ovládání uživatelem je možné pomocí počítače, ovladačů od Nintendo wii či pomocí senzorů Myoware 1.15. Rozměry ruky jsou 198×127×66 mm, hmotnost 371 g, pracovní napětí 6-12 V. Materiály použité při výrobě 3D tiskem jsou PLA, TPU a Ethyl-karbamát (též uretan).

### 3.2 Úchopy Brunel hand

Protéza *Brunel hand* má přednastavy tyto úchopy:

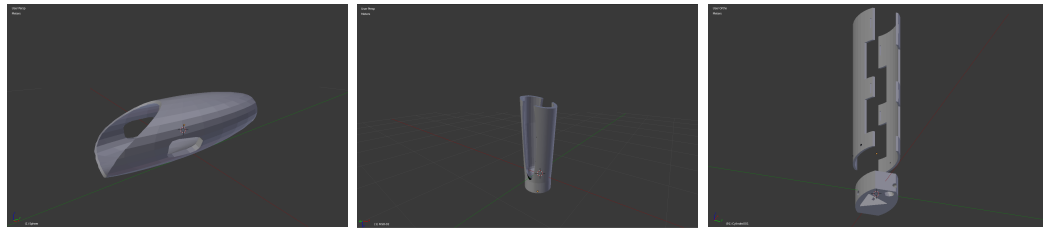
- **Fist** – Dlaňový úchop
- **Palm** – Hákový úchop
- **ThumsUp** – Všechny prsty kromě palce jsou uzavřeny
- **Point** – Ukazovák je natažen, všechny ostatní prsty jsou zavřeny
- **Pinch** – Pinzetový úchop
- **Tripod** – Špetkový úchop

Ovšem nastavení dalších úchopů je možné v programovacím prostředí Arduino.

### 3.3 Pahýlové lůžko

Při navrhování pahýlového lůžka bylo dostupných několik možností provedení. Pahýlové lůžko 1, obrázek 3.1a je obdobné komerčně dostupným lůžkům, po vytisknutí by byl pahýlový otvor vybaven protiskluzovým materiálem, který by umožnil upevnění pahýlu. Lůžka 2, obrázek 3.1b a 3, obrázek 3.1c jsou navržena pro tisk z termoplastu, ten by umožnil po nahřátí tvarování lůžka tak, aby přesně odpovídala pahýlu. Lůžko 3 má navíc otvory pro upevnění na stahovací návlek, který slouží k upevnění protézy na HK. Všechny modely jsou vytvořené pomocí freeware programu Blender.





(a) lůžko 1

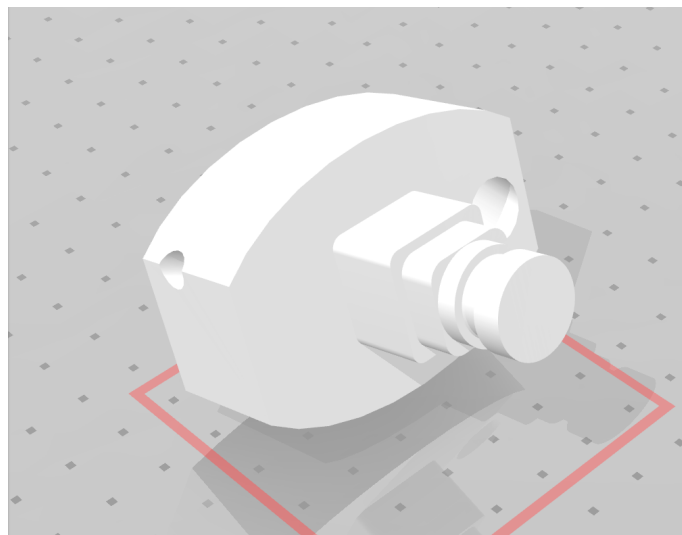
(b) lůžko 2

(c) lůžko 3

Obrázek 3.1: Různé typy lůžek, která vznikla v rámci praktické části bakalářské práce

### Propojení HACKberry a Brunel Hand

Jako optimální řešení vznikla součástka (obrázku 3.2), která umožnila propojení již vytisknutého a otestovaného lůžka HACKberry, která byla součástí DP Petra Najmana [6].

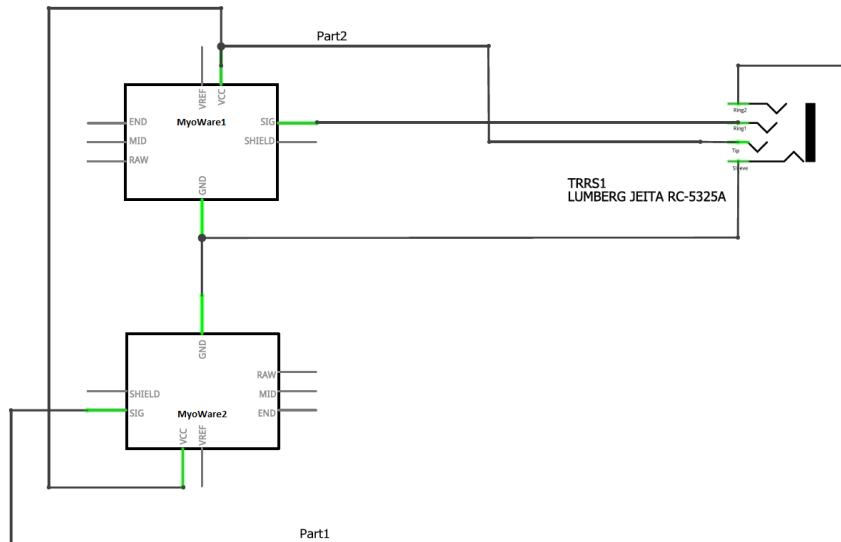


Obrázek 3.2: Díl umožňující spojení lůžka HACKberry a Brunel hand

## 3.4 Řízení protézy Brunel hand

K ovládání protézy pomocí svalů byly zvoleny dva snímače Myoware. Připojení k ruce je zařízeno pomocí 4kanálového audio jacku, schéma zapojení je na obrázku 3.3.

V kapitole 1.5.2 byly jako nejvhodnější svaly vybrány *m. flexor carpi radialis* a *m. flexor carpi ulnaris*. Snímač MyoWare1 přijde umístit na vnější stranu předloktí, zatímco snímač MyoWare2 na stranu vnitřní a referenční elektrody jsou umístěny na loket.



Obrázek 3.3: Schéma propojení snímačů Myoware s 4kanálovým audio jackem, vytvořené v kreslicím programu Fritzing

Po zapojení senzorů MyoWare byl pro zjištění funkčnosti a naměření velikosti získaného signálu použit tento kód:

```

#define NUM_EMG_CHANNELS 2
#define BRUNEL_HAND

#if (NUM_EMG_CHANNELS < 1) || (NUM_EMG_CHANNELS > 2)
#error "This software only supports a maximum of 2 EMG channels"
#endif

#if defined(BRUNEL_HAND)
#define MYSERIAL SerialUSB

int EMGpin[NUM_EMG_CHANNELS];
void setup()
{
    MYSERIAL.begin(38400);

#if defined(BRUNEL_HAND)
        EMGpin[0] = A4;
        #if (NUM_EMG_CHANNELS > 1)
            EMGpin[1] = A5;
        #endif
#endif
#endif
}

```

```

void loop()
{
  int sensorValue;
  for(int i = 0; i < NUM_EMG_CHANNELS; i++)
  {
    sensorValue = analogRead(EMGpin[ i ] );
    MYSERIAL.print("Ch");
    MYSERIAL.print(i);
    MYSERIAL.print(": ");
    MYSERIAL.print(sensorValue);
    MYSERIAL.print("\t");
  }
  MYSERIAL.print("\n");
  delay(2);
}

```

### 3.4.1 Porovnání senzoru MyoWare se zdravotnickým EMG

K ověření přesnosti hodnot získaných ze snímače MyoWare bylo použito zdravotnické EMG TruTrace zapůjčené na Fakultě zdravotnických studií. Část naměřených hodnot je uvedena v tabulce 6.1. Je patrné, že přístroj TruTrace měří přesněji a je schopen naměření vyšších hodnot. Přesto je rozdíl napětí mezi kontrakcí a relaxací u MyoWare dostatečně velký na přepínání mezi úchopy, sevřením a otevřením ruky.

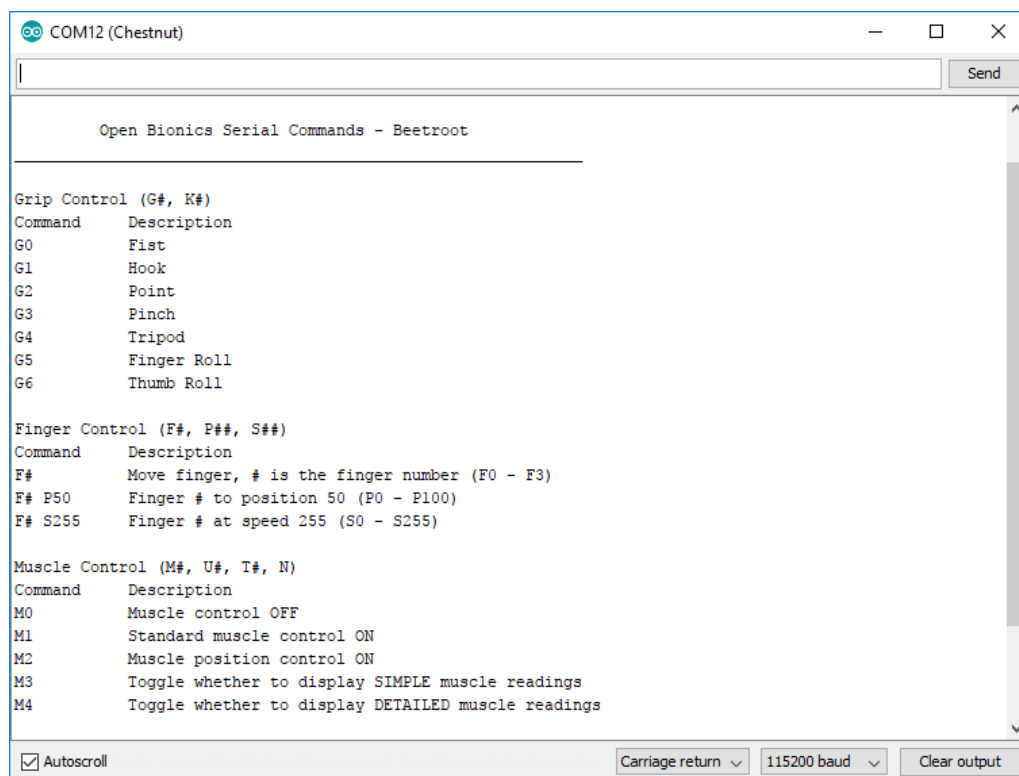
### 3.4.2 Ovládání pomocí MyoWare

Software Beetroot umožňuje dvě metody řízení protézy, digitální a proporcionální, ovládaný pouze jedním nebo dvěma senzory EMG. Nastavení módu ovládání, dalších parametrů a také řízení přes PC lze přímo v prostředí Arduino IDE prostřednictvím Serial monitoru 3.4.

Při digitálním módu řízení jsou zpracovávány EMG hodnoty obou kanálů. Pokud je sval neaktivní, je spočítán klouzavý průměr hodnot ADC, který je použit jako šumový práh. Šumový práh je pak použit k odfiltrování EMG signálu svalu v relaxaci, čímž jsou hodnoty ADC svalu v relaxaci 0 a při kontrakci >0. Kontrakce svalu produkuje špičkový signál, který je detekován a způsobí zavření nebo otevření úchopu protézy. Pokud svalová kontrakce trvá déle než 400 ms, je cyklus posunut na další úchop.

Proporcionální řízení umožňuje jemnější řízení otevírání či zavírání úchopu. Ruka provádí pohyb při každé svalové aktivitě, hodnoty ADC získané senzorem EMG proporcionálně odpovídají rychlosti otevírání či zavírání. Přepínání na další úchop je stejné jako u digitálního řízení.

Hodnoty špičkového signálu a doba svalové kontrakce pro přepnutí na další úchop jsou nastavitelné. Špičkový signál pomocí příkazu „UX“, kde X je hodnota v rozmezí 0–1023 a doba kontrakce pomocí příkazu „TX“, kde X je čas v ms.



Obrázek 3.4: Serial monitor prostředí Arduino s většinou příkazů pro nastavení protéz

## 3.5 Software

Uvnitř ruky je řídicí deska Chestnut [28]. Je to upravená Arduino deska, takže je programovatelná v prostředí Arduino IDE. Program dostupný k této desce se nazývá Beetroot a obsahuje digitální i proporcionální řízení a šest přednastavených úchopů. Po připojení desky k PC a nahrání softwaru je vhodné otestovat funkčnost.

### 3.5.1 Programování v Arduino

Arduino je možné programovat v jazyce C nebo C++. Nejjednodušší je však používat knihovnu Wiring. Ta je v současné době pro programování Arduina velmi rozšířená. Kvůli její komplexnosti se o ní občas mluví jako o samostatném programovacím jazyku. Základní struktura programu se skládá ze dvou částí, přesněji funkcí *setup()* a *loop()*.

Funkce *setup()* je přípravná a provádí se jen jednou na začátku programu. Tato funkce by měla být volána až po deklaraci všech proměnných na začátku programu. Používá se k nastavení pinů Arduina na vstup či výstup, nastavení parametrů sériové komunikace a podobných jednorázových akcí.

Funci *setup()* následuje funkce *loop()*. Jak již název funkce napovídá, tělo této funkce obsahuje kód, který je prováděn ve smyčce, například čtení vstupů, nastavování výstupů, výpočty atd. Vykonává tedy většinu činností všech programů Arduina

V řídicích algoritmech pro protézu Brunel hand se využívá knihovna `fingerLib.h`, která vychází z knihovny `servo.h`. Tato knihovna umožňuje přesné ovládání lineárních servomotorů Actuatorix, u kterých je pozice serva získávána pomocí potenciometru. Základní funkce knihovny `fingerLib.h` jsou `attach()`, `write()`, `move()`, `attached()`, `readPos()`, `detach()` a další. Funkce `attach()` připojuje servomotor k pinu. `Write()` zapíše určenou hodnotu a funkce `move()` o tuto hodnotu otocí hřídel serva. Funkce `readPos()` vrací hodnotu na servomotoru. Funkce `attached()` kontroluje zda je servo připojeno. Funkce `detach()` odpojuje pin od serva.

### 3.5.2 Úprava Beetroot

Cílem bylo upravit software Beetroot tak, aby protéza vykonává pouze jeden úchop a přepínání na jiné uchopy by bylo zřízeno prostřednictvím mobilní aplikace. Toho bylo dosaženo nahrazením původního cyklu pro změnu úchopu jednoduchou funkcí:

```
void EMG_CONTROL::control(void)
{
    if (_channel[0].HOLD)
    {
        _channel[0].HOLD = false;

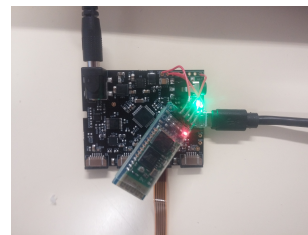
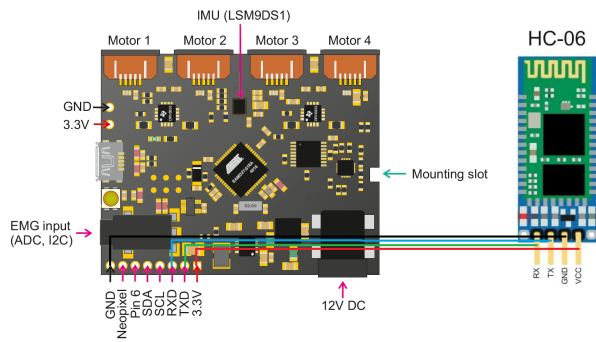
        Grip.open();
        Grip.run();

        MYSERIAL_PRINT_PGM("Grip ");
        MYSERIAL_PRINTLN(Grip.getGripName());
    }
}
```

### 3.5.3 Propojení s Android zařízením

Propojení s mobilním telefonem je uskutečněno pomocí Bluetooth modulu HC-06, připojeném na desku Chestnut. Modul HC-06 umožňuje zařízení odeslat nebo přijímat data TTL prostřednictvím technologie Bluetooth bez připojení k počítači. HC-06 je slave zařízení. Master/Slave je model počítačové komunikace, kdy jedno zařízení nebo jeden proces přebírá jednosměrné řízení nad jedním nebo více zařízeními. Výchozí přenosová rychlost (baud rate) tohoto modulu je 9600, verze Bluetooth V2.0 + EDR, provozní napětí 3,3 V, vstupní napětí 3,3–6 V, na modulu jsou konektory VCC, GND, TXD a RXD a rozměry jsou 35×15×4 mm. Schéma zapojení k desce chestnut je na obrázku 3.5a.

Android je v současnosti nejrozšířenější a zároveň asi nejrychleji rostoucí mobilní operační systém. Nejvhodnější programovací jazyk pro vytváření aplikací pro Android je Java nebo Kotlin. Z toho vychází také jaké programovací prostředí jsou používány pro tvorbu aplikací. Jedny z nejrozšířenějších je Eclipse s nainstalovaným ADT pluginem a Android studio. K naprogramování jednoduché aplikace, která

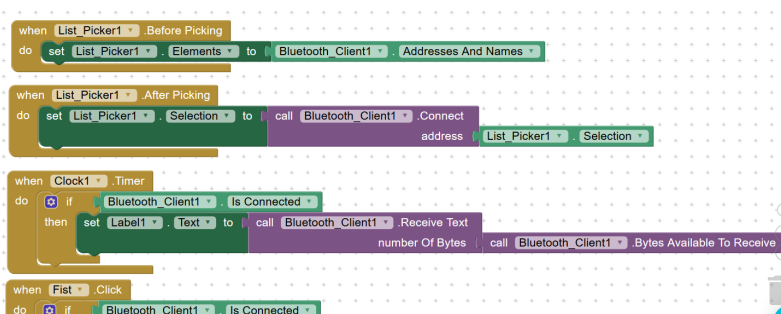
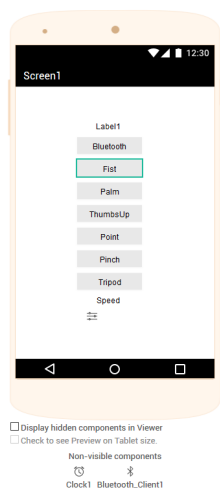


(b) Fotografie zapojení Bluetooth modulu HC-06

(a) Schéma zapojení Bluetooth modulu HC-06

Obrázek 3.5: Modul Bluetooth HC-06

umožní komunikaci mezi telefonem a deskou Chestnut, stačí online nástroj [thinkable.com](http://thinkable.com). Thunkable namísto klasické syntaxe využívá k programování jednoduchých a názor dlaždic, které se stylem puzzle propojují a tvoří kód jak je vidět na obrázku 3.6b.



(b) Dlaždicové prostředí pro „skládání“ kódu

(a) Návrh interfa-  
ce

Obrázek 3.6: Nástroj pro tvorbu android aplikací Thunkable

## 3.6 Ampér 2018

Ve dnech 19.–22. 3. 2018 byla bionická protéza Brunel hand vystavena na 27. ročníku mezinárodního veletrhu elektrotechniky, elektroniky, automatizace, komunikace, osvětlení a zabezpečení Ampér (obrázek 6.1). To byla příležitost otestovat protézu v dlouhodobém nepřetržitém provozu. Pro tento účel byl upraven DEMO cyklus,

který postupně prošel jednotlivé úchopy s 5s pauzou a na konci celého cyklu vykonal pauzu 30 s.

```
void DEMO_CLASS::run(void)
{
    if (_stepTimer.timeEllapsed(_stepDuration))
    {
        if ((_stepNum == 0) && _stepDir)
        {
            _stepDir = 0;
            delay(5000);
            Grip.nextGrip(); // cycle to next
            grip
            MYSERIAL_PRINTLN(Grip.getGripName()
                );
            if ((Grip.getGrip() == 0) && (_mode
                == DEMO_ONCE))
            {
                _mode = DEMO_STOP;
                MYSERIAL_PRINTLN_PGM("End
                    of Demo Mode");
                return;
            }
        }
        if (Grip.getGrip() == 0)
            delay(30000);
    }
    _stepNum += 1 + (_stepDir * (-2));
    if (_stepNum == GRIP_MAX_COUNT_VAL)
        _stepDir = 1;
    Grip.setPos(_stepNum);
    Grip.setSpeed(MAX_FINGER_SPEED);
    Grip.run();
}
}
```

Ruka byla na veletrhu v provozu celkem 28 hodin a vykonala přibližně 2860 pohybů. To mělo za následek poškození jednoho ze servomotorů Actonix (obrázek 6.2). Po rozebrání bylo zjištěno, že byl poškozený lineární potenciometr, který slouží k určování pozice, nejspíš v důsledku již špatného sestavení serva při výrobě.

## 4 Diskuze

V této kapitole jsou porovnány výhody a nevýhody open-source projektů myoelektrických protéz s komerčními protézami. I přesto, že open-source projekty nemohou konkurovat kvalitou zpracování, dokonalostí SW atd. komerčním protézám, mají několik nesporných výhod.

### 4.1 Klady

#### **Cena**

Jednou z největších výhod je pořizovací cena takovýchto projektů. Náklady na ruku HACKberry, sestavenou v minulých letech zde na Technické univerzitě v Liberci, se vyšplhaly na pouhých 20 000 Kč. Již sestavená protéza Brunel hand lze pořídit v přepočtu za 44 000 Kč, pokud se ale člověk rozhodne sestavit si protézu sám a má dostupný 3D tisk a zakoupí si jen nejn nutnější komponenty lze se s náklady vejít do 10 000 Kč.

#### **Modulárnost**

Jakýkoliv díl, část elektroniky nebo SW kód si může uživatel upravit tak, aby protéza odpovídala jeho potřebám. Například z důvodu instalace BT modulu bylo nutné upravit horní díl ruky, tak aby se všechny komponenty do vnitřní části ruky snadno vešly.

#### **Opravy**

Při poruchách není nutné takové protézy posílat do servisu a dlouho čekat na opravu. Poškozený díl lze snadno nahradit jiným dílem vlastní výroby, v případě elektroniky například obyčejným modelářským servem.

### 4.2 Zápory

#### **Použité díly**

I přes snadnou dostupnost některých dílů se naopak jiné ukázaly jako obtížně dostupné. Ze spojovacích materiálů například drobné šroubky, které na českém trhu nejsou téměř dostupné. Zde se ale otevírá možnost recyklace starých počítačů



a jiných elektronických zařízení, které tyto drobné komponenty obsahují. Snímání svalové aktivity je také omezeno tím, že není zabudováno přímo v protéze, ale pouze sprostředkované pomocí dalších senzorů, například Myoware a v případě jejich poruchy se jejich náhrada stává dlouhodobou záležitostí.

### **Estetika**

Estetika a vzhled protéz je subjektivní záležitost, ale nelze popřít, že protézy vytvořené pomocí 3D tisku vypadají, více či méně, hrubě. V použití silikonových návleků, který věrně napodobuje vzhled lidské končetiny, mají komerční protézy jistě navrch.

## 5 Návrh doporučení pro praxi

V této kapitole jsou uvedeny další možnosti, jak vylepšit stávající projekt nebo ho zpřístupnit širší veřejnosti.

### **Nové materiály 3D tisku**

Použití různých inovativních materiálů v 3D tisku by mohlo umožnit výrobu prstových koncovek, které by umožnily interakci s kapacitními dotykovými displeji nebo konstrukci pevnějších a lehčích dílů. Barevný tisk by mohl umožnit tisk protéz už v požadované barvě, například lidské kůže.

### **Skenování pahýlu**

Další možností vylepšení tvorby protézy je použití 3D skeneru k vytvoření modelu pahýlu. To by umožnilo výrobu pahýlového lůžka pro pacienta na míru, bez nutnosti výroby sádrových odlitků. V důsledku by si pacient nechal oskenovat pahýl, 3D model by odeslal společnosti vyrábějící protézy a ta by vyrobila lůžko přesně podle rozměrů pahýlu pacienta.

### **Zpětná vazba**

U PCB desky Chestnut nebyly zatím využity všechny piny, to dává možnost instalaci dalších rozšíření, umožňující například zpětnou vazbu na úchop, stav baterie atd.

### **Webové stránky**

Rozšíření povědomí o takovýchto projektech by bylo optimální pomocí webových stránek, kde by mohly být shromážděny všechny možnosti, které člověk po amputaci má. Taková stránka by mohla obsahovat také návody v češtině, kontakty a další užitečné informace jak si svépomocí opatřit nějakou z protéz.

## 6 Závěr

V rámci bakalářské práce byl proveden teoretický rozbor problematiky horní končetiny a amputací. Byla zpracována a popsána anatomie a fyziologie horní končetiny. To zahrnuje popis kostry, svalů a kloubních spojení horní končetiny, stavbu svalu, různé pohyby a úchopy, které je zdravá končetina schopna vykonávat. Dále byl uveden a popsán vědní obor protetika. V závěru byl popsán princip měření EMG včetně nových experimentálních metod.

Bionická protéza Brunel hand byla úspěšně zprovozněna a otestována. Použité senzory Myoware byly rovněž otestovány a porovnány se zdravotnickým EMG přístrojem.

K ruce byl připojen BT modul, který umožňuje obousměrnou komunikaci a přenos dat mezi rukou a mobilním telefonem. Pro tento účel byla také vytvořena Android aplikace umožňující toto propojení a komunikaci.

Vzniklo několik modelů pahýlových lůžek a také díl spojující protézu Brunel hand s pahýlovým lůžkem projektu HACKberry, který se ukázal být jako nejlepší řešení.

Pro příležitost vystavit protézu na veletrhu Ampér 2018, byl upraven DEMO cyklus tak aby byl vhodný pro veřejnou prezentaci. To také umožnilo otestování protézy v dlouhodobém, nepřetržitém provozu a odhalení chyb desingu. Zjištěné chyby byly popsány a společnost OpenBionics o nich byla informována, aby jim bylo možné v budoucnosti předejít.

Všechny cíle bakalářské práce byly úspěšně splněny.úspěšně splněny.

## Literatura

- [1] ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. vydání. Praha: Grada, 2001. ISBN 978-80-7169-970-5.
- [2] POSPÍŠILOVÁ, B. a O. PROCHÁZKOVÁ. *Anatomie pro bakaláře I: obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2010. ISBN 978-80-7372-675-1.
- [3] BENEŠ, J. *Studijní materiály* [online]. 2012. Dostupné z: [http://jirben2.chytrak.cz/materialy/orto,trauma\\_jb.doc](http://jirben2.chytrak.cz/materialy/orto,trauma_jb.doc)
- [4] HADRABA, I. Úchop v protetice (1. část). *Ortopedická protetika*. 2001, 4(6), 30-37. ISSN 1212-6705. Dostupné také z: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc2bfee47eea.htm>
- [5] HADRABA, I. Úchop v protetice (2. část). *Ortopedická protetika*. 2001, 4(7), 26-32. ISSN 1212-6705. Dostupné také z: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc8a7b70693248.htm>
- [6] NAJMAN, P. *Bionická ruka*. Liberec, 2017. Diplomová práce. Technická univerzita v Liberci, fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií.
- [7] EIS, E. a F. KŘIVÁNEK. *Ortopedie a ortopedická protetika: učebnice pro střední zdravotnické školy, obor rehabilitační pracovník*. 3. dopl. vyd. Praha: Avicenum, 1986.
- [8] HAM, R. a L. COTTON. *Limb amputation: from aetiology to rehabilitation*. London: Chapman and Hall, 1991. ISBN 0-412-34610-9.
- [9] SOSNA, A. a kol. *Základy ortopedie*. Praha: Triton, 2001. ISBN 80-7254-202-8.
- [10] HADRABA, I. *Ortopedická protetika*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1296-8.
- [11] KOUDELA, K. a kol. *Ortopedie*. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0654-2.
- [12] KRISTINÍKOVÁ, J. *Protetická fyzioterapie: studijní opora*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-515-0.
- [13] MAAT, B. a kol. Passive prosthetic hands and tools: A literature review. *Prosthetics and Orthotics International* [online]. 2018, 42(1), 66-74. ISSN 0309-3646. DOI: 10.1177/0309364617691622. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0309364617691622>

- [14] DUNGL, P. a kol. *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2005. ISBN 80-247-0550-8.
- [15] NORTOM, Kim M. *A Brief history of prosthesis* [online]. Dostupné z: [https://www.amputee-coalition.org/wp-content/uploads/2015/03/history\\_prosthetics.pdf](https://www.amputee-coalition.org/wp-content/uploads/2015/03/history_prosthetics.pdf)
- [16] HÁJEK, K. a J. SEDLÁČEK. *Kmitočtové filtry*. Praha: BEN, 2002. ISBN 80-7300-023-7.
- [17] OSKAR C. Aszmann a kol. Man/machine interface based on the discharge timings of spinal motor neurons after targeted muscle reinnervation [online]. *Nature Biomedical Engineering*. DOI: 10.1038/s41551-016-0025. Dostupné také z: [https://www.researchgate.net/publication/313383889\\_Manmachine\\_interface\\_based\\_on\\_the\\_discharge\\_timings\\_of\\_spinal\\_motor\\_neurons\\_after\\_targeted\\_muscle\\_reinnervation](https://www.researchgate.net/publication/313383889_Manmachine_interface_based_on_the_discharge_timings_of_spinal_motor_neurons_after_targeted_muscle_reinnervation)
- [18] Imperial College London. Prosthetic arm technology detects spinal nerve signals. ScienceDaily. *ScienceDaily*. 2017, **3**(6). Dostupné také z: [www.sciencedaily.com/releases/2017/02/170206111903.htm](http://www.sciencedaily.com/releases/2017/02/170206111903.htm)
- [19] ULANOFF, L. Myo armband makes hands-free motion control real. *Mashable*. 2015, **15**(5). Dostupné také z: [www.mashable.com/2015/05/24/myo-review/#XMkRe5UGb5q8](http://www.mashable.com/2015/05/24/myo-review/#XMkRe5UGb5q8)
- [20] *Advancer Technologies* [online]. Dostupné z: <http://www.advancertechnologies.com>
- [21] *Arduino* [online]. Dostupné z: <http://arduino.cc>
- [22] *Operační zesilovače* [online]. Dostupné z: [http://www.outech-havirov.cz/skola/files/knihovna\\_eltech/ea/oz.pdf](http://www.outech-havirov.cz/skola/files/knihovna_eltech/ea/oz.pdf).
- [23] Stavba kosterního svalstva [online obrázek]. In: Stavba kosterního svalu [online]. [cit. 2014-12-01]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Stavba\\_kostern%C3%ADho\\_svalstva](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Stavba_kostern%C3%ADho_svalstva)
- [24] Common levels of amputation—upper limb [online obrázek]. In: Assessment of the Amputee [online]. Dostupné z: <https://clinicalgate.com/assessment-of-the-amputee/>
- [25] Bebionic. *Ottobock* [online] [cit. 2018-03-12]. Dostupné z: [http://bebionic.com/the\\_hand](http://bebionic.com/the_hand)
- [26] Steeper Prosthetics. *rslsteeper* [online]. Dostupné z: <http://rslsteeper.com>
- [27] Touch bionics. *Touch Bionics Inc. and Touch Bionics Limited* [online]. [cit. 2018-04-11]. Dostupné z: <http://www.touchbionics.com/>

- [28] Open bionics. *Open Bionics* [online]. [cit. 2018-04-31]. Dostupné z: <https://www.openbionics.com/>
- [29] Block diagram of the proposed system for EMG signal acquisition and processing [online obrázek]. In: *EMG* [online]. [Cit. 2018-4-12]. Dostupné z: [http://ece.eng.wayne.edu/~apandya/ECE7995/Winter2009-Team3/html/emg\\_0.html](http://ece.eng.wayne.edu/~apandya/ECE7995/Winter2009-Team3/html/emg_0.html)
- [30] Robo Arm. *Unlimited tomorrow* [online]. Dostupné z: <http://theroboarm.com/>

# Přílohy

## 6.1 Obsah CD

- Text bakalářské práce
  - bakalarskaprace2018MartinBlazek.pdf
  - zadanibakalarskeprace.pdf
- 3D modely
- Mobilní aplikace
- Zdrojové kódy
- Fotografie
- Katalogové listy

## 6.2 Obrázky

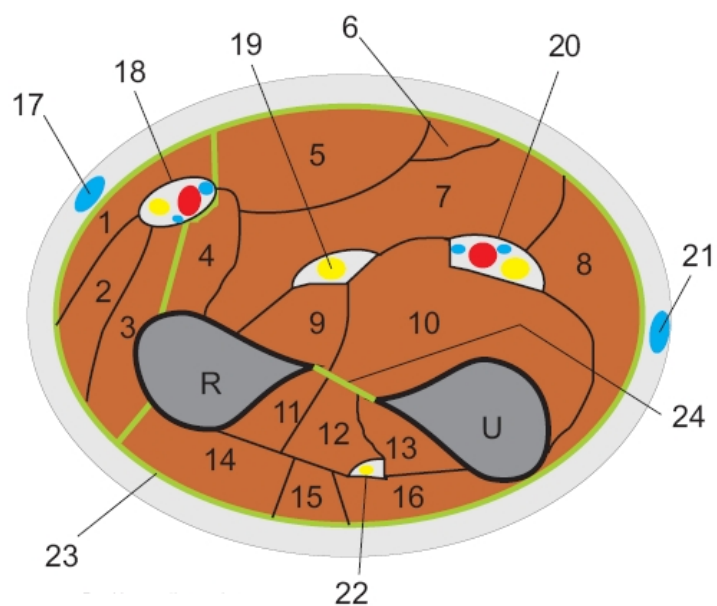


Obrázek 6.1: Protéza Brunel hand na veletrhu Ampér



Obrázek 6.2: Servomotory Actuator, servo napravo má viditelné rýhy na lineárním potenciometru





Obrázek 6.3: Řez předloktím zobrazující jednotlivé svaly povrchové i hluboké vrstvy. R – Radius; U – Ulna; 1 – m. brachioradialis; 2 – m. extensor carpi radialis longus; 3 – m. extensor carpi radialis brevis; 4 – m. pronator teres; 5 – m. flexor carpi radialis; 6 – m. palmaris longus; 7 – m. flexor digitorum superficialis; 8 – m. flexor carpi ulnaris; 9 – m. flexor pollicis longus; 10 – m. flexor digitorum profundus; 11 – m. abductor policis longus; 12 – m. extensor policis longus; 13 – m. extensor indicis; 14 – m. extensor digitorum; 15 – m. extensor digiti minimi; 16 – m. extensor carpi ulnaris; 17 – v. cephalica; 18 – n. radialis, ramus superficialis, a. radialis vv. radialis; 19 – n. medianus; 20 – n. ulnaris, a. ulnaris, vv. ulnaris; 21 – v. basilica; 22 – n. radialis, ramus profundus; 23 – fascia antebrachii; 24 – membrana interossea

měření	IF relaxace		IF kontrakce		OF relaxace		OF kontrakce	
	MyoWare	TruTrace	MyoWare	TruTrace	MyoWare	TruTrace	MyoWare	TruTrace
1	44	98	805	533	68	100	596.2	792
2	35	64	708	446	48	98	613.8	255
3	44	62	807	410	24	91	523.6	916
4	37	63	693	424	62	78	677.6	474
5	48	61	440	353	108	75	723.8	404
6	42	61	744	361	81	73	708.4	728
7	51	65	574	339	62	72	723.8	762
8	44	65	510	457	57	75	723.8	636
9	29	61	629	406	165	73	726	384
10	48	60	805	307	128	75	721.6	345
11	46	61	345	383	106	80	723.8	336
12	29	147	759	568	84	98	660	645
13	42	212	590	477	88	105	633.6	689
14	24	253	543	203	207	102	598.4	590
15	44	205	510	301	165	82	569.8	420
16	44	141	440	287	145	80	580.8	463
17	51	88	396	415	117	80	552.2	384
18	53	62	708	652	139	76	532.4	420
19	46	58	744	385	246	79	554.4	361
20	31	56	805	399	207	73	519.2	372
21	48	58	805	404	189	71	484	354
22	46	62	466	374	246	73	479.6	488
max [ $\mu$ V]	52.8	253	807.4	652	246.4	105	726	916
min [ $\mu$ V]	24.2	56	345.4	203	24.2	71	479.6	255
rozdíl max min [ $\mu$ V]	28.6	197	462	449	222.2	34	246.4	661
průměr [ $\mu$ V]	42.1	93.8	628.6	403.8	124.6	82.2	619.4	509.9
průměrný rozdíl mezi přístroji [ $\mu$ V]	51.7		-224.8		-42.4		-109.5	

Tabulka 6.1: Souhrn napětí změřených pomocí MyoWare a TruTrace (IF – inner forearm, vnitřní předloktí, OF – outer forearm, vnější předloktí)