

# **ZÁVĚREČNÁ STUDIJNÍ PRÁCE**

## **dokumentace**

### **Robotická ruka s využitím EMG**

Václav Lacheta



**Obor:** 18-20-M/01 INFORMAČNÍ TECHNOLOGIE  
se zaměřením na počítačové sítě a programování

**Třída:** IT4

**Školní rok:** 2021/2022

## **Poděkování**

Děkuji doc. Ing. Petru Čermákovi, Ph.D. za odborné konzultace a rady, které mi poskytl během řešení mého projektu.

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci vypracoval samostatně a uvedl veškeré použité informační zdroje.

Souhlasím, aby tato studijní práce byla použita k výukovým účelům na Střední průmyslové a umělecké škole v Opavě, Praskova 399/8.

V Opavě      31. 12. 2021

---

*podpis autora práce*

## **ANOTACE**

Součástí práce bylo sestavení protetické ruky inMoov v životní velikosti ze součástek vytisknutých na 3D tiskárně. Umělá ruka je ovládána pomocí elektromyografických (EMG) senzorů, díky nimž je možné získávat elektrické svalové signály a převádět je na mechanické pohyby napodobující chování skutečné lidské ruky. Ruka je upevněna na podstavci obsahujícím nezbytný hardware včetně displeje a rotačního enkoderu, který lze použít k ovládání. Zařízení je možné ovládat manuálně (natočit každý prst do libovolného úhlu), pomocí EMG senzorů nebo zvolit některé z naprogramovaných gest.

## **Klíčová slova**

EMG, elektromyografie, InMoov, myoelektrická protéza, rotační enkodér, servomotor, Arduino, 3D tisk, displej

# OBSAH

<b>ÚVOD.....</b>	<b>5</b>
<b>1 PROTÉZY.....</b>	<b>6</b>
1.1 HISTORIE PROTÉZ .....	6
1.2 KLASIFIKACE PROTÉZ.....	8
1.3 PASIVNÍ PROTÉZY .....	9
1.4 AKTIVNÍ PROTÉZY .....	9
1.4.1 Protézy poháněné tělem .....	10
1.4.2 Myoelektrické protézy.....	10
1.4.3 Hybridní protézy .....	12
<b>2 ELEKTROMYOGRAFIE.....</b>	<b>13</b>
2.1 SVALY HORNÍ KONČETINY .....	13
2.2 EMG SIGNÁLY .....	14
2.3 SNÍMÁNÍ EMG SIGNÁLŮ.....	15
<b>3 MOŽNÉ ZPŮSOBY ZPRACOVÁNÍ EMG SIGNÁLU A JEJICH IMPELEMENTACE V PROTÉZÁCH .....</b>	<b>17</b>
3.1 MIKROKONTROLERY .....	17
3.2 SENZORY.....	17
3.3 PŘÍKLADY PROTÉZ.....	18
3.3.1 Inteligentní humanoidní robotická ruka Sain .....	18
3.3.2 Protetická ruka InMoov.....	19
<b>4 SESTROJENÍ RUKY .....</b>	<b>20</b>
4.1 INMOOV RUKA .....	20
4.2 OVLÁDÁNÍ SERVO MOTORŮ .....	23
4.3 OVLÁDÁNÍ RUKY POMOCÍ EMG .....	24
4.4 DISPLEJ A UŽIVATELSKÉ OVLÁDÁNÍ .....	25
4.5 PODSTAVEC.....	26
4.6 VYUŽITÉ SOUČÁSTKY .....	26
<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>28</b>
<b>SEZNAM POUŽITÝCH INFORMAČNÍCH ZDROJŮ .....</b>	<b>29</b>
<b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>31</b>

## ÚVOD

Nad výběrem závěrečné práce jsem přemýšlel dlouhou dobu. Hledal jsem takový projekt, při jehož řešení bych mohl uplatnit své znalosti programování mikrokontrolerů a využít i rozmanitou zásobu elektronických součástek, které jsem nashromáždil v průběhu svého studia na střední škole. Zároveň jsem si přál pustit se také do něčeho nového, co by představovalo zajímavou výzvu pro mě samotného a případně bylo přínosné i pro druhé.

Jednoho dne jsem zhlédl video s ukázkou robotické ruky, která se ovládá pomocí EMG senzorů. V tu chvíli jsem se rozhodl, že právě to bude téma mého závěrečného projektu. Navíc jsem vždy tento typ protézy považoval za něco, co si nemůže normální smrtelník sestavit doma, takže jsem byl i hodně zvědavý, zda se mi to povede.

Nyní tedy předkládám výsledek své práce, která trvala několik měsíců. Podařilo se mi dosáhnout většiny dílčích cílů, které jsem si vytyčil. Z finančních důvodů jsem si bohužel nemohl dovolit pořídit více EMG senzorů a musel jsem si vystačit pouze s jedním, pomocí kterého dokáži monitorovat sevření nebo otevření pěsti a následně tento pohyb převést na robotickou ruku.

V praxi se s mým řešením moc nesetkáme, tento způsob se spíše využívá ve světě medicíny a bioinformatiky pro diagnostiku. Vyspělejší protézy se spíše zaměřují na umístění elektrod uvnitř svalu, jelikož jsou získávány mnohem přesnější signály.

V úvodní kapitole své dokumentace se zabývám vývojem protéz v historii a popisují některá zajímavá technická řešení, která se objevila v minulosti i ta, která se používají dnes. Další část je zaměřena na problematiku elektromyografie, jež studuje strukturu kosterní svaloviny a elektrické biosignály, které ze svalů vycházejí. Díky poznatkům tohoto oboru můžeme využívat EMG senzory a snímat pomocí nich impulzy lidského těla. Nejdůležitější část mé práce je podrobněji věnována technickému a programovému řešení projektu InMoov ruky.

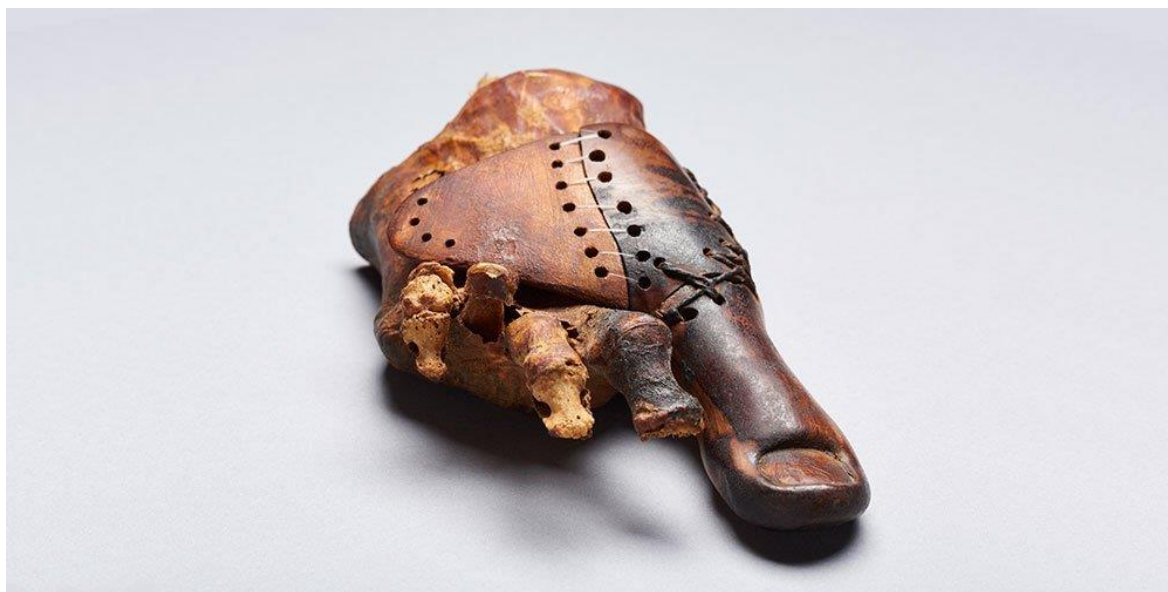
## 1 PROTÉZY

Protézu lze definovat jako „umělé zařízení, které nahrazuje nebo doplňuje chybějící či narušenou část lidského těla“.

V dnešní době existuje mnoho různých typů protéz. Ty se pohybují od kosmetických ozdob přes jednoduché pasivní mechanické pomůcky, jako jsou různé háky a podobně, až po elektricky poháněné protézy, které mohou alespoň částečně obnovit funkci chybějící končetiny.

### 1.1 Historie protéz

Myšlenka umělého nahrazení ztracených končetin existuje již tisíce let. Existují protézy, které jsou více než 3000 let staré. Příkladem je takzvaný „káhirský prst“, který byl nalezen u egyptské mumie a měl nahradit ztracený palec u nohy. Protézy, jako je tato, byly kdysi vyráběny pomocí přírodních surovin: kůže, dřeva či lnu.



Obrázek 1: Káhirský prst

V roce 300 před naším letopočtem byla Římany vyrobena první známá protetická noha, takzvaná „noha Capua“. Byla vyrobena ze železa a bronzu a měla dřevěné jádro. Během této doby se objevily protézy, jako jsou ruční háky a kolíkové nohy, které umožňovaly chůzi nebo držení štítů. Ty byly sestaveny převážně ze železa a oceli.

V době renesance udělala anestezie a léčba ran veliký pokrok, amputace proto byly bezpečnější než kdy dříve. S novými možnostmi amputace se začaly šířit vynálezy, jakým byl například tzv. turniket, které pomohly zastavit těžké krvácení v průběhu amputace. Vznikaly nové typy protéz - například „železná ruka rytíře Götz von Berlichingen“, s níž bylo možné pohybovat a manipulovat pomocí pružinového mechanismu uvnitř ruky. V této době se na protézy používalo především železo, ocel, měď a dřevo.

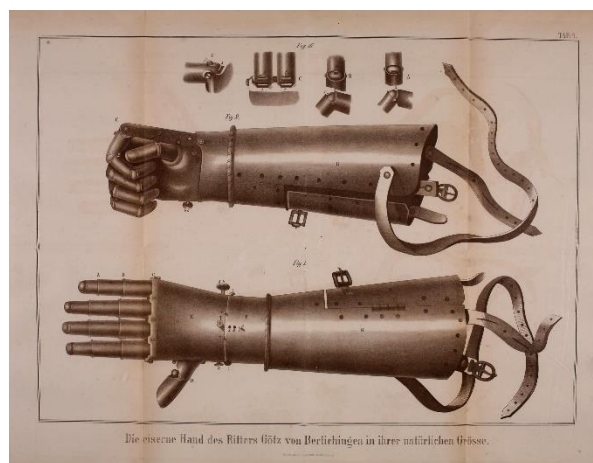
V období americké občanské války, ale i během světových válek zažila protetika velký posun vpřed vyplývající z vysokého počtu zmrzačených vojáků. Kromě toho byl vyvinut i zcela nový materiál - pryž, který doplňoval dřívější protézy ze dřeva a kůže.

V letech po druhé světové válce bylo objeveno mnoho dalších materiálů, díky kterým se dřevo a kůže staly nepotřebnými. Patří mezi ně pryskyřice, polykarbonát, plast a lamináty. Díky jejich použití se protézy staly lehčí a odolnější.

Materiálové složení se v posledních letech dále zdokonaluje a v současnosti vznikají vysoce výkonné protézy, které mají vyšší stabilitu, pohodlí a nižší hmotnost. Kromě toho mohou být součástí protéz senzory umožňující aktivní ovládní pomocí mikroprocesorů. Vývoj moderních protéz se může opřít i o nové výrobní procesy, jako je 3D tisk, který umožňuje vyrobit velmi jednoduché i levné protézy.



Obrázek 1.2: Noha Capua



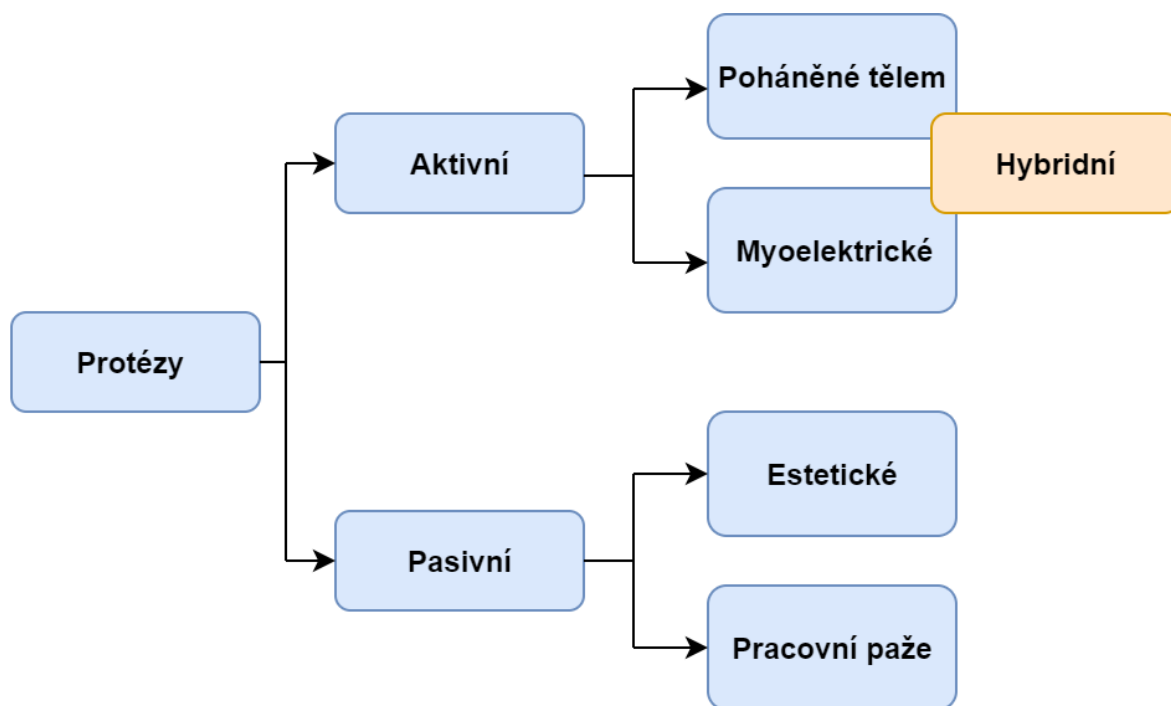
Obrázek 1.3: Ruka Götz von Berlichingen

## 1.2 Klasifikace protéz

Protézy můžeme rozdělit na:

1. Pasivní. Protézy, které nemají žádné pohyblivé části. Ty se většinou používají pro estetické účely. Existují také protézy určené pro speciální úkoly, jako je zahradničení nebo sport.
2. Aktivní. Ty jsou naopak určeny k podpoře vyšší produktivity a funkčnosti. Mají pohyblivé části, které jsou poháněny buď samotným tělem, nebo vnější energií. Navíc existují ještě hybridní kombinace, které jsou poháněny částečně tělem a částečně akčními členy

Toto rozdělení je znázorněno na obrázku 1.4.



Obrázek 1.4: Rozdělení protéz

Protézy mohou plnit dva různé úkoly, které se mohou zásadně lišit. Na jednu stranu, protézy mají obnovit funkce, které byly ztraceny ztrátou končetiny a na druhou stranu se protézy používají k optické obnově „normálního stavu“ těla. Protézy, které vizuálně připomínají chybějící končetinu, mají často omezenou funkčnost, zatímco funkční protézy nejsou moc dobré po vizuální stránce. Proto existuje mnoho pacientů, kteří mají několik různých protéz,



například jednu, která vizuálně připomíná chybějící končetinu, a druhou, která je maximálně funkční.

### 1.3 Pasivní protézy

Kosmetické použití protéz je velmi důležité, protože zejména horní končetiny jsou často používány v sociálních interakcích, jako jsou gesta nebo během komunikace. Vizuálně nenápadný vzhled tak může pomoci vyhnout se psychickému stresu z důvodu odlišnosti od ostatních. To platí zejména v případě, kdy amputací není postiženo pouze předloktí, ale i paže. Nejlepší reprezentace přirozené ruky poskytují pasivní kosmetické protézy. Lze je přizpůsobit pacientovi pomocí tvaru a barvy; například napodobit barvu kůže a anatomické rysy, jako jsou znaménka, nebo dokonce ochlupení na pažích. Estetické protézy lze také použít pro jednoduché manuální úkoly, jako je fixace papíru při psaní. Obecně jsou velmi lehké a mají vysoký komfort nošení.



Obrázek 1.5: Příklad pasivní protézy

### 1.4 Aktivní protézy

Nejčastěji se vyskytují protézy aktivní. Tyto mají pohyblivé části, které jsou poháněny buď tělem, nebo vlastním zdrojem energie. S tělesně poháněnými protézami se ovládání provádí pohybem svalu v blízkosti amputované končetiny. U myoelektrických protéz, jsou akční potenciály svalu monitorovány senzory a použity pro pohyb protézy. Aktivní protézy mohou mít mnoho podob, jako například ruce, pohyblivé háky nebo speciální tvary pro konkrétní pacienty. Tento druh protéz je obvykle těžší než pasivní, jelikož jsou pro ně určeny větší

zátěže. Díky tomu jsou často vyrobeny z těžších, ale odolnějších materiálů, jako jsou kov nebo tvrzený plast. Úkolem aktivních protéz je obnovit funkčnost postižených končetin, a zejména ruka má velký význam pro manipulaci s objekty. Pomocí takových protéz je možné uchopovat předměty a zvládat činnosti v každodenním životě.

#### 1.4.1 Protézy poháněné tělem

Protézy poháněné tělem jsou často označovány jako „ovládané kabelem“, protože vyžadují ocelové kabely během provozu. Obvykle jsou tyto postroje konstruovány tak, že popruh prochází přes lopatku a připojuje se k tažnému lanku, které ovládá protézu. Protože protézy poháněné tělem jsou přímo spojeny například s pohybem ramena, mají tak vysokou úroveň zpětné vazby na základě napětí na ovládacím kabelu. Dalšími výhodami těchto protéz je, že jsou ve většině případů vodotěsné a snadno se čistí. Jejich jednoduchý design umožňuje postiženým osobám se je rychleji naučit ovládat, a navíc stojí výrazně méně ve srovnání s aktivně řízenými.

Nevýhodou těchto protéz je, že k ovládání potřebují postroj k ovládání. To znamená, že postižené osoby musí mít určitou sílu a svobodu pohybu, aby mohly takové zařízení ovládat. Navíc jsou tyto protézy často vizuálně méně přitažlivé ve srovnání s elektricky poháněné, a to kvůli postroji.

Protézy s takovým mechanickým přenosem síly jsou oblíbenější než ty elektrické. Devadesát procent lidí, kteří mají aktivní protézu, používají protézu poháněnou tělem. Jejich největšími klady jsou nízká hmotnost, odolná konstrukce a lepší haptická odezva generovaná kabely.



Obrázek 1.6: Příklad protézy poháněné tělem

#### 1.4.2 Myoelektrické protézy

Tyto protézy jsou převážně elektrické. Mají externí zásobník energie, který napájí vestavěné akční členy. Obecně se energie ukládá ve formě akumulátoru. Tato zařízení lze ovládat více vstupy, jako jsou elektromyografické (EMG) signály, zpětná vazba motorů a také vyhrazené spínače. Takové fyzické spínače jsou zvláště užitečné u vážných amputací. Je to proto, že

v takových případech obvykle existuje mnoho různých motorů, jsou zapotřebí různé spoje a je třeba je ovládat samostatně.

Nicméně myoelektrické protézy se ještě častěji používají u méně vážných amputací. Myoelektrické protézy jsou založeny na měření elektrického vzruchu ve svalech. Elektrody připojené ke svalům měří elektrické signály z kontrakcí kosterního svalstva. Změny elektromagnetických polí, které vznikají při napnutí svalu, zachycuje povrch elektrody a jsou v podobě napěťových signálů posílány do mikrokontroleru.

Ve většině případů jsou elektrody připevněny ke dvěma svalům, které vykonávají pohyb v určitém směru, jako je extenzor zápěstí a flexor zápěstí. Pro tento účel se používá jeden sval pro jeden směr pohybu protézy. Například napnutím jednoho svalu se otevře dlaň a napnutí protikusu se dlaň uzavře. Aby se zabránilo nedobrovolným pohybům, jsou pro signály EMG nastaveny prahové hodnoty. Teprve po překročení určitého prahu se protéza začne pohybovat.

Jednou z výhod takové myoelektrické protézy je, že umožňuje větší uchopovací síly ve srovnání s protézami poháněnými tělem. V některých případech to může být výhodné při držení objektů na delší dobu. Kromě toho nejsou pro účely ovládání potřeba žádné postroje. To dovoluje ovládání více os a kloubů současně. Absence postroje také umožňuje, aby vypadaly více jako skutečné končetiny.

Existují však také důvody, proč jsou protézy poháněné tělem 10krát populárnější než myoelektrické. Je to dáno především vyšší pořizovací cenou takových zařízení. Navíc jsou méně robustní a kvůli vestavěné elektronice jen částečně vodotěsné. Protože mezi nimi není žádné mechanické spojení zbývající končetiny s protézou, je haptická zpětná vazba horší. Někdy je pro postižené těžší, aby správně vyhodnotili a použili požadovanou uchopovací sílu. Kromě toho se tyto protézy kvůli složité konstrukci snadněji lámou a musí být častěji servisovány.

Elektrody jsou jejich další nevýhodou, neboť se může stát, že se pohnou nebo ztratí kontakt. V těchto případech nelze protézy správně provozovat. Konstantní kontakt s elektrodami může také způsobit podráždění kůže nebo nepříjemný pocit, pokud protéza není správně upravená. Přesto se tyto protézy neustále vyvíjejí a mohly by být v budoucnu více rozšířené.



Obrázek 1.7: Myoelektrická protéza

#### **1.4.3 Hybridní protézy**

Existují i protézy, které se skládají z kombinace tělesně poháněných a myoelektrických. Tato kombinace umožňuje využít výhody obou typů, například mohou dosáhnout vysokých uchopovacích sil při zachování nízké hmotnosti protézy. Navíc tento přístup může usnadnit ovládání protézy.

## 2 ELEKTROMYOGRAFIE

### 2.1 Svaly horní končetiny

Kosterní svaly jsou součástí svalstva odpovědné za aktivní pohyby těla, a tedy i součástí jednoho ze tří hlavních typů svalů. Stejně jako srdeční svaly patří kosterní svaly do skupiny příčně pruhovaných svalů a označují se také jako dobrovolné svaly. Až na pár výjimek, jsou tyto svaly napojeny na kost šlachami. Často existují v párech, přičemž první sval je primárním hybatelem a druhý je jeho antagonistou. Například, biceps a triceps jsou taková dvojice antagonistů. Když se jeden z nich stáhne, druhý se uvolní a umožní pohyb a naopak.

Kosterní svaly mají složitou strukturu. Skládají se z fascikulů, které jsou svazky prodloužených svalových vláken. Samotná svalová vlákna se skládají ze svazků myofibril. Samotné myofibrily jsou tvořeny z myozinových a aktinových vláken. Tato dvě vlákna jsou naskládána v pravidelně se opakujících sestavách a jsou zodpovědná za samotnou kontrakci svalů klouzáním proti sobě navzájem. Tato myozinová pole se nazývají sarkomery. Motorické neurony, které řídí kontrakci, jsou spojeny ve snopci svalových vláken a společně se nazývají motorická jednotka.

Nejdůležitější svaly jsou:

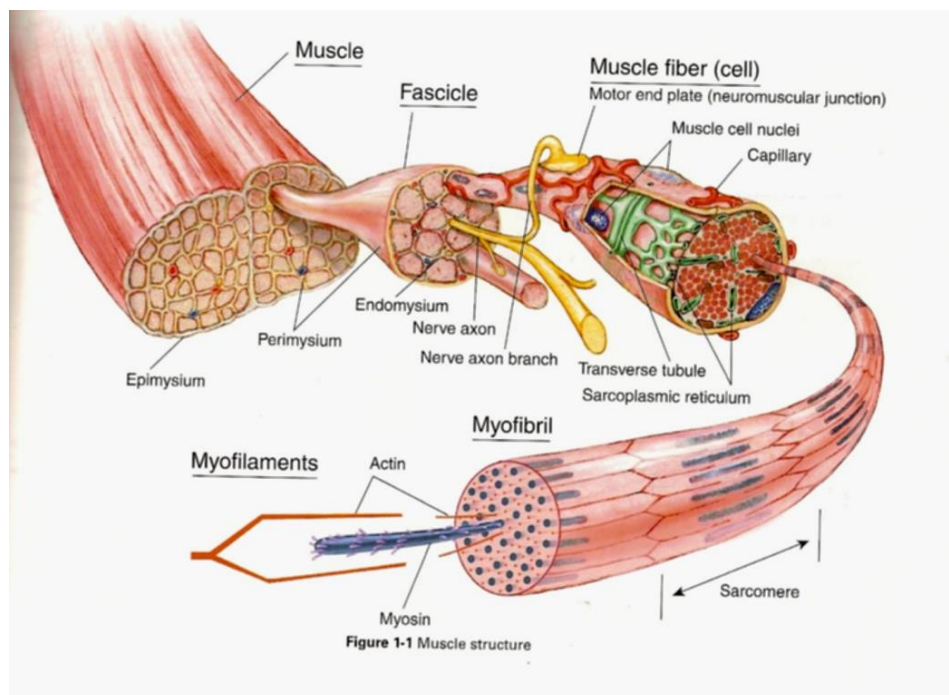
1. Musculus pectoralis major (velký sval prsní)
2. Musculus deltoideus (deltový sval)
3. Musculus biceps brachii (dvojhlavý sval pažní)
4. Musculus triceps brachii (trojhlavý sval pažní)
5. Musculus brachioradialis (sval vřetenní)
6. Musculus flexor digiti (sval který zajišťuje ohýbání prstů)



Obrázek 2.1: Svaly horní končetiny

Motorické neurony se nacházejí uvnitř mozkového kmene a míchy a jsou spojeny se svalem přes axony, který mohou přenášet excitační signál na velké vzdálenosti. Aktivace svalových vláken se děje elektrickými potenciály buněčných membrán. Díky otevíráním a zavíráním

iontových kanálů umožňují membrány pohyb iontů a vytvořit tak signál elektromagnetického pole. Tento signál cestuje podél axonů jako vlna a skončí v motorickém neuronu. Místo, kde se motorické neurony spojují se svalovými vlákny, se nazývá neuromuskulární spojení. To je místo, kde vlákna začnou reagovat na signál motorického neuronu a tím začnou kontrakce.



Obrázek 2.2: Struktura kosterního svalu

## 2.2 EMG signály

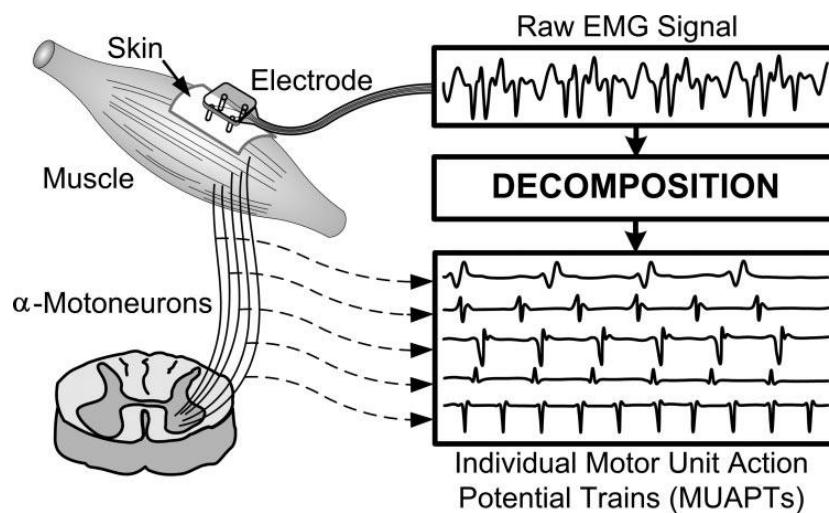
Akční potenciály se vytvářejí během kontrakce kosterní svaloviny. Tyto akční potenciály se dají měřit a jsou také základem EMG signálů. EMG signály jsou používány pro analýzu a klinickou diagnostiku v biomedicínských aplikacích, jako jsou rehabilitace pohybových vad. Elektrické proudy generované během procesu flexe lze měřit pomocí elektrod na svalu nebo uvnitř svalu. EMG signály jsou poměrně komplikované, protože jsou závislé na anatomii fyziologické vlastnosti svalu. Nečistoty těchto signálů jsou zcela běžné a hromadí se při cestování tělem. Signál EMG je také sumou několika motorických jednotek, které vysílají ve stejnou dobu, a tak může docházet k interakcím mezi těmito různými signály.

Intervaly, ve kterých se vyskytují akční potenciály konkrétní motorické jednotky, jsou náhodné.

Samotný akční potenciál motorické jednotky je kombinací akčních potenciálů svalových vláken patřící k jedné motorické jednotce. Lze to popsat vzorcem níže.

$$x(n) = \sum_{r=0}^{N-1} h(r)e(n-r) + w(n)$$

V tomto vzorci je  $x(n)$  výsledný EMG signál,  $e(n)$  impuls odpalu  $n$ ,  $h(r)$  akční potenciál motorické jednotky,  $w(n)$  aditivní bílý Gaussův šum a  $N$  počet střel motorických jednotek.



Obrázek 2.3: Dekompozice EMG signálu

## 2.3 Snímání EMG signálů

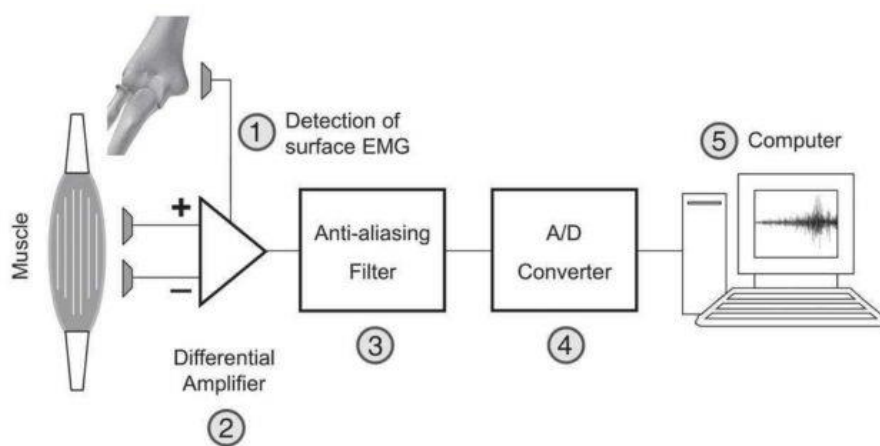
EMG signály jsou snímány elektrodami, které jsou buď umístěny na kůži nad svalu, nebo uvnitř svalu. Obě varianty mají svá pro a proti. Při použití intramuskulárních senzorů musí být prostředí a senzory sterilizovány, protože se jedná o invazivní postup, který nese velké riziko přenosu nemoci nebo spuštění infekce. Na druhou stranu, jakmile je elektroda umístěna, tak nezpůsobuje žádné nepohodlí a signály nejsou zkresleny tkáněmi svalů a kůže. Tento proces vede k větší čistotě signálu nad šumem. Na druhou stranu, povrchové elektrody mohou být kdykoliv přemístěny, pokud poloha není vhodná a nepotřebuje k tomu žádné invazivní postupy. Většinou se povrchové elektrody využívají pro krátká měření. Je velmi důležité elektrody správně umístit a používat elektrody pro konkrétní úkol, výběr

místa totiž velice ovlivní získaný signál. Chceme-li získat nejvyšší sílu signálu, tak elektrody musí být umístěny uprostřed svalu ve směru svalových vláken. Nejčastější používané elektrody jsou Ag/AgCL, protože nejsou polarizovatelné a umožňují proudový tok kůže. Ve většině případů jsou připevněny pomocí vodivého gelu pro snížení impedanci kůže.

Obvykle se používají  $2n + 1$  elektrody. Dvě pro každý kanál  $n$  a jedna referenční (uzemňovací) elektroda, která je umístěna na elektricky nesouvisející tkáni.

Poté, co je signál zachycen, je obvykle zesílen, protože jeho amplituda je poměrně malá. Pro první etapu zesílení se běžně používá diferenciální zesilovač. Diferenciální zesilovač se používá k eliminaci společných proudů. Signál je snímán na třech místech, dvě detekční elektrody a jedna referenční, která definuje neutrální zem, kterou sdílejí další dvě elektrody. Jakýkoliv společný signál pro tyto dvě elektrody bude odstraněn, naopak signály, které nesdílejí, budou poté zesíleny.

Poté se použije zesilovač k dalšímu zvýšení amplitudy signálu. Pro eliminaci vysokého šumu se používá plášť nízko propustného filtru frekvence. Dále lze použít usměrnění signálu pro překlopení částí negativního signálu na pozitivní. Nakonec je použit A/D převodník, aby počítač nebo mikrokontroler mohl pracovat se signálem EMG.



Obrázek 2.4: Schéma nahrávání EMG



### **3 MOŽNÉ ZPŮSOBY ZPRACOVÁNÍ EMG SIGNÁLU A JEJICH IMPELEMENTACE V PROTÉZÁCH**

#### **3.1 Mikrokontrolery**

Je na výběr několik možností. První možností je použít mikrokontroler k měření svalové aktivity a vyhodnocování signálu. Například Arduino Uno je založeno na čipu ATMEL ATmega328, pracuje na frekvenci 16 MHz a může komunikovat s ostatními zařízeními přes UART, SPI a I2C. Kromě toho vstupní a výstupní (GPIO) piny lze použít k ovládání různých dalších periférií nebo ke čtení analogových a digitálních signálů díky vestavěnému 10bitovému A/D převodníku. Další výhodou těchto vývojových desek je, že lze jednoduše programovat a nevyžadují vyhrazené přístupy a bitové manipulace jednotlivých registrů, navíc jsou takové desky dost rozšířené, snadno dostupné a existuje velké množství už vytvořených kódů a dokumentací pro další usnadnění programování. Nevýhodou však bývá výkon použitých procesorů, protože musí být co nejmenší a energeticky efektivní, mají často jen omezený výkon. To znamená, že na těchto zařízeních lze provádět pouze jednoduché matematické operace, a to může mít významný dopad na výkon celého systému, zejména pro aplikace v reálném čase, jako je EMG analýza. Kvůli nízkému výkonu nemusí být signály načteny včas a zpracování může trvat déle, což má za následek velké zpoždění v celém systému nebo omezenou funkčnost, proto je lepší se dívat po dalších výkonnějších mikrokontrolerech.

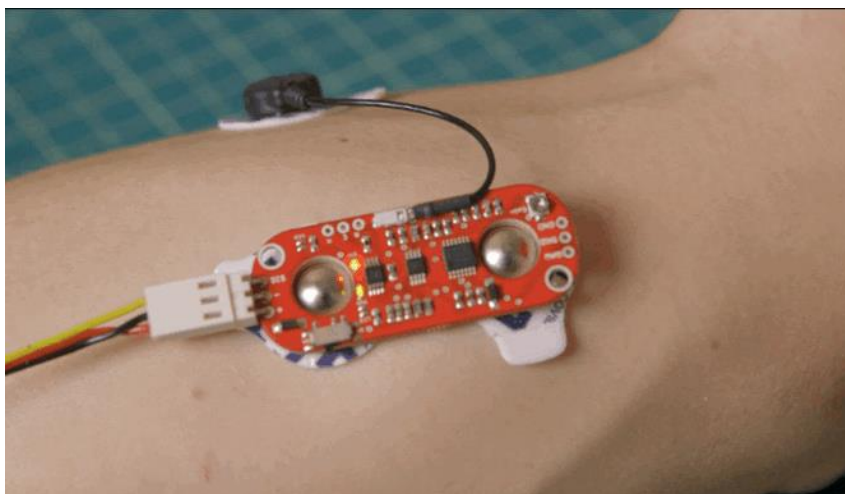
#### **3.2 Senzory**

Prvním krokem při získávání dat je identifikace správných pozic pro elektrody. Aby bylo možné správně rozeznávat pohyby jednotlivých prstů, je potřeba použít několik svalových signálů. Na monitorování každého prstu je potřeba minimálně 4 senzory čili 4 kanály. Jeden pro palec, jeden pro prostředníček, jeden pro ukazováček a jeden senzor pro prsteníček a malíček dohromady. Nejlépe je použít 5 senzorů, aby měl každý prst vyhrazený kanál.

Celkem máme tedy 11 elektrod. Pět párů po dvou elektrodách a další referenční elektrodu. Tato referenční elektroda je umístěna na zadní straně předloktí v úrovni loktu, protože tam

se dá očekávat malá svalová aktivita, nebo na kosterní části ruky. Senzory jsou poté připojeny k samotným elektrodám, aby zesílily a přenesly signál do mikrokontroleru.

V dnešní době jsou EMG senzory poměrně dost rozšířené a máme na výběr hned několik různých senzorů od různých firem. Ve své práci jsem použil senzory MyoWare od Advancer Technologies. Tyto senzory lze provozovat pro napětí 3,3 V nebo 5 V. Logika zpracování svalového signálu je řešena přímo na senzorech, tudíž z nich můžeme číst obálku signálu. Pokud je pro tuto funkci nechceme použít, můžeme zachytit i surový EMG signál a zpracování si řešit potom sami. Zesílení signálu lze nastavit pomocí potenciometru. Výstupní analogový signál už potom čteme a zpracováváme na mikrokontroleru.

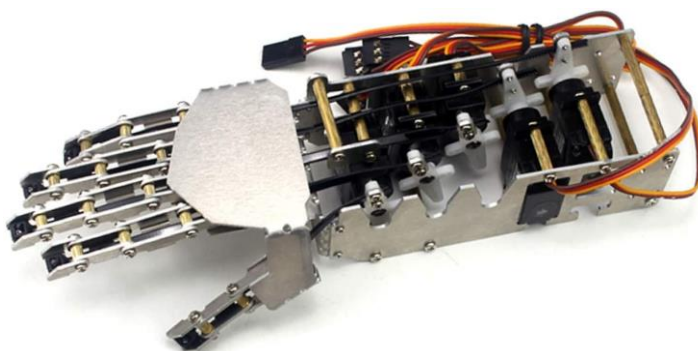


Obrázek 3.1: Myoware muscle sensor

### 3.3 Příklady protéz

#### 3.3.1 Inteligentní humanoidní robotická ruka Sain

Tato robotická ruka se dá velmi snadno používat, protože už je předem složená.



Obrázek 3.2: Sain Smart 5-DOF

### 3.3.2 Protetická ruka InMoov

Protetická ruka InMoov nabízí lepší způsob zobrazení pohybů. Je součástí projektu s otevřeným zdrojovým kódem, který založil francouzský sochař a designér Gael Langevin. Projekt InMoov se skládá ze stovek 3D tisknutých dílů, které lze připojit k pohonům a vytvořit tak robota v životní velikosti. Jednotlivé končetiny lze ovládat a rozpohybovat pomocí motorů. Stejně jako u ruky Sain Smart lze prsty ovládat jednotlivě. To se také provádí pomocí 5 serv, které se montují do předloktí a ovládají prst přes provázky. Jedno servo může být použito k otáčení ruky kolem zápěstí. Ve srovnání s rukou Sain Smart používají InMoov větší a mnohem silnější serva. Kromě toho návrh prošel několika designovými iteracemi a neustále se přizpůsobuje a zlepšuje.



Obrázek 3.3: Robot InMoov

## 4 SESTROJENÍ RUKY

Kompletní sestavení ruky se rozdělovalo na více částí.

- Sestrojení mechanické části ruky.
- Ovládání servo pohonů na ruce.
- Ovládání pomocí EMG senzorů.
- Ovládání přes uživatelské rozhraní.
- Sestrojení podstavce pro zlepšení vzhledu a manipulace.

### 4.1 InMoov ruka

Pro svůj projekt jsem zvolil sestavení protetické ruky InMoov. Na InMoov webu jsou dostupné všechny díly a také podrobný návod jak ruku složit. Celá ruka se skládá z 50 různých dílů. Díly jsou vytisknuté z PETG materiálu. Většinou se díly lepily k sobě, ale některé jsou i našroubované.



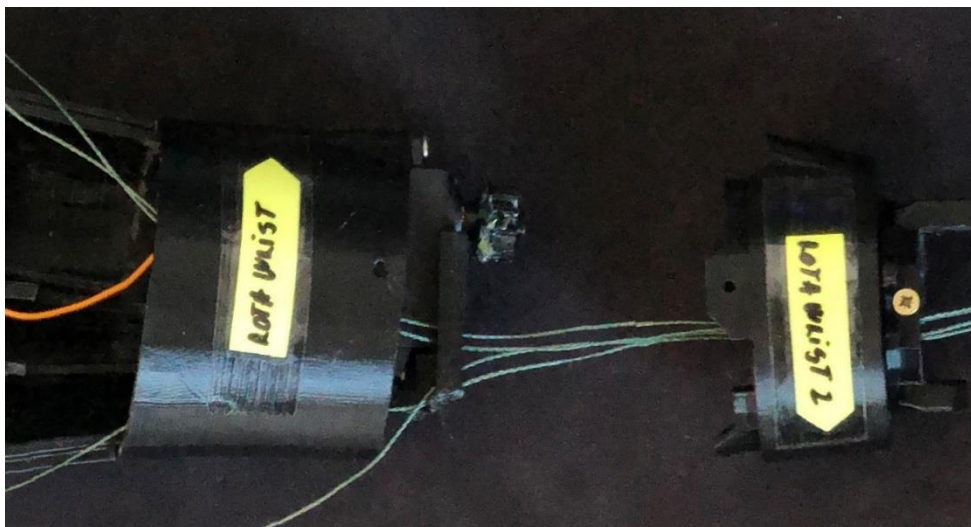
Obrázek 4.1: Díly k ruce

Ve spodní části ruky je přimontovaných pět MG995 servo pohonů, které pohubují s prsty.



Obrázek 4.2: Spodní část ruky

Další MG995 servo je přimontované v zápěstí pro otáčení dlaně.



Obrázek 4.3: Servo na otáčení dlaně

Články prstů jsou k sobě lepené a pro klouby je využita válcovitá tyč o průměru 3 mm, která slouží jako čep. Články prstu jsou přes pomocné vodící díry propleteny vždy dva stejně dlouhé rybářské pletence.



Obrázek 4.4: Dlaň



Na konečcích prstů jsou dva provázky svázané k sobě, aby utvořily jeden.



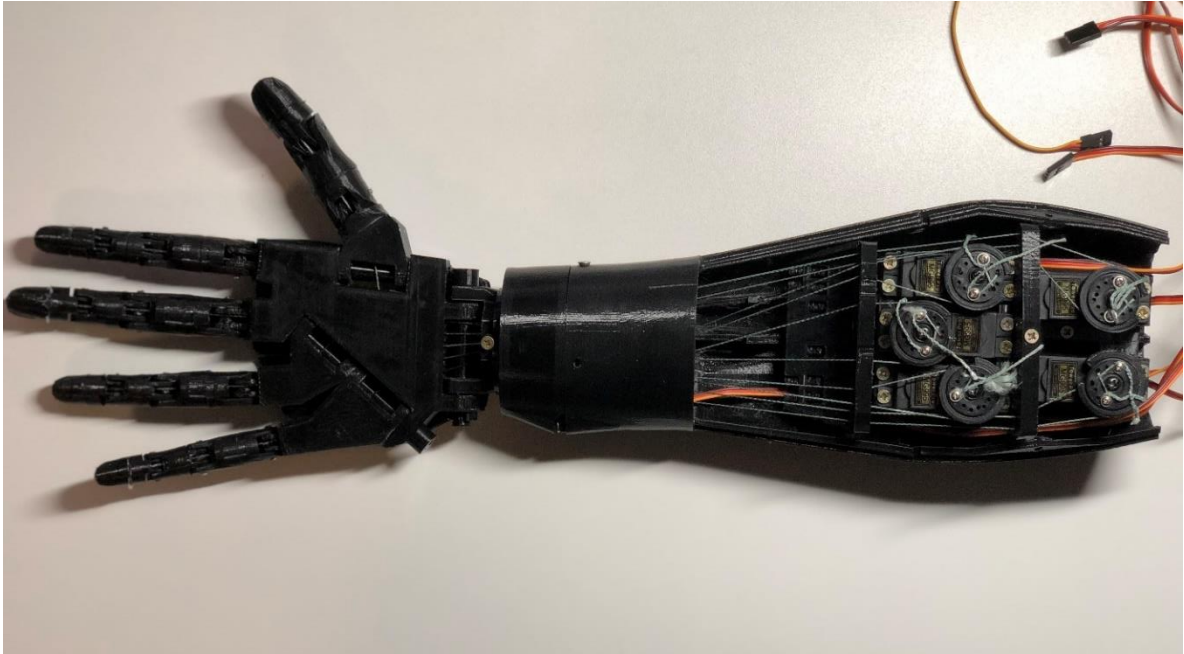
Obrázek 4.5: Konečky prstů

Dále jsou provázky propletené přes dlaň až po zápěstí a tam jsou navázané na serva, které je napínají a tím napodobují funkci šlachy: když servo zatáhne za jeden konec provázku, prst se ohne a když zatáhne za druhý, tak se prst znova otevře.



Obrázek 4.6: Propletení provázku přes ruku

Provázky jsou namotané na kroužky servo motorů a pomocí dvou šroubků se provázek napne. Všechna serva ovládá Micro Maestro 6-Channel od Pololu, který komunikuje s Arduinem přes protokol UART.



Obrázek 4.7: Sestavená ruka

## 4.2 Ovládaní servo motorů

Micro Maestro, které ovládá servo pohony a Arduino spolu komunikují pomocí protokolu UART čili přes RX a TX piny na desce. Protože Arduino UNO má dva vyhrazené RX a TX piny, které jsou potřeba pro nahrávání kódu, tak si je simulují na jiných pinech pomocí knihovny SoftwareSerial.h

Díky knihovně pro Micro Maestro už šlo samotné programování pohybu serv jednoduše. Pro zefektivnění a pro lepší přehlednost kódu jsem vytvořil třídu Arm, která obsahuje veškeré potřebné metody k ovládaní serv, jako jsou openIndex(), closeIndex(), getIndexPos() a další.

```
void Arm::openPinky()const{
    maestro.setTarget(this->pinky,this->open);
    return;
}

void Arm::closeThumb()const{
    maestro.setTarget(this->thumb, close);
    return;
}
```

### 4.3 Ovládaní ruky pomocí EMG

Mým cílem bylo monitorovat každý prst, ale v průběhu jsem zjistil, že tento cíl je dosti vzdálený z důvodu nedostatku financí. Cena těchto senzorů je poměrně dost vysoká.

Rozhodl jsem se proto pro jednodušší řešení pouze s jedním senzorem a monitorování otevření a sevření pěsti. Část kódu, která se stará o ovládání ruky pomocí EMG senzorů, je poměrně dost jednoduchá. Když si necháme vypisovat hodnoty ze senzorů na graf, tak dostaneme takovýto výsledek.



Obrázek 4.8: Graf EMG hodnot

Z grafu jde vidět, že když zatneme pěst, tak hodnota rapidně vzroste, protože v tu chvíli projde přes senzor elektrický proud. Poté jsou hodnoty zase nízké, i když držíme zatnutou pěst. Hodnota opět vzroste, když pěst uvolníme.

Čili když hodnota bude větší než naše nastavená prahová hodnota, tak se pohne servy tak, aby utvořily pěst.



Problémem je, že nevíme, kdy má uživatel sevřenou pěst a kdy ne, protože nárůsty hodnot jsou téměř stejné v obou případech. Čili pro moje řešení jsem použil jednoduchý přepínač, který přepíná mezi stavy pěst a dlaň. Nárůst hodnoty trvá nějakou chvílí, takže ještě před přepnutím stavu se počká 250 ms, než k němu dojde.

```
void sensor() {  
    // Read the values from EMG sensor  
    sensorValue = analogRead(A0);  
    unsigned long currentMillis = millis();  
  
    // Swap for fist flag  
    if (sensorValue >= sensorTreshold && sensorFist == 0) {  
        // Wait some time to prevent unwanted switching  
        if (currentMillis - prevMillis > sensInterval) {  
            sensorFist = 1;  
            prevMillis = currentMillis;  
        }  
    } else if (sensorValue >= sensorTreshold && sensorFist == 1) {  
        if (currentMillis - prevMillis > sensInterval) {  
            sensorFist = 0;  
            prevMillis = currentMillis;  
        }  
    }  
}
```

#### 4.4 Displej a uživatelské ovládání

Ruka má k dispozici i uživatelské ovládání, kdy si na displeji může pomocí rotačního enkodéru uživatel vybrat mezi různými módy ovládání:

1. Manuální – v tomto modu si může uživatel natočit jednotlivý prst do určitého úhlu ručně.
2. EMG – zde se bude ruka ovládat pomocí EMG senzorů. Uživatel zde může vidět i aktuální hodnotu senzoru a také si upravit hraniční hodnotu, při které má ruka sevřít pěst.
3. Gesta – zde si může uživatel vybrat mezi různými před-programovanými gesty.

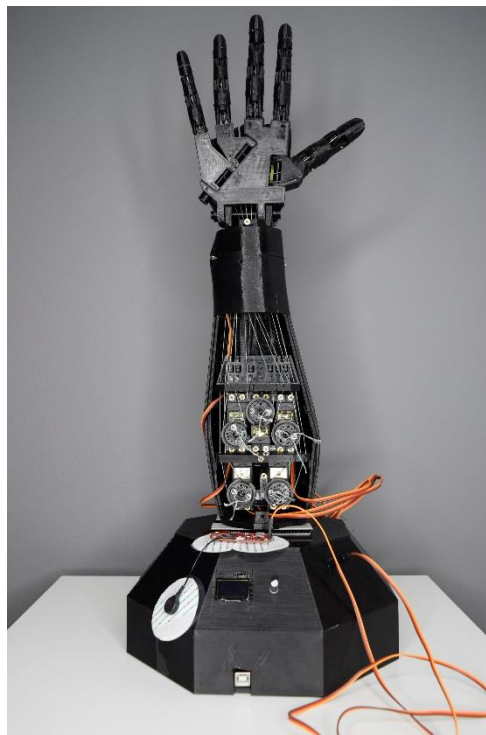


Obrázek 4.11: Ukázka uživatelského ovládání

## 4.5 Podstavec

Myšlenka podstavce se zrodila hlavně proto, aby došlo k zapouzdření hardwaru, ale také z důvodu efektnější prezentace funkčnosti celého zařízení.

Ruka drží na podstavci pomocí kvalitního suchého zipu, ze kterého se ruka v případě potřeby jednoduše uvolní. Na boční straně podstavce jsou konektory, které slouží pro jednoduché a rychlé připojení servomotorů k celému systému. Kromě konektoru pro serva je dostupný rovněž konektor pro připojení EMG senzorů.

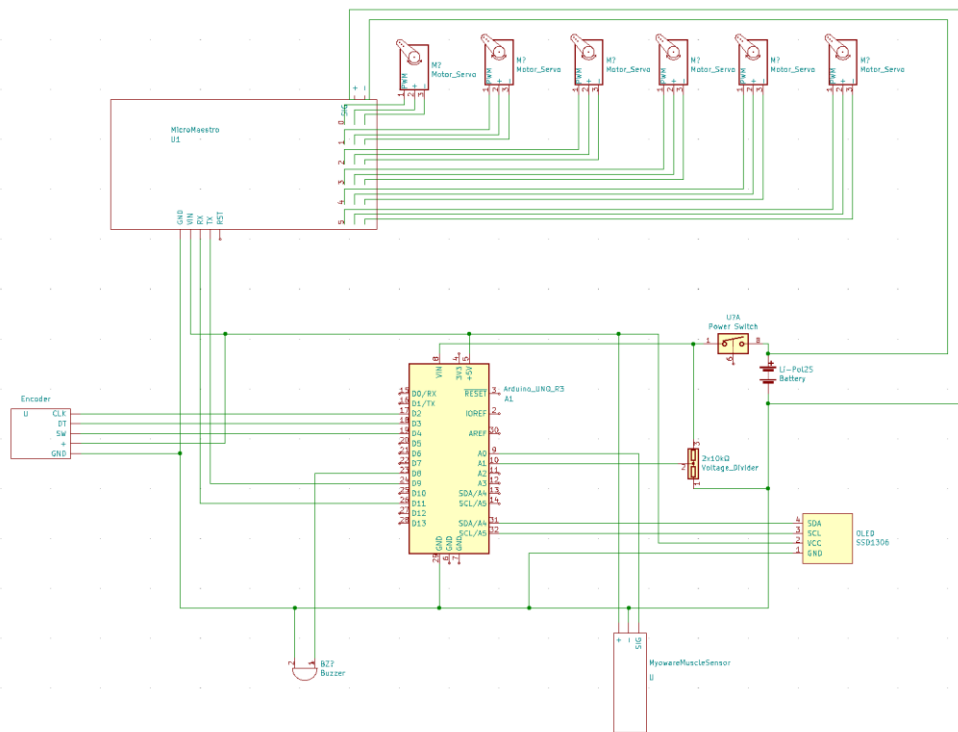


Obrázek 4.9: Hotová ruka na podstavci

## 4.6 Využité součástky

- Arduino UNO R3
- InMoov ruka
- Pololu Micro Maestro 6-channel
- 6xMG995 servo
- Myoware muscle sensor Advancer Technologies
- Ag/AgCL elektrody
- Rotační enkodér
- 0.96" OLED displej 128x64 I2C
- Pasivní bzučák
- Li-pol 2250mAh 7.4V 25C
- 2x10 k $\Omega$  rezistor

- Napěťový regulátor na 5V
- Přepínač



Obrázek 4.10: Schéma zapojení

## ZÁVĚR

Jak už jsem zmínil v úvodu, tak moje práce splnila většinu mých dílčích cílů, jako třeba bylo sestavení robotické ruky InMoov. Aby byl projekt o něco více zajímavější, tak se mi povedlo přidat uživatelské rozhraní, které umožňuje 3 způsoby ovládaní.

Z důvodu nedostatků financí, jsem si nemohl dovolit koupit více EMG senzorů, které by mi umožnily monitorování všech prstů. V mojí práci jsem si teda musel vystačit pouze s jedním, ale i tak jsem s výsledkem sledování sevření a otevření pěsti velice spokojen.

V průběhu jsem narazil na řadu problémů, díky kterým jsem si rozšířil znalosti v elektrotechnice a programování mikrokontroleru. Největší problém byl výkon mikrokontroleru. Vzhledem k tomu, že už jde takřka o real-time aplikaci, poohlížel jsem se i po nějakých procesorech s architekturou ARM. Nejlepším adeptem byl Arduino DUE, ale jeho nevýhodou byla vysoká cena. Nakonec jsem se rozhodl sáhnout po absolutním výkonnostním minimu, koupit Arduino UNO, a to hlavně díky jeho nízké ceně a vyšší vzorkovací frekvenci na A/D převodníku, která činí 9600 Hz a doporučuje se při použití s EMG senzory. Bohužel i tak ho ženu na úplný okraj výkonnosti; musel jsem proto přizpůsobit kód, abych ušetřil co nejvíce paměti RAM.

Projekt má stále mnoho prostoru pro různá vylepšení, jak už u mechanické ruky samotné, jako třeba zlepšit napnutí provázků, aby byli pohyby prstů co nejlepší nebo vylepšit kód pro ovládaní ruky s EMG a taky samotné snímání EMG, nebo taky vylepšit podstavec a uživatelské rozhraní.

Do budoucna bych se možná chtěl k tomuto projektu a docílit snímání všech jednotlivých prstů a aby celý program běžel na ARM procesoru.

## SEZNAM POUŽITÝCH INFORMAČNÍCH ZDROJŮ

- [1] History, Travel, Arts, Science, People, Places Smithsonian Magazine. History, Travel, Arts, Science, People, Places Smithsonian Magazine [online]. Copyright © 2021 Smithsonian Magazine [cit. 25.12.2021]. Dostupné z: <https://www.smithsonianmag.com/smart-news/study-reveals-secrets-ancient-cairo-toe180963783/>.
- [2] Ancient Origins. Ancient Origins | Reconstructing the story of humanity's past [online]. Copyright © 2013 [cit. 25.12.2021]. Dostupné z: <https://www.ancient-origins.net/history-famous-people/16th-century-prosthetic-iron-hand-story-gotz-von-berlichingen-006153>
- [3] Arduino Fast(er) Sampling Rate. Wildan's Blog [online]. Copyright © 2017 [cit. 25.12.2021]. Dostupné z: <https://blog.wildan.us/2017/11/03/arduino-fast-er-sampling-rate/>
- [4] Skeletal muscle structure and function – Musculoskeletal Genetics . Newcastle University Blogging Service [online]. Dostupné z: <https://blogs.ncl.ac.uk/katarzy-napirog/skeletal-muscle-structure-and-function/>
- [5] 16th Century Prosthetic Iron Hand: The Story of Gotz von Berlichingen | Ancient Origins. Ancient Origins | Reconstructing the story of humanity's past [online]. Copyright © 2013 [cit. 25.12.2021]. Dostupné z: <https://www.ancient-origins.net/history-famous-people/16th-century-prosthetic-iron-hand-story-gotz-von-berlichingen-006153>
- [6] Upper Limb Prostheses | Encyclopedia.com. Encyclopedia.com | Free Online Encyclopedia [online]. Copyright © 2019 [cit. 25.12.2021]. Dostupné z: <https://www.encyclopedia.com/medicine/encyclopedias-almanacs-transcripts-and-maps/upper-limb-prostheses>
- [7] Timeline: Prosthetic Limbs Through the Years | UPMC HealthBeat. Expert Health Information and Articles | UPMC HealthBeat [online]. Dostupné z: <https://share.upmc.com/2015/03/timeline-prosthetic-limbs-years/>
- [8] The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis | IntechOpen. IntechOpen - Open Science Open Minds | IntechOpen [online]. Copyright © 2012 The Author [cit. 25.12.2021]. Dostupné z: <https://www.intechopen.com/chapters/40123>
- [9] Hand and Forarm – InMoov. InMoov – open-source 3D printed life-size robot [online]. Dostupné z: <http://inmoov.fr/hand-and-forarm/>

- [10] How I Designed & Built a Prosthetic Arm - YouTube. YouTube [online]. Copyright © 2021 Google LLC [cit. 25.12.2021]. Dostupné z: [https://www.youtube.com/watch?v=CIqzeBxkRws&list=PLYJ6xc5oEtvIBM0vdvupa6gBtBWID\\_kFk&ab\\_channel=MahdiDesigns](https://www.youtube.com/watch?v=CIqzeBxkRws&list=PLYJ6xc5oEtvIBM0vdvupa6gBtBWID_kFk&ab_channel=MahdiDesigns)
- [11] [online]. Dostupné z: <https://www.science.org/doi/10.1126/scirobotics.aaw6339>
- [12] Advancer Technologies, LLC: MyoWare Muscle Sensor. Advancer Technologies, LLC [online]. Dostupné z: <http://www.advancertechnologies.com/p/myoware.html>
- [13] [online]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3214794/>
- [14] Electromyography (EMG) | Johns Hopkins Medicine. Johns Hopkins Medicine, based in Baltimore, Maryland [online]. Copyright © [cit. 25.12.2021]. Dostupné z: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/electromyography-emg>
- [15] Pololu Maestro Servo Controller User's Guide. Pololu Robotics and Electronics [online]. Copyright © 2001 [cit. 25.12.2021]. Dostupné z: <https://www.pololu.com/docs/0J40>
- [16] Základy sportovní kineziologie | Fakulta sportovních studií. Informační systém [online]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/funkce\\_svalu.html](https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/funkce_svalu.html)
- [17] Šlacha – Wikipedie. [online]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/%C5%A0lacha>
- [18] Myofibrila – WikiSkripta. [online]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Myofibrila>
- [19] Akční potenciál – Wikipedie. [online]. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Akční\\_potenciál](https://cs.wikipedia.org/wiki/Akční_potenciál)
- [20] Pictorial outline of the decomposition of the surface EMG signal into... | Download Scientific Diagram. ResearchGate | Find and share research [online]. Copyright © 2008 [cit. 25.12.2021]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/figure/Pictorial-outline-of-the-decomposition-of-the-surface-EMG-signal-into-its-constituent\\_fig1\\_6886902](https://www.researchgate.net/figure/Pictorial-outline-of-the-decomposition-of-the-surface-EMG-signal-into-its-constituent_fig1_6886902)
- [21] Electromyography with MyoWare Muscle Sensor & Arduino. How To Electronics | Engineering Projects & Tutorials [online]. Copyright © Copyright 2021, All Rights Reserved [cit. 25.12.2021]. Dostupné z: <https://how2electronics.com/electromyography-emg-with-myoware-muscle-sensor-arduino/>

## SEZNAM PŘÍLOH

Obrázek 1.1 <https://www.smithsonianmag.com/smart-news/study-reveals-secrets-ancient-cairo-toe-180963783/>

obrázek 1.2 <https://wellcomecollection.org/works/kyjgqfuh>

obrázek 1.3 [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Berlichingen\\_Eiserne\\_Hand\\_1.jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Berlichingen_Eiserne_Hand_1.jpg)

obrázek 1.5 <https://www.armdynamics.com/our-care/prosthetic-options>

obrázek 1.6 <https://www.ottobock-export.com/en/prosthetics/upper-limb/solution-overview/arm-prostheses-body-powered/>

obrázek 1.7 <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/myoelectric-prosthetics/>

obrázek 2.1 [https://www.vut.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=192502](https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=192502)

obrázek 2.2 [https://www.vut.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=192502](https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=192502)

obrázek 2.3 [https://www.researchgate.net/figure/Pictorial-outline-of-the-decomposition-of-the-surface-EMG-signal-into-its-constituent\\_fig1\\_6886902](https://www.researchgate.net/figure/Pictorial-outline-of-the-decomposition-of-the-surface-EMG-signal-into-its-constituent_fig1_6886902)

obrázek 2.4 <https://how2electronics.com/electromyography-emg-with-myoware-muscle-sensor-arduino/>

obrázek 3.1 <http://www.advancertechnologies.com/p/myoware.html>

obrázek 3.2 <https://www.amazon.com/Humanoid-Fingers-Metal-Manipulator-Servos/dp/B076Q4DYPN>

obrázek 3.3 <http://inmoov.fr/gallery-v2/>