



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

## ŘÍZENÍ LOW-COST PROTETICKÉ RUKY S VYUŽITÍM EMG SENZORŮ

CONTROL OF LOW-COST PROSTHETIC LIMB USING EMG SENSORS

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jindřich Šafran

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Matej Rajchl

BRNO 2022





## Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	<b>Jindřich Šafran</b>
Studijní program:	Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor:	Mechatronika
Vedoucí práce:	<b>Ing. Matej Rajchl</b>
Akademický rok:	2021/22

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

### Řízení low-cost protetické ruky s využitím EMG senzorů

#### Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Práce se zabývá návrhem protetické ruky, s důrazem na nízkou cenu a co nejmenší možný počet dílů. Následně bude využito platformy ESP32 pro bezdrátové získávání dat z EMG senzoru, která budou využita v kombinaci se strojovým učením na řízení ruky.

#### Cíle bakalářské práce:

1. Udělejte rešerši dostupných konstrukčních řešení samotné protetické ruky i druhu a umístění senzorů pro snímání muskulární aktivity (EMG).
2. Na základě rešerše navrhnete vlastní protetickou ruku a s využitím nástrojů pro rychlý vývoj (Arduino, vývojové kity, a pod) naměřte EMG data.
3. Vytvořte spolehlivé posílání naměřených dat do PC skrz bezdrátové spojení s využitím platformy ESP32.
4. Využijte Machine Learning toolbox v Matlabu pro vytvoření jednoduchého klasifikátoru, který bude schopen rozeznat pohyb jednotlivých prstů a následně replikovat pohyb na vytvořené protetické ruce.

#### Seznam doporučené literatury:

VALÁŠEK, Michael. Mechatronika. Dot. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 1996. ISBN 80-01-01276-X.

ZÁHLAVA, Vít. Návrh a konstrukce desek plošných spojů. Vyd. 1. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2005. ISBN 80-01-03351-1.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2021/22

V Brně, dne

L. S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
ředitel ústavu

---

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.  
děkan fakulty

## **Abstrakt**

Tato bakalářská práce se zabývá celkovým návrhem, sestavením a skladbou modelu protetické ruky včetně jejího ovládání a naprogramování. Práce je rozdělena do pěti kapitol. V první kapitole je rozebrána anatomie předloktí horní končetiny, jejíž model je navrhován a sestavován. Následující druhá kapitola obsahuje rozbor protetických mechanismů z hlediska historie po současnost, a také samotnou výrobu mechaniky navrženého modelu protetické ruky. Ve třetí kapitole je popsána diagnostická metoda EMG a použita elektronika pro ovládání mechanismu navržené protetické ruky. Následující čtvrtá kapitola obsahuje samotné získávání a zpracování dat z testování měřícího zařízení. V poslední kapitole, páté, je již obsaženo programování vyrobeného a testovaného modelu protetické ruky v různých vývojových prostředích. Veškeré získané poznatky a výsledky jsou vyhodnoceny a popsány v závěru bakalářské práce.

## **Abstract**

This Bachelor thesis is about the general design, construction and model assembling of the prosthetic arm. Its programming and controlling of the robotic part are also included. The thesis is divided into five chapters. In the first chapter, the anatomy of forearm is analysed and described. Its anatomical structure is the theoretical base on which the final model is designed and constructed. Following, second chapter, comprises the analysis of prosthetic mechanisms according to the historical development up until today. And this chapter also contains the production of the designed forearm-hand-model itself. The third chapter describes the EMG diagnostic method and the process of manufacturing of each compartment of controller device used for controlling the mechanism of the designed model. Next, chapter number four contains gaining and processing of the data from testing of the measuring device. In the last fifth chapter, the programming of the made forearm-hand-model in various development environments is described. All the results and gained knowledge, are evaluated and described in the conclusion of the Bachelor thesis.

## **Klíčová slova**

protetická ruka, protetika, náhrada, EMG, elektromyografie, biosignál, Python, Arduino, MATLAB, Machine Learning, zpracování signálů, design PCB, 3D tisk

## **Key words**

prosthetic arm, prosthetics, substitution, EMG, electromyography, biosignal, Python, Arduino, MATLAB, machine learning, signal processing, design PCB, 3D printing

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

ŠAFRAN, Jindřich. *Řízení low-cost protetické ruky s využitím EMG senzorů* [online]. Brno, 2022 [cit.2022-05-02]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/140624>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Matej Rajchl.

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Řízení low-cost protetické ruky s využitím EMG senzorů vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených v seznamu, který tvoří přílohu této práce.

-----

Datum

-----

Jméno a příjmení

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Mateji Rajchlovi, za poskytnuté rady při vedení práce. Rovněž velké poděkování patří mým kolegům a kamarádům Ing. Petrovi Kalandrovi a Ing. Dušanovi Bendovi za poskytnuté cenné rady a pomoc při řešení praktické části. Poděkování patří rovněž doc. MUDr. Lence Vargové, Ph.D. a jejímu kolektivu za poskytnutou možnost zúčastnit se exkurze na Ústavu anatomie. V neposlední řadě chci poděkovat své sestře Ing. Bohdaně Anně Šafranové za korekturu práce a celé své rodině za intenzivní podporu během celého bakalářského studia.

# OBSAH

ÚVOD .....	7
1 Anatomie předloktí .....	9
1.1 Popis svalstva předloktí .....	9
1.1.1 Frontální skupina předloketních svalů .....	9
Povrchová vrstva .....	9
Druhá vrstva .....	9
Třetí vrstva .....	10
Hluboká vrstva .....	10
1.2 Laterální skupina předloketních svalů .....	10
První vrstva .....	11
Hluboká vrstva .....	11
1.3 Dorsální skupina předloketních svalů .....	12
Povrchová vrstva .....	12
Hluboká vrstva .....	12
1.4 Funkce svalstva amputované horní končetiny .....	13
1.5 Vznik biosignálu .....	14
2 Mechanika demonstračního modelu .....	16
2.1 Historie protetických mechanismů .....	16
2.2 Protetické mechanismy dnešní doby .....	17
2.2.1 Pohony .....	19
2.2.2 Myoelektrické ovládání .....	19
2.2.3 Inspirace .....	20
2.3 Vlastní návrh modelu .....	21
2.3.1 Prvotní návrh .....	21
2.3.2 Konečný návrh .....	23
3 Elektronická podpora sestavy .....	31
3.1 Popis EMG měření a typy měřících přístrojů .....	31
3.2 Koncepce EMG detektoru .....	32
3.3 Nový návrh EMG detektoru .....	33
3.4 Návrh elektrod .....	35
3.5 Uložení desek do náramku .....	36
3.6 Elektronika v mechanické ruce .....	39
3.7 Blokové schéma zapojení celé sestavy .....	39
4 Postup získávání dat .....	41

4.1	První cíl měření .....	41
4.2	Získávání dat .....	42
4.3	Členění dat.....	43
5	Programování sestavy .....	45
5.1	Arduino kód pro získávání dat z EMG měřičů .....	45
5.2	Python kód pro členění dat.....	47
5.2.1	Tříděná dat za pomoci videozáznamu .....	47
5.2.2	Získávání dat s videoherním ovladačem .....	47
5.3	Programování v prostředí MATLAB .....	48
5.3.1	Zpracovávací program na hodnoty z Python skriptu .....	48
5.3.2	Předložení dat strojovému učení .....	48
5.3.3	MATLAB skript pro komunikaci s náramkem a s robotickou rukou 51	
5.3.4	Arduino kód pro mechanickou ruku.....	51
	ZÁVĚR.....	53
	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ.....	55
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ .....	57
	SEZNAM OBRÁZKŮ .....	60
	SEZNAM TABULEK.....	62
	SEZNAM POUŽITÝCH GRAFŮ .....	63
	SEZNAM ROVNIC .....	64
	SEZNAM PŘÍLOH .....	65



# ÚVOD

Již několik tisíciletí lidstvo usiluje o to, aby se celkově zdokonalovalo a své nedostatky co nejvíce skrylo, či úplně eliminovalo. Mezi lidmi se v dnešní době nacházejí jedinci, kteří nemají plnohodnotný život, protože jsou limitováni svým fyzickým handicapem. Lidé mohou přijít o končetinu při výkonu práce, či se bez končetiny přímo mohou narodit. Kvůli jejich postižení nejsou schopni vykonávat některé činnosti, nebo je mohou provádět s dopomocí případně značně omezeně. S postupem doby a s vývojem nových technologií je v dnešní době možné takovému člověku pomoci s protetickou náhradou a začlenit jej tak plnohodnotně do života bez užití speciálních přípravků pro manipulaci s běžnými věcmi.

Cílem bakalářské práce bylo vytvořit finančně méně náročný model protetické ruky, který bude ovládán za pomoci EMG detektorů bez nutnosti invazivní implementace elektrod do těla. Výsledný model je složen z měřicího zařízení ve formě náramku a počítače, na kterém je prováděno zpracování dat z měřicího zařízení, včetně modelu protetické ruky simulující pohyb zdravé ruky. Celá sestava je propojena přes bezdrátovou síť wifi. Toto měřicí zařízení bylo nutné kompletně celé navrhnout, sestrojít a uvést do chodu.

Během vyhledávání informací v souvislosti s celým projektem, byla vedoucím bakalářské práce sjednána schůzka s Jahnem Hähnem z německé univerzity v Göttingenu, který se problematikou protetických náhrad dlouhodobě zabývá. Během rozhovoru byly získány informace o tom, co všechno vytvoření takové náhrady obnáší, a jak se náhrada uživatelem ovládá. V průběhu získávání informací k bakalářské práci byla autorem bakalářské práce dohodnuta součinnost na Anatomickém ústavu Masarykovy Univerzity v Brně. Jednou z konzultací bylo představení reálných preparátů horních končetin, které byly autorovi práce prezentovány medikem ze zmíněného ústavu. Předvedena a popsána byla autorovi detailně anatomie svalstva předloktí, včetně názorných ukázek, jak se jednotlivé prsty pohybují. Také bylo věcně popsáno a předvedeno rozložení svalstva a jejich úponů na obou koncích kostí.

Inspirace pro vytvoření měřicího zařízení ve formě náramku vznikla z již existujícího konceptu Myo Armbandu. Cena za takový náramek se pohybuje přibližně okolo dvě stě dolarů za kus. Při rozvaze, aby sestava byla co nejlevnější, bylo rozhodnuto, že tento náramek nebude koupen, ale raději se bude směřovat cestou výroby vlastního konceptu. Tento koncept se nevyrovná veškerým funkcím, které prodáváný náramek nabízí, ale pro účely této bakalářské práce je dostačující.

Koncepce mechanické ruky je zcela vytvořena na 3D tiskárně. Tím je zaručeno, že pokud bude nějaký z komponentů použitých v mechanické ruce zničen či poškozen, nebude problém vytvořit jeho duplikát na 3D tiskárně. Mechanika ruky je o poznání složitější kvůli množství dílů, které jsou v ní obsaženy, ale vše je jednoduše smontovatelné a vyměnitelné. Pro elegantnější design celé ruky je mechanika tvořena ze tří barevných kombinací, aby byly zdůrazněny detaily určitých prvků a dodávaly tak celku vizuální dojem.

V první kapitola práce je zaměřená na anatomii a představení horní končetiny. Následující druhá kapitola se zabývá historií protetických mechanismů a výrobou mechaniky protetické ruky. Třetí kapitola obsahuje seznámení s elektronikou použitou pro řízení sestaveného modelu protetické ruky. V další kapitole je představen způsob akvizice a zpracování dat. Poslední kapitola se zabývá samotným programováním náramku a modelu ruky za použití tří různých vývojových prostředí.

# 1 Anatomie předloktí

## 1.1 Popis svalstva předloktí

Veškeré svalstvo předloktí je tvořeno příčně pruhovanou svalovinou. To znamená, že jsou ovladatelné vůlí a jedná se o svaly kosterní, které jsou motorickou složkou pohybového systému, tj. umožňují vědomý pohyb částí těla. Svalové ústrojí předloktí se dělí na tři skupiny svalů: frontální, laterální, dorsální. [1]

### 1.1.1 Frontální skupina předloketních svalů

Frontální stranou je chápána strana předloktí souběžně s dlaní ruky. Tato skupina předloketních svalů obsahuje flexory (ohýbače) a pronátory (svaly zajišťující rotaci ruky). Přední skupina obsahuje čtyři vrstvy svalů: povrchová vrstva, druhá vrstva, třetí vrstva, nejhlubší vrstva. Pro snadnější popisy jsou svaly barevně rozděleny (viz Obrázek č. 1). [1]

#### **Povrchová vrstva**

V povrchové vrstvě se nacházejí čtyři svaly, které vybíhají ze štíhlých bříšek ve štíhlé začátky šlach. Tyto svaly mají jednu z funkcí pomocné flexe (ohnutí) a dukce (vedení pohybu do stran) loketního kloubu a zápěstí. První z nich je protahující sval oblý (*musculus pronator teres* – 1.2), jenž se upíná na zevní okraj radia v polovině délky kosti. Druhým svalem je zevní ohýbač zápěstí (*musculus flexor carpi radialis* – 1.3), který se upíná na dlaňovou plochu baze metakarpu. Třetím svalem je dlouhý sval dlaňový (*musculus palmaris longus* – 1.1), který se upíná na vazivový pruh napnutý mezi radiální a ulnární stranou karpálních kůstek. Tento sval je u většiny populace z důvodu evoluce již zakrnělý nebo úplně chybí. Poslední ze svalů povrchové vrstvy je vnitřní ohýbač zápěstí (*musculus flexor carpi ulnaris* – 1.4), upíná se na hráškovou kůstku a od toho místa pokračuje jako vaz na bazi pátého metakarpu (krátká kost dlaně). [1]

#### **Druhá vrstva**

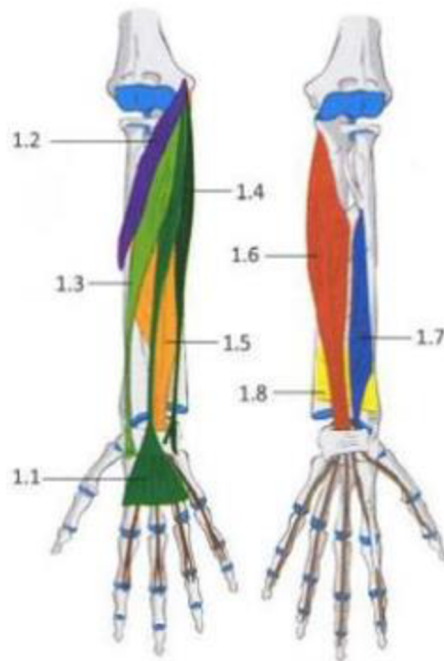
V této vrstvě se nachází jediný sval, který se nazývá povrchový ohýbač prstů (*musculus flexor digitorum superficialis* – 1.5). Tento sval začíná dvěma hlavami, které se upínají na ulnu loketního kloubu a z části i na ulně samotné. Sval se dále rozděluje na čtyři složky, jež pokračují čtyřmi šlachami od ukazováku po malík, které se dvěma raménky na konci šlachy upevňují na prostřední článek prstů. Sval zapřičiňuje flexi kloubů prstů a také pomocnou flexi v loketním kloubu. [1]

### Třetí vrstva

Tato vrstva obsahuje dva svaly. Prvním z nich je hluboký ohýbač prstů (*musculus flexor digitorum profundus* – 1.6), který má začátek na ploše ulny a dále vysílá čtyři dlouhé šlachy oválného až kulatého průřezu od ukazováku po malík. Hlavní funkcí je flexe distálních kloubů, jenž ohýbá ve všech pohyblivých místech, které přebíhá. Druhým svalem z této vrstvy je dlouhý ohýbač palce (*musculus flexor pollicis longus* – 1.7), jenž má úpon na konečném článku palce, což má za následek ohnutí interfalangovém kloubu palce. [1]

### Hluboká vrstva

V hloubce distálního konce předloktí v hluboké vrstvě se nachází jeden sval, který se nazývá pronující sval čtyřhranný (*musculus pronator quadratus* – 1.8). Tento sval začíná na přední straně ulny v rozsahu distální čtvrtiny kosti (nedosahuje na hlavici ulny). Jeho funkcí je pronace předloktí, při níž působí hlavně na distální radioulnární skloubení. [1]



Obrázek č. 1: Svaly předloktí frontální skupiny, převzato z [2].

## 1.2 Laterální skupina předloketních svalů

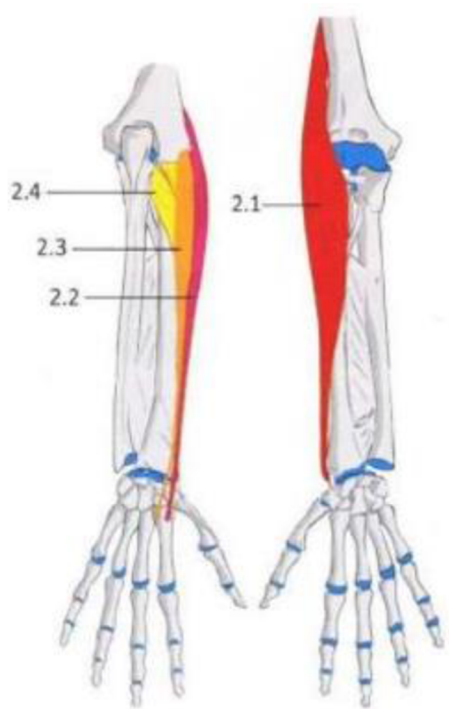
Laterální, tedy boční strana předloktí, obsahuje ve dvou vrstvách čtyři svaly a skládá se z extensorů (svaly natahující končetinu v kloubu) a supinatorů (opak pronace), jak je možné vidět na Obrázek č. 2. Tuto skupinu odděluje osteofasciální septum od svalů frontálních i od dorsální skupiny předloktí. Popisované svaly kryjí proximální dvě třetiny radia. [1]

### První vrstva

V první vrstvě, také nazývané povrchové vrstvě, se nacházejí tři svaly. Popisované svaly začínají nad laterálním epikondylem humeru (kloub pažní kosti) až k epikondylu a k laterálním vazům loketního kloubu. Prvním z nich je sval vřetenní (*musculus brachioradialis* – 2.1). Jedná se o nejdelší sval povrchové vrstvy. Supinuje natažené a pronované předloktí. Také se jedná o pomocný ohýbač loketního kloubu. Následujícím svalem je dlouhý zevní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi radialis longus* – 2.2). Jeho funkcí je dorsální flexe a radiální dukce zápěstí, které provádí v souhře s dalšími extensory a flexory karpu a prstů. Posledním svalem povrchové vrstvy je krátký zevní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi radialis brevis* – 2.3), jehož funkce je stejná jako dlouhý zevní natahovač zápěstí. [1]

### Hluboká vrstva

V hluboké vrstvě se nachází pouze jeden sval, a to sval supinující (*musculus supinator* – 2.4). Tento sval se obtáčí od radiálního epikondylu (kloubního výběžku) a vytáčí radius do supinace (viz Obrázek č. 2). [1]



Obrázek č. 2: Svaly předloktí laterální skupiny, převzato z [2].

### 1.3 Dorsální skupina předloketních svalů

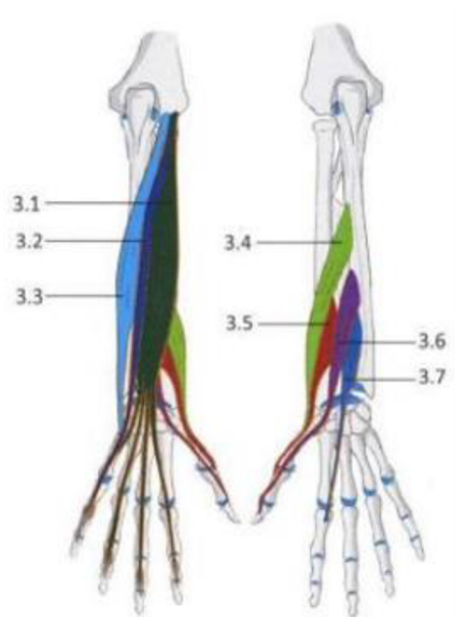
Tato skupina je složena ze stejnojmenných vrstev jako u skupiny laterální a tyto vrstvy mají dohromady sedm svalů. Jedná se o svaly z řady extensorů a abduktorů (svaly odtahovací). [1]

#### Povrchová vrstva

Svaly povrchové vrstvy začínají prakticky od dolního konce laterálního epikondylu pažní kosti pod začátky svalů laterální skupiny. Nacházejí se zde tři svaly. Prvním z nich je natahovač prstů (*musculus extensor digitorum* – 3.1) jehož úpon svalu je na hřbetních stranách středních a distálních článků ukazováku až malíku. Zapřičiňuje natažení prstů a pomáhá jako dorsální flexor zápěstí. Dalším svaem je natahovač malíku (*musculus extensor digiti minimi* – 3.2), upínající se na dorsální tenkou vazivovou blánu, kde se připojuje na již zmíněný *musculus extensor digitorum* a působí stejným směrem. Posledním svaem v této vrstvě je vnitřní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi ulnaris* – 3.3) upnutý na dorsální stranu báze pátého metakarpu (záprstní kosti). Ve vzájemné interakci s dalšími svaly zapřičiňuje dorsální flexi a ulnární dukci zápěstí. [1]

#### Hluboká vrstva

Svaly tvořící hlubokou vrstvu začínají na dorsálních plochách radia, ulny a membrana interossea (vazivová blána mezi kostmi) distálně od kloubu loketního (Obrázek č. 3). V této vrstvě se nachází čtyři svaly. Prvním z nich je dlouhý odtahovač palce (*musculus abduktor pollicis longus* – 3.4), jehož funkce je zřejmá z názvu. Úpon svalu je přichycen na vnější stranu báze palcového metakarpu. Dalším svaem je krátký odtahovač palce (*musculus extensor pollicis brevis* – 3.5) navazující na předchozí sval. Jeho úpon je na dorsální ploše proximálního článku palce a ta zaručuje extensi v metakarpofalangovém kloubu palce. Následuje dlouhý natahovač palce (*musculus extensor pollicis longus* – 3.6). Tento sval sestupuje paralelně s předchozími svaly na hřbet ruky, kde je možné jej nahmatat. Sval začíná na střední třetině zadní plochy ulny a upíná se na hřbetní stranu konečného článku palce a jeho funkcí je extense palce, a to zejména v interfalangovém kloubu. Posledním svaem z hluboké vrstvy je natahovač ukazováku (*musculus extensor indicis* – 3.7), jenž se zpravidla upíná na distálním článku, jeho funkcí je extense ukazováku, a také pomáhá při extensi zápěstí a ruky. [1]



Obrázek č. 3: Předloketní svaly dorsální skupiny, převzato z [2].

## 1.4 Funkce svalstva amputované horní končetiny

Amputace končetin patří k jedné z nejstarších doložených operací v historii lidstva. Operační zákrok je prováděn buď otevřeně anebo uzavřeně. Pro otevřenou techniku se rána po amputaci neuzavírá a pro vytvoření kvalitního pahýlu je třeba ještě jedna operace. Amputace horní končetiny se dělí na dvě skupiny. Jedná se o exartikulaci (amputace v místě kloubu) a amputaci s pahýlem. [3]

Měření a získávání signálů ze zbytkové svaloviny se opírá o myšlenku tzv. „fantomové končetiny“. Tento syndrom je možné popsat tak, že pacient po amputaci končetiny stále pociťuje bolest či dotek již neexistující části amputované horní končetiny. To znamená, že pacient může po tréninku a rehabilitaci vědomě ovládat zbytek svalstva s nervovými drahami, po konec amputované končetiny s pocitem, jako by končetinu stále měl. [3] [4] [6]

Pro případ, kterým je celkové ovládnutí modelu humanoidní ruky uzpůsobeno, se tato část popisu bude zaměřovat pouze na amputace spojené s předloktím ruky. Prvním příkladem odnětí části končetiny je exartikulace zápěstí. Jedná se o případ, kdy pacientovi je odejmuto kompletně celá ruka až po klouby zápěstí. Po zmíněném zákroku je pacient schopen ovládat stále do značné míry převážnou většinu svalů s velkou silou. Na základě síly, kterou je schopen pacient s protézou vyvinout, je též schopen nést těžší břemena. Pacient je po časově náročné rehabilitaci způsobilý pro vykonání supinace a pronace předloktí a udržuje silnou flexi a extensi v loketním kloubu. Středně dlouhý a dlouhý předloketní pahýl omezuje pacienta ještě o další pohyby. Pacient rehabilituje flexi a extensi loketního kloubu pro posílení rotace zbytku předloktí. Krátký loketní pahýl následně pacientovi neumožňuje pronaci a supinaci. Pacient procvičuje dvojhlavý sval

pažní (*musculus biceps brachii*) pro udržení pažní v rovnováze. Při exartikulaci loketního kloubu již navržené řešení pro pohyb prstů není vyhovující, protože veškeré svalstvo, které by mohlo dodávat signál do EMG detektoru, je kvůli tomuto zákroku odejmuto. [3] [4] [6]

## 1.5 Vznik biosignálu

Svaly předloktí jsou inervovány z hluboké větve loketního nervu (*ramus profundus nervi ulnaris*), bez jehož impulsu nedochází ke koordinované a řízené svalové kontrakci. Základním aktivním elektrickým projevem tkání je vznik takzvaného membránového napětí, což je interpretováno jako rozdíl potenciálů na membráně buňky, který je posuzován mezi napětími uvnitř a vně této buňky. Přestože mezi oběma roztoky vzniká elektrické napětí, tak obě prostředí zůstávají téměř elektroneutrální. K vytvoření elektrického napětí stačí jen malé vychýlení elektroneutrálnosti z jejího stavu u povrchu membrány. K popisu elektrochemického potenciálu slouží Nernstova rovnice [5] ve tvaru,

$$U = \frac{RT}{zF} \ln \left( \frac{c}{c^*} \right), \quad (1)$$

kde  $R$  je univerzální plynová konstanta ( $R = 8,314472 \text{ J/mol} \cdot \text{K}$ ),  $T$  je absolutní teplota těla (udáváno  $310,15 \text{ K}$  neboli  $37^\circ\text{C}$ ),  $z$  je náboj iontu vyjádřený v násobcích elementárního náboje a  $F$  je Faradayova konstanta ve velikosti  $F = 96487 \text{ C} \cdot \text{mol}^{-1}$ . V přirozeném logaritmu následuje podíl koncentrace částic v obou prostředích. Tato rovnice však platí jen za velmi zjednodušených předpokladů. Jedním z předpokladů je, že buněčná membrána je propustná pouze pro jeden druh iontu. Dalším předpokladem je stejný tlak na obou stranách membrány, termodynamická teplota případně je koncentrace iontů příliš nízká, aby bylo možné ztotožnit aktivity iontů s jejich koncentracemi. Při těchto podmínkách se stává buňka nejvíce vodivá. Například pro kosterní svalovinu je napětí  $U = -80 \text{ mV}$ . Záporné znaménko označuje, že vnitřní prostředí buňky je na rozdíl od vnějšího prostředí za klidových podmínek negativní. Nernstova rovnice je však odvozena za předpokladu, že membránou může procházet jen jediný druh iontu. Ve skutečnosti mohou membránou procházet různé ionty, např.  $\text{K}^+$ ,  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ , a to s různou difuzibilitou (propustností). Existují také ionty, pro které je membrána defacto nepropustná. Jejich příkladem jsou anionty či kationty bílkovin. Pro jednoduchý popis dosažení rovnováhy na obou stranách membrány je používána Donnanova rovnováha:

$$-U = \frac{RT}{F} \ln \left( \frac{c_{\text{K}^+}}{c_{\text{K}^+}^*} \right) = \frac{RT}{F} \ln \left( \frac{c_{\text{Cl}^-}}{c_{\text{Cl}^-}^*} \right). \quad (2)$$



V tomto případě hvězdičky u indexu označují roztok bez polykationtu bílkovin. Zatímco vznik klidového membránového napětí je vlastností všech biologických membrán, tak pro vzrušivé tkáně je typická jeho změna vznikající v důsledku podráždění zvaná činnostní potenciál. Vznik a průběh činnostního potenciálu odpovídá úloze příslušných buněk. Nervová vlákna jsou uzpůsobena pro rychlé vedení vzruchů na dlouhé vzdálenosti a úlohou svalového vlákna je přeměna energie chemických vazeb v mechanickou práci ve formě svalového stahu. Při uskutečňování těchto specifických funkcí přísluší důležitá biofyzikální funkce synapsím. Neboli spojením dvou buněk vzrušivé tkáně. Spojením nervové buňky s buňkou svalovou vzniká nervosvalová synapse. [5]

Zjednodušeně se dá považovat živý organismus jako vodič tvořený vzrušivým prostředím buněk a mezibuněčným prostorem s kontinuálním vodivým médiem. Jednotlivé buňky je možno při podráždění a průchodu akčního potenciálu posuzovat jako elektrické dipóly. Tkáň jako celek je tedy možné chápat jako soustavu jednotlivých elementárních dipólů, jejichž vektorovým součtem získáme celkový vektor elektrické aktivity tkáně. Celkový elektrický vektor tkáně dynamicky mění svoji velikost a směr podle postupu depolarizační vlny neboli posunu k pozitivním hodnotám na membránovém napětí. [5]

Kvůli vodivosti tkání lidského těla je možné snímat elektrické projevy orgánů a tkání za použití elektrod. Velikost naměřeného napětí závisí na vzdálenosti, vzájemné poloze elektrického vektoru spolu s elektrodami, ale také na vodivosti mezi tkání a samotnými elektrodami. Pro registraci činnosti potenciálů kosterního svalstva je využívána měřicí metoda elektromyografie (zkráceně EMG), která bude více rozvedena v kapitole 3.1. [5]

## 2 Mechanika demonstračního modelu

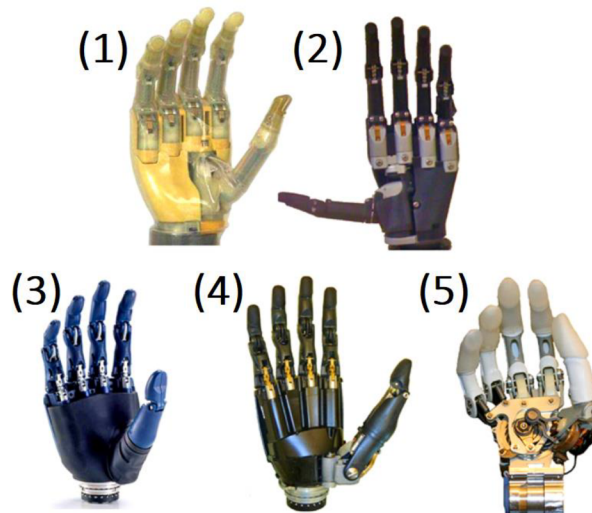
### 2.1 Historie protetických mechanismů

I přesto, že amputace končetin patří mezi jedny z nejstarších operací, už v historii lidí, kteří tento zákrok podstoupili požadovali, aby toto jejich omezení nebylo příliš viditelné. Jedním z nejstarších dochovaných exemplářů je dřevěná náhrada palce dolní končetiny, která se datuje na období 700-950 let před naším letopočtem. V průběhu let došlo k inovacím a protetické náhrady byly u postižených lidí používány stále častěji. Avšak se jednalo převážně o statické protézy bez náhrady ohebných částí (kloubů), které měly za úkol vizuálně co nejvíce skrýt postižené místo. [7]

První z funkčních protéz byla protéza nahrazující dlaň s prsty včetně zápěstí. Jednalo se o pneumatickou ruku patentovanou v roce 1915 v Německu. První prototyp elektromechanické ruky byl představen v roce 1919. Dalším typem náhrady končetiny byla první myoelektrická protéza vyvinutá na počátku 40. let minulého století Reinholdem Reiterem. Vývoj elektromyografie se v období druhé světové války pozastavil. V tomto období (kolem roku 1943) byl představen prototyp elektromyografické protézy obsahující elektronky. Zmíněný systém nebyl mobilní, tím pádem neumožňoval volný pohyb postiženého. Protetická ruka se pohybovala na bázi zabudovaných elektromagnetů. V období po druhé světové válce se více rozvinul vývoj elektromechanických protetik. Tým z Lichtenštejnska předvedl první protézu se zabudovaným mechanickým převodem, díky které bylo možné sevřít dlaň variabilní silou s přiměřenou rychlostí zavírání prstů. Ruka se pohybovala kvůli důmyslnému ovládní za pomoci pneumatického vaku, který detekoval sval za pomoci tlaku. Spínačem bylo možné zvolit, zda se ruka sevře nebo otevře. Vývoj protetik probíhal nejen v Evropě, ale také v Sovětském svazu a v USA. S vývojem technologií se v Sovětském svazu podařilo v roce 1959 vytvořit první přenosnou myoelektrickou ruku, a proto splňovala jedno z nejdůležitějších kritérií pro jejího nositele. Vývoj se potýkal s mnoha problémy. Jedním z nich byl mechanismus. Během vývoje se hledal ideální ovládací mechanismus protézy tak, aby její hmotnost nebyla pro nositele limitující. Začátkem druhé poloviny dvacátého století byla hmotnost elektrických motorů pro použití v protetikách příliš vysoká. Pneumatické ovládní bylo další možností pro použité ovládní v protetikách. Nicméně v případě zmíněného řešení nastával problém s úniky plynu, což vedlo k nefunkčnosti mechanismu. Se stejným problémem se potýkal i hydraulický mechanismus. [8]

## 2.2 Protetické mechanismy dnešní doby

S postupem času se veškeré komponenty zmenšovaly a jejich výkon zvyšoval. Proto se i vývoj protetických končetin posouval kupředu. V dnešní době existuje mnoho konceptů, využívající pro pohyb protetických rukou mechaniku. Na následujících řádcích budou představeny různé typy komerčně nabízených protetických rukou. Každá z vyobrazených rukou má jiné vlastnosti. Tyto vlastnosti se liší její mechanickou konstrukcí, silou úchopu či dosažitelností úchopu samotného. [9]



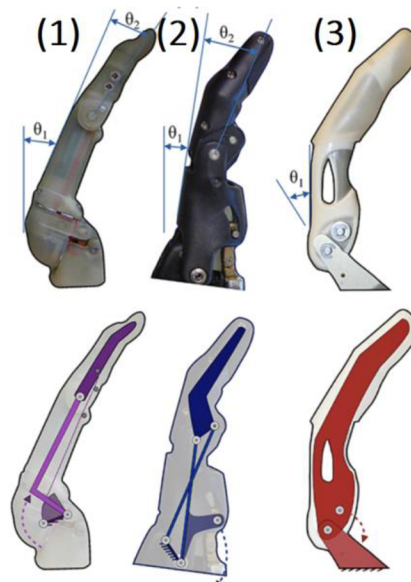
Obrázek č. 4: Typy mechanik protetických rukou, převzato a upraveno z [9].

Hmotnost představených protéz je závislá na mnoha aspektech. Prvním z nich je materiál použitý pro výrobu protetické ruky. Na základě průzkumu internetu bylo zjištěno, že se konstrukce protetik nejčastěji skládá z hliníkových slitin kombinovaných s plastovými prvky. Mechanické díly jsou kryty speciální ochrannou rukavicí (viz Obrázek č. 4). Trh nabízí také protetickou ruku vyrobenou výhradně z plastových komponentů vlastní mechanické ruky. Tyto díly mohou být vytvořeny kvůli jejich nekonvenčnosti na 3D tiskárně, což zaručuje snadnou náhradu dílu a její nízkou cenovou náročnost nebo ze vstřikovaného plastu, kde může být cena v porovnání s 3D tiskem mnohem vyšší kvůli potřebným formám. Pokud bude uvažována pouze protetická ruka bez předloktí, tak se její hmotnost odvíjí od použitých motorů, baterií, ovládní a tak podobně. Za předpokladu, že součástí mechanické protézy bude i předloketní část, je možné veškerou elektroniku dobře rozložit právě i do oblasti předloktí. Větší prostor v předloktí umožňuje uložení baterie s vyšší kapacitou, čímž je prodloužena provozuschopnost protetické náhrady. [9] [10] [11]

Hmotnost protetické ruky tvořené převážně plastovými díly se může pohybovat kolem 500 g, přičemž hmotnost je ovlivněna použitou elektronikou a dalšími prvky. V porovnání se zmíněným se hmotnost protetické ruky z kovového materiálu pohybuje okolo 1,4 kg. Jestliže je nahrazena celá ruka až po rameno, tak se hmotnost protézy může

pohybovat okolo 4,7 kg. Váha paže u běžného člověka se pohybuje v rozmezí 5-7 kg. [9] [10] [11]

Prsty ruky jsou ve většině případů tvořeny dvěma články, jejichž spojení tvoří klouby prstu. Ve většině případů jsou prsty ruky tvořeny dvěma články, kde vrchní článek má svoji část zlomenou pod určitým úhlem, aby bylo možné pro stisk dlaně kompletně sevřít držený předmět bez prokluzu. Tyto prsty pak mají dva stupně volnosti, konající rotační pohyb vůči jejich pohyblivému spoji. Uvnitř těchto prstů je systém táhel a lanek, které zaručují při interakci motorů pohyb. Tato táhla a lanka jsou připevněna k fixní základně, která se během pohybu vůči článkům nemění. Táhla zaručují kompletní propojení mezi články a fixním tělesem. Kromě již zmíněných prstů se dvěma stupni volnosti je možné potkat se i s prsty s pouhým jedním stupněm volnosti. Prst je přímo upevněn k ose dlaně ruky, kolem které koná rotační pohyb. Prst je modelován tak, aby bylo v maximální možné míře dosaženo sevření ruky. Tento typ již nepotřebuje soustavu lanek, a tudíž se jedná o mnohem jednodušší model. [9]



Obrázek č. 5: Typy kinematických mechanismů prstů, převzato a upraveno z [9].

Umístění palce je ve většině případů nejproblematictější část celé protetické ruky. Skutečnost je taková, že bez protistojného palce není možné dobře sevřít uchopovaný předmět. Z toho důvodu je potřeba najít ideální úhel, pod kterým bude daný palec fungovat dle očekávání. Jak je možné vidět na Obrázek č. 5, tak typy provedení palce, včetně jeho uchycení k dlani se značně liší. Nejjednodušší variantou je vytvořit modelovaný palec stejným způsobem jako ostatní prsty. Palec je upevněn rotační vazbou přímo na dlaňovou část pod specifickým úhlem. Tímto provedením se ale značně snižuje uchopitelnost menších předmětů. Dalším z konceptů je vytvoření palce ze tří článků prstů, kde je třetí článek umístěn v dlani ruky. Toto umístění je mnohem zdařilejší oproti předešlému provedení, protože umožňuje rozmanitější pohybové a úchopové možnosti.

Další možností provedení je upevnění palce se dvěma stupni volnosti přímo na povrch dlaně tak, aby palec byl natočen proti ostatním prstům. Jednou z nejpropracovanějších variant je koncepce, která dovoluje uživateli tuto pozici palce navolit dle vlastních požadavků. Kvůli tomu je možné si ruku přizpůsobit k úkonům, které budou touto rukou vykonávány. [9]

### **2.2.1 Pohony**

Nejběžnějším aktuátorem používaným v protetice ruky jsou stejnosměrné (DC) motory. Jejich velkou výhodou je malý rozměr a nízká hmotnost při použití v protetice. Kvůli jejich rozměrům je možné jejich přímé umístění do dlaně ruky, co nejbliže k prstům. Další variantou pohonů jsou bezkartáčové stejnosměrné (BLDC) motory vyžadující složitější topologii řízení motoru. Alternativním pohonem mohou být i hydraulické pohony. Pro každý prst je využit jeden ventil, přes který se přenáší tlak do měchů umístěném na každém kloubu. Výhodou tohoto ovládání je poddajnost spojená s klouby prstu, což zaručuje systému odolat i náhlým nárazům, které by u jiných mechanismů mohly výrazně snižovat životnost a pohyblivost. [9]

### **2.2.2 Myoelektrické ovládání**

Jedním z nejjednodušších a intuitivních způsobů ovládání je tzv. metoda on-off. Tato metoda vyžaduje mnoho míst k získání EMG signálů. Uvedená metoda není příliš oblíbená pro využití v praxi. Jedním ze způsobů, jak překonat nedostatky metody on-off řízení, je využití různých prahových hodnot aktivace (Double-Command Control).

Alternativou je využití ovládání Agonist/Antagonist Control. Tato metoda spočívá ve využití několika elektrod na svalových párech. Kontrakce svalu je tak spojena s pohyby prstů konstantní rychlostí, zatímco kontrakce druhého svalu řídí uzavření. Proporcionální řízení umožňuje měnit sílu a rychlost interakce protézy úměrně amplitudě zaznamenaného EMG signálu. Kvůli tomuto řízení je napěťový příkaz vyslaný do motoru přímo úměrný intenzitě kontrakce. Během měření signálů EMG ze svalstva za pomoci Agonist/Antagonist Control se běžně využívá proporcionální kontroly kontrakce svalového páru. Hlavní omezení spočívá na limitovaném počtu nezávisle ovladatelných stupňů volnosti, které je enormně jednodušší než multifunkčnost lidské ruky. I tak, díky své jednoduchosti, se řadí mezi ovládání myoelektrických protéz, které bývají hojně využívány v komerčních systémech i v klinických aplikacích. [12]

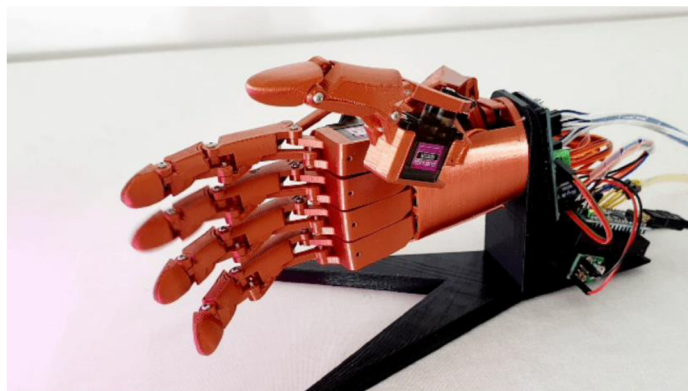
V rámci zkoumání myoelektrického ovládání svalstva byly vyvinuty další dvě techniky. Těmito technikami jsou Cílená svalová reinervace (Targeted Muscle Reinnervation - TMR) a Bionická rekonstrukce. V technice měření TMR jsou zbývající pažní nervy přemístěny do zbytkových svalů hrudníku nebo paže, které již nenesou biomechanickou funkci kvůli značné amputaci. Jakmile jsou tyto svaly znova inervovány, tak dokáží sloužit jako biologický zesilovač motorických příkazů a jsou schopny poskytnout fyziologicky vhodné EMG signály pro ovládání paže. Tohoto postupu se využívá u subjektů s velice pokročilým stádiem amputace, kteří obvykle ovládají

motory protetické paže za pomoci spínačů ovládaných zbytkovými pohyby ramene nebo myoelektrickými signály získanými ze svalů hrudníku a zad. Tato metoda, s ohledem na řídicí techniky, představuje snadné použití, díky kterému je možné ovládat i více stupňů volnosti a zaručuje rychlý a plynulý pohyb. Při poranění brachiálního plexu se využívá druhé metody, a to metody Bionické rekonstrukce. Po volném fungujícím svalovém transferu, kdy dochází k přesunu svalu do takové pozice, aby byly obnoveny funkce ramene a loketního svalstva. Operační postupy a rehabilitační programy mají celkově nezanedbatelný přínos na zlepšení EMG aktivity a maximalizaci funkcí protetické ruky. [12]

Jednou z velkých novinek v oblasti bionických končetin je ovládání protézy za pomoci svalových vjemů a mysli subjektu. Za pomoci sítě elektrod implementovaných do svalů a nervů pacienta v pahýlu inkriminované oblasti končetiny. Uživatel ve výsledku může rozeznat vjemy na bionické ruce až do takové míry, že je schopný rozeznat i hrot tužky a upravit svůj úchop pro provádění úkonů jako je obsluha těžkých strojů či oprava mechanických součástí. V první fázi je protéza zavedena do kosti ve zbytkovém pahýlu po amputaci. Tato protéza je voperována společně s elektrodami připojenými ke svalům a nervům. Elektrické signály jsou obousměrně vedeny do mozku přes pokročilou řídicí jednotku umístěnou v protetické paži. Ta pomocí algoritmů umělé inteligence interpretuje, jak pohybovat rukou a definuje sílu sevření. Výhodou tohoto systému je věrná simulace vlastní ruky, aniž by pociťovali mezi zdravou rukou a protetikem. [13]

### 2.2.3 Inspirace

Konečná inspirace mechaniky protetické ruky (viz Obrázek č. 6) využitá v bakalářské práci se odvíjela od několika aspektů. Jelikož model bionické ruky nemá sloužit přímo k účelům protézy, ale jen k účelům vizualizace funkčnosti a případné propagaci, tak byl kladen důraz na nízkou cenu, a hlavně jednoduchost výroby. Taktéž nebylo nutné tímto modelem zvedat těžká břemena a zdolávat nezvyklá prostředí. Proto inspirace vznikla z konceptu společnosti Youbionic, která již měla zvládnutý zajímavý mechanismus, jež byl celý vytvořen na 3D tiskárně. Mechanismus není určen na jemnou motoriku, ale v rámci vizualizace je dostačující. [14]



Obrázek č. 6: Projekt od firmy Youbionic, převzato a upraveno z [14].



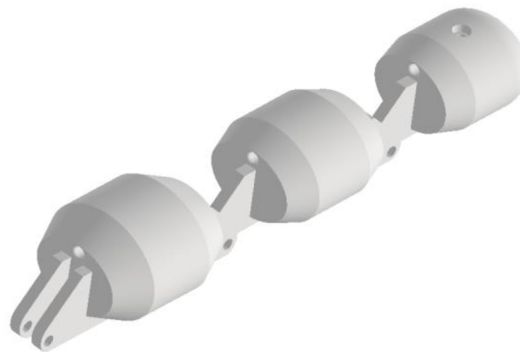
## 2.3 Vlastní návrh modelu

Základní myšlenkou vizualizace modelu bylo, aby se model co nejvíce podobal lidské ruce. A to jak po stránce rozměrové, tak po stránce funkční. Z tohoto důvodu bylo nutné vytvořit takový koncept, který by se co nejvíce přibližoval lidské ruce a zároveň byl co nejméně náročný na vyrobiteľnost na 3D tiskárně. Vyrobené komponenty byly vyráběny z filamentu PETG. Zároveň bylo nutné vymyslet mechanismus, který bude s jednotlivými prsty spojený a bude s nimi pohybovat. Pohybujícím se aparátem mechanismu jsou servomotory GM996R s kovovými převody, aby bylo docíleno co nejdelší možné životnosti bez důvodu výměny nebo opravy. Veškeré modely použité pro realizaci návrhů jsou v příloze A – Mechanika – Mechanická\_ruka.

### 2.3.1 Prvotní návrh

#### Mechanismus prstů

Dle již existujících předloh byl prvotní model navržen tak, že bude ovládan za pomoci nylonových lanek a pružinek. Lanka měla vést od ramen servomotorů až po konečky prstů, kde měla být na posledním článku provlečena a zavázána do uzlu. U pružin bylo možné zvolit mezi pružinami tlačnými a tažnými. Nakonec pro jednoduchost byla mechanika uzpůsobena na krátké tlačné pružiny, které měly být vloženy mezi jednotlivé články prstů, a tím zajišťovat ohyb prstů do základní polohy. Články prstů (viz Obrázek č. 7) měly být spojeny za pomoci malých válečků, které je možné nalézt jako komponenty do jehlových ložisek.

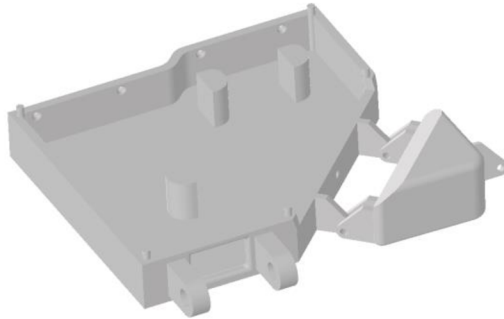


Obrázek č. 7: První návrh prstu.

#### Hřbet ruky

Stejným způsobem byly prsty pohyblivě upevněny k dlani (viz Obrázek č. 8) vyrobené ze tří částí. V první části, která je zde považována jako hřbet ruky, byly zhotoveny vodící drážky pro zajištění správného směru vedení lanka do prstu, a také zde byla zhotovena

místa, kde se upevnila již zmíněná sestava prstů. Na místě, kde začíná zápěstní část byly vytvořeny výstupky s otvory pro uchycení zbytku modelu za pomoci šroubku a matky. Toto provedení bylo vytvořeno jen pro fixní spoj a neumožňuje jakýkoliv další pohyb ruky.

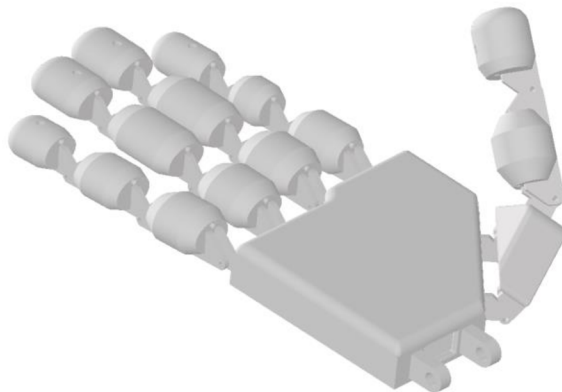


Obrázek č. 8: Návrh dlaňové části prvního návrhu.

Dalším dílem byla pohyblivá část dlaně, která měla sloužit jako „třetí článek“ palce pro mnohem kvalitnější sevření celé dlaně. Jeho upevnění bylo stejné jako pro ostatní pohyblivé části ruky. Byl vytvořen z jednoho kusu s průchozí dírou pro lanko, které vedlo až do konečku prstu u palce. Místo upevnění palce na opačné straně komponentu bylo vytvořeno pod takovým úhlem, aby bylo docíleno funkce protilehlého palce.

#### **Dlaňová část:**

Třetím a posledním dílem sestavy je dlaňová část (viz Obrázek č. 9), která má funkci jak estetickou, tak i ochrannou. Jedná se o díl, který byl vytvořen ve stejném tvaru jako první část dlaně. Její uchycení bylo vytvořeno tak, aby bylo možné jej kdykoliv sejmout a znova nasadit. Uchycení bylo řešeno za pomoci čtveřice vystouplých válečků, které zapadaly do připravených otvorů na první části dlaňové sestavy. Bohužel se tento mechanismu uchycení ukázal jako nepříliš vhodný, protože po několika opakování montáže a demontáže dlaňové části se vystouplé válečky vždy ulomily.



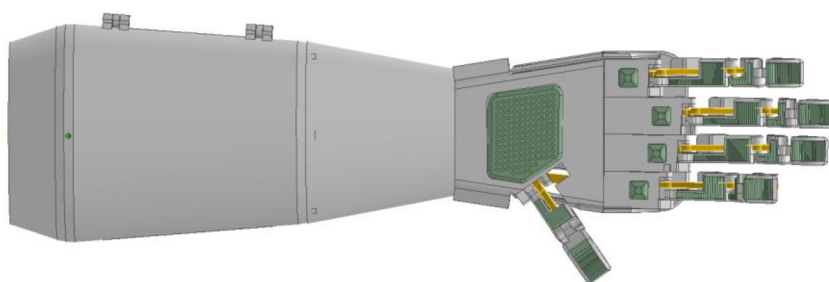
Obrázek č. 9: Sestava prvního návrhu mechanické ruky.



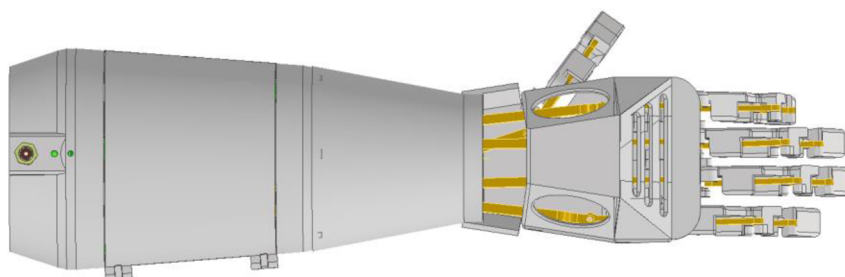
### 2.3.2 Konečný návrh

Finální návrh byl inspirován ze zmíněného serveru Youbionic [14]. Z toho vzešel návrh mechanismu jednotlivých prstů, a to vedlo i ke způsobu ovládání. U kompletního mechanismu bylo stále cílem vytvořit imitaci lidské ruky, která by se měla blížit k reálné lidské ruce (viz Obrázek č. 10 a Obrázek č. 11). Nevýhodou mechanismu je jeho složitost v množství komponentů pro sestavení. Ovšem každý z použitých komponentů kromě spojovacího materiálu je možné kdykoliv vytisknout na 3D tiskárně z materiálu PETG a vyměnit jej v případě poškození. Spojovací materiál v celé ruce je společně upevněn pomocí šroubů o velikosti M3x10 a M3x8. V původním návrhu byla uvažována realizace pohybů nylonovým lankem a tlačnými pružinami, nicméně u finálního návrhu se od uvedeného řešení upustilo. Autor se na základě porovnání jednotlivých řešení rozhodl celý model uzpůsobit tak, aby bylo možné jednotlivé komponenty vytvořit na 3D tiskárně bez nutnosti nákupu dalších specifických komponentů.

Finální mechanismu je pohyblivý prostřednictvím táhel, které jsou taktéž tištěné z plastu a zaručují dostatečnou pevnost a pružnost pro ohyb jednotlivých prstů. Na úkor celého mechanismu je nutné podotknout, že celá sestava není tak dokonale pohyblivá dle očekávání, ale je dostačující pro finální vizualizaci.



Obrázek č. 10: Sestava kompletní mechanické ruky-pohled zepředu.



Obrázek č. 11: Sestava kompletní mechanické ruky-pohled zezadu.

#### Mechanismus prstu

Sestava jednotlivých prstů je tvořena z pěti komponentů (viz Obrázek č. 13), které vůči sobě konají rotační a složené pohyby. Jedná se o tři články prstů, které byly velikostně tvořeny dle proporcí průměrné velikosti lidské ruky. Tyto články jsou propojené mezi sebou na dvou místech každého článku a jsou spojeny vždy šrouby. Jedno ze dvou

zmíněných míst má za následek rotaci článku a druhý spoj je upevněn společně s táhlem, který zaručuje celkový a řízený pohyb. Pro zjednodušení jsou prsty na ruce stejné velikosti, ale na dlani jinak posunuty, aby vizuálně odpovídali lidské ruce. Pro snadnější uchycení byly do každého z článků do připravených otvorů zapuštěny protiskluzové segmenty vytvořené taktéž na 3D tiskárně z flexibilního filamentu. Tím je zaručeno, že předmět, který by mohla ruka uchytit, bude mít menší pravděpodobnost prokluzu u hladších povrchů a přidané protiskluzové podložky se přizpůsobí tvaru předmětu.

Pro ujištění, že zvolený design prstu se bude pohybovat, byl spočten kinematický rozbor ve 2D z rovnice:

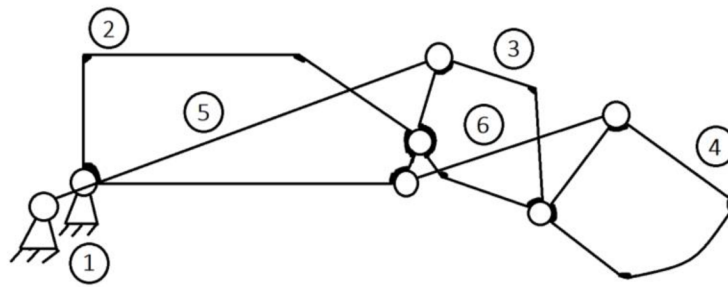
$$i = 3(n - 1) - \left( \sum_{i=1}^{n-1} \xi_i - \eta \right) - \sum_{j=1}^k \delta_j. \quad (3)$$

Kde  $n$  je počet těles včetně základního tělesa, na které je prst uchycen,  $\xi_i$  jsou odebírané stupně volnosti mechanického pohybu, odebíraných vazbami,  $\eta$  je počet deformačních parametrů omezených stykovými vazbami a  $\delta_j$  počet stupňů volnosti  $j$ -tého degenerovaného členu.

V tomto případě je počet těles šest, včetně fixního, základního tělesa. Všechna mechanická spojení jsou považována za rotační vazby, které odebírají dva stupně volnosti. Deformační parametry nebo degenerované členy zde nejsou uplatňovány, a proto se s nimi v daném příkladu nepočítá. Po tomto zjištění se rovnice upraví na tvar:

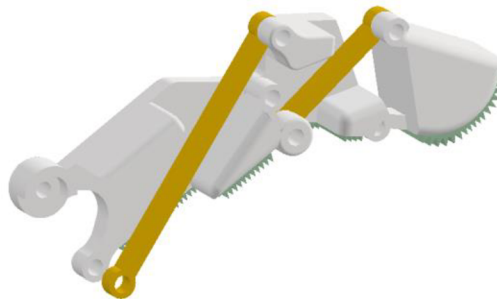
$$i = 3(n - 1) - \sum_{i=1}^{n-1} \xi_i. \quad (4)$$

Po dosazení do upravené rovnice bylo vypočteno, že mechanismus prstu má jeden stupeň volnosti. Z kinematického rozboru (viz Obrázek č. 12) vyplývá, že prst bude pohyblivý.



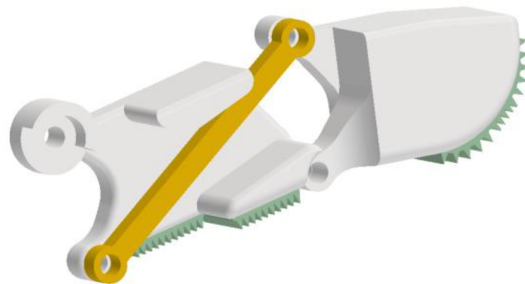
Obrázek č. 12: Kinematický mechanismus prstu.

$$i = 3(6 - 1) - (2 + 2 + 2 + 2 + 2 + 2 + 2) = 15 - 14 = 1^{\circ}v. \quad (5)$$



Obrázek č. 13: Model prstu.

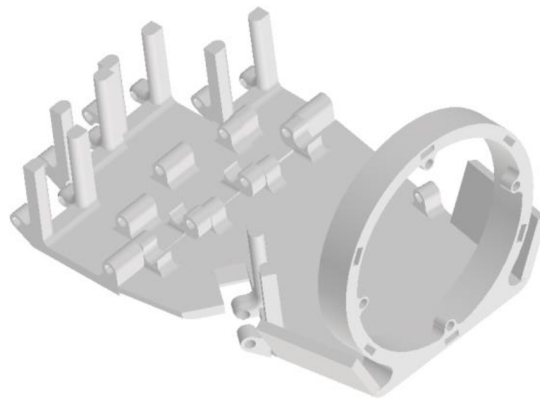
Palec (viz Obrázek č. 14) je vytvořen samostatně ze tří komponentů. Ze dvou článků a jednoho táhla. Nakonec bylo nutné upustit od pohyblivé části dlaně, a tudíž je palcová sestava připevněna na dlaňovou část ruky. Taktéž pro jednoduchost bylo nutné částečně se vzdát funkce protilehlého palce, aby v souladu s táhly nevznikaly problémy jak při výrobě, tak při pohybu. Také zde byly do každého z článku palce zapuštěny protiskluzové podložky.



Obrázek č. 14: Model palce.

### **Dlaňová sestava**

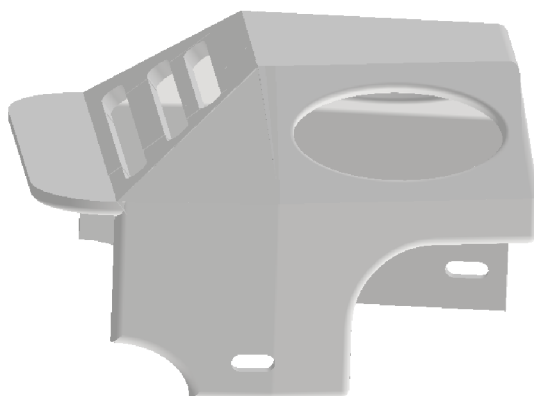
Model dlaně je vyroben z pěti částí, které jsou k sobě smontovány. Jelikož každý z prstů má stejnou velikost, tak bylo nutné každému z prstů určit jinou polohu upevnění, aby bylo docíleno co nejdokladnější vizualizace lidské ruky. Z toho důvodu druhý až pátý prst má samostatné plochy dlaně, které mají různé velikosti. Tyto plochy jsou vůči sobě srovnané na jedné straně do jedné roviny a doléhají na největší část dlaně. Největší, nebo také hlavní část dlaňové plochy je vyrobená tak, aby splňovala několik funkcí. První z funkcí je upevnění palcového kloubu, které bylo přichystáno a zapuštěno tak, aby palec, v rámci možností, co nejefektivněji vykonával funkci protistojného palce. Další z funkcí je spojení ruky, tedy dlaně s prsty, ke zbytku mechaniky. Tento úchyt byl řešený za pomoci výstupků, které se zasouvaly do protikusu. Od této myšlenky se muselo upustit, protože nesplňovaly dostatečnou pevnost spojení, a nakonec bylo nutné jednotlivé spoje upevnit za pomoci šroubů. Taktéž se s použitím šroubů upevnila dlaň s prsty k části předloktí. U této sestavy také bylo využito flexibilního filamentu, který byl plastovým dílům přilepen lepidlem (viz Obrázek č. 15).



Obrázek č. 15: Sestava dlaně.

### **Hřbet ruky**

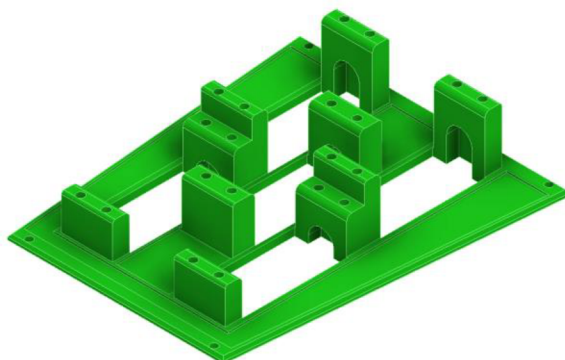
Jedná se především o kosmetickou část vyrobenou tak, aby bylo možné skrz otvory vidět pohybuující se mechanismus (viz Obrázek č. 16). Také zde zastupuje úlohu ochrannou, která zaručuje, že s funkčním mechanismem nebude nijak manipulováno během aktivního procesu. Jeho upevnění, do připravených otvorů na dlaňové části, je za pomoci šroubů M3.



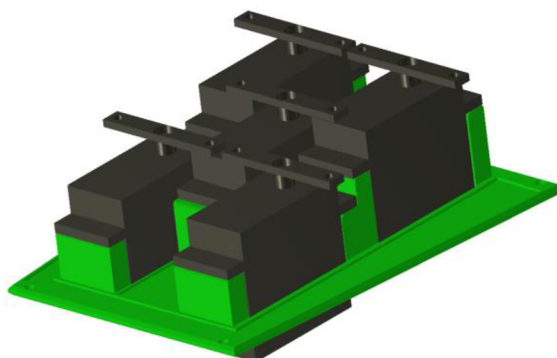
Obrázek č. 16: Model hřbetu ruky.

### **Nosič servomotorů**

Jedná se o specificky vytvořený díl, aby bylo možné jednoduše upevnit servomotory, jež jsou do tohoto dílů částečně zapuštěny (viz Obrázek č. 17 a Obrázek č. 18). Ukládání servomotorů je situováno stupňovitě, aby nedocházelo ke kontaktu mezi jednotlivými rameny a také aby byl zaručen dostatečný prostor pro pohyblivý mechanismus vedený k prstům. Pro každý ze servomotorů jsou, dle jejich konstrukce, do nosiče vytvořeny otvory ve velikosti pro středící dutinky a pro vruty, které byly součástí balení k servomotorům.



Obrázek č. 17: Model nosiče servomotorů.



Obrázek č. 18: Nosič s rozložením servomotorů.

### **Střední část předloktí**

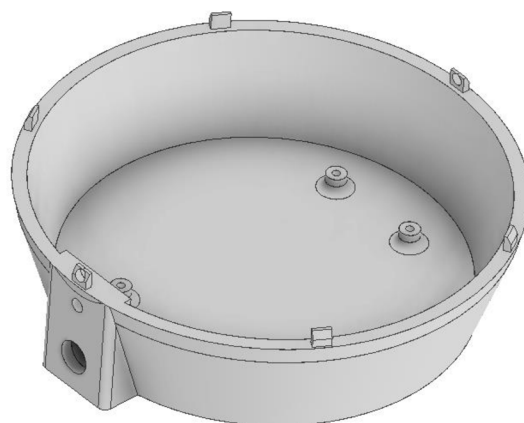
Střední část předloktí je taktéž největší částí celé sestavy (viz Obrázek č. 19). Je velikostně uzpůsobena tak, aby bylo možné do něj upevnit celý středový nosič, který se do tohoto pláště zasouvá a upevňuje čtyřmi šrouby M3 v rozích. Součást je tištěna jako celek, ale je modelována tak, aby měla pohyblivou část. Touto částí jsou otevíratelná dvířka, které mají z důvodů praktičnosti vysunuté panty na šroubky M3. Dvířka jsou situována tak, aby bylo možné vidět soustavu servomotorů i za funkčního režimu, či případně s nimi manipulovat při možných komplikacích bez nutnosti rozebrání celé sestavy.



Obrázek č. 19: Model střední části předloktí.

### **Spodní část předloktí**

Tato část má uzpůsobenou spodní plochu pro stabilní držení celé sestavy (viz Obrázek č. 20). Spodní část předloktí je vytvořena tak, aby bylo možné v ní umístit řídicí elektroniku. Také je zde otvor pro DC konektor, díky kterému je možné připojit přenosný spínací zdroj napětí. Na stejném místě jako je otvor pro DC konektor je vytvořen kulatý otvor pro inicializační LED. Pro jednoduchost spojení se zbytkem sestavy, a také pro snadnější zkompletovatelnost s vymežovacími segmenty, které zapadají do střední části předloktí a dva otvory pro šroubky M3.



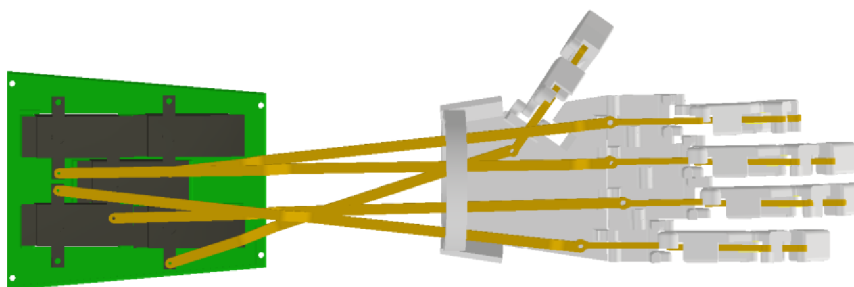
Obrázek č. 20: Model spodní části předloktí.

### Vrchní část předloktí

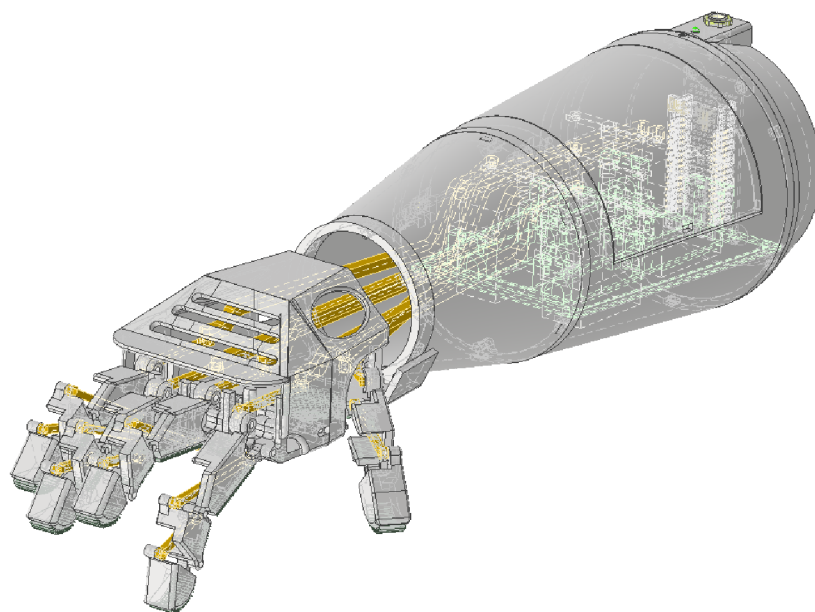
Účelem poslední části pláště předloktí je spojení mechanismu ruky se středovým dílem. Toto spojení dodává ruce konečný vzhled, kvůli postupnému přechodu z širší části do místa, kde se upíná na dlaňovou část. Celý tento kus je smontován za pomoci šroubů M3 k oběma těmto dílům.

### Mechanismus

Celá tato část je jednoduše vytištěna na 3D tiskárně. Jedná se o táhla různých velikostí, která nejsou pro každý prst zaměnitelná (viz Obrázek č. 21). Jejich tvar je vytvořen tak, aby během pohybu nedocházelo ke kolizi jednotlivých táhel mezi sebou. Pro zajištění mohutných táhel k prstům jsou pro každý z prstů za pomoci šroubů použita menší táhla zajišťující hladký pohyb. Spoj mezi táhly je částečně pohyblivý, což ale vůbec nemá vliv na plynulost pohybu. Pohled na celkový mechanismus viz Obrázek č. 22.



Obrázek č. 21: Model s rozmístěním táhel k servomotorům.



Obrázek č. 22: Model kompletního modelu s ukázkou vnitřního mechanismu.

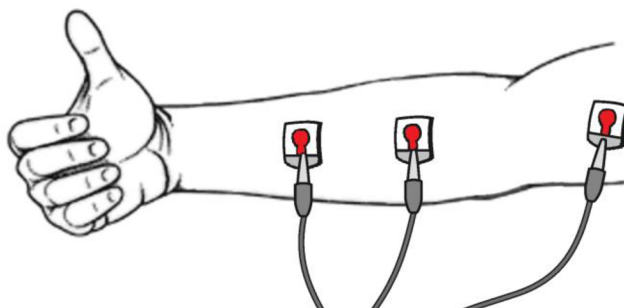


## 3 Elektronická podpora sestavy

### 3.1 Popis EMG měření a typy měřících přístrojů

Elektromyografie (zkráceně EMG nebo sEMG) je diagnostická metoda umožňující snímání bioelektrických signálů vznikajících činnostmi kosterního svalstva. Záznam, který je možný z měření obdržet, se nazývá elektromyogram. Často se toto měření provádí při současné stimulaci příslušných motorických a periferních nervů. Samotné snímání lze provádět invazivně nebo neinvazivně. Metoda se provádí na úrovni jednoho svalového vlákna, jedné motorické jednotky i celého svalu. Ze zpracování elektromyogramu je možné získat diferenciální diagnostiku svalových neuromuskulárních poruch. [15]

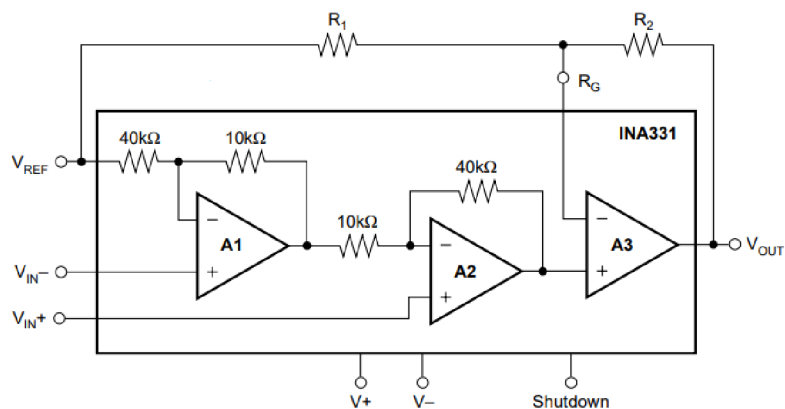
Používané a preferované způsoby snímání bioelektrické aktivity a zpracování těchto signálů se ve značné míře liší. Invazivní neboli intramuskulární EMG, umožňuje přesně lokalizovat požadovaný zdroj signálu přímo v místě, které je potřeba touto metodou sledovat. Přesnost lokalizace závisí na typu použitých elektrod. V zásadě jde vždy o elektrody perkutánní (podkožní). K tomuto měření se používají tzv. perkutánní jehlové elektrody anebo za pomoci jehly jsou do svalu zavedeny tenké drátky nebo svazky drátků. Tyto elektrody mohou být zavedeny v různých hloubkách, tudíž lze snímat velký počet signálů z velmi malého místa. Přesnost zaručuje skutečnost, že mezi tkání a zdrojem signálu není rozhraní elektroda-pokožka. Pro snímání signálů z povrchu se používají tzv. multielektrody (viz Obrázek č. 23). Jako medium se nejčastěji využívají jednorázové plovoucí elektrody, které jsou na subjekt přilepeny. Mezi vodivým plíškem s konektorem a kůží je vodivý gel pro lepší kontakt s pokožkou. Existují také i jiné typy elektrod využívané pro snímání svalové aktivity. Jedním z nejpoužívanějších typů elektrod je multielektrodový strip. Elektrody na takovém pásku jsou pravidelně rozmístěny a mezi sebou propojeny. K takovému typu elektrodového měření je připojena k tělu i zemnicí elektroda. Touto elektrodou je zabezpečeno, že po připojení k tělu pacienta, se tělo nebude chovat jako anténa a nebude společně se snímaným signálem vykazovat šum. [15]



Obrázek č. 23: Neinvazivní elektrody na předloktí, převzato a upraveno z [16].

## 3.2 Koncepce EMG detektoru

Pro vytvoření vlastního návrhu EMG detektoru se vycházelo z již existujícího a volně dostupného zařízení, které je možné jednoduše připojit k programované platformě Arduino a společně s ní měřená data převést do počítače. Tato koncepce převážně stojí na přístrojovém zesilovači INA331 (Instrumentation amplifier). Tento typ, který je použit v již vytvořeném schématu (převzato a upraveno z [18]), a to i ve vlastním konceptu disponuje výstupem rail-to-rail (viz Obrázek č. 24). Což znamená, že operační zesilovač dokáže pracovat s napájecím napětím v rozsahu tohoto napájení či jiného referenčního napětí. [17]

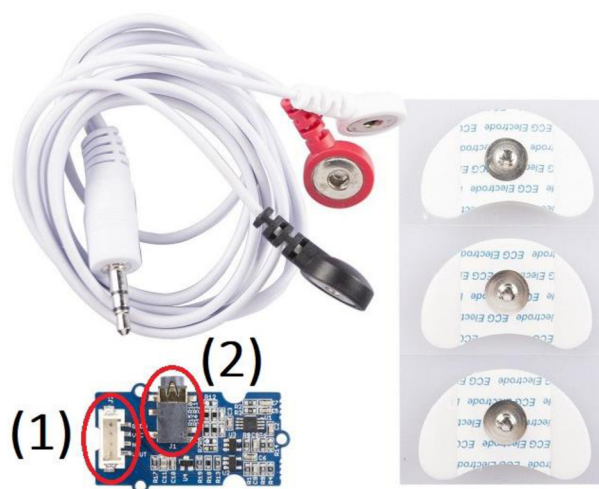


Obrázek č. 24: Schéma zesilovače INA331, převzato z [17].

Zisk zesilovače je možné měnit dle potřeby za pomoci dvou rezistorů. Zisk je možné měnit hodnotou odporu použitých rezistorů vypočtených podle vzorce zveřejněném v datasheetu [17] podle vzorce:

$$K = 5 + \left( 5 \cdot \frac{R_2}{R_1} \right). \quad (6)$$

Rezistory  $R_1$  a  $R_2$  jsou vloženy do vzorce dle schématu, jak je vidět na obrázku výše (viz Obrázek č. 24). Ve schématu v příloze B – Elektronika, se jedná o rezistory R7 a R10. [17]

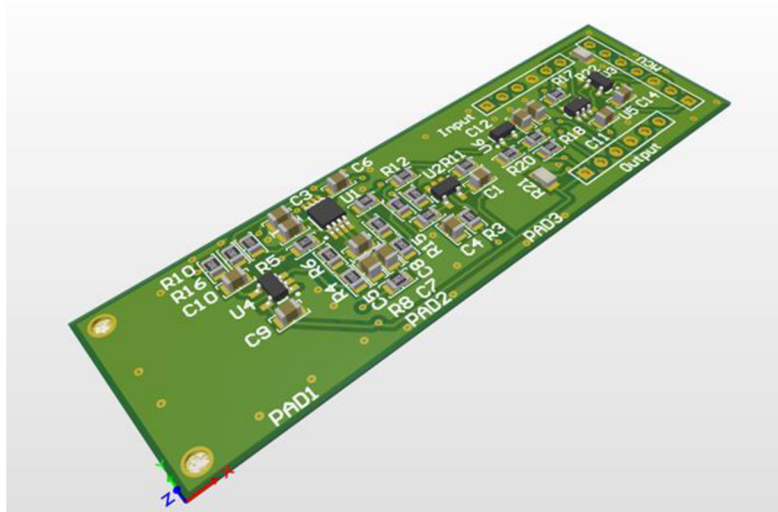


Obrázek č. 25: Prodávaná sestava EMG detektoru. [18]

EMG detektor disponuje dvojicí konektorů (viz Obrázek č. 25). První konektor umožňuje komunikaci s deskou a zaručuje desce dodávání potřebného napětí z programovatelné platformy připojené přímo k počítači (1). Druhým konektorem je 3,5 mm jack konektor, který umožňuje spojení přímo s elektrodami přilepenými na těle pacienta (2). Celý produkt se prodává jako sestava skládající se z PCB, souboru kabelů pro připojení s ESP platformy, vodičů s elektrodami a nalepovací jednorázové elektrody. [18]

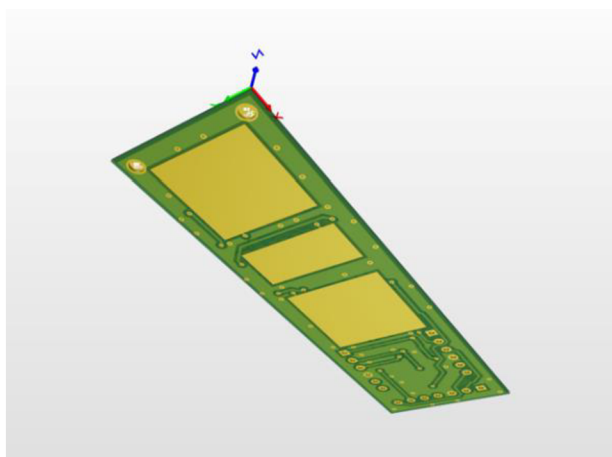
### 3.3 Nový návrh EMG detektoru

V průběhu experimentování, s již zmíněným EMG detektorem se zjistilo, že jedna trojice elektrod je nedostačující pro uskutečnění požadované analýzy, neboť obsahovala nepraktické konektory a cena tohoto prototypu byla příliš vysoká. Bylo rozhodnuto, že se vytvoří nový koncept EMG detektoru (viz Obrázek č. 26). Nový návrh byl designován v softwaru Altium. Výrobní data, jsou v příloze B – Elektronika. Oproti svému předchůdci je deska značně větší. Její velikost je 72x22 mm, což zapříčiňuje plochy elektrodoých vývodů svojí velikostí.



Obrázek č. 26: Vizualizace nového konceptu EMG detektoru.

Tento detektor byl designován tak, že byly odstraněny veškeré mohutné konektory a elektrody nově vytvořeného konceptu. Ty byly přímo integrovány na spodní část desky (viz Obrázek č. 27). Původně se uvažovalo, že jeden detektor bude nedostačující. Proto bylo při designu desky přihlíženo na to, aby se co nejjednodušeji mohly připojit i další detektory. Při vývoji byly desky spojovány za pomoci napájených vodičů přímo na piny a pro snadné odjímání desek byly na opačné straně vodičů připojeny pomocí konektorů typu Micro MATE-N-LOK, díky kterým bylo možné pro testování desky mezi sebou propojovat a měřit.



Obrázek č. 27: Vizualizace nového konceptu EMG detektoru - zespoda.

Při designu desky bylo uvažováno, aby nebylo nutné vytvářet separátně hlavní desku, která bude mít za úkol, jak měřit, tak komunikovat s programovatelnou platformou. Pro zhotovení desky se vycházelo z volně dostupného schématu z již

popisovaného EMG detektoru. U nového designu bylo nutné vyměnit některé komponenty, které již nebyly dostupné. Proto byly tyto komponenty vyměněny za zaměnitelné náhrady, které vykazovaly stejné požadavky na zapojení, a také konaly stejnou funkci bez velkých změn. Kvůli jednoduchosti komunikace mezi deskami byly na každou desku přidány další komponenty, které kvůli analogovému vstupu vycházejícím z programovatelné platformy do hlavní desky umožňovaly co nejspolehlivější komunikaci s dalšími připojenými deskami. Tyto komponenty taktéž eliminovaly množství vývodových vodičů do analogových vstupů, na programovatelné platformě, do jednoho vstupu. [19] [20]

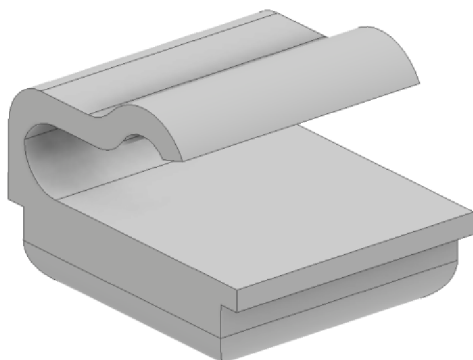
Je nutné zmínit, že jednotlivé desky neposílají data do počítače kontinuálně, ale kvůli přidanému klopnému obvodu Flip-Flop se data posílají mezi deskami obdobně jako data FIFO zásobníku. Výstup klopného obvodu je připojen do další součástky, kterou je analog switch. Tento prvek zahajuje a ukončuje měření na desce trvající pro každou desku pět milisekund. Zmíněný proces se cyklicky opakuje a je přerušen až v okamžiku, dokud není programem nalezena chyba, nebo dokud uživatel nepřeruší přívod energie z baterie anebo notebooku do programovatelné platformy. Desky jsou připojeny k jednomu pinu na programovatelné platformě, která dodává deskám napětí 3,3 V. [19] [20]

Po dokončení testování byly konektory typu Micro MATE-N-LOK odstraněny. Spoje mezi deskami nahradily obyčejné vodiče napájené na jednotlivé piny mezi sebou. Po skončení analýzy a testů bylo rozhodnuto, že se využije maximální počet desek, které byly vytvořeny, a to v počtu šesti kusů. Byl využit maximální možný počet modulů z toho důvodu, že se dalo získat z měření více dat, které bylo možno následně zpracovávat.

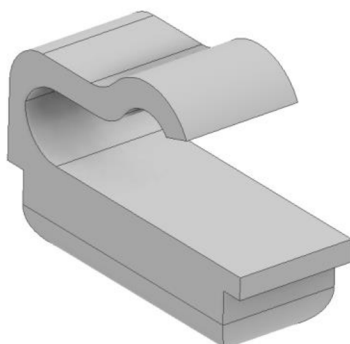
### 3.4 Návrh elektrod

Jelikož vývody pro elektrody jsou ve stejné rovině s celou zadní stranu desky není možné tuto desku přímo přiložit na pokožku těla bez nechtěného kontaktu ostatních pinů, které jsou připojeny k deskám či k programovatelné platformě. Dalším limitujícím faktorem bylo nutné uložení desek v ochranném krytu. Kvůli těmto skutečnostem bylo nutné vytvořit odolné a pro uživatele pohodlné elektrody, které nebudou vlivem agresivního potu nijak ztrácet svoji schopnost vodivého kontaktu jak s deskou, tak i s pokožkou těla. Prvním návrhem bylo vytvořit elektrody z hliníku nebo mědi, které nepodléhají korozním vlivům. Bohužel měď vytváří na svém povrchu vlivem agresivního potu povlak měděnky, který lze snadno odstranit. Pro uživatele to znamená větší nutnost údržby těchto elektrod nehledě na to, že po odstranění elektrod z kůže pacienta by na kůži zůstaly barevné stopy měděnky. Hliníkové elektrody by mohly být dobrým prostředníkem pro kontakt mezi pokožkou a měřicí deskou. Problém však nastává v ceně materiálu a následné zpracování na požadovaný tvar. Z toho důvodu bylo místo kovových elektrod využito elektrod z vodivého plastu. Tento plast je možný pořídit ve formě filamentu pod názvem „Electrically Conductive Composite PLA“. Díky tomu, že jej lze

pořídít jako filament je možné tyto elektrody tisknout v jakémkoliv provedení, jenž je potřebné pro různé velikosti nejen ochranné krabičky. Elektrody byly tištěny přímo s tvarovaným vývodem vedeným ke kontaktu na desce (viz Obrázek č. 28 a 29). Modely elektrod jsou v příloze A – EMG\_Detektor. Díky pružnosti materiálu je tvar dobře přiléhající a na pokožce se každá jednotlivá elektroda přizpůsobí tvaru oblasti ruky a pro uživatele se tak upevnění na ruce nezdá tak svíravé a nepohodlné. [21]



Obrázek č. 28: Velká elektroda



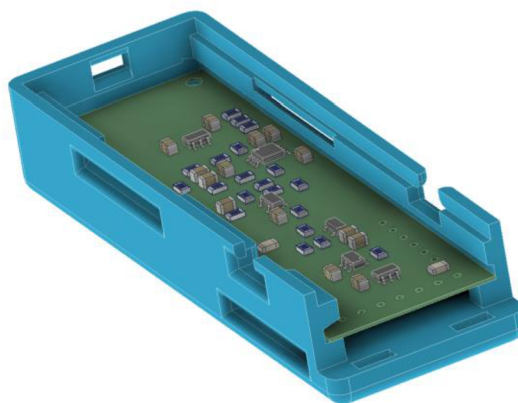
Obrázek č. 29: Střední elektroda.

### 3.5 Uložení desek do náramku

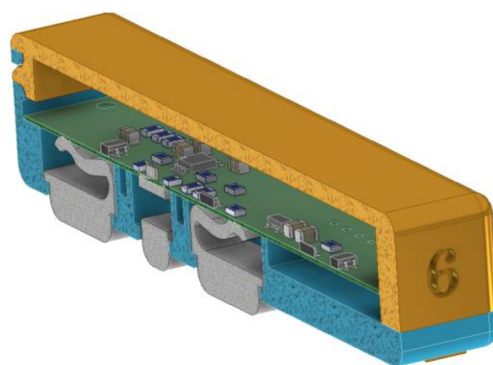
Měřicí zařízení by mělo být pro uživatele co nejvíce přívětivé, vizuálně elegantní a v neposlední řadě musí být elektronika uvnitř náramku dobře chráněná, aby nedošlo k jejímu poškození. Z tohoto důvodu byly vytvořeny ochranné krabičky pro měřicí desky (viz Obrázek č. 30 a 31). Modely náramku jsou v příloze A – EMG\_Detektor. Krabičky jsou vytvořené ze dvou kusů. Do spodního kusu se vkládají elektrody a následně na to se natěsno vsouvá měřicí deska. Krabička disponuje na bocích upínacími otvory, přes které prochází gumové pásky, které tvoří náramek. Kromě těchto otvorů jsou na každé straně umístěny průchodky, kterými prochází kabelové svazky z každé desky. Víko krabičky se



uzavírá natěsno, aniž by bylo nutné víko jakkoli ještě přichycovat spojovacím materiálem. Víčka jsou na boční straně opatřena číslem pro lepší identifikaci jednotlivých desek a společně se spodní částí zabezpečují, aby konce připájených kabelů k měřícím deskám nebyly zbytečně namáhány při opětovném nasazování a sundávání náramku.



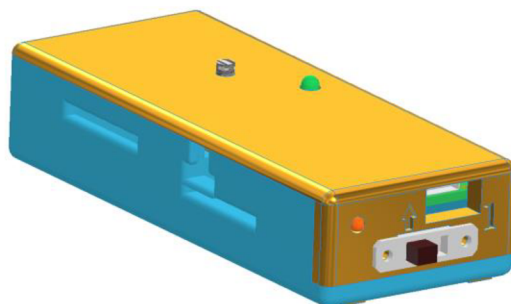
Obrázek č. 30: Uložení desky do krabičky.



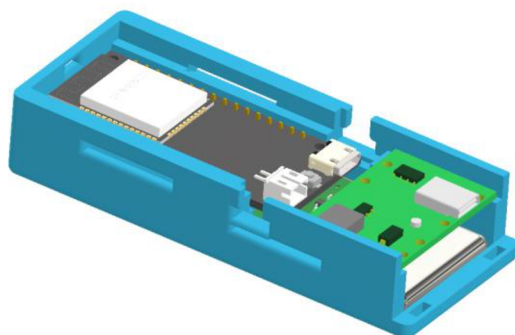
Obrázek č. 31: Řez kompletní krabičky.

Ochranná krabička pro hlavní desku je výrazně větší než ostatní krabičky. Tato krabička v sobě zahrnuje, kromě měřicí desky a elektrod již zmíněnou programovatelnou platformu Lolin ESP32, LiPol baterii o kapacitě 500 mA a desku pro dobíjení baterie. Na programovatelné platformě je připájeno LED, které indikuje připojení k wifi. Další LED je připojeno na kontakty konektoru Micro USB na nabíjecí desce, která signalizuje připojení k počítači. Nabíjecí deska je upravená tak, aby bylo možné k ní připájet dvoucestný spínač, který přepíná mezi nabíjením baterie a nabíjením ESP32 platformy. Víko krabičky je vytvořeno na stejném principu, který není nutno nijak dále upevňovat spojovacím materiálem. Na vrchní straně víka jsou situovány dva otvory, z nichž jeden slouží pro knoflík, který je přímo umístěn nad resetovacím tlačítkem programovatelné platformy. Další z otvorů slouží pro LED signalizující připojení k wifi. Z boční strany je možné vidět dva zapuštěné obrazce, z nichž jeden označuje číslo desky, druhým je šipka signalizující, která z desek má být umístěna na části předloktí,

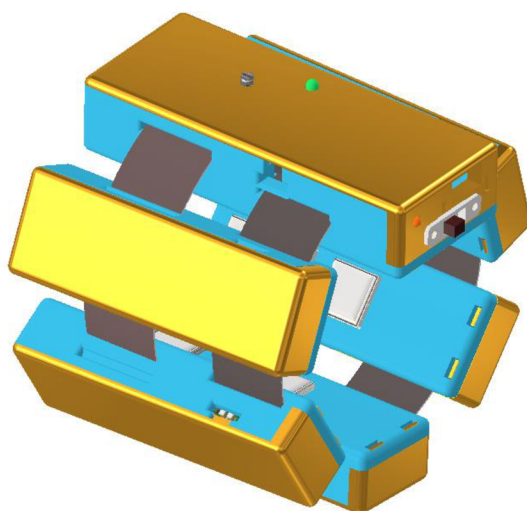
jež je souběžná s hřbetem ruky. Kromě těchto symbolů zde vystupuje malý dvoucestný spínač, který je pro zabezpečení přichycen dvěma šroubky M2x5. Další otvor slouží pro nabíjecí kabel a poslední z otvorů je přichystán pro malou LED indikující nabíjení.



Obrázek č. 32: Model hlavní krabičky.



Obrázek č. 33: Uložení desek do krabičky.

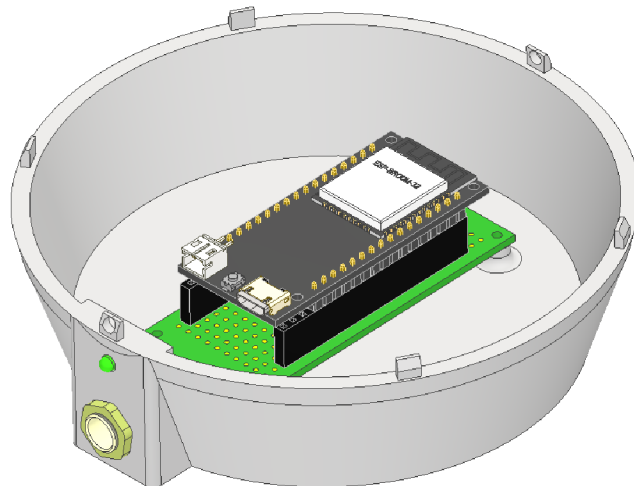


Obrázek č. 34: Model sestaveného EMG náramku.



### 3.6 Elektronika v mechanické ruce

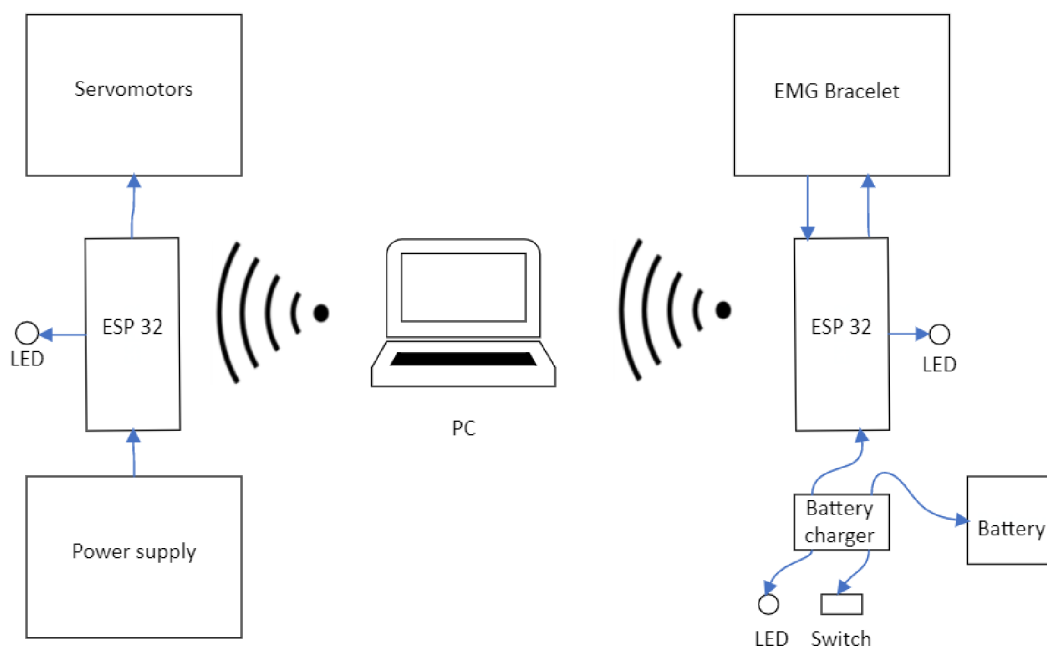
Pro vizualizaci pohybu a funkčnosti je vytvořena mechanická ruka, která je podrobně popsána v kapitole 2. Tato mechanika by byla nefunkční bez řídicí elektroniky. Programovatelná platforma je zde využita stejná jako je používána v náramku, a také se připojuje přes wifi k počítači. Uvedená platforma je připojena na univerzální desku za pomoci pin headerů. Na univerzální desku bylo přichyceno pět trojic kabelů zakončených servokonektorem pro připojení servomotorů vedoucích k prstům ruky. Jedna pětice je jednotlivě přichycena na piny programovatelné platformy, další pětice je připojena k zemi a poslední pětice drátů je připojena k DC konektoru. Tento konektor je vyveden ven z modelu ruky, aby bylo možné k ní připojit spínaný zdroj napětí nahrazující integrovanou baterii uvnitř ruky. Zdroj napájí sestavu z 5 V a má možnost dodávat elektronice až 6 A. Které jsou dostačující pro odběr servomotorů a programovatelné platformy.



Obrázek č. 35: Spodní část předloktí s vloženou elektronikou.

### 3.7 Blokové schéma zapojení celé sestavy

Kompletní sestava má být propojena a komunikovat přes bezdrátovou síť wifi. Pro přehlednost celé sestavy bylo vytvořeno blokové schéma obsahující hrubý popis součástí potřebné pro funkčnost sestavy (viz Obrázek č. 36).



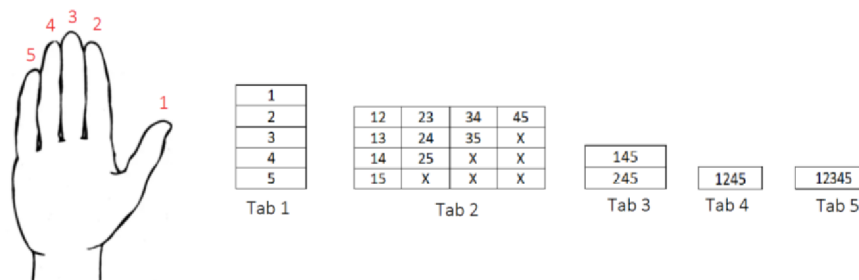
Obrázek č. 36: Blokové schéma kompletní sestavy.

## 4 Postup získávání dat

### 4.1 První cíl měření

Pro vytvoření klasifikátoru strojového učení bylo nutné nasbírat soubor relevantních dat, které jsou následně předávány prostřednictvím programu MATLAB interním toolboxům a na základě dodaných vstupních dat dochází ke zdokonalování strojního učení. Před zahájením samotného měření bylo nutné EMG náramek zkompletovat do použitelného stavu pro uživatele, aby nedošlo k jakémukoliv znehodnocení dat vlivem nedostatečného kontaktu mezi konektory, poškození během nasazování nebo sundávání náramku. Výjimkou byl způsob čtení dat z náramku, kde bylo využito klasického připojení přes Micro USB a ne přes wifi. Na základě domluvy s vedoucím práce bylo rozhodnuto, že strojové učení bude klasifikačního charakteru vydávající pouze binární signál (flexe/extenze). O studiu měření jemné motoriky nebylo v práci uvažováno.

Dále bylo nutné zvážit, jakým způsobem budou nahrávaná data měřena a jaký výsledek bude kladen na strojové učení. Po úvaze bylo rozhodnuto, že v každém měření bude obsaženo deset pohybů jednotlivých prstů a jejich určených kombinací. Uvedené kombinace byly předem měřenému subjektu předloženy formou PDF včetně postupu, jak správně nasadit náramek a co je cílem měření. Před zahájením samotného měření byl testovaný subjekt (dobrovolník z řad studentů) poučen o průběhu a záznamu měření vizuálním nástrojem, s čímž subjekt souhlasil podpisem (viz PDF příloha C – Měření). Dále byl subjekt dotázán, zda pochopil průběh měření a zda nemá zdravotní problémy ovlivňující průběh měření. Během měření bylo nutné, aby účastník pokusu výrazně nepohyboval celou rukou. Pro měření bylo nezbytné, aby ruka setrvala ideálně v jedné statické poloze. Měření bylo nutné provést v jednom cyklu, aby nedošlo k záměně sledovaných kombinací. Testovaný subjekt si mohl použít pomůcku pro připomenutí pohybu (viz Obrázek č. 37), který bude měřen a zaznamenán.



Obrázek č. 37: Pomocné schéma pro první měření.

Měření se celkem účastnily čtyři dobrovolníci (subjekty). S testovanými dobrovolníky byly provedeny celkem čtyři cykly měření. Každého cyklu se účastnil jeden dobrovolník. Jeden cyklus obsahoval deset pohybů, které se vzájemně kombinovaly

při měření, jak již bylo zmíněno výše. V průběhu měření bylo zjištěno, že připravený skript v programu Python není schopen rozeznat různé kombinace pohybů prstů u jednotlivých testovaných subjektů. V průběhu testování byl zjištěn nedostatek mechanické konstrukce, a to konkrétně ve velikosti náramku. Konstrukce náramku neumožňuje variabilní použití na různé velikosti rukou měřených subjektů, proto musely být některé subjekty vyloučeny z měření. To následně vedlo k tomu, že kompletní měření ve čtyřech cyklech bylo provedeno pouze jednou osobou.



Obrázek č. 38: Ukázka nasazeného EMG náramku.

## 4.2 Získávání dat

Testovaný subjekt byl poučen způsobem popsaným v kapitole 4.1 a následně bylo jeho úlohou po každém cyklu měření sejmout náramek a opětovně jej nasadit na ruku dle dodaného návodu. Cílem bylo zjištění variability umístění náramku a jeho elektrod mimo původní pozice a otestování opakovatelnosti cyklu měření.

Pro získání relevantního souboru dat bylo provedeno patnáct cyklů měření. Jednotlivá měření trvala přibližně šest minut. Za tuto dobu subjekt provedl sto devadesát pohybů jednotlivých prstů nebo jejich kombinací. Před každým začátkem měření bylo zkontrolováno, zda náramek vysílá data do počítače za pomoci skriptu napsaném ve vývojovém prostředí k programovatelným platformám Arduino. Také byla měněna pozice ruky před kamerou. Testovanému subjektu byl umožněn pohled na dva monitory, kde na jednom monitoru byla již zmíněná pomůcka ve formě ilustračního obrázku a na druhém byl živý video přenos ze snímací kamery (viz Obrázek č. 39). Testovanému subjektu bylo umožněno sledovat aktuální pozici ruky a její držení v zorném poli snímací kamery.



Obrázek č. 39: Screenshot z videonahrávání dat.

### 4.3 Členění dat

Data byla získávána průběžně a každé měření obsahovalo videozáznam včetně souboru s naměřenými daty společně s odhadnutými vzdálenostmi jednotlivých bodů na dlani ve videozáznamu. Každý ze souboru dat mělo svůj originální název, podle kterého bylo možné data rozlišit. Tato data byla následně použita pro rozčlenění do kategorií dle pohybů jednotlivých prstů a jejich kombinací (více v kapitole 5).

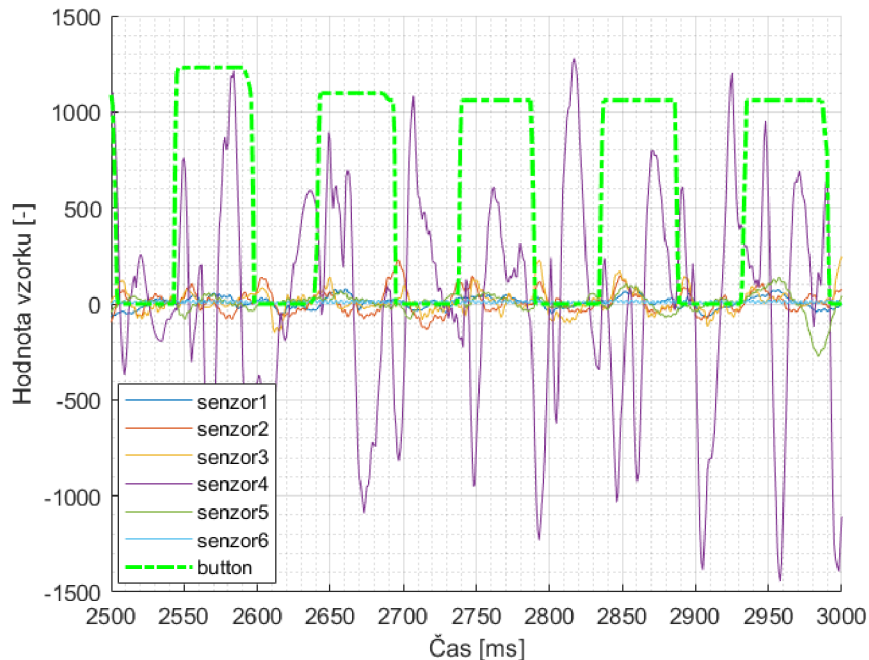
Po zanesení dat do prostředí MATLAB, která byla již zmíněnou metodou získána, bylo zjištěno, že rozřídění dat zcela neodpovídá reálnému stlačení jednoho prstu. Tato hypotéza byla odůvodněna tím, že při snaze dostatečně ohnout jeden prst ruky není možné zamezit pohybu i ostatním svalům, které jsou připojeny ke zbytku prstů. Kvůli dlouhému měření a soustředění na každý pohyb se často dostávaly svaly do křečí, což mohlo ovlivnit výsledky měření. Další z možností vnesení chyby je, že použitý skript někdy nebyl schopen rozeznat ohnuté prsty a v některých případech zaznamenal pohyb, který nemusel být správný, či jej zaznamenal příliš pozdě.

Z těchto důvodů bylo nutné vymyslet novou strategii pro získání dat, která bude více dokazovat, že v daný okamžik byl proveden pohyb. K tomuto měření byl využit standardní herní ovladač gamepad, který je možné připojit přes USB sběrnici do počítače. V prostředí Python byl vytvořen skript, který fungoval na podobný princip jako program využívající kamerový záznam. V tomto případě však byla mnohem zřetelnější délka ohybu prstu, protože souběžně s daty získané z náramku byla zaznamenávána doba stisknutí tlačítka.

Pro zjednodušení se zredukovalo měření kombinací prstů a zaměřilo se pouze na ohyb jednotlivých prstů a sevření celé dlaně. Při tomto měření byla vždy naměřena jedna data pro jeden pohyb, opakující se padesátkrát během jednoho cyklu měření. Pro vyšší věrohodnost získaných dat měřený subjekt opatrně měnil i polohu předloktí ohybem loketního kloubu. Změnou polohy ruky se eliminovala neschopnost využití

náramku pro demonstraci, protože před zahájením měření se zjistilo, že data z náramku mohou být pozicí předloktí ovlivňována.

Data, která byla tímto způsobem získána, obsahovala informace o každém senzoru a také označovala místo, kde docházelo ke stisknutí tlačítka.



Graf č. 1: Data z měření sevřené dlaně s označením ze spínaného tlačítka.

Na grafu č. 1 je možné vidět část filtrovaných dat ze šesti senzorů rozlišené různými barvami. Čárkovaný a zeleně vyznačený průběh je doba stisknutí tlačítka. Data z měření představují sevření ruky a v místě, kde je čárkovaná čára na nule, její rozevření. Takto vypadající průběhy dat byly hromadně vloženy do jednoho souboru s jednotlivými prsty, aby je bylo možné předložit pro trénink strojového učení.

## 5 Programování sestavy

Ukázka naměřených dat, včetně skriptů jsou v příloze D – Programování.

### 5.1 Arduino kód pro získávání dat z EMG měřičů

Aby bylo možné sledovat průběh naměřených dat z náramku bylo nutné vytvořit jednoduchý skript v programovacím prostředí Arduino. Toto prostředí bylo zvoleno, protože bylo kompatibilní s programovatelnou platformou Lolin ESP32, která je využita jak v náramku jako prostředník mezi měřičem a počítačem, tak i v mechanické ruce.

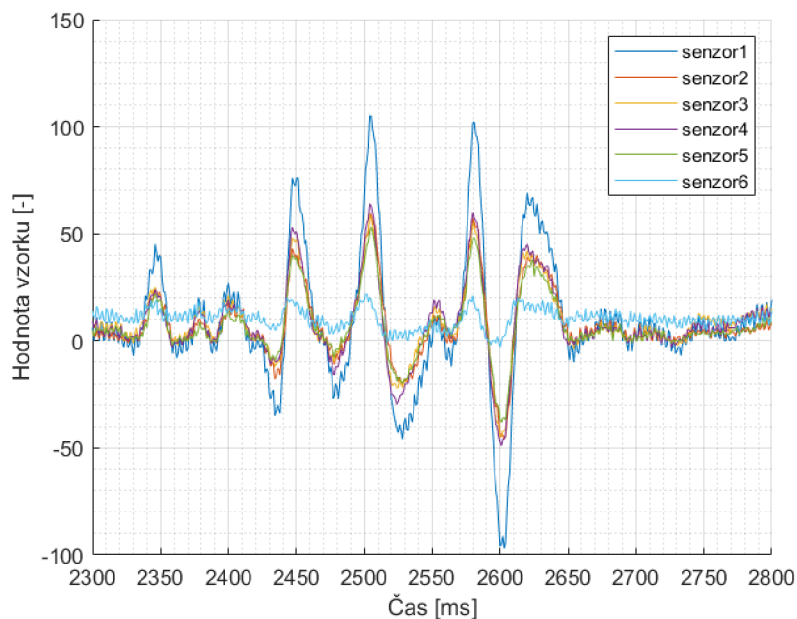
Pro měření dat bylo nutné vytvořit program, tak aby bylo možné vyčíst data za pomoci sériového monitoru a sériového ploteru implementovaných jako funkce v programovatelném prostředí Arduino. Než bylo možné měřit data, tak bylo nutné softwarově odfiltrovat nežádoucí šum, který vznikal pokaždé, když si uživatel nasadil náramek na svoji ruku. Nastala zde volba, zda data filtrovat již v programu pro měřící zařízení či až v dalším kroku po vložení do počítače. Již v počátcích tvorby bakalářské práce se myslelo na to, že náramek bude ve finální verzi komunikovat s počítačem přes wifi zařízení. Z tohoto důvodu bylo rozhodnuto, že data budou filtrována již v softwaru určenému přímo pro náramek. Hlavním aspektem, proč se dospělo k tomuto rozhodnutí byla rychlost posílání dat do počítače. Mělo se za to, že rychlost posílání dat je podstatná složka pro přenos, a že se během čtení dat v počítači mohou přeskočit důležité signální body, které by mohly ovlivnit měření. Dalším z důvodů, proč byly signály filtrovány je, že některé pohyby prstů nebyly dostatečně zřetelné a bylo obtížné je viditelně rozeznat od šumu nasuperponovaném na signálu. Proto bylo nutné použít několik filtrů, který by tento problém odstranily, ale také se muselo hledět na to, aby filtr nebyl příliš silný a neznehodnotil slabší data z prstu. Pro tuto filtraci bylo využito jednoduchého filtru zvaném klouzavý průměr (anglicky: *moving average*). Jedná se o typ filtru s konečnou impulsní odezvou. To znamená, že tyto filtry mají konečnou dobu trvání, ve které se ustálí na nule. Pro filtraci dat bylo využito rovnice:

$$CA_{n+1} = \frac{x_{n+1} + n \cdot CA_n}{n + 1}. \quad (7)$$

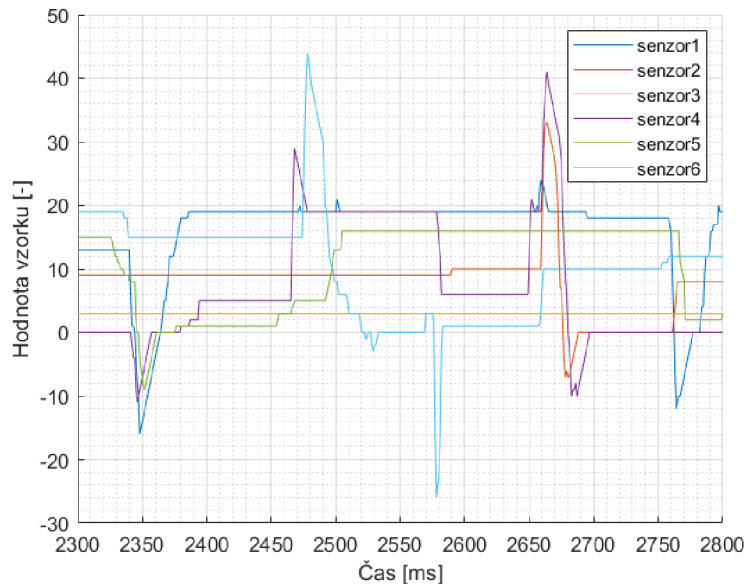
Kde  $CA_n$  jsou filtrovaná data,  $x_{n+1}$  je hodnota vycházející z měřiče a  $n$  je předem zvolené číslo, díky kterému byla hodnota signálu nejkvalitněji filtrovaná. Tento filtr byl použit ve dvou smyčkách. Jedna smyčka měla za úkol vyfiltrovat data vycházející z jednotlivých měřících desek tak, aby potlačil nasuperponovaný šum. Celý tento filtr byl vnořen do další smyčky, která měla za úkol posílat průměr posledních dvaceti naměřených hodnot ze senzorů. Tento způsob byl zvolen, aby bylo možné dostatečně rychle číst data ze sériového portu. Následně na to, druhý filtr byl umístěn ve smyčce, která má za úkol vypisování hodnot z měřičů. Filtr má za úkol odstraňovat stejnosměrnou



složku signálu. Měření všech senzorů trvá přibližně 730  $\mu\text{s}$ . Tato doba byla zjištěna z experimentálního měření v Arduino skriptu. [22]



Graf 2: Nefiltrovaná data.



Graf 3: Filtrovaná data při pohybu malíčkem.

K získání dat pro strojové učení, komunikace probíhala přes USB kabel. Tato varianta byla vybrána jako nejspolehlivější komunikace mezi počítačem a náramkem. Varianta posílání dat přes USB byla pro sbírání dat preferována hlavně proto, aby nenastávaly během měření ztráty wifi signálu. Před zahájením každého měření, které



bylo provedeno se přes popisovaný program zkontrolovalo, zda nevznikl problém při nasazení náramku či jestli každé z měřících zařízení nevykazuje poruchu, které by mohlo ovlivnit měření.

Po naměření všech dat bylo nutné měřící program upravit tak, aby bylo možné programovatelnou platformu připojit k bezdrátovému připojení wifi k počítači. K tomuto účelu byl vedoucím práce poskytnut fungující základ pro wifi komunikaci. Poskytnutý program byl zkombinován s měřícím programem a byly zde provedeno pár změn, které byly určeny pro uživatele. Jednalo se o vizuální upozornění o připojování náramku k wifi a také pro oznámení, že náramek je připraven a již posílá data do počítače.

## 5.2 Python kód pro členění dat

### 5.2.1 Tříděná dat za pomoci videozáznamu

Jak bylo popisováno v kapitole 4, tak pro získání dat a pro jednodušší rozdělení do skupiny podle pohybů a typu prstu, byl vytvořen ve vývojovém prostředí PyCharm skript, který za pomoci nainstalovaného toolboxu zvaného Mediapipe, dokáže rozeznávat přes webkameru snímanou ruku a také odhadovat vzdálenosti jednotlivých prstů. Společně s tímto programem byly vyčítány data z náramku pře sériový port USB. Z kontinuálního měření byly získána data o tom, kdy byl prst ohnut, o jaký prst se jednalo a ke každému snímku z kamerového záznamu byly přiřazena i data z náramku.

Data získána z pythonovského skriptu byly za pomoci jednoho z kolegů roztříděny. Třídění probíhalo tak, že bylo vytvořeno strojové učení, které mělo za úkol rozhodnout z kamerového záznamu, zda byl prst ohnut či nikoliv. Tyto data byla trénována z jednoho ze záznamů z měření, aby nedocházelo k chybám a všechny ohyby byly zaznamenány. Následně všech patnáct záznamů bylo tímto programem roztříděno a tím vznikly roztříděná data podle prstů, včetně toho, zda se jednalo o ohyb či o napnutí, do jednotlivých složek.

Takto roztříděná data bylo nutno ještě zpracovat pro vložení do strojového učení pro MATLAB. Z tohoto důvodu byl prvně vytvořen skript v prostředí MATLAB, který dokázal všechny složky procházet a připravit pro strojové učení. Následně bylo rozhodnuto, že pro zpracování dat se využije vývojové prostředí Python. Tabulka musela být připravená podle požadovaného vzoru pro vložení do funkce v Machine Learning Toolboxu. Proto bylo nutné převést všechna data do tabulky o dvou sloupcích. V prvním sloupci byly časové tabulky a ve druhém sloupci, k nim přiřazená informace o pohybu a o typu prstu. Časová tabulka v sobě obsahovala sedm sloupců o stejném počtu řádků. V prvním sloupci byl časový záznam od 0 do 0,889 sekund, a ve zbylých šesti byly hodnoty pro šest senzorů z náramku.

### 5.2.2 Získávání dat s videoherním ovladačem

Jak už bylo zmíněno v kapitole 4.2, tak získávání dat způsobem popisovaným výše, se nezdálo příliš uspokojivé. Z tohoto důvodu bylo nutné vyzkoušet i jiný způsob měření.

Proto byl navrhnout nový postup měření, který není tak komplikovaný a poskytne viditelnější důkaz o pohybu prstu.

K rozřídění dat byl využit herní gamepad (viz Obrázek č. 40), který je možný připojit přes USB port do počítače. S myšlenkou využití herního ovladače byl vytvořen v Pythonu program, který vyčítal data ze sériového portu, stejně jak tomu bylo v předešlém případě, a také vyčítal z dalšího USB portu analogové tlačítko. Toto tlačítko bylo stlačováno při každém pohybu prstu nebo celé ruky. Po skončení měření byla data exportována do souboru csv, kde byly rozděleny na jedenáct sloupců. Prvních šest sloupců představovalo šest senzorů s naměřenými hodnotami. Zbylé sloupec zastupovaly funkci informace o stlačení tlačítka. Každému ze sloupců byl přiřazen jeden prst a jednomu sloupci byly přiřazeny informace o sevření všech prstů. Tyto sloupce bylo nutné předem manuálně měnit pro konkrétní měření.



Obrázek č. 40: Herní gamepad využitý pro měření.

## 5.3 Programování v prostředí MATLAB

### 5.3.1 Zpracovávací program na hodnoty z Python skriptu

V Matlabu bylo využito Machine Learning Toolboxu, ve kterém se použila pro analýzu dat funkce Diagnostic Feature Designer. Pro tuto funkci bylo nutné převést vytvořený soubor csv do podoby, který tato funkce vyžaduje. Z tohoto důvodu byl vyexportován v Pythonu skript pro MATLAB, který vybraný soubor převedl do podoby, který byl popisován v podkapitole 5.2.1.

### 5.3.2 Předložení dat strojovému učení

Připravená data byla importována do aplikace Diagnostic Feature Designer, který dokáže importována data vizualizovat. Tato funkce zpracovává všechny členy souboru při provádění jedné operace. Importovaný soubor dokáže funkce rozřadit do jednotlivých

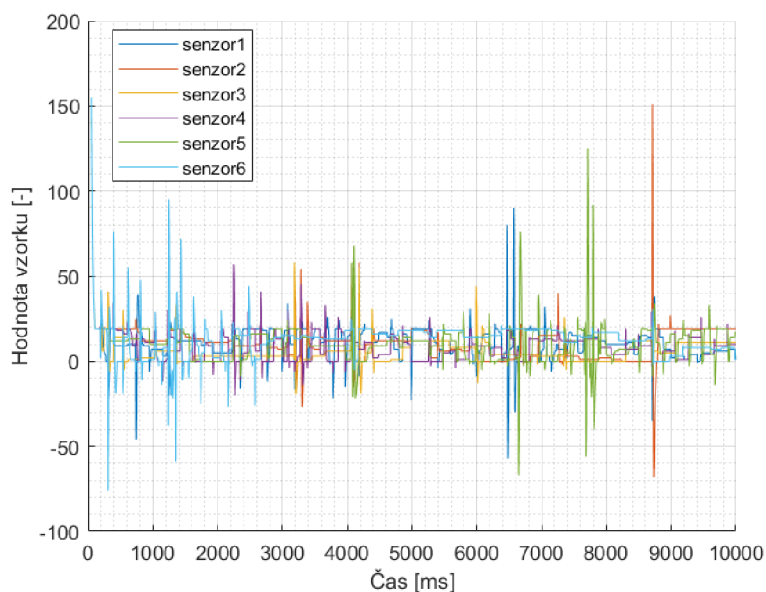
signálů rozdělených podle senzorů, z kterých byly naměřeny. Tyto signály je možné zde jednoduše shlédnout a také, díky uživatelsky přívětivému prostředí, roztáhnout časový úsek pro lepší detail. Následně jsou zpracované signály seřazené dle následné využitelnosti v klasifikátoru za pomoci algoritmu One-Way ANOVA, jejímž účelem je určit, zda mají data společný průměr. OneWay ANOVA je funkce založená na speciálním případě lineárního modelu. MATLAB vykreslí, která z možností je pro danou problematiku nejlepší a následně se zpracovaná data s predikcí exportují do dalšího nástroje, který je součástí MATLAB Machine Learning Toolbox. Touto funkcí je Classification Learner, ve kterém byly vybrány všechny MATLAB prostředím dostupné klasifikátory. Po provedení trénování dat, je vybrána nejvyšší validita a vyexportována funkce do prostředí MATLAB, která se následně využije pro predikci nově získaných dat z náramku v reálném čase. [23]

Bohužel data, která byla strojovému učení předložena nemají pro jednotlivé prsty vysokou validitu. Nejvyšší validitou, která byla zjištěna během tréninku, pro jednotlivé prsty, je lehce nad padesát procent pro palec. Tento problém nastal kvůli slabým signálům, které byly naměřeny pro jednotlivé prsty. Tím pádem, nejsou naměřená data dostatečně podobná, protože v některých případech náramek nerozeznal pohyb prstu. Nejvyšší validitu obsáhl soubor signálů z naměřených dat pro celou ruku. Tyto signály byly dostatečně silné a u každého pohybu podobné, že řešiče strojového učení dosahují nejvyšší validity přes osmdesát procent.

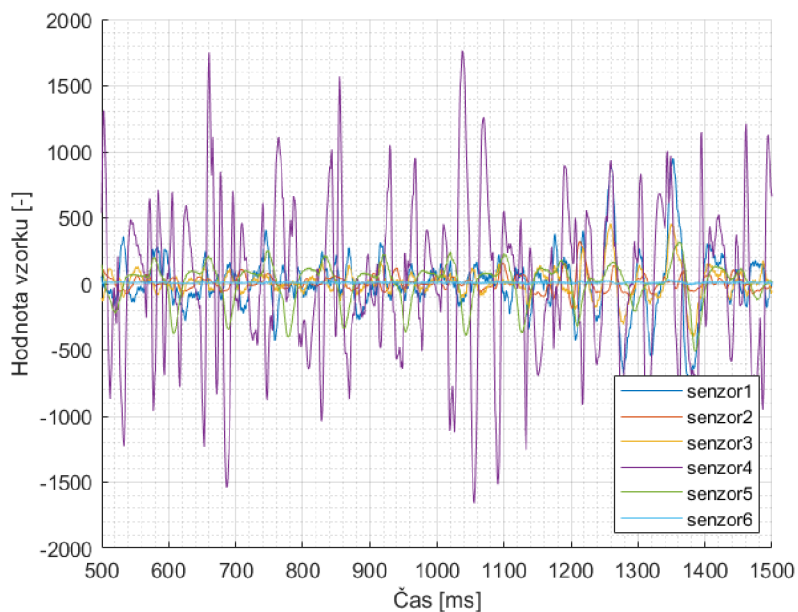
Typ prstu	Klasifikátor	Validita
Palec	Decision tree - Medium Tree	51,3 %
Ukazováček	Linear Support Vector Machine	38 %
Prostředníček	Nearest neighbor classifier - Cosine KNN	50 %
Prsteníček	Nearest neighbor classifier - Weighted KNN	43,1 %
Malíček	Linear Support Vector Machine	42,5 %
Celá ruka	Quadratic Support Vector Machine	80,7 %

Tabulka 1: Přiřazení klasifikátor k typu prstu s nejlepší validitou.

Jak ukazuje Tabulka 1, tak je možné vidět, že validita řešičů se pohybuje okolo padesáti procent u jednotlivých prstů. Nedostatečná validita může být způsobena malou amplitudou signálu či nedostatečnou odlišností jednotlivých signálů. Také je možné, že vzniklá validita je zapříčiněna filtrací signálu, z důvodu nízké amplitudy, která nedosahovala při některých pohybech prstu vyšších hodnot, jak šum signálu. Velikosti naměřené síly signálu z náramku vykresluje Graf 4 a Graf 5. Jak ukazuje Graf 4, tak podle svislé osy je možné vidět, že v porovnání s vykreslenými hodnotami ukazující Graf 5, je hodnota amplitudy signálu výrazně nižší jak pro sílu signálu pro kompletní zavření dlaně.



Graf 4: Naměřená data z měření pohybů pro malíček.



Graf 5: Naměřená data z měření pohybů pro všechny prsty.

Po tomto výsledku byl proveden důkladnější výzkum řešení sEMG, na jehož základě bylo usouzeno, že je třeba zlepšit kvalitu měření a pravděpodobně použít komplexnějších metod pro vyhodnocení dat. Ve vědecké práci, kde bylo využito měřiče Myo Armband, se klasifikovaly data metodou SVM, k jejímuž nasazení došlo i v této práci [24]. Z práce vyplývá, že z měřícího zařízení poskytovalo silnější signály

ke zpracování, a tudíž bylo docíleno lepších výsledků. V další práci bylo využito stejného měřicího zařízení jako v předešlém případě, ale s využitím komplexnějších metod zpracování dat – konvoluční neuronové sítě [25]. V této oblasti probíhá výzkum a stále je možné hledat metody, které v této oblasti, docílí lepších výsledků.

### **5.3.3 MATLAB skript pro komunikaci s náramkem a s robotickou rukou**

Pro komunikaci s EMG náramkem byl vedoucím bakalářské práce připraven v prostředí MATLAB jednoduchý skript, který využíval funkce obsažené v Instrument Control Toolboxu. Tato funkce dokáže číst naměřená data, která jsou přes wifi poslána do počítače. Skript na začátku vytváří TCP (*Transmission Control Protocol*) server pro náramek a pro mechanickou ruku. Následně je zde vytvořen vektor o pěti hodnotách, kde je každá z hodnot pojmenována. Dále je vytvořena nulová matice o velikosti  $6 \times 128$ , kde šestka představuje počet řádků pro jednotlivé senzory a hodnota sto dvacet osm představuje počet měření, které jsou posílány do Arduino skriptu. Tato matice je neustále přepisována. Při každé nové hodnotě je stará hodnota na posledním místě v matici smazána. Následně je volána funkce predictor, která vyhodnocuje nově naměřená data zasílaná z měřiče. Následně jsou vyhodnocená data o pohybu prstu zpracována do binární podoby a poslána přes wifi do Arduino skriptu. Tento program byl vytvořen jak pro sevření všech prstů, tak i pro vyhodnocování jednotlivých prstů.

### **5.3.4 Arduino kód pro mechanickou ruku**

Posledním ze souborů zaručující funkci soustavy je soubor, který řídí pohyb servomotorů. Znovu zde byl využit připravený Arduino skript pro wifi komunikaci. K tomuto skriptu bylo inicializováno pět servomotorů. Skript byl přizpůsoben pro příjem dat z počítače. Musela zde být nahrána speciální knihovna pro řízení servomotorů přes programovatelnou platformu Lolin ESP32.

Funkce skriptu měla být taková, že po výsledném určení z MATLAB funkce, jaký prst byl ohnut, je tato informace poslána do programovatelné platformy, v níž je nahráný popisovaný program. Tento program zachycuje informaci v binární podobě a na základě této informace je vyslán PWM signál z konektoru pro přiřazený servomotor nebo skupinu servomotorů.

I přes to, že strojové učení nedokázalo s dostatečnou validitou rozpoznat pohyb jednotlivého prstu, tak tento skript je univerzálně vytvořen i na tento případ. Signály z náramku byly nejsilnější pro kompletní sevření ruky, z tohoto důvodu bylo využito pro demonstraci funkce v prostředí MATLAB pro sevření a otevření dlaně. Nyní skript dokáže po získání informace z MATLAB kódu, sepnout všechny servomotory a tím sevřit kompletní mechanickou ruku. Také zde je naprogramovaná dvoubarevná LED dioda, která slouží jako informace o tom, zda je mechanická ruka po zapnutí připojena k wifi nebo nikoliv.



Obrázek č. 41: Kompletní sestava vyrobené protetické ruky s náramkem.

# ZÁVĚR

Cílem práce bylo vytvořit levný a efektivní model protetické ruky, ovládaný EMG senzory. V rámci vytváření praktické části bakalářské práce bylo nutné seznámit se s problematikou protetických končetin, včetně jejich ovládání přes muskulární aktivitu. K účelu zprovoznění sestavy se využilo programovatelné platformy Lolin ESP32. Veškeré řídicí jednotky byly programovány ve vývojovém prostředí Arduino, a přes integrovaný wifi modul komunikovaly s MATLAB skriptem pro klasifikaci dat ze strojového učení z Machine Learning Toolbox.

Na základě informací a vytvořené rešerše byl navržen a sestaven model humanoïdní mechanické ruky. Mechanická ruka je vytvořena z plastu, kde byly jednotlivé součásti vyráběné na 3D tiskárně Svoji pohyblivostí splňuje model demonstrativní účel pro pohyb prstů.

V rámci vytvořené rešerše vznikl návrh, kterým bude mechanická ruka ovládána. Byla vytvořena nová elektronika, které byla navržena tak, aby splňovala předem určené normy a měřila EMG signál. Po rozvaze bylo usouzeno, že bude využito šesti měřících detektorů, které byly v rámci pohodlí pro uživatele a ochranu elektroniky vloženy do náramku. Celé měřící zařízení obsahuje programovatelnou platformu včetně baterie, aby byla zaručena mobilita náramku.

Pro získání dat potřebných pro strojové učení byla uskutečněna dvě odlišná měření, která měla za úkol co nejlépe zaznamenávat pohyb prstů lidské ruky. Tato měření probíhala za pomoci jednoduchého nástroje v jazyku Python. Data byla následně ukládána do souboru ve formátu csv pro další zpracování.

S pomocí vývojového prostředí MATLAB byla naměřená data transformována do formy požadované nástrojem MATLAB Diagnostic Feature Designer. Zde vyšlo k vyhodnocení dat, na jejichž základě byl vybrán vhodný feature vektor pomocí integrované funkce OneWay ANOVA. Takto vyhodnocená data byla vložena do dalšího nástroje, kterým je MATLAB Classification Learner. Zde, za pomoci integrovaných řešičů došlo k naučení klasifikátoru a k ověření jejich validity. Pro každý z prstů a sevření dlaně byl vybrán klasifikátor s nejvyšší validitou.

Za využití vytvořených klasifikátorů vznikl skript, který slouží jako vyhodnocovací prostředník mezi měřícím zařízením a mechanickou rukou. Celá sestava funguje pomocí bezdrátového spojení wifi.

Pro náramek byl vytvořen skript ve vývojovém prostředí Arduino, který dokázal vyčítat data z jednotlivých měřičů, a měl také za úkol tato data filtrovat. Data se následně bezdrátově zasílají do počítače v textové formě.

V mechanické ruce je řídicí jednotka stejná jako v náramku. Po vyhodnocení v počítači jsou data poté bezdrátově poslána do mechanické ruky, kde je ve vývojovém prostředí Arduino vytvořen skript, který vyhodnocuje sepnutí servomotorů.

Každá z částí je samostatně funkční a společně tvoří funkční celek. Kvůli nedostatečné kvalitě klasifikátorů pro jednotlivé prsty bylo využito klasifikátoru

pro sevření dlaně. Neboť se jedná o výraznou a jednoduchou změnu signálu oproti jiným gestům lidské ruky.

Během tvorby bakalářské práce se autor potýkal s mnoha problémy. Prvním z větších problémů, který nastal, bylo chybné osazení navržené desky součástkami. Dalším z problémů, se kterým se autor bakalářské práce potýkal, bylo měření dat a jejich korektní interpretace. Společně s problematikou interpretace dat z měření vznikla další překážka, kterou bylo zpracování dat a jejich následné řešení v programu MATLAB, v nástroji Machine Learning Toolbox.

Po prostudování dalších prací s touto tématikou se dospělo k závěru, že kvalita měření není zcela dostačující. Také stále probíhá výzkum v oblasti zpracování signálu pro detekci jednotlivých gest. Pro zlepšení výsledků bude třeba dalšího vylepšení v oblasti měření signálu a výzkumu vyhodnocování dat.



# SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

Symbol	Veličina	Jednotka
$U$	Napětí	[V]
$R$	Univerzální plynová konstanta	[J/mol · K]
$T$	Absolutní teplota	[K]
$F$	Faradayova konstanta	[C · mol <sup>-1</sup> ]
$z$	Náboj iontu	[C]
$c$	Koncentrace prostředí	[-]
$c^*$	Koncentrace prostředí	[-]
$i$	Stupně volnosti	[-]
$n$	Počet těles	[-]
$\xi_i$	Odebírané stupně volnosti	[-]
$\eta$	Počet deformačních parametrů	[-]
$\delta_j$	Počet stupňů volnosti degenerovaného členu	[-]
$K$	Zesílení diferenciálního zesilovače	[-]
$R_1$	Odpor rezistoru 1	[Ω]
$R_2$	Odpor rezistoru 2	[Ω]
$CA_{n+1}$	Kumulativní průměr	[-]
$x_{n+1}$	Nová hodnota	[-]
$n \cdot CA_n$	N-krát násobená nejnovější hodnota	[-]
$n + 1$	Dosud obdržené množství hodnot	[-]

Zkratka	Popis
EMG	Elektromyografie
$K^+$	Kationt draslíku
$Na^+$	Kationt sodíku
$Cl^-$	Aniont chlóru
$Ca^{2+}$	Dva kationty vápníku
DC	Direct Current – Stejnoseměrný proud
BLDC	Brush Less Direc Current
sEMG	Surface Elektromyograph

TMR	Targeted Muscle Reinnervation
PETG	Polyethylene Terephthalate Glycol
LED	Light Emitting Diode
INA	Instrumental Amplifier – instrumentální zesilovač
PCB	Printed Circuit Board
ESP	Electronic Stability Program
FIFO	First In, First Out
PLA	Polylactic Acid – Kyselina polymléčná
LiPol	Lithium-polymer
TCP	Transmission Control Protocol
PWM	Pulse Width Modulation – pulzně šířková modulace

# SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] ČIHÁK, Radomír, Miloš GRIM a Oldřich FEJFAR. *Anatomie 1*. 3., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011, 534 s. : il. (převážně barev.). ISBN 978-80-247-3817-8.
- [2] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 4. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton, 2017. ISBN 978-80-7553-420-0.
- [3] Příspěvatelé WikiSkript, *Amputace* [online], c2019, Datum poslední revize 11. 07. 2019, 13:54 UTC, [citováno 16. 03. 2022]  
<<https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Amputace&oldid=428255>>
- [4] TOMANOVÁ, M. Řízení myoelektrické protézy. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 66 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Oto Janoušek
- [5] MORNSTEIN, Vojtěch. *Lékařská fyzika a biofyzika*. Brno: Masarykova univerzita - Lékařská fakulta, 2018. ISBN 978-80-210-8984-6.
- [6] UHROVÁ, Lenka. Amputace horní končetiny z hlediska soběstačnosti. [The upper limb in terms of self-sufficiency]. Praha, 2009. 77 s. vč. příloh, 2. příl., 15 obr., 12 grafů. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství 1. LF UK 2009. Vedoucí závěrečné práce Bc. Veronika Schönová.
- [7] GARBER, Megan. The Perfect, 3,000-Year-Old Toe: A Brief History of Prosthetic Limbs. In: *The Atlantic* [online]. Washington, D.C.: The Atlantic, 2013 [cit. 2022-04-11]. Dostupné z: <https://www.theatlantic.com/technology/archive/2013/11/the-perfect-3-000-year-old-toe-a-brief-history-of-prosthetic-limbs/281653/>
- [8] CHILDRESS, Dudley S. Historical Aspects of Powered Limb Prostheses. *Clinical Prosthetics & Orthotics* [online]. 1985, 1985(9), 12 [cit. 2022-04-11]. Dostupné z: [http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1985\\_01\\_002.pdf](http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1985_01_002.pdf)
- [9] BELTER, Joseph T., Jacob L. SEGIL, Aaron M. DOLLAR a Richard F. WEIR. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 2013, 2013(50-5), 19 [cit. 2022-04-11]. Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/2013/505/belter505.html>
- [10] *Mobius Bionics LLC* [online]. Manchester: Mobius Bionics, 2022 [cit. 2022-04-11]. Dostupné z: <https://www.mobiusbionics.com/luke-arm/>
- [11] *Open Bionics* [online]. Denver: Open Bionics, 2021 [cit. 2022-04-11]. Dostupné z: <https://openbionics.com/en/hero-arm/>
- [12] CIANCO, Anna Lisa, Francesca CORDELLA, Roberto BARONE, et al. Control of Prosthetic Hands via the Peripheral Nervous System. *Frontiers*

- in Neuroscience* [online]. 2016, 2016(10), 1 [cit. 2022-04-11]. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnins.2016.00116/full>
- [13] MILMO, Cahal. Mind-controlled bionic arm capable of ‘feeling’ could transform the lives of amputees. *The i newspaper* [online]. London, 2020, 2020(1), 1 [cit. 2022-04-11]. Dostupné z: <https://inews.co.uk/news/mind-controlled-bionic-arm-feeling-touch-sensation-amputees-423142>
- [14] *Youbionic* [online]. Lombardie: Youbionic, 2014 [cit. 2022-04-11]. Dostupné z: <https://www.youbionic.com/avatarhand>
- [15] PENHAKER, Marek a Martin IMRAMOVSKÝ. *Zdravotnické elektrické přístroje*. Ostrava, 2013. Publikace. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava.
- [16] EMG Measure. In: *Vernier* [online]. Beaverton: Beaverton, 2022 [cit. 2022-04-12]. Dostupné z: [https://www.vernier.com/experiment/hp-a-18\\_emg-and-muscle-fatigue/](https://www.vernier.com/experiment/hp-a-18_emg-and-muscle-fatigue/)
- [17] Low-Power, Single-Supply, CMOS INSTRUMENTATION AMPLIFIERS. 2005. *Texas Instruments* [online]. Dallas, Texas: Texas Instruments. Available at: [https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina331.pdf?ts=1649521588467&ref\\_url=https%253253A%252F%252Fwww.google.com%252F](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina331.pdf?ts=1649521588467&ref_url=https%253253A%252F%252Fwww.google.com%252F)
- [18] EMG Detector. In: *RPishop.cz* [online]. Roudné: RPishop.cz, 1997 [cit. 2022-04-12]. Dostupné z: <https://rpishop.cz/senzory/2825-grove-emg-detektor.html>
- [19] SN74LVC1G175 Single D-Type Flip-Flop With Asynchronous Clear. 2015. *Texas Instruments* [online]. Dallas, Texas: Texas Instruments. Available at: [https://www.ti.com/lit/ds/symlink/sn74lvc1g175.pdf?HQS=dis-mous-null-mouser-mode-dsf-pf-null-ww&ts=1649535663367&ref\\_url=https%253A%252F%252Fcz.mouser.com%252F](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/sn74lvc1g175.pdf?HQS=dis-mous-null-mouser-mode-dsf-pf-null-ww&ts=1649535663367&ref_url=https%253A%252F%252Fcz.mouser.com%252F)
- [20] SN74LVC1G66 Single Bilateral Analog Switch. 2017. *Texas Instruments* [online]. Dallas, Texas: Texas Instruments. Available at: [https://www.ti.com/lit/ds/symlink/sn74lvc1g66.pdf?HQS=dis-mous-null-mouser-mode-dsf-pf-null-ww&ts=1649536852742&ref\\_url=https%253A%252F%252Fcz.mouser.com%252F](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/sn74lvc1g66.pdf?HQS=dis-mous-null-mouser-mode-dsf-pf-null-ww&ts=1649536852742&ref_url=https%253A%252F%252Fcz.mouser.com%252F)
- [21] Electrically Conductive Composite PLA. In: *Protopasta* [online]. Vancouver: Protopasta, 2013 [cit. 2022-04-12]. Dostupné z: <https://www.proto-pasta.com/products/conductive-pla?fbclid=IwAR1F8hi2mD9KOH5ILiBJxFb6vADCFyqSGP5mDYIJtWLVd98XJFaIZFS924Q>

- [22] Moving average. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2022 [cit. 2022-04-30]. Dostupné z:  
[https://en.wikipedia.org/wiki/Moving\\_average?fbclid=IwAR3OtrVU50aUzNeKrQQ54Kaf3X22amcp\\_N53Ptg-JWWjYUMH4EXiP0YB364#Cumulative\\_average](https://en.wikipedia.org/wiki/Moving_average?fbclid=IwAR3OtrVU50aUzNeKrQQ54Kaf3X22amcp_N53Ptg-JWWjYUMH4EXiP0YB364#Cumulative_average)
- [23] One-Way ANOVA. *MathWorks* [online]. Natick, Massachusetts: MathWorks, 1994 [cit. 2022-04-30]. Dostupné z:  
<https://www.mathworks.com/help/stats/one-way-anova.html>
- [24] POMBOZA-JUNEZ, Gonzalo a Juan HOLGADO TERRIZA. *Hand Gesture Recognition based on sEMG signals using Support Vector Machines* [online]. Berlin, 2016 [cit. 2022-05-15]. Dostupné z:  
<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7684748>.  
Vědecká práce. National University of Chimborazo Riobamba, Ecuador.
- [25] COTÔTÉ-ALLARD, Ulysse a Cheikh LATYR FALL. *Transfer Learning for sEMG Hand Gestures Recognition Using Convolutional Neural Networks* [online]. Banff, 2017 [cit. 2022-05-15]. Dostupné z:  
<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8122854>.  
Vědecká práce. Laval University.

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek č. 1: Svaly předloktí frontální skupiny, převzato z [2].	10
Obrázek č. 2: Svaly předloktí laterální skupiny, převzato z [2].	11
Obrázek č. 3: Předloketní svaly dorsální skupiny, převzato z [2].	13
Obrázek č. 4: Typy mechanik protetických rukou, převzato a upraveno z [9].	17
Obrázek č. 5: Typy kinematických mechanismů prstů, převzato a upraveno z [9].	18
Obrázek č. 6: Projekt od firmy Youbionic, převzato a upraveno z [14].	20
Obrázek č. 7: První návrh prstu.	21
Obrázek č. 8: Návrh dlaňové části prvního návrhu.	22
Obrázek č. 9: Sestava prvního návrhu mechanické ruky.	22
Obrázek č. 10: Sestava kompletní mechanické ruky-pohled zepředu.	23
Obrázek č. 11: Sestava kompletní mechanické ruky-pohled zezadu.	23
Obrázek č. 12: Kinematický mechanismus prstu.	25
Obrázek č. 13: Model prstu.	25
Obrázek č. 14: Model palce.	25
Obrázek č. 15: Sestava dlaně.	26
Obrázek č. 16: Model hřbetu ruky.	27
Obrázek č. 17: Model nosiče servomotorů.	27
Obrázek č. 18: Nosič s rozložením servomotorů.	27
Obrázek č. 19: Model střední části předloktí.	28
Obrázek č. 20: Model spodní části předloktí.	29
Obrázek č. 21: Model s rozmístěním táhel k servomotorům.	29
Obrázek č. 22: Model kompletního modelu s ukázkou vnitřního mechanismu.	30
Obrázek č. 23: Neinvazivní elektrody na předloktí, převzato a upraveno z [16].	31
Obrázek č. 24: Schéma zesilovače INA331, převzato z [17].	32
Obrázek č. 25: Prodávaná sestava EMG detektoru. [18].	33
Obrázek č. 26: Vizualizace nového konceptu EMG detektoru.	34
Obrázek č. 27: Vizualizace nového konceptu EMG detektoru - zespoda.	34
Obrázek č. 28: Velká elektroda.	36
Obrázek č. 29: Střední elektroda.	36
Obrázek č. 30: Uložení desky do krabičky.	37
Obrázek č. 31: Řez kompletní krabičky.	37
Obrázek č. 32: Model hlavní krabičky.	38
Obrázek č. 33: Uložení desek do krabičky.	38
Obrázek č. 34: Model sestaveného EMG náramku.	38
Obrázek č. 35: Spodní část předloktí s vloženou elektronikou.	39
Obrázek č. 36: Blokové schéma kompletní sestavy.	40
Obrázek č. 37: Pomocné schéma pro první měření.	41
Obrázek č. 38: Ukázka nasazeného EMG náramku.	42
Obrázek č. 39: Screenshot z videonahrávání dat.	43
Obrázek č. 40: Herní gamepad využitý pro měření.	48

Obrázek č. 41: Kompletní sestava vyrobené protetické ruky s náramkem. .... 52

# SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Přřazení klasifikátor k typu prstu s nejlepší validitou. ....49



## SEZNAM POUŽITÝCH GRAFŮ

Graf č. 1: Data z měření sevřené dlaně s označením ze spínaného tlačítka. ....	44
Graf 2: Nefiltrovaná data.....	46
Graf 3: Filtrovaná data při pohybu malíčkem. ....	46
Graf 4: Naměřená data z měření pohybů pro malíček.....	50
Graf 5: Naměřená data z měření pohybů pro všechny prsty.....	50

## SEZNAM ROVNIC

( 1 ) Nernstova rovnice .....	14
( 2 ) Donnanova rovnováha .....	14
( 3 ) Kinematický rozbor.....	24
( 4 ) Upravený kinematický rozbor.....	24
( 5 ) Výpočet kinematického rozboru .....	25
( 6 ) Rovnice pro zesílení zesilovače .....	32
( 7 ) Rovnice kumulativního průměru.....	45

# SEZNAM PŘÍLOH

- A Mechanika
- B Elektronika
- C Měření
- D Programování