



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

AKTIVNÍ PROTÉZA RUKY

FOREARM PROSTHESIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Martin Vařečka

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jaroslav Balogh

BRNO 2016

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Martin Vařečka

ID: 164219

Ročník: 3

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Aktivní protéza ruky

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši zaměřenou na anatomii lidského předloktí, zejména svalových skupin. 2) Prostudujte současný stav návrhu a realizace aktivních protéz ruky a předloktí. 3) Proveďte hardwarový a softwarový návrh systému pro měření pohybů zdravé ruky a zpracování měřeného signálu. 4) Navrhněte základní design protézy, její motorickou jednotku a ovládání. 5) Navržené řešení realizujte. 6) Sadou měření na figurantech ověřte funkčnost systému a dosažené výsledky diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HONZÍKOVÁ, N. Biologie člověka. Skriptum FEKT VUT v Brně, 2003.

[2] WEBSTER J. G. Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation, John Wiley & Sons, Inc, 2006, ISBN: 978-0-471-26358-6.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 27.5.2016

Vedoucí práce: Ing. Jaroslav Balogh

Konzultant bakalářské práce:

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

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Bakalářská práce je zaměřena na návrh aktivní protézy ruky. Tato práce shrnuje anatomii horní končetiny se zaměřením na předloktí. Následně se zabývá amputačními technikami a indikacemi k amputacím. Část popisující soudobé protézy je důležitá pro návrh aktivní protézy předloktí, který je popsán ve třetí a čtvrté kapitole. Systém zpracovává biosignály pomocí přístrojových zesilovačů. Signály jsou vyhodnoceny vývojovou deskou Arduino, která zprostředkovává řízení servomotorů.

KLÍČOVÁ SLOVA

Myoelektrická protéza, protéza předloktí, EMG signál, zpracování EMG, Arduino, servomechanismus, operační zesilovač, anatomie horní končetiny, motorická jednotka.

ABSTRACT

Bachelor's thesis is focused on design of active hand prosthesis. This thesis summarizes upper limb anatomy focused on forearm. Then deals with amputations techniques and indication for amputation. Part describing contemporary prosthesis is important to design an active forearm prosthesis, který je popsán v třetí a čtvrté kapitole. The system processes biosignals using instrumentation amplifiers. The signals are evaluated by the Arduino development board, which mediates control of servo motors.

KEYWORDS

Myoelectric prosthesis, forehand prosthesis, EMG signal, EMG processing, Arduino, servomechanism, operational amplifier, anatomy upper extremity, motoric unit.

VAŘEČKA, M. *Aktivní protéza ruky*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 50 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jaroslav Balogh.

PROHLÁŠENÍ

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

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne 26. května 2016

.....
(podpis)

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych rád poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Jaroslavu Baloghovi za trpělivost, cenné rady, konzultace a vedení.

V Brně dne 26. května 2016

.....
(podpis)

OBSAH

Úvod	1
1 Anatomie předloktí	2
1.1 Skelet	2
1.2 Svalstvo	3
2 Protézy předloktí	7
2.1 Amputace	7
2.1.1 Gilotinové amputace	7
2.1.2 Laloková amputace	8
2.1.3 Indikace k amputaci	8
2.1.4 Rozhodnutí o výši amputace	9
2.2 Protetika	11
2.2.1 Kosmetické protézy	12
2.2.2 Tahové protézy	13
2.2.3 Myoelektrické protézy	14
2.2.4 Další typy protéz	15
2.2.5 Protézy horní končetiny od firmy Otto Bock	16
3 Hardwarový a softwarový návrh systému	17
3.1 Snímané svalstvo	17
3.2 Zpracování elektromyografického signálu	18
3.2.1 Vstupní zesilovač	19
3.2.2 Filtrace	21
3.2.3 Zesílení	23
3.2.4 Usměrnění	24
3.3 Arduino	25
3.3.1 Parametry vývojové desky Arduino NANO	25
3.3.2 Analogový vstup	26
3.3.3 Mediánový filtr	26
3.4 Napájecí zdroj	27
4 Design a motorická jednotka protézy	29
4.1 Návrh protézy	29
4.2 Motorická jednotka	30
4.3 Ovládání terminální pomůcky	32

5	Realizace zařízení	33
5.1	Výběr součástek	33
5.2	Realizace zařízení	33
5.2.1	Zkušební realizace hardwarové části	33
5.2.2	Výsledná realizace hardwarové části	34
5.2.3	Softwarová realizace	34
5.2.4	Sestavení terminální pomůcky	36
5.3	Výpočet nákladů	37
6	Ověření funkčnosti systému	38
7	Závěr	41
	Literatura	42
	Obsah příloženého DVD	45
	Seznam obrázků	46
	Seznam tabulek	47
	Seznam příloh	47
A	Schéma obvodu	48
B	Deska plošného spoje	49
B.1	Vrstva top	49
B.2	Vrstva bottom	49
C	Seznam součástek obvodu	50

ÚVOD

Protetika je obor ortopedie zabývající se léčbou pacientů pomocí protetických pomůcek. Ty nahrazují část těla, která přišla o svou fyziologickou funkci. Tuto část těla je obvykle nutné amputovat ze života ohrožujících důvodů, jako jsou například traumata, infekce či tumory.

Protézy lze rozdělit na aktivní a pasivní. V této práci je popsán návrh aktivní protézy předloktí, která k vykonání pohybu využívá vnější sílu – bateriově napájené servomotory. Ovládání protézy zajišťuje vývojová deska Arduino, jenž vzorkuje elektromyografický signál snímaný 5 elektrodami ze dvou svalů.

Pro samotný návrh protézy je nutné znát anatomii horní končetiny, zejména svalů předloktí. Dále je nutné vycházet ze standardů vyplývajících ze soudobého protetického vybavení. Těmto dvěma oblastem jsou věnovány první dvě kapitoly.

Hlavní část práce se věnuje samotnému návrhu aktivní protézy předloktí. Dle kritérií jsou zvoleny snímané svaly a umístění elektrod. K řešení je využito analogové předzpracování signálů. Přesněji jsou oba kanály (jeden pro každý sval) filtrovány, zesíleny a usměrněny. Takto předzpracované elektromyografické signály jsou vzorkovány vývojovou deskou Arduino. Na základě vyhodnocení jsou ovládány příslušné servomotory, které pohybují s terminální pomůckou.

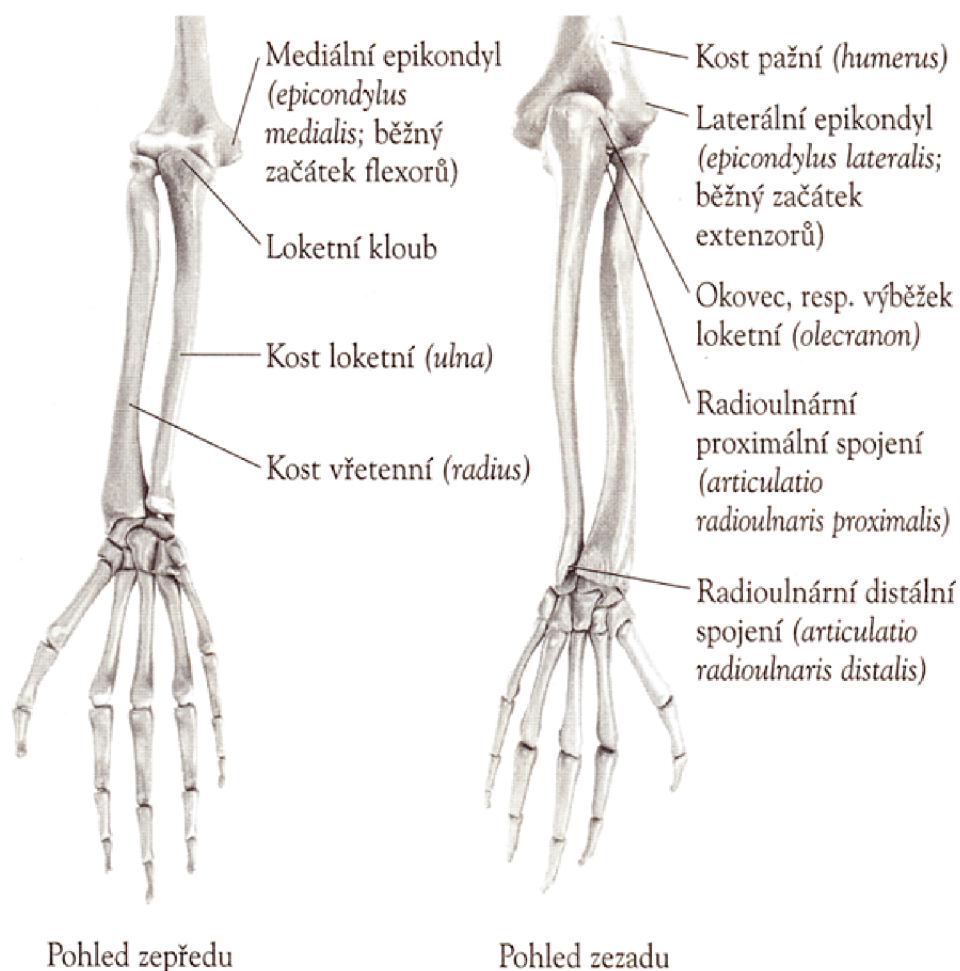
Navržené zařízení je hardwarově a softwarově realizováno. Funkčnost je ověřena sadou měření a pokusů. V závěru práce jsou uvedeny dosažené výsledky a zhodnocení funkce zařízení.

1 ANATOMIE PŘEDLOKTÍ

Pro konstrukci aktivní protézy předloktí je nutné znát jeho anatomii a fyziologii. První podkapitola je stručně věnována anatomii kostí. V druhé podkapitole je podrobně popsáno svalstvo horní končetiny se zaměřením na předloktí.

1.1 Skelet

Kostra lokte a předloktí je znázorněna na obr. 1.1. Je tvořena dvěma kostmi, kost loketní (ulna) a kost vřetenní (radius). Kost loketní tvoří loket a je v jedné linii s malíčkem, tudíž se nachází na vnitřní straně předloktí. Vřetenní kost se nachází na straně opačné, straně palcové. Kostí jsou mezi sebou spojeny vazivovým pásem (mezi-kostní membránou), který drží kosti pohromadě.



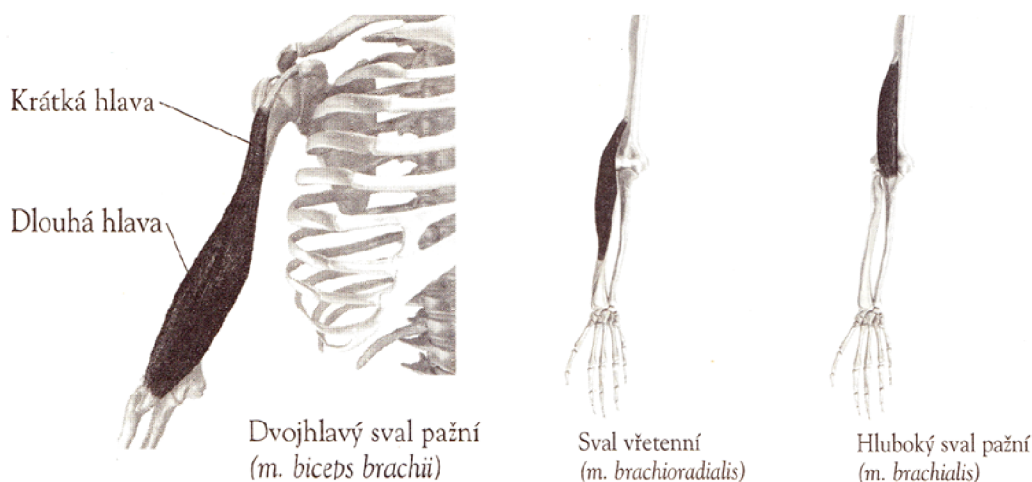
Obr. 1.1: Kostí lokte a předloktí [1]

Samotná dlaň se skládá z osmi kostí zápěstních, pěti kostí záprstních a článků prstů. Kostí zápěstní jsou uspořádané ve dvou řadách a tvoří patu ruky. Kostí záprstní formují dlaň a samotné články prstů formují palec a prsty.

Předloktím je možno vykonat dva pohyby. První je flexe (ohnutí) a extenze (natažení) v lokti. Kloub loketní je tvořen dvěma kostmi, kost pažní (humerus) a kost loketní. Kost loketní se obtáčí kolem konce kosti pažní a toto spojení nám vytváří pohyblivý kloub. Druhý pohyb, který můžeme předloktím vykonat je rotace, přesněji pronace a supinace. Tato skutečnost je možná díky rýze v kosti loketní, do které zapadá proximální (blíže k počátku) hlavice kosti vřetenní. Kost vřetenní je v tomto místě fixována vazem a tak vytváří proximální radioulnární spojení. Na jejím distální (vzdáleném od počátku) konci je také schopna rotace a vytváří distální radioulnární spojení. Při rotaci kost vřetenní kříží kost loketní. Ruka se spojuje s kostí vřetenní, tudíž při pronaci a supinaci se otáčejí kolem kosti loketní, což umožňuje manipulaci s objekty a lepší pozici k uchopování. [1][2][4]

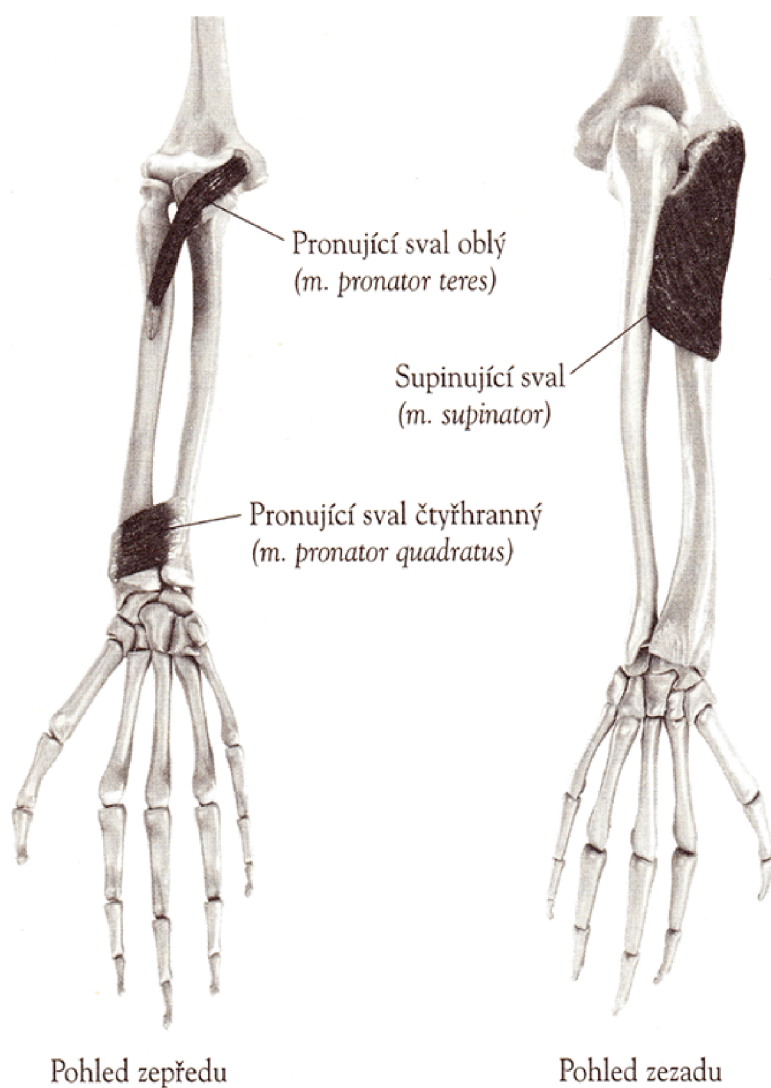
1.2 Svalstvo

Svaly, které zprostředkují první pohyb, flexi a extenzi předloktí, jsou umístěny kolem kosti pažní, tudíž se nenachází na předloktí. Výjimku tvoří pouze sval vřetenní, který začíná na dolní části kosti pažní a upíná se na distálním konci kosti vřetenní. Svaly, které způsobují flexi a extenzi předloktí, tedy jsou: dvojhlavý sval pažní (flexor), hluboký sval pažní (flexor), trojhlavý sval pažní (extenzor) a již zmíněný sval vřetenní (flexor). Ohybače paže jsou zobrazeny na obr. 1.2.



Obr. 1.2: Ohybače paže [1]

Přímo na předloktí se nacházejí dva svaly pronující a jeden sval supinující. Tyto svaly jsou zobrazeny na obr. 1.3. Pronující sval oblý začíná na hlavici kosti pažní a upíná se v polovině délky kosti vřetenní. Pronující sval čtyřhranný spojuje kost vřetenní a loketní. Oba tyto svaly, doprovázené svalem vřetenním natáčejí dlaň směrem dolů. Supinující sval, jenž se skládá ze dvou částí, první z nich začíná na konci kosti pažní a obtáčí se okolo kosti vřetenní, kde se také upíná. Jeho druhá část začíná přímo pod loktem a upíná se pod hlavici vřetenní kosti. Tento sval navrácí předloktí zpět do anatomické pozice.

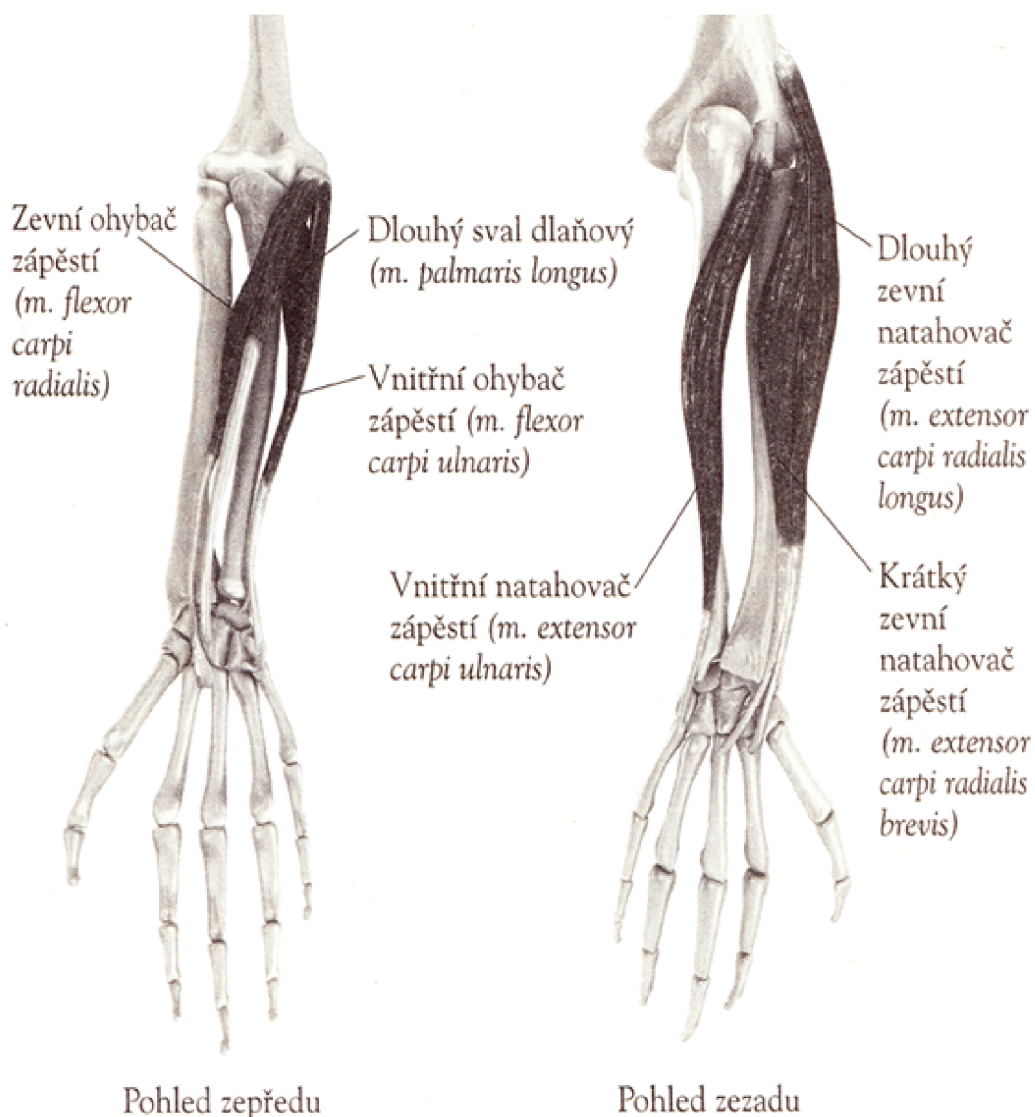


Obr. 1.3: Pronující a supinující svaly předloktí [1]

Hlavní svaly, které působí na ruku a prsty nejsou uloženy na ruce, ale jsou uloženy na předloktí. Tyto svaly můžeme rozdělit na dvě části podle toho, kde se nacházejí. Ohybače prstů a zápěstí se nacházejí na vnitřní straně předloktí a mnoho z nich se

upíná na vnitřní epikondyl, zvaný též jako brňavka. Natahovače nalezneme na vnější straně předloktí, s úponem na zevním epikondylu kosti pažní.

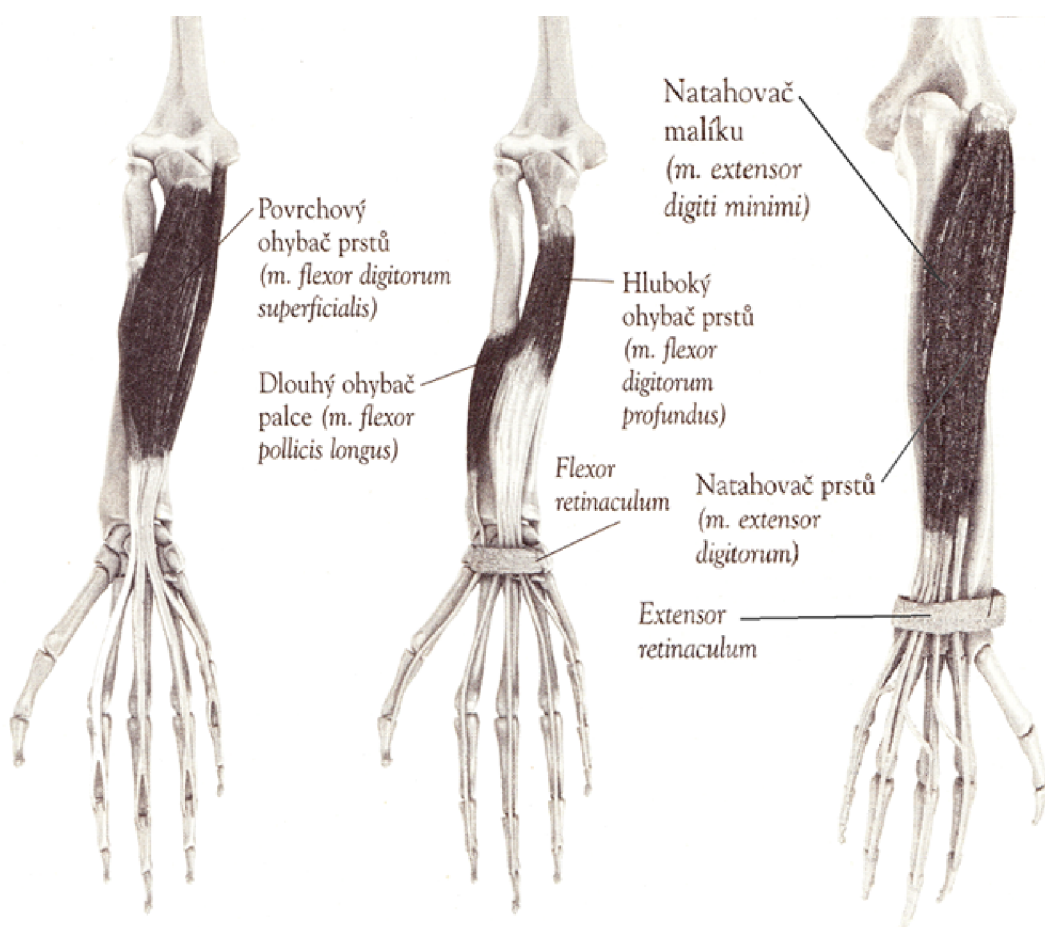
Mezi hlavní ohýbače zápěstí patří zevní ohybač zápěstí, dlouhý sval dlaňový a vnitřní ohybač zápěstí. Mezi hlavní natahovače patří dlouhý zevní natahovač zápěstí, krátký zevní natahovač zápěstí a vnitřní natahovač zápěstí. Všechny tyto svaly jsou vidět na obr. 1.4.



Obr. 1.4: Natahovače a ohybače zápěstí [1]

Pohyby prstů jsou způsobeny díky šlachám, které se na ně upínají a přenášejí tah svalstva. Svaly odpovědné za tyto pohyby jsou zobrazeny na obr. 1.5. Hluboký ohybač prstů se dělí na dvě šlachy, ty procházejí karpálním tunelem a upínají se na články 2. – 5. prstu. Povrchový ohybač prstů se dělí na čtyři šlachy, také prochází

karpálním tunelem a opět se upínají na články 2. – 5. prstu. Natahovač prstů je sval, který se dělí na čtyři šlachy, které se upínají na člancích prstů.



Obr. 1.5: Ohybače a natahovače prstů [1]

Palec ruky je ovládán čtyřmi svaly na předloktí. Konkrétně se jedná o dlouhý ohybač palce, dlouhý odtahovač palce, krátký natahovač palce, dlouhý natahovač palce. Ukazováček a malíček mají své natahovače. Natahovač ukazováku natahuje ukazováček odděleně od ostatních prstů, díky čemuž můžeme tímto prstem ukazovat. Natahovač malíku natahuje malíček obdobně jak natahovač ukazováku. [1][2][4]

Hluboké svaly ruky nejsou pro tuto práci významné, proto nebudou uvedeny.

2 PROTÉZY PŘEDLOKTÍ

Pro následný návrh a konstrukci aktivní protézy předloktí je velice důležitá znalost soudobé protetiky, amputačních technik a indikací k amputaci, jelikož se v dnešní době vyrábějí protetické náhrady individuálně.

2.1 Amputace

Jako amputaci definujeme odstranění periferní části těla včetně krytu měkkých tkání s přerušáním skeletu, která vede k funkční anebo kosmetické změně s možností dalšího protetického ošetření.¹

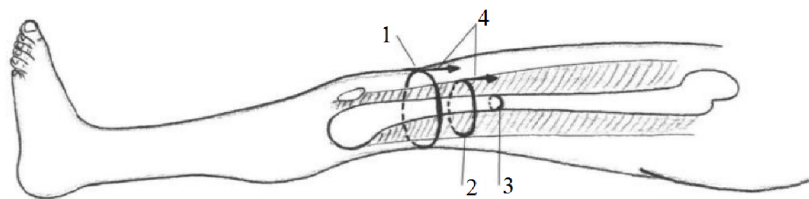
Amputace v průběhu doby zaznamenali svůj vývoj. Nejprve se prováděli takzvané gilotinové (cirkulární) amputace. Krvácení se zastavovalo zaškrcením pahýlu, zákrok byl prováděn bez anestezie. Laloková amputace, při které se již podvazovali cévy, využívá muskulokutánní (svalově kožní) laloky k vytvoření měkkého krytu pahýlu. Obě zmíněné techniky se běžně používají i dnes s částečnými změnami.

Po rozdělení na gilotinové a lalokové se amputace dále dělí dle provedení na otevřené a zavřené. Při otevřené amputaci není rána primárně uzavřena, tudíž bude třeba ještě jedna či více operací k vytvoření kvalitního pahýlu. Ty jsou indikovány v případě infekce, kontaminace tkání a těžkého zhmoždění. Díky vývoji protetiky není již nutné respektovat amputační schémata a umístění jizvy. Na druhou stranu musíme vzít v úvahu objímku pahýlu a mechaniku protézy, aby byla protéza funkce schopná. Pokud amputace přeruší svalstvo jedné skupiny, je možné je spojit se svaly skupiny opačně působící. Nejčastěji se sešívají flexory s extenzory (neplatí u prstů). Druhá možnost je vytvořit nový svalový úpon a na ten pak sval přichytit, tato technika se nazývá myodéza. [3]

2.1.1 Gilotinové amputace

Dnes si již tuto metodu nelze představit jako jednoduché oddělení končetiny jedním řezem. Tato technika je vždy prováděna jako otevřená. Cirkulárně se přeruší kůže (1), v úrovni její retrakce (stažení) se přeruší svaly (2) a v úrovni retrakce (4) svalů se přeruší skelet (3). Průběh metody je vidět na obr. 2.1. Následuje náplastová kožní trakce (1,5-2,5 kg). Pokud je správně aplikována, nebývá nutná revize pahýlu. Jako poslední krok před uzavřením rány je nutno pahýl vytvarovat tak, aby umožnil dobré oprotézování. [3]

¹DUNGL, Pavel. Ortopedie. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada, 2014, str. 117



Obr. 2.1: Průběh moderní gilotinové amputace [3]

2.1.2 Laloková amputace

V současnosti se jedná o standardní operační výkon. Techniku lze provést jako otevřenou, tak i zavřenou. Umístění laloků musí být předem naplánováno, tak aby byla patologická tkáň odstraněna v celém rozsahu a skelet přerušen v plánované výši.

U zavřené lalokové amputace klademe důraz na připevnění přerušných svalů ke kosti, což vede ke zlepšení funkce, ale i tvaru pahýlu.

Otevřená laloková amputace je dnes prováděna technikou invertovaných kožních laloků. Laloky jsou delší, ty jsou poté překlopeny (invertovány) a dočasně přešity přeloženou plochou k sobě. Po operaci je pahýl překrytý mastným tylem a naložena náplastová kožní trakce. Přibližně za 2 týdny se vytvoří granulační plochy (tkáň složená z nově tvořených cév a vaziva). [3]

2.1.3 Indikace k amputaci

Před samotnou operací je důležité dbát na to, aby byl pacient v co nejlepším nutričním stavu a případná infekce by měla být již léčena. Amputace je brána jako krajní možnost, kdy končetina ohrožuje život pacienta a pro její záchranu již není možné více udělat. V dnešní době nalezneme 6 druhů indikací vedoucích k amputaci. [3]

1. **Trauma** - neboli úraz (např. zlomenina). Tato indikace je dnes vytlačována možnostmi moderní mikrochirurgie a cévní chirurgie. O absolutní indikaci se v tomto případě jedná, pokud je děj nezvratný a nastává nedokrevnost tkáně a orgánů.
2. **Infekt** - v případě nezvladatelné akutní sepse (těžká infekce), která působí lokálně, jde o život zachraňující zákrok.
3. **Nekróza** - odumření tkáně v důsledku fyzikálními vlivy (popáleniny, omrzliny, úraz elektrickým proudem)
4. **Tumory** - nádor, případně zvětšení či zduření určité části. Nejčastěji u pokročilých i recidivujících zhoubných afekcí.

5. **Afunkce** - bránění zlepšení funkce (vrozené vady, následky traumatu, následky operací)
6. **Stav kožního krytu, či defekt měkkých tkání** - dnes okrajová záležitost vzhledem k možnostem plastické chirurgie a mikrochirurgie [3][7]

2.1.4 Rozhodnutí o výši amputace

Při postižení končetiny hraje velmi důležitou roli stav jednotlivých tkání. Jedná se o kožní kryt, svalstvo, nervovou tkáň, též cévní zásobení a možnost optimálního protetického vybavení. V případě, že je lalok příliš krátký, kožní kryt lze společně s plastickými chirurgy řešit pomocí štěpů. U svalstva je nutné zachovat překrytí skeletu, tak aby tvořili měkkotkáňový obal. Při rozhodování o výšce amputace se snažíme zachovat co nejdelší pahýl, tím se snižují energetické nároky na manipulaci s protetickou náhradou. Amputace mohou být prováděny přímo v kloubu – exartikulace, nebo v úrovni dlouhých kostí. [3][7]

Exartikulace a amputace horní končetiny

Amputace prstů

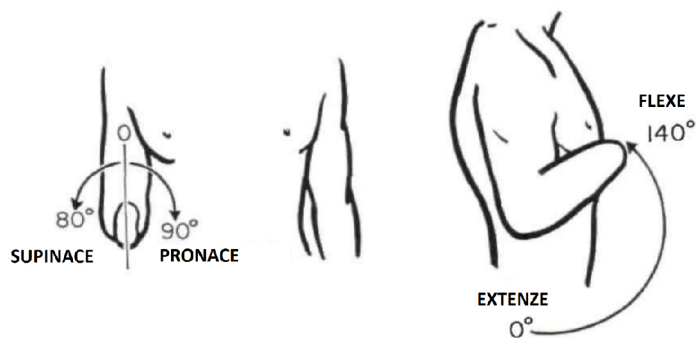
Dochází-li k devastujícímu poškození měkkých tkání a skeletu (pyrotechnika, pracovní lis) lékař posuzuje stav kůže, šlach, nervů, skeletu (včetně kloubů). Jeli více struktur vážně poškozených, zvažuje se amputace. U dětských pacientů je primární zachování prstů. Při této výši amputace se nesmí nikdy sešít šlachy extenzorů a flexorů. To by znemožnilo pohyby ostatních prstů se stejným svalovým bříškem. [3][7]

Amputace ruky v zápěstí

Nejlepší způsob pro odstranění příliš poškozené ruky je exartikulací v zápěstí. Při této metodě je ruka oddělená v mediokarpálním spojení. Takto se zachovávají pronosupinační pohyby pahýlu. Jedná se o nejvhodnější způsob pro následovné použití myoelektrické protézy - svaly předloktí nejsou poškozeny a zápěstí si zachovalo rotaci. Rozsahy pohybů předloktí jsou zobrazeny na obr. 2.2. [3][7][10]

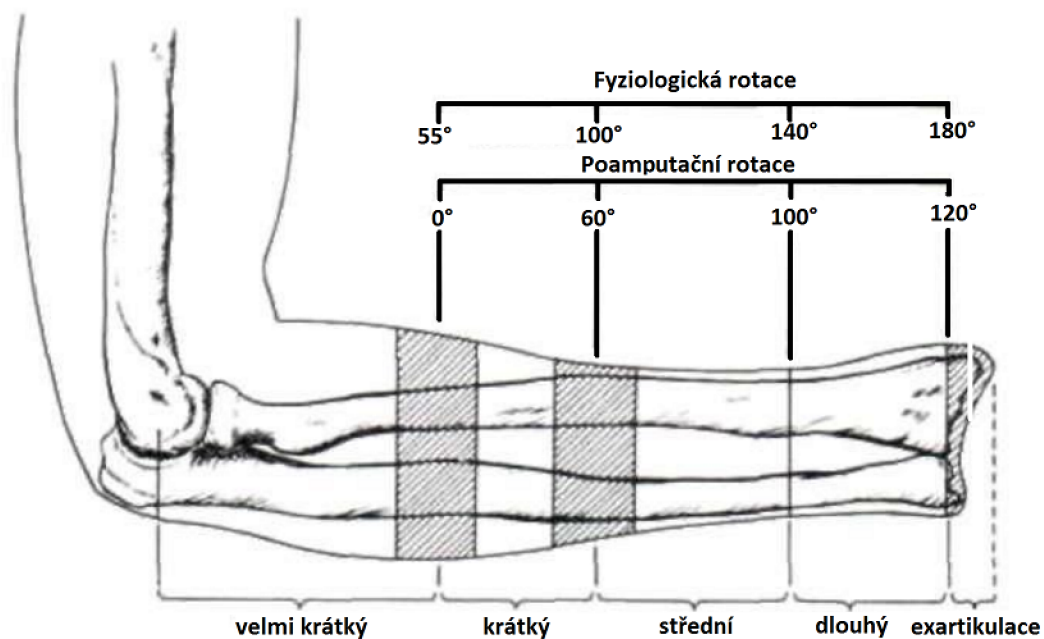
Amputace v oblasti předloktí

Zde je snaha o zachování co největší délky kosti vřetenní a loketní. Pokud bude pahýl příliš krátký, budou schopnosti pronosupinačních pohybů velmi omezené či úplně vymizet. S rostoucí délkou pahýlu se rozsah pronosupinačních pohybů zvyšuje. Pro rotaci je nejdůležitější distální radioulnární spojení. Pokud je poškozeno, vzniká



Obr. 2.2: Rozsah pohybů po exartikulaci v mediokarpálním [10]

možnost nestability a bolestí. Závislost rotačních pohybů na délce pahýlu je zobrazen na obr. 2.3. Další výhody delšího pahýlu jsou lepší uchycení protézy (záleží i na kvalitě a tvaru pahýlu) a větší páka pro efektivnější manipulaci. [7][10]



Obr. 2.3: Závislost rozsahu pronosupinačních pohybů na délce pahýlu [10]

Exartikulace v loketním kloubu

Umožňuje pevnější uchycení lůžka protézy, která je rotačně stabilní a tudíž umožňuje dobrou manipulaci s protézou. [3][7]

Transhumerální amputace

Výše amputace je určena rozsahem postižením. Snaha o zachování co nejdelšího pahýlu, minimálně však 4 cm od distální části, ve kterých se připevní mechanika loketního kloubu protetické náhrady. [3][7]

Exartikulace v ramenním kloubu

Převažující indikací je nádorové onemocnění, ale vykonává se i při devastujícím poranění. Pacientova rovnováha je silně narušena, jelikož přišel o celou končetinu. Toto je ovšem jen přechodný stav, kterému se musí pacient přizpůsobit. [3]

2.2 Protetika

Jedná se o obor ortopedické protetiky zabývající se léčbou pacientů protézami. Protéza musí splňovat normu ISO 8549, tedy musí nahrazovat ztracenou část těla kosmeticky i funkčně. Není přípustné, aby se pacient jakkoliv přizpůsoboval protéze. Proto jsou konstruovány individuálně dle fyzických potřeb, zájmů a zaměstnání. Dle techniky stavby rozeznáváme protézy exoskeletové a endoskeletové. U protéz exoskeletových je zajištěna nosná funkce a tvar ze stavebních dílů. Nejčastěji se používá dřevo a plast. U protéz endoskeletových je zajištěna nosná funkce stavebními moduly. Vnější tvar je pak dán kosmetickým krytem. Použitým materiálem bývá nejčastěji kov a plast. [3]

Protéza má dvě části – pahýlové lůžko a periferii. Tvorba pahýlového lůžka je nejdůležitější část protézy, jelikož určuje subjektivní komfort uživatele. Periferie poté určuje mechanické vlastnosti protézy. Výsledek by měl být co nejvíce v souladu s životem pacienta. Výběr vhodného typu závisí na spoustě faktorů. Mezi ty nejdůležitější patří výška amputace, individuální cíle, pracovní požadavky, věk a předpokládaný způsob využití. Při výběru je také důležitá psychika pacienta, zdali bude schopen se s protézou naučit zacházet a jestli toto řešení přijme. Velkou roli zde hrají i finanční možnosti. Existuje šest základních protetických možností, jak řešit stav po amputaci horní končetiny:

1. nenošení protéz,
2. kosmetické protézy,
3. ovládané vlastní silou (např. tahové protézy),
4. ovládané vnější silou (např. myoelektrické),
5. hybridní protézy (kombinace předchozích – tahový loket, myoelektrické předloktí),
6. speciální protézy (protéza pro rybaření, golf, apod.). [3][7]

V následující části kapitoly popíšeme jednotlivé typy protéz, jejich výhody a nevýhody. Dále popíšeme soudobé protézy horní končetiny od německé firmy Otto Bock, které jsou v České republice nejdostupnější.

2.2.1 Kosmetické protézy

Pasivní typ protéz, mají pouze funkci přidržovací. Jsou upřednostňovány pacienty, kteří chtějí obnovit psychosociální aspekt. Mohou být vybaveny v první fázi post-amputační péče, aby si pacient lépe zvykal na ztrátu končetiny. Mají výborný kosmetický vzhled. Vyrábějí se ze tří základních barev silikonu, které se kombinují a vrství, přičemž se klade důraz na výsledek, který by měl odpovídat zachovalé končetině (barva kůže, pigmentace, znaménka). Dnes si lze nalakovat nehty, které jsou tvořené z akrylátu, taktéž je možné doplnit žilní kresbu, ochlupení, vrásky kůže. Protéza nevyžaduje žádnou zvláštní údržbu a nezáleží na délce pahýlu. Mohou nahrazovat jednotlivé prsty, až celou končetinu. Kosmetická protéza předloktí je znázorněna na obr. 2.4. [7]



Obr. 2.4: Kosmetická protéza předloktí [11]

Výhody:

- výborný kosmetický vzhled (téměř nerozpoznatelný od přirozené končetiny)
- stejně těžká nebo lehčí než přirozená končetina
- minimální údržba
- vysoká odolnost
- žádné bandáže

Nevýhody:

- neumožňují úchop, pouze pasivní přidržování [5]

2.2.2 Tahové protézy

Aktivní typ, pohyb je vykonáván silou svalů ležící na druhé straně těla. Tahová síla je přenášena pomocí lanka na protézu. Často ovšem tento druh protéz přetěžuje zdravou stranu pacienta. Pro používání tahové protézy musí být schopný pacient vyvinout dostatečnou sílu pro ovládnutí. Terminální pomůcky neboli koncová část protézy, která svým tvarem a mechanismy plní určitou funkci, lze rozdělit na aktivní a pasivní. Pasivní pomůcky jsou různé pracovní pomůcky nevykonávající pohyb. Aktivní pomůcky jsou ovládány pomocí tahu lanka. Tahem se mohou otevírat nebo zavírat, tudíž se samovolně zavírají nebo otevírají (síla působící proti tahu lanka – guma, pružina, aj.). Aktivní terminální pomůcka od firmy Otto Bock, která se otevírá tahem lanka, je zobrazena na obr. 2.5. [7]



Obr. 2.5: Terminální pomůcka tahové protézy od firmy Otto Bock [12]

Výhody:

- nízká poruchovost, nenákladný servis
- cena (řádově desítky tisíc)
- snazší ovládnutí, rychlé osvojení
- vyšší odolnost oproti myoelektrickým protézám

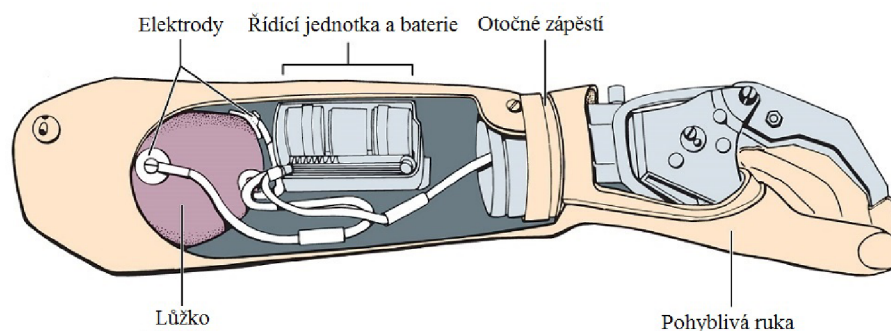
Nevýhody:

- složitější nasazování (snižuje soběstačnost)
- uchopovací pohyb nelze provést plynule
- tahové bandáže upevněné přes oblast zad na protilehlou oblast pletence ramenního (toto upevnění může být pro někoho nepohodlné)
- lanka a závěsné zařízení mohou při aktivním nošení svou kompresí způsobovat nervová poškození
- nápadný vzhled
- ovládání je závislé na pohybech těla (např. flexe-extenze ramenního kloubu)
- rozsah pohybu (pouze prostor před tělem od úrovně pasu k úrovni úst) [5]

2.2.3 Myoelektrické protézy

Aktivní typ, pohyb je zprostředkovan vnější silou (servomechanismy). Elektromyografické (EMG) signály snímané pomocí elektrod ze zachovalých svalových skupin jsou zesíleny, zpracovány a přivedeny k řídicímu prvku, který rozhodne, jaký pohyb se má vykonat a danou činnost provede. Nejčastěji se využívá snímání dvou antagonistických (opačně působících) svalových skupin. Nasnímané signály mají velmi nízká napětí, řádově v μV , tudíž musí být zesíleny, aby se s nimi dalo lépe pracovat. Myoelektrická protéza předloktí je na obr. 2.6.

U pacientů se slabými signály se využívá digitálního řízení. Pokud je pacient schopen kontrakce pouze jednoho svalstva uplatňuje se jednokanálové řízení. Tento typ řízení je závislý na rychlosti kontrakce. Pomalou kontrakcí se terminální pomůcka zavře, naopak rychlou se otevře. Je-li pacient schopen kontrakce antagonistických svalových skupin, pak se jedná o dvoukanálové řízení. Kontrakce jedné svalové skupiny terminální pomůcku zavře a druhá jí otevře. [3][7]



Obr. 2.6: Základní složení myoelektrické protézy předloktí [9]

V případě, že je pacient schopen regulovat sílu a rychlost úchopu, pomocí EMG signálů, se jedná o proporcionální řízení. Změna intenzity signálu se ihned projeví změnou rychlosti a síly. Počet kanálů je závislý na počtu svalových skupin vhodných pro měření. Příkladem může být čtyřkanálové řízení, kde uživatel může vykonávat čtyři úkony současně. [7]

Výhody:

- lepší kosmetický efekt než protézy tahové (přirozený úchop, eliminace tahového zařízení a bandáží)
- nezávislé ovládání na ostatních částech těla (bezproblémové vykonávání činností nad hlavou, v úrovni očí, pod úrovní pasu a mimo středovou osu uživatele)
- stahování svalu zabrání jeho atrofii (vyvinuté svaly lépe fixují pahýlové lůžko)
- po naučení ovládání přináší uživateli velkou soběstačnost a sebeobsluhu
- kvalitnější a přesnější úchop
- některé modely dovolují úměrné pohyby a rotace terminální pomůcky

Nevýhody:

- vyšší hmotnost (2,5x těžší než kosmetická protéza)
- vysoká cena (v řádech statisíců)
- dlouhé učení ovládání myoelektrické protézy (izolované kontrakce dvou antagonistických svalových skupin)
- malá odolnost (mráz, nárazy, vlhkost, nečistoty)
- nutno dobíjet akumulátor
- nákladný servis [5]

2.2.4 Další typy protéz

Hybridní protézy

Jsou kombinací protéz tahových a myoelektrických. Jejich hlavní využití je při amputaci v oblasti paže. Loketní kloub je ovládán tahovým lanem a ruka je z pravidla řízena myoelektricky. [3]

Bionické protézy

Považují se za sofistikovanou náhradu lidské ruky. Každý prst je poháněn vlastním motorkem. Poskytuje uživateli jedinečné možnosti pohybů, jako je opozice palce

proti ostatním prstům, úchop pouze palcem a ukazovákem (drobné předměty – platební karta). Navíc je možno pohybovat zápěstím. Za průkopníka v tomto směru je považována anglická firma Touch Bionics. Protéza také funguje na principu snímání myoelektrických potenciálů, ale navíc má velmi rozšířenou podporu řadou mobilních aplikací, ve kterých můžeme konfigurovat profily pro různá prostředí (doma, práce, rekreace), nastavit sílu stisků, učit se ovládat protézu a mnoho dalšího. Protéza i-Limb Revolution od firmy Touch Bionics spolu s mobilní aplikací je zobrazena na obr. 2.7. [7][13]



Obr. 2.7: Bionická protéza i-Limb Revolution a mobilní SW [13]

2.2.5 Protézy horní končetiny od firmy Otto Bock

Na dnešním trhu se nachází spousta firem zabývajících se vývojem protetiky. V České republice jsou nejrozšířenější a z ekonomického hlediska nejdostupnější výrobky od německé firmy Otto Bock. Tuto firmu roku 1919 založil ortopedický technik Otto Bock, který přišel s myšlenkou modulárního systému, tedy vyrábět individuální lůžka a spojovat je se sériově vyráběnými protézami. V České republice je tato firma dostupná od roku 1998. Krom protetiky se tato firma specializuje na ortotiku a konstrukci vozíčků. [6][8]

Protézový systém AxonBus s rukou Michelangelo je výrobek určený pro náhradu předloktí. Tato protéza disponuje sedmi různými typy uchopení. Úchopová síla je až 7 kg. Byla vytvořena tak, aby se co nejvíce podobala přirozené ruce. K dispozici je šest protézových rukavic v různých odstínech. [8]

3 HARDWAROVÝ A SOFTWAREVÝ NÁVRH SYSTÉMU

Zjednodušené blokové schéma návrhu aktivní protézy předloktí je zobrazeno na obr. 3.1. Toto schéma zobrazuje rozdělení na jednotlivé funkční celky. Funkce jednotlivých bloků je popsána dále.



Obr. 3.1: Zjednodušené blokové schéma přístroje

3.1 Snímané svalstvo

Výběr správného svalstva je velice důležitý krok. Je nutné, aby platilo následující:

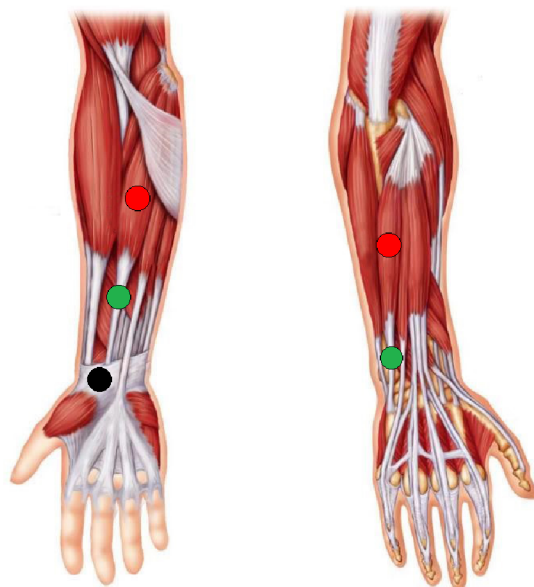
1. svaly se musí nacházet v povrchové vrstvě,
2. svaly se nesmějí vzájemně ovlivňovat.

První požadavek je z důvodu, aby bylo možné snímat svaly povrchovými elektrodami. Pro minimalizaci půlčlankového potenciálu na rozhraní elektroda-pokožka jsou použity nepolarizovatelné argentchloridové (Ag-AgCl) elektrody.

Druhý požadavek vyjadřuje nezávislost svalů na sobě. V tomto případě je ideální zvolit svaly antagonistických skupin - např. flexory a extenzory.

Těmto požadavkům vyhovují **zevní ohybač zápěstí**, neboli musculus flexor capri radialis, odpovědný za flexi zápěstí v kombinaci s **vnitřním natahovačem zápěstí**, neboli musculus extensor capri ulnaris, odpovědný za extenzi zápěstí. Oba svaly jsou zobrazeny na obr. 3.2 včetně umístění elektrod.

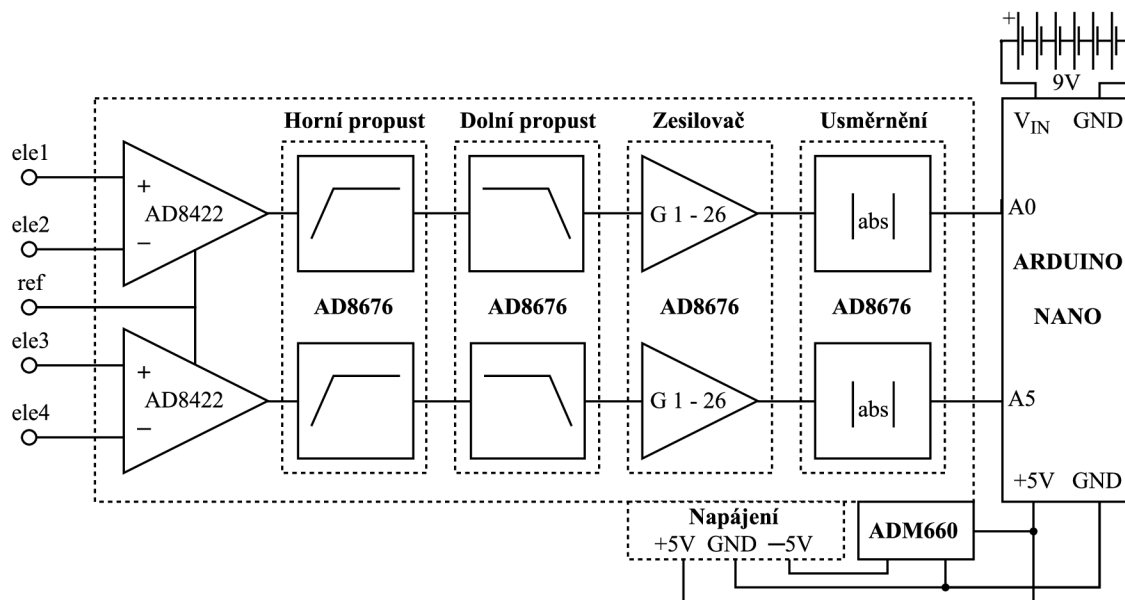
Snímání je realizováno pomocí pěti elektrod. Na každý sval připadají dvě elektrody měřící. Kladná (+) elektroda je umístěna nad bříškem svalu, záporná (-) elektroda je umístěna nad jeho úponem. Referenční elektroda je společná pro oba svaly. Tuto elektrodu umísťujeme do oblasti bez aktivity svalstva - v tomto případě je elektroda umístěna do oblasti karpálního tunelu, kde se nacházejí pouze šlachy. Dvojice měřících elektrod je přivedena na vstupní zesilovač proti referenční elektrodě. Vznikají dva na sobě nezávislé signály – dva kanály. Užitečný signál je poté získán pomocí bloku pro zpracování EMG signálu.



Obr. 3.2: M. flexor carpi radialis (vlevo), m. extensor carpi ulnaris (vpravo) [14]

3.2 Zpracování elektromyografického signálu

Blok pro zpracování EMG signálu je zobrazen na obr. 3.3. Skládá se ze vstupního zesilovače, filtrů typu horní a dolní propust, zesilovače a usměrňovače. Signály jsou snímány ze dvou svalů, je tedy nutné realizovat veškeré části dvoukanálově.

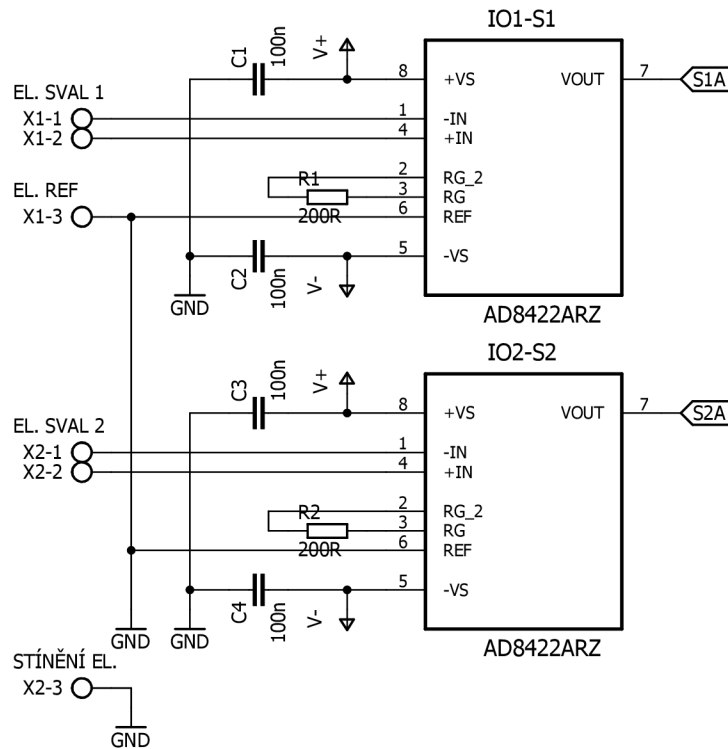


Obr. 3.3: Blokové schéma bloku pro zpracování EMG signálu

3.2.1 Vstupní zesilovač

Jako vstupní zesilovač byl zvolen integrovaný obvod od firmy Analog Devices s označením AD8422. Jedná se o precizní přístrojový zesilovač, jehož výhoda spočívá ve snímání signálu ze dvou míst proti referenční elektrodě. Zatím co je souhlasné napětí potlačováno, rozdílové napětí je naopak zesilováno. Vznikají dvě různá zesílení: soufázové a rozdílové. Z těchto zesílení lze vypočítat diskriminační činitel CMRR (Common Mode Rejection Ratio) dle vztahu 3.1. Diskriminační činitel udává, kolikrát se zesílí rozdílový signál oproti soufázovému. AD8422 je třetí generace vývoje průmyslového standardu AD620. Porovnání obou integrovaných obvodů je znázorněno v tab. 3.1. Z tabulky jasně vyplývá, že integrovaný obvod AD8422 je výborný nástupce ve všech ohledech. Za zmínku stojí vysoká hodnota CMRR při zesílení $G = 100$, která je 126 dB. Dále velmi nízký odběr klidového proudu maximálně 0,33 mA. AD8422 má oproti AD620 integrovanou ochranu proti elektrostatickému výboji (ESD). [15][17]

$$CMRR = 20 \cdot \log \frac{A_{rozdl}}{A_{souf}} \quad (3.1)$$



Obr. 3.4: Zapojení přístrojových zesilovačů

Schéma zapojení je uvedeno na obr. 3.4. Ze schématu je patrné, že elektrody umístěné na svalech vstupují do příslušného zesilovače a referenční elektroda je společná. Zesílení je nastaveno na hodnotu 100 zapojením rezistorů R1 a R2 o hodnotě 200 Ω mezi Rg piny každého zesilovače. Výstupem jsou dva signály - S1A a S2A.

Přenosová funkce přístrojového zesilovače AD8422 je vyjádřena rovnicí 3.2. Kde zesílení vypočítáme dle vztahu 3.3. [15]

$$V_{OUT} = G \cdot (V_{IN+} - V_{IN-}) + V_{REF} \quad (3.2)$$

$$G = 1 + \frac{19800}{R_g} \quad (3.3)$$

Tab. 3.1: Porovnání přístrojových zesilovačů AD620A a AD8422ARZ [15][16]

Parametr	AD620A	AD8422ARZ	Jednotka
Diskriminační činitel (CMRR)			
Stejnoseměrný - 60 Hz			
G = 1	73	86	dB
G = 10	93	106	dB
G = 100	110	126	dB
G = 1000	110	146	dB
Rušení (NOISE)			
Napětové rušení, f = 1 kHz			
Vstupní	13	8	nV/ \sqrt{Hz}
Výstupní	100	80	nV/ \sqrt{Hz}
Celkový výstupní šum (RTI)			
G = 1	3,00	2,00	μV p-p
G = 10	0,55	0,50	μV p-p
G = 100 - 1000	0,28	0,15	μV p-p
Proudové rušení			
pozn. f = 1 kHz	100	90	fA/ \sqrt{Hz}
pozn. f = 0,1 - 10 Hz	10	8	pA p-p
Napájení (POWER SUPPLY)			
Pracovní rozsah			
Symetrické	$\pm 2,3$ až ± 18	$\pm 2,3$ až ± 18	V
Nesymentrické		4,6 až 36	V
Klidový proud	1,3	0,33	mA

3.2.2 Filtrace

Pro získání užitečného signálu je nutné provést předzpracování, tedy odstranění nežádoucích frekvenčních pásem. Kmitočtové filtry lze rozdělit dle tvaru kmitočtové charakteristiky na filtry typu dolní, horní a pásmová propust a pásmová zadrž. Tyto filtry potlačují složky signálu, které se nacházejí v nepropustném pásmu. Přenos ideálního filtru je v propustném pásmu konstantní a v nepropustném nulový. Nej důležitější parametry při návrhu filtrů jsou zesílení v propustném pásmu, útlum v nepropustném pásmu a mezní frekvence. Mezní frekvence se definuje jako pokles propustného pásma o 3 dB. RC filtry lze konstruovat jako pasivní či aktivní. Pasivní RC filtry mají velmi jednoduchou konstrukci a nízkou cenu, ale nedosahují zdaleka vlastnostem aktivních RC filtrů, kde je k pasivnímu filtru přidán aktivní prvek, jako je například operační zesilovač. Nevýhodou aktivních filtrů je nutnost napájení aktivních prvků, ovšem tyto nevýhody zdaleka převyšují výhody, které jsou volitelné zesílení, strmá frekvenční charakteristika a kaskádové řazení filtrů. V této práci jsou použity aktivní RC filtry typu horní a dolní propust, jež jsou navrženy pomocí webové aplikace Analog Filter Wizard.

Webová aplikace Analog Filter Wizard

Návrh aktivních analogových filtrů je vytvořen pomocí aplikace Analog Filter Wizard od společnosti Analog Devices.

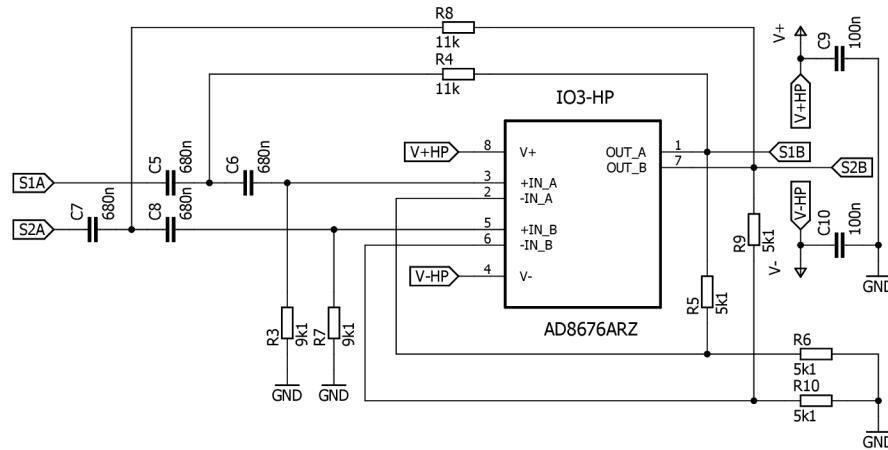
Aplikace tvoří filtr v 5 krocích. Nejprve vyzve k volbě typu filtru. Na výběr jsou 3 typy: dolní propust, horní propust, pásmová propust. Po výběru typu filtru jsou vyžadovány parametry filtru, jako je zesílení v propustném pásmu, mezní frekvence, útlum v nepropustném pásmu, strmota a frekvenční odezva. Při změně parametrů je zobrazována informace kolikátého řádu a z kolika kaskád bude výsledný filtr tvořen. Třetím krokem je výběr aktivního prvku. Ten je buďto zvolen automaticky, přičemž jsou zadány hodnoty napájení a výběr optimalizace (nízká spotřeba energie, nízká hladina šumu, rozsah napětí), anebo je zde možnost vybrat aktivní prvek ručně. Tolerance součástí jsou voleny v předposledním kroku. Poslední krok zobrazuje finální shrnutí a zobrazení navrženého filtru.

Použitá filtrace

Frekvenční rozsah EMG signálu při povrchovém snímání je v rozmezí od 20 Hz do 500 Hz. Od toho se odvíjí návrh analogových aktivních filtrů. Filtry jsou Butterworthova typu druhého řádu a to zejména pro jeho plochou amplitudovou charakteristiku v propustném pásmu. Užitečný signál je získán zařazením filtru typu horní a dolní propust do série. [17][18]

Horní propust

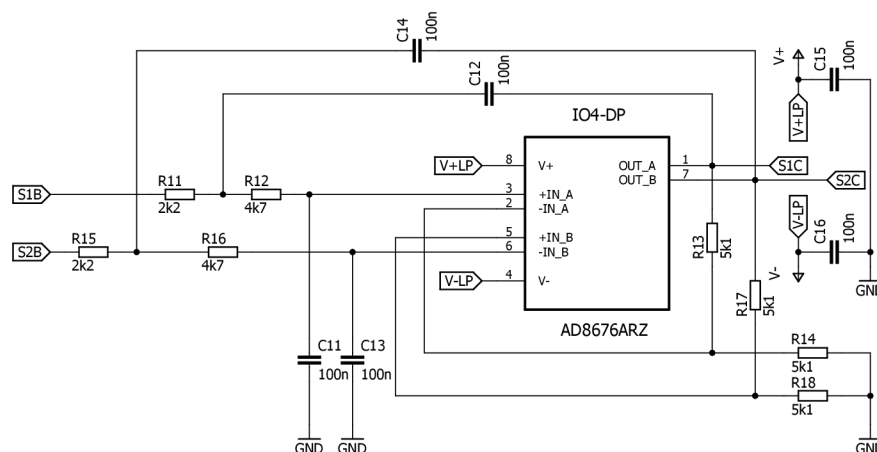
Aktivní filtr typu horní propust navržen pomocí Analog Filter Wizard je zobrazen na obr. 3.5. Mezní frekvence filtru je 20 Hz a zesílení 2. Signály jsou tedy již zesíleny 200x. Použitý aktivní prvek je integrovaný obvod AD8676, jenž má ve svém pouzdře 2 operační zesilovače - horní propust pro každý kanál.



Obr. 3.5: Horní propust

Dolní propust

Aktivní filtr typu dolní propust na obr. 3.6 má mezní frekvenci na 500 Hz a zesílení 2. Signály jsou zesíleny již 400x. Použitý aktivní prvek je integrovaný obvod AD8676.



Obr. 3.6: Dolní propust

3.2.3 Zesílení

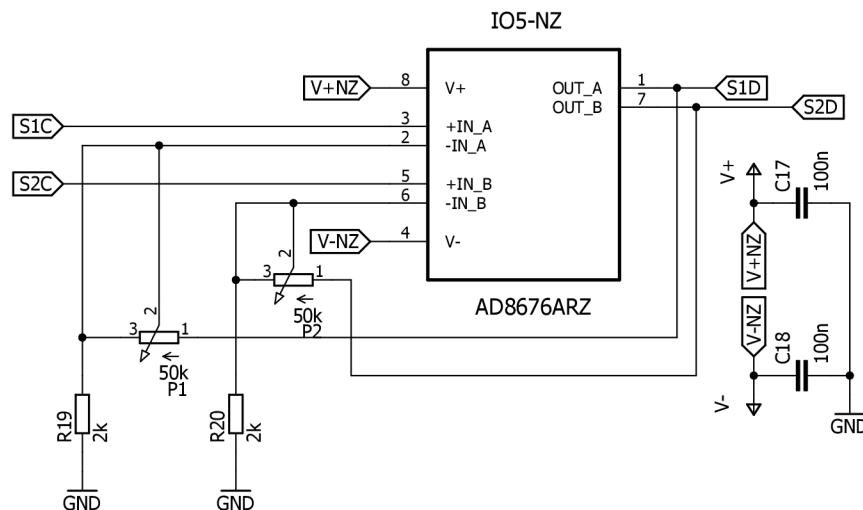
Zesílení signálu je provedeno pomocí operačního zesilovače v neinvertujícím zapojení. Schéma zapojení je zobrazeno na obr. 3.7. Ve zpětné vazbě zesilovače se nachází trimr, který slouží k nastavení zesílení. Přesněji se jedná o více otáčkový trimr, který umožňuje volbu velmi jemného zesílení.

Zpětnovazební trimry P1 a P2 mají hodnotu odporu 50 k Ω a možnost 15 otáček. Na jednu otáčku tedy připadá změna odporu přibližně o 3,2 k Ω (změna zesílení o 1,6). Oba signály byly doposud zesíleny 400x. Výsledné zesílení je dáno součinem zesílení všech předchozích prvků (přístrojový zesilovač 100, horní propust 2, dolní propust 2) a neinvertujícího zesilovače, které se vypočítá dle vztahu 3.4.

$$G = 1 + \frac{R_{P1}}{R_{19}} \quad (3.4)$$

Zesílení každého kanálu lze volit individuálně. Maximální zesílení neinvertujícího zesilovače je 26. Celkově je možné signály zesilovat v rozmezí od 400 do 10400. Aktivní prvek je opět integrovaný obvod AD8676, který je napájen symetrickým napětím ± 5 V. V případě příliš velkého zesílení dojde k saturaci operačního zesilovače, čímž se ochrání AD převodník vývojové desky Arduino.

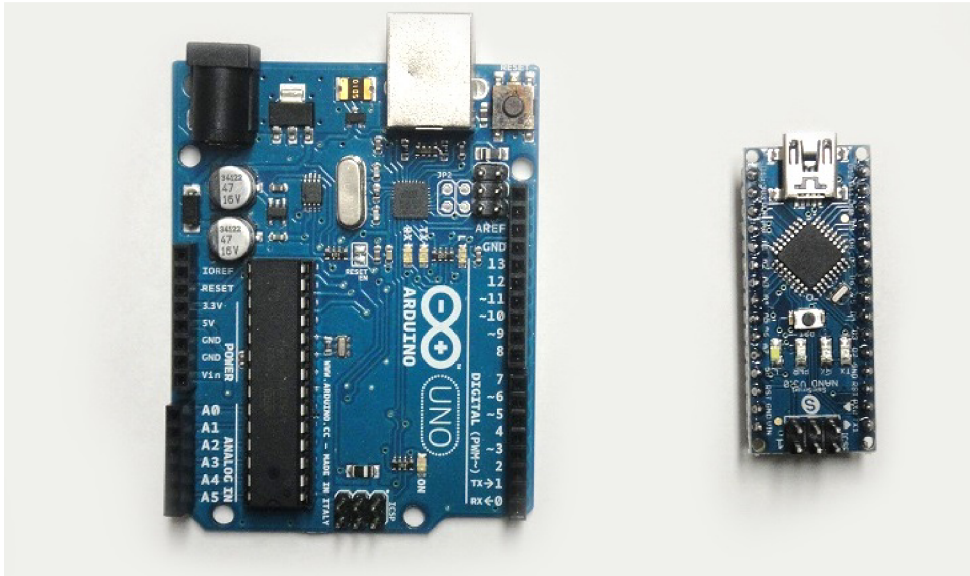
Zesílení je nutné kvůli následnému usměrnění signálu - dostatečné převýšení prahového napětí, které otevře diodu v propustném směru (typicky 0,6 V).



Obr. 3.7: Neinvertující zesilovač

3.3 Arduino

Poté co je získán užitečný signál z obou svalů je nutné ho vyhodnotit. Vyhodnocení je provedeno vývojovou deskou Arduino NANO a to zejména pro její kompaktní velikost. Arduino verze UNO a NANO jsou zobrazeny na obr. 3.9. Jedná se o open-source projekt založený na mikroprocesoru ATmega328. Arduino lze programovat v jazyce C nebo C++, ideální je však použít knihovnu Wiring, která je velmi rozšířená. [20][21]



Obr. 3.9: Arduino UNO (vlevo), Arduino NANO (vpravo) [21]

3.3.1 Parametry vývojové desky Arduino NANO

- Mikrokontrolér
 - Čip ATmega328
 - Frekvence 16 MHz
 - Paměť 32 KB
- Vstupy a výstupy
 - 14 x digitální vstup/výstup (6 x PWM)
 - 8 x analogový vstup
- Rozhraní
 - mini USB 2.0
- Napájení
 - 5 V přes rozhraní USB
 - 7-12 V z adaptéru či baterie [21]

3.3.2 Analogový vstup

Vývojová deska Arduino NANO obsahuje vstupy pro 8 kanálů 10-bitového AD převodníku. To znamená, že vstupní napětí v rozmezí 0 – 5 V (případně A_{ref} [V] – ang. analog reference) bude vzorkováno na celá čísla v rozmezí 0 – 1023. Referenční napětí lze změnit pomocí příkazu `analogReference()` na `DEFAULT` (5 V), `INTERNAL` (1,1 V), `EXTERNAL` (použije se napětí, které je přivedeno na pin Aref). Rozlišení definujeme jako změnu vstupní veličiny, která vyvolá zaznamatelnou změnu výstupní veličiny. Rozlišení lze vypočítat dle vztahu 3.5. Pokud uvažujeme výchozí referenční napětí 5 V, pak je rozlišení AD převodníku 4,9 mV. Výpočet rozlišení je uveden v rovnici 3.6. Pro načtení hodnoty z určitého analogového vstupu využijeme příkaz `analogRead()`, který vrací číslo v rozmezí 0 – 1023. Takto načteme oba EMG signály. [21][22]

$$AD_{roz} = \frac{A_{ref}}{2^{10}} \quad (3.5)$$

$$AD_{roz} = \frac{5}{2^{10}} = 0,0049 \quad (3.6)$$

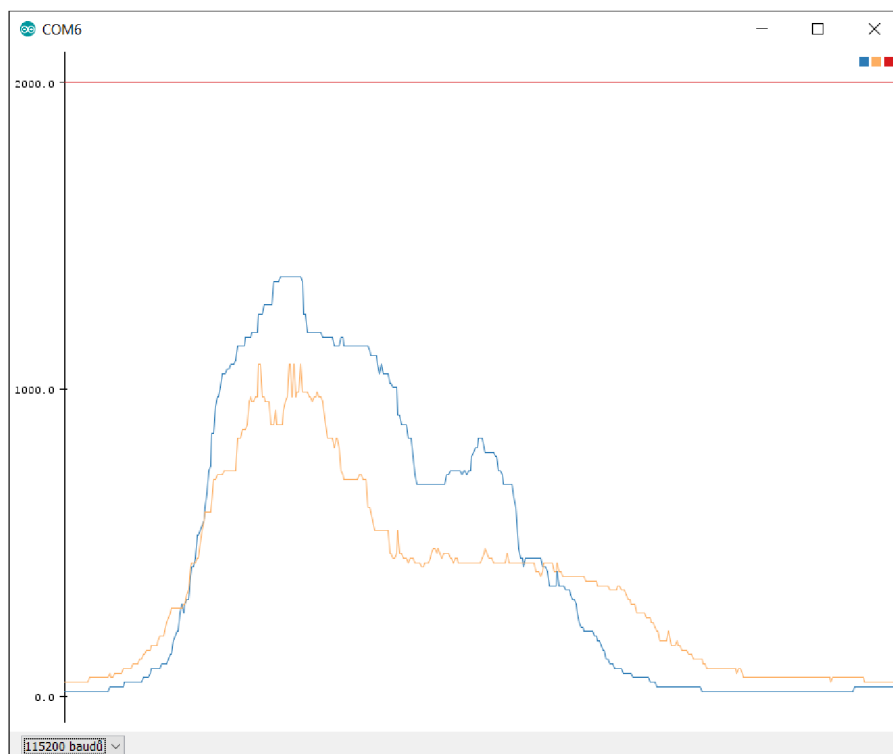
3.3.3 Mediánový filtr

Mediánový filtr, realizován softwarově, slouží k vytvoření pseudo-obálek již vzorkovaných signálů. EMG signál by nebylo možné bez této úpravy vyhodnotit.

Jedná se o nelineární filtr založený na třídění. Má jediný definovaný parametr a to délku okna. Je založen na principu plovoucího okna, které prochází signál. V každé iteraci jsou vzorky uvnitř okna seřazeny od nejmenších po největší. Na výstup je odeslána prostřední hodnota - medián. Okno se posune a celý proces se opakuje. Vhodné je volit lichou délku okna, protože uprostřed se nachází právě jedna hodnota, tudíž není třeba průměrovat dvě prostřední hodnoty, jak je tomu u okna sudého. Mediánový filtr je v tomto případě lepší, nežli průměrovací, jelikož není tolik ovlivněn extrémy. Mediánový filtr vykreslený pomocí sériového ploteru je zobrazen na obr. 3.10. Jedná se o stah obou svalů současně.

Knihovny Arduina bohužel neobsahují funkci vracející medián z pole. Proto je nutné třídící algoritmus naprogramovat. Mezi nejznámější třídící algoritmy bezpochyby patří bubble sort, merge sort a quicksort. Jelikož jsou signály zpracovávány v reálném čase, je rychlost řazení velice důležitým parametrem. Z těchto třídících algoritmů je nejrychlejší quicksort, který zvládne seřadit pole o délce 100 vzorků za 2 ms oproti bubble sort, kterému seřazení stejného pole zabere 10 ms.

Quicksort je nestabilní třídící algoritmus založený na principu "rozděl a panuj". V neseřazeném poli je vybrán prvek, kterému se přezdívá *pivot*. V tomto případě



Obr. 3.10: Sériový ploter - mediánové křivky obou signálů

je jako pivot vybrán prostřední prvek pole. Dále je pole přeházeno tak, aby na levé straně byly prvky menší než pivot a na straně pravé prvky větší. Pivot se musí nacházet mezi těmito částmi. Postup opakujeme na rozdělené části tak dlouho, dokud nenarazíme na pole velikosti 1. Pak je pole srovnáno od nejmenšího prvku po největší. [23][24]

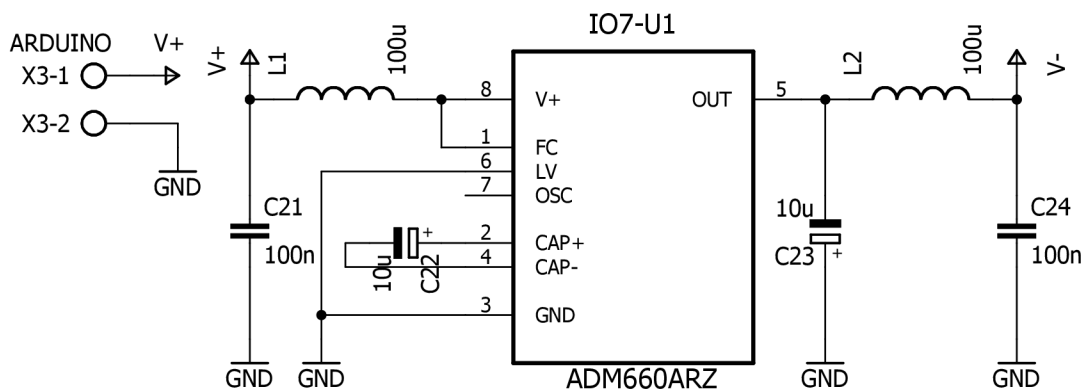
3.4 Napájecí zdroj

Návrh napájení vychází z požadavků vývojové desky Arduino NANO, servomotorů, přístrojových a operačních zesilovačů. Zařízení je napájeno pomocí dvou individuálních zdrojů.

Požadavek vývojové desky Arduino na napájení z externího zdroje je 7-12 V. Arduino lze napájet 9 V alkalickou baterií. Tato baterie je levná a běžně dostupná, proto byla zvolena jako externí napájecí zdroj. Na vývojové desce se také nachází USB port, přes který je deska napájena při připojení k počítači. V tomto případě je doporučeno odpojit baterii. [21]

Na vývojové desce se nachází stabilizátor napětí na hodnotu 3,3 V a 5 V. Stabilizované napětí 5 V je použito jako zdroj napájení pro blok zpracovávající EMG signál.

Jelikož přístrojové a operační zesilovače požadují symetrické napájení, je nutné napětí +5 V invertovat na -5 V. Pro tento účel použijeme integrovaný obvod ADM660, jehož vlastností je invertovat vstupní napětí v rozsahu +1,5 V až +7 V na -1,5 V až -7 V s 94% účinností. Blok pro zpracování EMG signálu je tedy napájen +5 V ze stabilizátoru vývojové desky a -5 V z ADM660. [21][25]



Obr. 3.11: Zapojení invertoru napětí ADM660

Zapojení invertujícího měniče napětí je zobrazeno na obr. 3.11. Spínané měniče jsou častým zdrojem rušení, které znehodnocuje užitečný signál. Jinak tomu není ani u integrovaného obvodu ADM660. Odstranění rušení je docíleno zvýšením frekvence nábojové pumpy a použitím LC filtru. Frekvence nábojové pumpy bez přivedení vstupního napětí na pin 1 (FC) je 25 kHz. Po přivedení vstupního napětí na pin 1 se frekvence zvýší na hodnotu 120 kHz. Vyšší frekvence se lépe odrušují a součástky konstruuující filtry jsou menších rozměrů. LC filtry umístěné na vstup i výstup obvodu jsou tvořeny cívkou o hodnotě 100 µH a fóliovým kondenzátorem o hodnotě 100 nF. Tato kombinace vytváří filtr typu dolní propust s mezní frekvencí cca 50329 Hz. Hodnotu mezní frekvence LC filtru lze vypočítat dle vztahu . [25] [26]

$$f_{mez} = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{L \cdot C}} \quad (3.7)$$

Servomotory jsou napájeny vlastním zdrojem z důvodu možnosti výměny terminální pomůcky bez ohledu na zdroj napájení. Servomotory ovládající terminální pomůcku mají požadavek na napětí v rozsahu 4,8 V až 6 V. Čím více se napětí blíží hornímu rozsahu, tím jsou servomotory silnější a rychlejší. K napájení jsou využity 4 alkalické baterie typu AA v sériovém zapojení. Napájecí napětí je tedy přibližně 6 V. Tyto baterie jsou běžně dostupné v obchodech. Z výše uvedeného vyplývá, že terminální pomůcka může být nahrazena silnější či slabší a to bez ohledu na zbylou část systému, jelikož jsou servomotory napájeny samostatně.

4 DESIGN A MOTORICKÁ JEDNOTKA PROTÉZY

Při výrobě protézy je nutné dbát na splnění základních požadavků, kterými jsou komfort, funkce a vzhled. U protéz myoelektrických je rovněž důležitá motorická jednotka, která zajišťuje pohyb.

4.1 Návrh protézy

Nejdůležitější část při výrobě protézy je pahýlové lůžko. V případě, že nevyhovuje lůžko, nevyhovuje celá protéza. Proto se této části věnuje značná pozornost. Vyhovující lůžko přináší uživateli komfort – eliminuje bolest, poskytuje oporu a snadno se aplikuje. Nejprve je zhotoveno zkušební lůžko. To je nošeno po dobu několika týdnů a je průběžně upravováno. Navíc je vyrobeno z průhledného materiálu, aby bylo vidět, jak se pahýl v lůžku chová. Na toto lůžko se namontují komponenty protézy. Po přizpůsobení zkušebního lůžka se vyrobí lůžko definitivní. Na obr. 4.1 je zobrazeno pahýlové lůžko horní končetiny. Do otvoru v lůžku se umísťují elektrody pro snímání EMG signálů. [27][28]

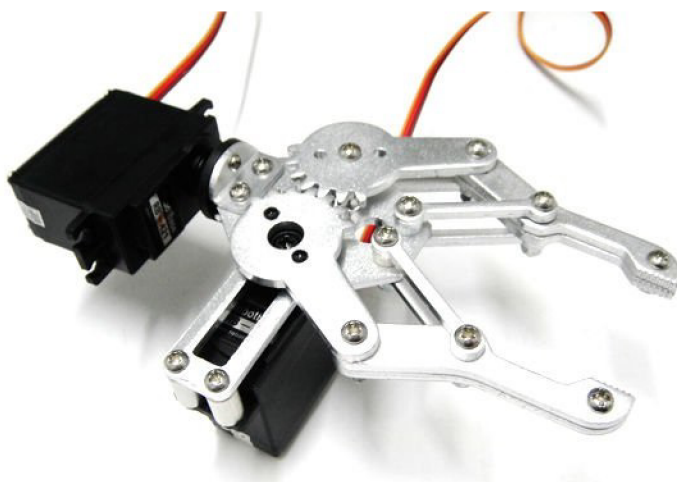


Obr. 4.1: Pahýlové lůžko horní končetiny [29]

Výběrem a umístěním protetických dílů určujeme funkci protézy. Protéza nesmí v žádném případě uživatele jakkoliv omezovat, proto se dbá na správnost návrhu a sestavení. Vzhledem je myšleno materiálové a tvarové provedení, které vychází z funkce. Klademe důraz na co nejlepší vzhled přibližující se přirozenému vzhledu končetiny. [27][28]

Výběr terminální pomůcky

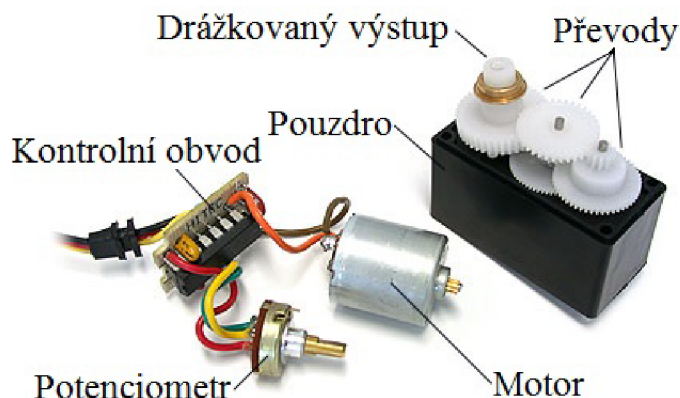
Pro tuto práci byla zvolena pracovní terminální pomůcka tvořená dvěma čelistmi. U tohoto druhu terminální pomůcky lze za výhody považovat její odolnost, sílu úchopu a možnost precizního „pinzetového úchopu“ mezi distální úchopové plošky. Nevýhodou je její nepřirozený vzhled. Použitá terminální pomůcka je zobrazena na obr. 4.2. Rozměry pomůcky jsou: maximální délka – 108 mm, maximální šířka – 98 mm, maximální šířka úchopu – 55 mm. Konstrukce je zhotovena z hliníku a váží pouhých 65 g (váha bez servomotorů). [5]



Obr. 4.2: Použitá terminální pomůcka

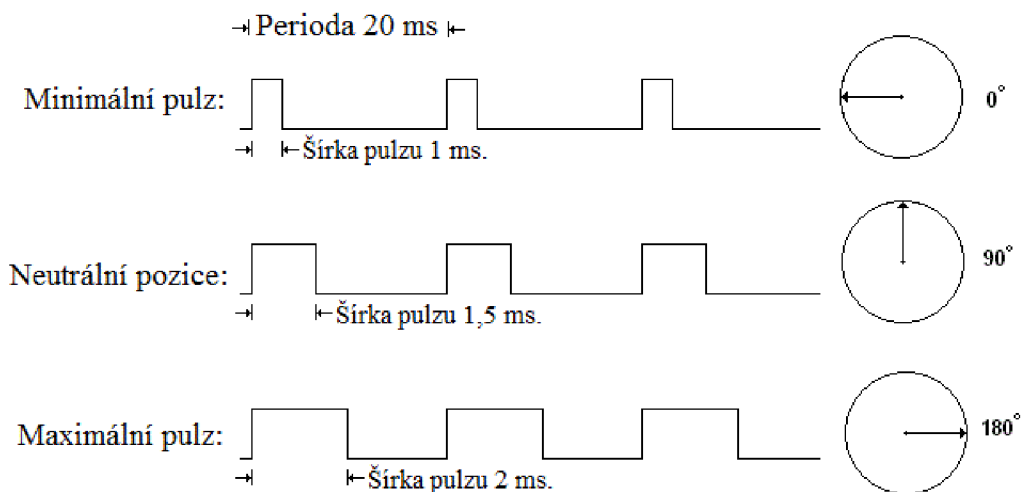
4.2 Motorická jednotka

Motorická jednotka aktivní protězy předloktí se skládá ze dvou servomotorů reprezentujících dva stupně volnosti. U servomotoru, na rozdíl od běžného motoru, lze nastavit přesnou polohu natočení osy. Servomotory se skládají ze stejnosměrného motoru, potenciometru a řídicího obvodu. Motor je propojen převody s řídicím okruhem. Při otáčení motoru se přes převody přenáší pohyb na potenciometr, který mění odpor. Změnu odporu zaznamenává řídicí elektronika a tím je známo, kolik pohybu a jakým směrem je nutno vykonat. Jakmile se motor natočí do požadované pozice, je napájení zastaveno. Požadovaná pozice se odesílá pomocí PWM (ang. Pulse Width Modulation – pulzně šířková modulace) přes signálový kabel. Rychlost motoru je proporcionálně řízena – záleží na aktuální a požadované pozici. Pokud se motor blíží do požadované pozice, otáčí se pomalu. Jeli daleko, otáčí se rychle. Jednotlivé části servomotoru jsou zobrazeny na obr. 4.3. [30]



Obr. 4.3: Složení servomotoru [30]

Servomotory jsou obvykle propojovány (např. s vývojovou deskou Arduino) pomocí trojžilového kabelu. Černý (hnědý) kabel je zemnicí, červený je napájecí (pro modelářské účely 4,5–6 V) a žlutý (oranžový) je řídicí. Řídící elektronika zpracovává vstupní PWM signál a na základě šířky impulzů vyhodnocuje požadovanou pozici natočení. Obvyklý rozsah servomotoru je od 0° do 180° . Rozsahu odpovídají šířky impulzů od 1 ms do 2 ms. Neutrální pozice je na 90° , což odpovídá šířce impulzu na 1,5 ms. Impulzy se opakují s frekvencí 50 Hz, tedy 20 ms. Na obr. 4.4 je zobrazena závislost šířky impulzu na natočení. [30]



Obr. 4.4: Závislost natočení na šířce impulzu [30]

4.3 Ovládání terminální pomůcky

Ovládané servomotory jsou značky H-King s označením HK15328D. Tyto servomotory jsou schopny při napájení 6 V vyvinout sílu 12,8 kg/cm. Jednotka kg/cm udává, kolik kilogramů je schopen servomotor vyzvednout při délce ramena v centimetrech. Servomotory mají rozsah pohybu od 0° do 180° a rychlost otočení o 60° za 0,22 s. Navíc jsou voděodolné, což prodlužuje jejich životnost při používání jako pohonu terminální pomůcky.

Servomotory jsou ovládány na základě porovnávání mediánových křivek (obr. 3.10) s prahovými hodnotami. Pokud aktuální hodnota iterace překročí práh, je vyvolána odpovídající událost. Výsledkem logické operace je 0 – false či 1 – true. Jsou tedy možné 4 kombinace: 0-0, 1-0, 0-1, 1-1 (kanál 1 – kanál 2). Odpovídající události jsou uvedeny v tab. 4.1. Analogie pro druhou událost (1-0): „hodnota křivky kanálu 1 je vyšší než práh (1), hodnota křivky kanálu 2 je nižší než práh (0), proved rotaci terminální pomůcky vpravo.“

Tab. 4.1: Příkazy servomotorů

Událost	Kanál 1	Kanál 2
Rozevření čelistí	0	0
Rotace vpravo	1	0
Rotace vlevo	0	1
Sevření čelistí	1	1

První servomotor, ovládající čelist, není schopen využít celý rozsah pohybu, jelikož čelist je již maximálně otevřena či zavřena při pootočení o 100°. Z toho důvodu je nutné rozsah pohybu SW omezit. U druhého servomotoru je nutné dohlédnout, aby se příkaz k natočení nacházel v rozsahu 0-180°. Rozsah natočení prvního servomotoru je tedy od 0° do 100°. Druhý servomotor využívá plný rozsah natočení.

5 REALIZACE ZAŘÍZENÍ

Návrh obvodu popsany v kapitole 3, byl realizován. Konečné schéma upravené dle poznatků do finální podoby se nachází v příloze A. V příloze B se nachází návrh desky plošných spojů (DPS), která ale nebyla realizována.

5.1 Výběr součástek

Pro osazení desky plošných spojů bloku pro zpracování EMG signálu byly zvoleny převážně klasické součástky, které mají vývody ve formě drátů. Ty se obvykle prostrčí otvory pro ně vytřeny a na opačné straně jsou za pomoci cínu a pájky připevněny ke spojům tvořenou vrstvou mědi. Výhodou je jednodušší ruční pájení vhodné i laikům. Nevýhodou je velikost součástek a nutnost vrtat díry pro vývody součástek.

Zvolené pasivní součástky byly vybrány s ohledem na velikost a jejich aplikaci. Dle možností lokálního prodejce byly vybrány rezistory z řady E24 a kondenzátory z řady E6. Veškeré použité rezistory mají 1% toleranci a pouzdro s označením 0207. Fóliové kondenzátory jsou voleny s 5% tolerancí, tantalové s 20% tolerancí a tlumivky s 10% tolerancí.

Pouzdra přístrojových zesilovačů AD8422, operačních zesilovačů AD8676 a invertujícího měniče napětí ADM660 byla zvolena dle možností zasílaných vzorků. Veškeré vzorky mají pouzdro SOIC 8. Operační zesilovač AD8676 obsahuje v pouzdře 2 zesilovače. Veškeré aktivní součástky byly zvoleny s ohledem na symetrické napájení ± 5 V, nízký šum a preciznost.

5.2 Realizace zařízení

Realizace zařízení sestává ze tří částí. První část je hardwarová, jež odpovídá bloku pro zpracování EMG signálu, který je popsán kapitole 3.2. Druhá část je vývojová deska Arduino, která vyhodnocuje EMG signály a ovládá motorickou jednotku. Třetí část je motorická jednotka skládající se ze servomotorů a terminální pomůcky.

5.2.1 Zkušební realizace hardwarové části

Zkušební realizace HW části byla sestavena v nepájivém poli, ovšem pouze jako jednokanálová - snímán byl pouze jeden sval. Tato zkušební verze byla napájena laboratorním zdrojem. Aktivní prvky v pouzdře SOIC-8 byly dočasně nahrazeny prvky v pouzdře DIP-8. Přístrojový zesilovač AD8422 byl nahrazen starší generací

s označením AD620. Taktéž integrovaný obvod AD8676, jenž ve svém pouzdře obsahuje 2 operační zesilovače, byl nahrazen operačním zesilovačem LM741. Takto byla ověřena funkčnost navrženého obvodu, jenž byl plně funkční.

5.2.2 Výsledná realizace hardwarové části

Před realizací dvoukanalového zařízení bylo nutné aktivní prvky v pouzdře SOIC-8 naletovat na převodník do DIP-8, aby mohly být použity v nepájivém poli. Druhá realizace HW části již nebyla napájena laboratorním zdrojem. Napájení HW části zajišťuje vývojová deska Arduino a invertující měnič napětí s označením ADM660. Na vstup invertujícího měniče napětí je přiváděno stabilizovaných 5 V z vývojové desky. Vzniklým symetrickým napětím ± 5 V je napájena celá HW část zařízení - blok pro zpracování EMG signálu.

Se změnou napájení se objevily komplikace v podobě znehodnocení užitečného signálu rušením. Zdroj tohoto rušení je integrovaný obvod AMD660. Tento měnič napětí má spínací frekvenci 25 kHz, která byla zdrojem rušení. Řešením bylo zvýšení spínací frekvence na 120 kHz a následné přidání LC filtrů na vstup i výstup integrovaného obvodu ADM660.

5.2.3 Softwarová realizace

Hlavní program určený pro ovládání protézy na základě svalové aktivity je dostupný na CD ve složce *Arduino* nazvaný *EMG_prosthesis_control_v3.5*. Program obsahuje 7 funkcí:

- void *setup()*,
- void *loop()*,
- void *quicksort*(int arr[], int left, int right),
- void *wristLeft()*,
- void *wristRight()*,
- void *handClose()*,
- void *handOpen()*.

Nejprve je ovšem nutné nainportovat knihovny, které program používá. Poté následuje definování globálních proměnných a objektů. Následující funkce *setup()* a *loop()* musí být v programu vždy, jinak není možné provést kompilaci programu. Funkce *setup()* se provede pouze po spuštění programu (připojení napájení, nahrání kódu, stisknutí tlačítka reset). Funkce *loop()* se opakuje stále dokola, dokud není odpojeno napájení. Do této funkce je psán veškerý výkonný kód.

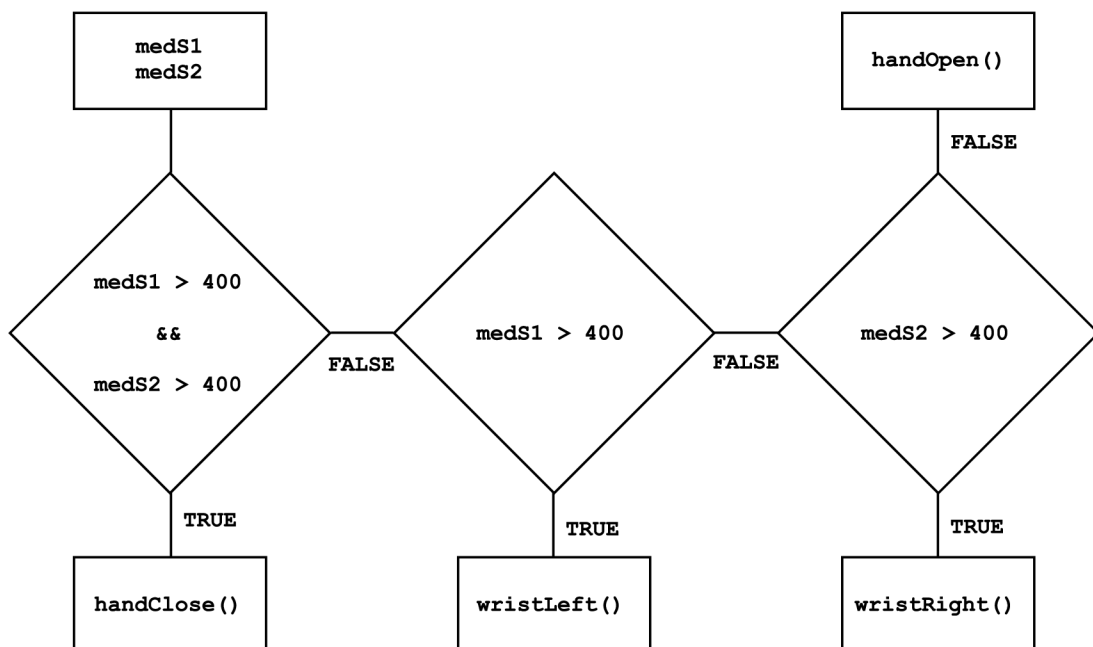
V přiloženém programu je ve funkci *setup()* nastaveno získávání referenčního napětí AD převodníku z externího zdroje. Jako zdroj je použito stabilizované napětí

3,3 V, dostupné na vývojové desce Arduino - pin 3V3. Pin A_{ref} je tedy vodičem propojen s pinem 3V3. Tímto krokem se zlepšil rozlišení o 35 %. Dále je nastavena sériová komunikace mezi Arduinem a počítačem v bitech za sekundu a připojení servomotorů na příslušné piny.

Ve funkci `loop()` se nachází for cyklus, který se opakuje dle délky okna mediánového filtru. Ten zajišťuje, aby v okně mediánového filtru byl nahrazen vždy nejstarší vzorek vzorkem novým. Mediánový filtr a vyhodnocení signálu se nachází uvnitř tohoto cyklu. Průběh cyklu je následující:

1. Načtení vzorku signálu prvního svalu (S1).
2. Přepsání nejstaršího vzorku pole signálu prvního svalu načteným vzorkem.
3. Překopírování výše uvedeného pole do dočasného pole, které bude seřazeno.
4. Seřazení dočasného pole funkcí `quicksort()`.
5. Medián je prostřední hodnota seřazeného pole.
6. Zesílení (vynásobení mediánu konstantou)
7. Krok 1 - 6 pro druhý sval (S2).
8. Logické operace → vyhodnocení signálů → zavolání příslušné funkce.

Logickými operacemi je myšleno porovnání mediánu S1 a mediánu S2 s prahovými hodnotami. Prahové hodnoty jsou pevně dané. V případě jejich nepřekonání při aktivitě svalů je nutné snížit prahy, násobit větší konstantou či zvýšit zesílení neinvertujícího zesilovače pomocí trimrů. Vývojový diagram vyhodnocení signálu a zavolání příslušné funkce je zobrazen na obr. 5.1.

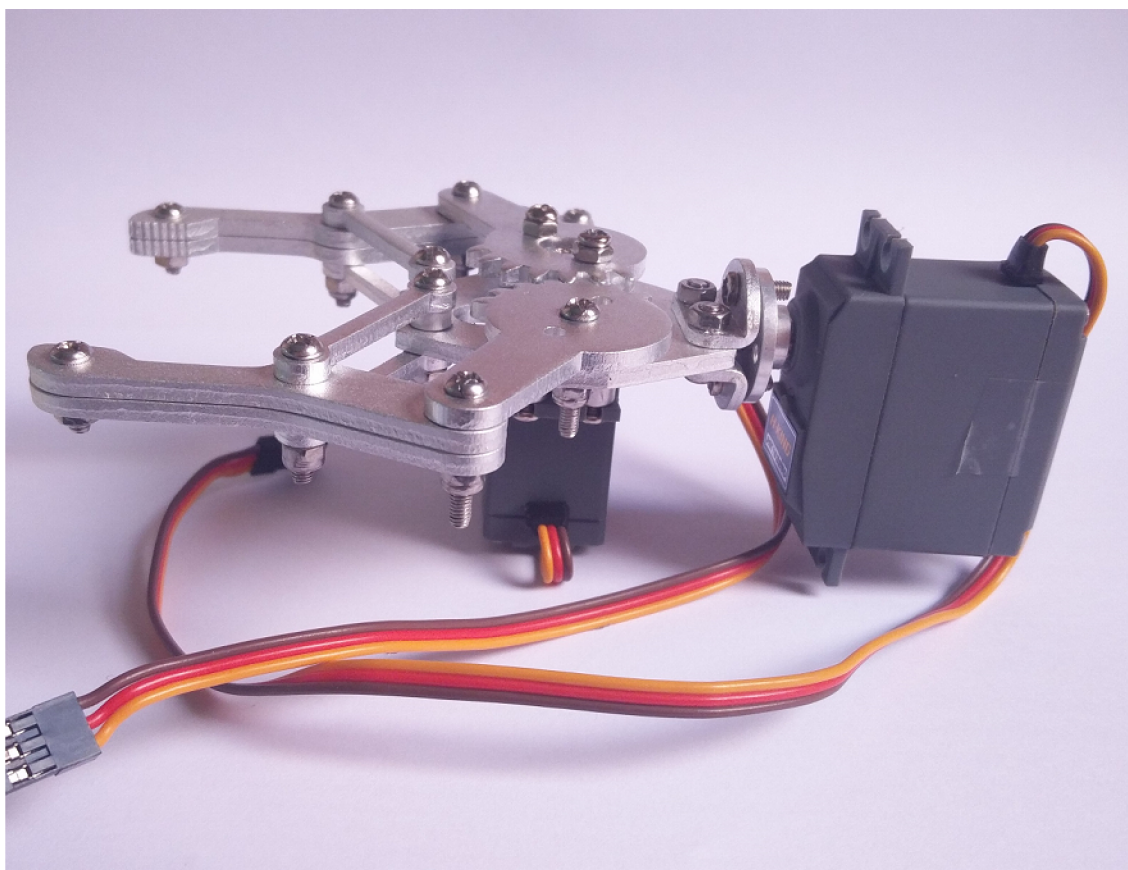


Obr. 5.1: Vývojový diagram vyhodnocení signálu

Funkce *handOpen()*, *handClose()*, *wristRight()* a *wristLeft()* ovládají příslušné servomotory. Jejich konstrukce je velmi prostá. Každá funkce hlídá překročení rozsahu. Pokud není rozsah překročen, přepočítá se úhel natočení a poté se vyšle příkaz pomocí PWM k danému servomotoru. Ten vykoná pohyb. Ve funkcích je také zavedeno zpoždění, aby servomotor měl odpovídající čas na vykonání pohybu.

5.2.4 Sestavení terminální pomůcky

Terminální pomůcka se skládá ze zakoupené čelisti a dvou voděodolných servomotorů. Před instalací servomotorů je třeba čelist osadit kruhovými pákami zhotovenými z železa. Dále musí být servomotory natočeny do vhodné pozice, například pomocí Arduina. Čelist rozevřeme na maximální rozsah a upevníme první servomotor natočený na úhel odpovídající 0° . Druhý servomotor je upevněn kolmo k čelisti při 90° natočení. Ten je připraven k uchycení čtyřmi šroubky k exoskeletu protézy. Sestavená terminální pomůcka je zobrazena na obr. 5.2.



Obr. 5.2: Sestavená terminální pomůcka

5.3 Výpočet nákladů

Při výběru součástek je taktéž důležitá kromě jejich vlastností také jejich cena. Některé součástky byly zakoupeny, jiné získány jako vzorek či jsou zapůjčeny. Zesilovače použité v této práci byly zaslány jako vzorek od firmy Analog Devices.

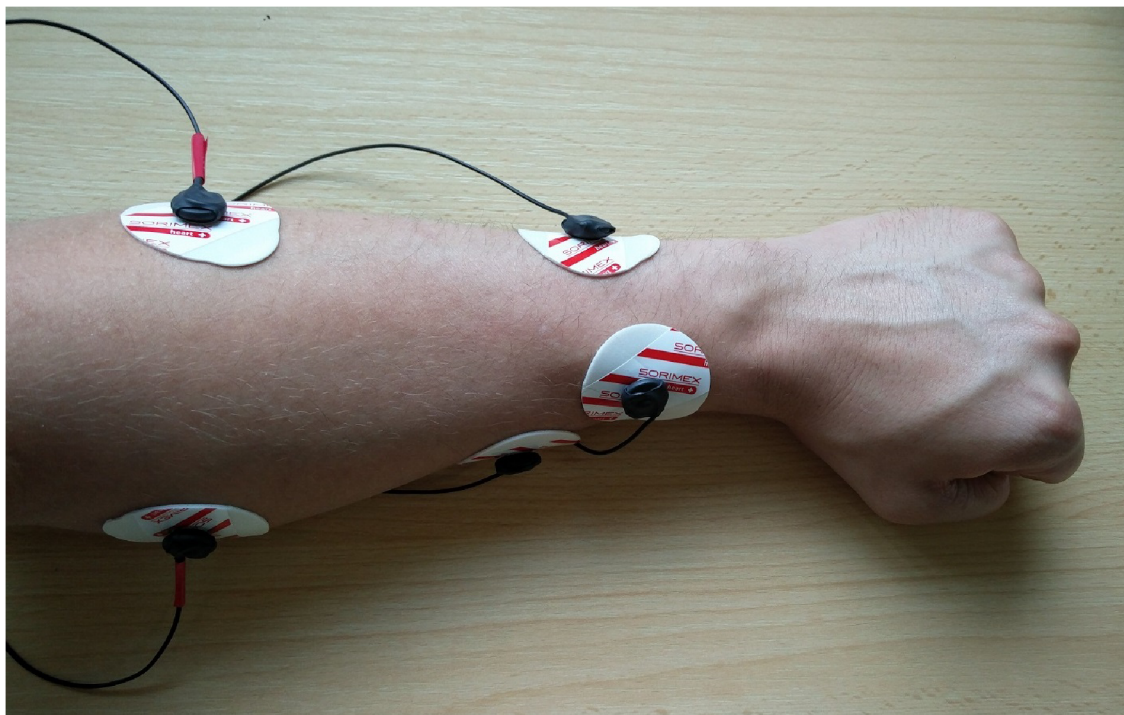
Tab. 5.1: Cena součástek

Součástka	Cena [Kč]	Počet kusů	Původ
AD8422ARZ	154,0	2	vzorek
AD8676ARZ	107,0	4	vzorek
ADM660ARZ	119,0	1	vzorek
L	3,5	2	GM
R	2,6	26	GM
C - foliové	1,9	24	GM
C - tantalové	4,5	2	GM
Trimr	30,0	2	GM
Dioda	1,4	4	GM
Arduino NANO	679,0	1	UBMI
Servo HK15328D	319,0	2	HobbyKing
Čelist	250,0	1	eBay
Kruhová páka	25,0	2	eBay

V tabulce 5.1 jsou vedeny orientační ceny součástek potřebných k sestrojení aktivní protézy předloktí. Cena veškerých součástek je cca 2650 Kč. Využitím vzorků zdarma a zapůjčením Arduina bylo odhadem ušetřeno 1530 Kč. V tabulce nejsou například uvedeny použité elektrody a stíněné vodiče včetně úchytů. Přesný seznam součástek použitý při konstrukci HW části je uveden v příloze C.

6 OVĚŘENÍ FUNKČNOSTI SYSTÉMU

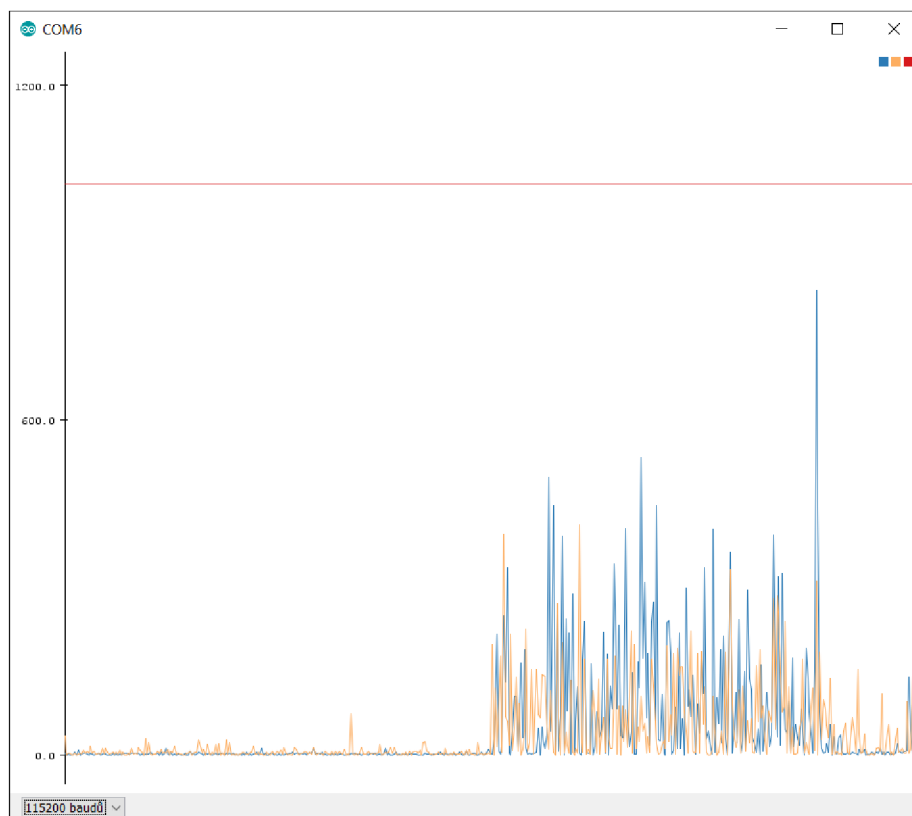
Funkčnost navrženého zařízení byla ověřena snímáním signálů ze svalů m. flexor capri radialis (dále flexor) a m. extensor capri ulnaris (dále extensor), jenž vyhovují požadavkům uvedených v kapitole 3.1. Reálné zapojení elektrod je vidět na obr. 6.1.



Obr. 6.1: Reálné zapojení elektrod

Vzorkování signálů a nastavení zesílení

Pomocí programu Read_EMG_signals_v1.2, šroubováku a sériového ploteru lze nastavit zesílení neinvertujících zesilovačů. Signál zobrazovaný sériovým ploterem je v reálném čase. Otáčením trimru vpravo je signál zesilován, otáčením vlevo zeslabován. Takto lze přesně nastavit úroveň signálů. Na obr. 6.2 je uveden výstup sériového ploteru, který zobrazíme přes editor (Arduino 1.6.9) v němž je program naprogramován. Přesněji Nástroje → Sériový ploter. První polovina zobrazeného signálu odpovídá relaxaci obou svalů, druhá polovina odpovídá kontrakci obou svalů. Takto lze kdykoliv ověřit funkčnost bloku pro zpracování EMG signálu a nastavit zesílení.



Obr. 6.2: Sériový ploter - zpětná vazba nastavení zesílení

Ovládání terminální pomůcky

Ověření funkčnosti ovládání terminální pomůcky se zúčastnilo 5 figurantů, 4 muži a 1 žena. U prvních 3 figurantů bylo zachováno nastavení zesílení. U zbylých 2 bylo nutné měnit nastavení neinvertujícího zesilovače, přesněji signály zesílit. Každý figurant byl seznámen s principem ovládání terminální pomůcky. Všichni figuranti si po určité době osvojili ovládání terminální pomůcky a byly schopni ji ovládat.

Praktická ukázka řízení terminální pomůcky je k dispozici v příloze. Úkolem bylo otočit terminální pomůcku vlevo, uchopit baterii, otočit terminální pomůcku do výchozí pozice, otočit terminální pomůcku vpravo a upustit baterii.

Úchop předmětů

Terminální pomůcka neobsahuje senzory zpětné vazby, proto jsou k úchopu využity pouze pevné předměty, které nemůžou být zničeny uchopením. Jako ukázkové předměty byla zvolena baterie AA, lepicí páska, hodinky a baterie 9V.

Úchop těchto předmětů je zobrazen na obr. 6.3. Baterie je válcovitý předmět, ale díky možnosti úchopu mezi distální plošky je pevně uchopen. Lepicí páska je

měkčí předmět, který lze také bez problému uchopit mezi čelisti. Řemínek hodinek se vměstnal mezi čelisti, kde je místo právě pro tyto účely. Ani úchop širších předmětů nečiní terminální pomůcke problémy. Nejširší předmět, který byl uchopen, bylo plastové pouzdro o šířce 5,5 cm. Širší předměty není bohužel možné do terminální pomůcky vtěsnat. Terminální pomůcka má dostatečnou sílu úchopu. Žádný předmět, který byl stisknut, nebylo možné vytáhnout bez otevření čelistí.



Obr. 6.3: Úchop baterie terminální pomůckou

Celkové zhodnocení zařízení

Funkčnost zařízení byla prokázána jeho realizací a odzkoušením. EMG signály jsou snímány a vyhodnoceny. Na tomto principu je ovládána terminální pomůcka. Ta umožňuje čtyři pohyby: sevření čelistí, rozevření čelistí, rotaci vpravo a rotaci vlevo. Uchycení předmětů je dostatečně silné. Zařízení je napájeno 2 bateriovými zdroji.

7 ZÁVĚR

V úvodní části práce je popsána anatomie horní končetiny, zejména svalů předloktí. Druhá kapitola je věnována amputačním technikám, indikacím k amputaci a protetickým náhradám horní končeny. Z těchto poznatků vycházíme při návrhu aktivní protézy předloktí.

Hlavní část práce se zabývá návrhem zařízení pro snímání, zpracování a vyhodnocení elektromyografických signálů. Signály jsou snímány ze dvou svalů pomocí 5 elektrod. Na jeden sval připadají 2 elektrody měřící a jedna společná referenční. Zpracování signálů je řešeno hardwarově. Elektrody jsou přivedeny na vstupy přístrojových zesilovačů. Vznikají dva signály - dva kanály. Pomocí analogových aktivních filtrů je získáno užitečné pásmo v rozsahu 20 až 500 Hz. Signály jsou dále zesíleny a dvoucestně usměrněny.

Takto předzpracované signály jsou vzorkovány AD převodníkem vývojové desky Arduino. Ze vzorkovaných signálů jsou mediánovým filtrem vytvářeny křivky, ze kterých je patrná aktivita svalstva. Křivky jsou porovnávány s prahovými hodnotami. Při jejich překročení je vyvolána určitá událost (sevření - rozevření čelisti, rotace čelisti vpravo - vlevo).

Terminální pomůcka byla zvolena čelistového typu. O její pohyb se stará dvojice servomotorů. Zvolené servomotory jsou dostatečně silné a rychlé. Pracovní pomůcka není příliš estetická, ale má velmi dobrý úchop a sílu.

Zařízení je napájeno dvěma bateriovými zdroji. První zdroj napájí vývojovou desku Arduino, druhý pak přímo servomotory. Přístrojové a operační zesilovače jsou napájeny symetrickým napětím. Díky tomu, že jsou servomotory napájeny přímo, je možné vyměnit terminální pomůcku za lepší či silnější a to bez ohledu na zbytek systému.

Navržené zařízení bylo hardwarově i softwarově realizováno. Pro ověření funkčnosti bylo otestováno pět figurantů. Každý figurant se naučil pohybovat terminální pomůckou, ovšem za různou dobu. Tomuto poznatku odpovídá i praxe, kde se moderní hi-tech protetické vybavení učí uživatelé ovládat měsíce až jeden rok.

LITERATURA

- [1] DIMON, Theodore. *Anatomie těla v pohybu: základní kurz anatomie kostí, svalů a kloubů*. Hodkovičky [Praha]: Pragma, 2009, 259 s. ISBN 978-80-7349-191-8.
- [2] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka: základní kurz anatomie kostí, svalů a kloubů*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010, 140 s. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [3] DUNGL, Pavel. *Ortopedie. 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada, 2014, xxiv, 1168 stran. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [4] Maxdorf, s.r.o. Výrazy od a do z. *Velký lékařský slovník On-line*. [online]. 2008 [cit. 2015-12-02]. Dostupné z: <<http://lekarske.slovníky.cz/>>
- [5] PAIGEROVÁ Michaela. Srovnání jednotlivých typů protéz horních končetin. *Ortopedická protetika*. [online]. 1999 [cit. 2015-12-02]. Dostupné z: <<http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc1dfa89a7ea17.htmx>>
- [6] Otto Bock ČR s.r.o.. *Moje protéza*. [online]. 1998-2015 [cit. 2015-12-02]. <Dostupné z: <http://mojeprouteza.cz/>>
- [7] KRISTINÍKOVÁ, Jarmila. *Protetická fyzioterapie: studijní opora*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014, 96 s. ISBN 978-80-7464-515-0.
- [8] Protetika horních končetin. *Ottobock*. [online]. 1998-2015 [cit. 2015-12-02]. Dostupné z: <<http://www.ottobock.cz/protetika/horni-koncetiny/>>
- [9] Below-elbow prostheses. *Britannica kids*. [online]. 2015 [cit. 2015-12-02]. Dostupné z: <<http://kids.britannica.com/comptons/art-167510/>>
- [10] TAYLOR, C. L. *The Biomechanics of Control in Upper-Extremity Prostheses* [online]. 1955: 22 [cit. 2015-12-02]. Dostupné z: <http://www.oandplibrary.org/a1/1955_03_004.asp>
- [11] Upper limb prostheses. *APC Prosthetics*. [online]. 2012 [cit. 2015-12-02]. Dostupné z: <<http://www.apcprosthetics.com.au/upper-limb-prostheses/>>
- [12] Otto bock standard steel hook. *Technical right below elbow amputee issues*. [online]. 2008 [cit. 2015-12-02]. Dostupné z: <<http://www.apcprosthetics.com.au/upper-limb-prostheses/>>

- [13] i-Limb revolution. *Touch Bionics*. [online]. 2015 [cit. 2015-12-02]. Dostupné z: <<http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-revolution>>
- [14] Muscles of arm and hand. *StudyBlue*. [online]. 15.4.2015 [cit. 2016-05-19]. Dostupné z: <<https://www.studyblue.com/notes/n/muscles-of-arm-and-hhand/deck/14381111>>
- [15] ANALOG DEVICES. AD8422. Data sheet. [online]. 2015 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8422.pdf>>
- [16] ANALOG DEVICES. AD620. Data sheet. [online]. 2011 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>>
- [17] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. Elektronické skriptum. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2014.
- [18] Elektromyografie. *KOMPENDIUM*. [online]. [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendum/biomechanika/experiment_metody_emg.php>
- [19] CHMELÁŘ, Milan. *Obvod AVC pro monitory*. Vysoké učení technické v Brně fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016.
- [20] Arduino.cz. *Webový magazín o Arduinu a elektronice*. [online]. 2014 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <<http://arduino.cz/>>
- [21] ArduinoBoardUno. *Arduino*. [online]. 2016 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <<https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>>
- [22] AnalogRead. *Arduino*. [online]. 2016 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <<https://www.arduino.cc/en/Reference/AnalogRead>>
- [23] ECKEL, Bruce a Chuck ALLISON. *Myslíme v jazyku C++*. Překlad Slavoj Písek. Praha: Grada, 2006. Myslíme v . ISBN 80-247-1015-3.
- [24] Quicksort. *Algoritmy.net*. [online]. 5.1.2015 [cit. 2016-05-19]. Dostupné z: <<https://www.algoritmy.net/article/10/Quicksort>>
- [25] ANALOG DEVICES. ADM660/ADM8660. Data sheet. [online]. 2011 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADM660_8660.pdf>

- [26] L-C Filter Equations. *Online Circuit Calculator*. [online]. 20.6.2006 [cit. 2016-05-18]. <Dostupné z: <http://circuitcalculator.com/lcfilter.htm>>
- [27] ProtetikaFM. *Protetika*. [online]. 2013 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <<http://www.protetikafm.cz/sluzby-protetika.html>>
- [28] Protetika Děčín. *Protézy*. [online]. 2013 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <<http://www.protetikadecin.cz/>>
- [29] Myoelectric prosthetics 101. *Ottobock USA*. [online]. 2013 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <<http://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees/prosthetics-101/myoelectric-prosthetics-101/>>
- [30] How Servo Motors Work. *Jameco*. [online]. 2015 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <<http://www.jameco.com/jameco/workshop/howitworks/how-servo-motors-work.html>>

OBSAH PŘILOŽENÉHO DVD

- Bakalářská práce

Složka *Arduino*:

- EMG_prosthesis_control_v3.5.ino
- Read_EMG_signals_v1.2.ino

Složka *Datasheety*:

- AD620.pdf
- AD8422.pdf
- AD8676.pdf
- ADM660_8660.pdf

Složka *Eagle*:

- zpracovani_signalu.sch (schéma obvodu)
- zpracovani_signalu.brd (DPS obvodu)

Složka *Filter Wizard*:

- Složka *Dolní propust* - export z aplikace
- Složka *Horní propust* - export z aplikace

Složka *Ostatní*:

- Obvod AVC pro monitory

Složka *Video*:

- Pohyby_terminalni_pomucky.mp4
- Serial_ploter_EMG.avi
- Serial_ploter_median.avi
- Ukazka_rizeni_protezy.mp4

SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Kosti lokte a předloktí	2
1.2	Ohybače paže	3
1.3	Pronující a supinující svaly předloktí	4
1.4	Natahovače a ohybače zápěstí	5
1.5	Ohybače a natahovače prstů	6
2.1	Průběh moderní gilotinové amputace	8
2.2	Rozsah pohybů po exartikulaci v mediokarpálním	10
2.3	Závislost rozsahu pronosupinačních pohybů na délce pahýlu	10
2.4	Kosmetická protéza předloktí	12
2.5	Terminální pomůcka takové protézy od firmy Otto Bock	13
2.6	Základní složení myoelektrické protézy předloktí	14
2.7	Bionická protéza i-Limb Revolution a mobilní SW	16
3.1	Zjednodušené blokové schéma přístroje	17
3.2	Snímané svaly	18
3.3	Blokové schéma bloku pro zpracování EMG signálu	18
3.4	Zapojení přístrojových zesilovačů	19
3.5	Horní propust	22
3.6	Dolní propust	22
3.7	Neinvertující zesilovač	23
3.8	Dvoucestné usměrnění	24
3.9	Arduino UNO (vlevo), Arduino NANO (vpravo)	25
3.10	Sériový ploter - mediánové křivky obou signálů	27
3.11	Zapojení invertoru napětí ADM660	28
4.1	Pahýlové lůžko horní končetiny	29
4.2	Použitá terminální pomůcka	30
4.3	Složení servomotoru	31
4.4	Závislost natočení na šířce impulzu	31
5.1	Vývojový diagram vyhodnocení signálu	35
5.2	Sestavená terminální pomůcka	36
6.1	Reálné zapojení elektrod	38
6.2	Sériový ploter - zpětná vazba nastavení zesílení	39
6.3	Úchop baterie terminální pomůckou	40

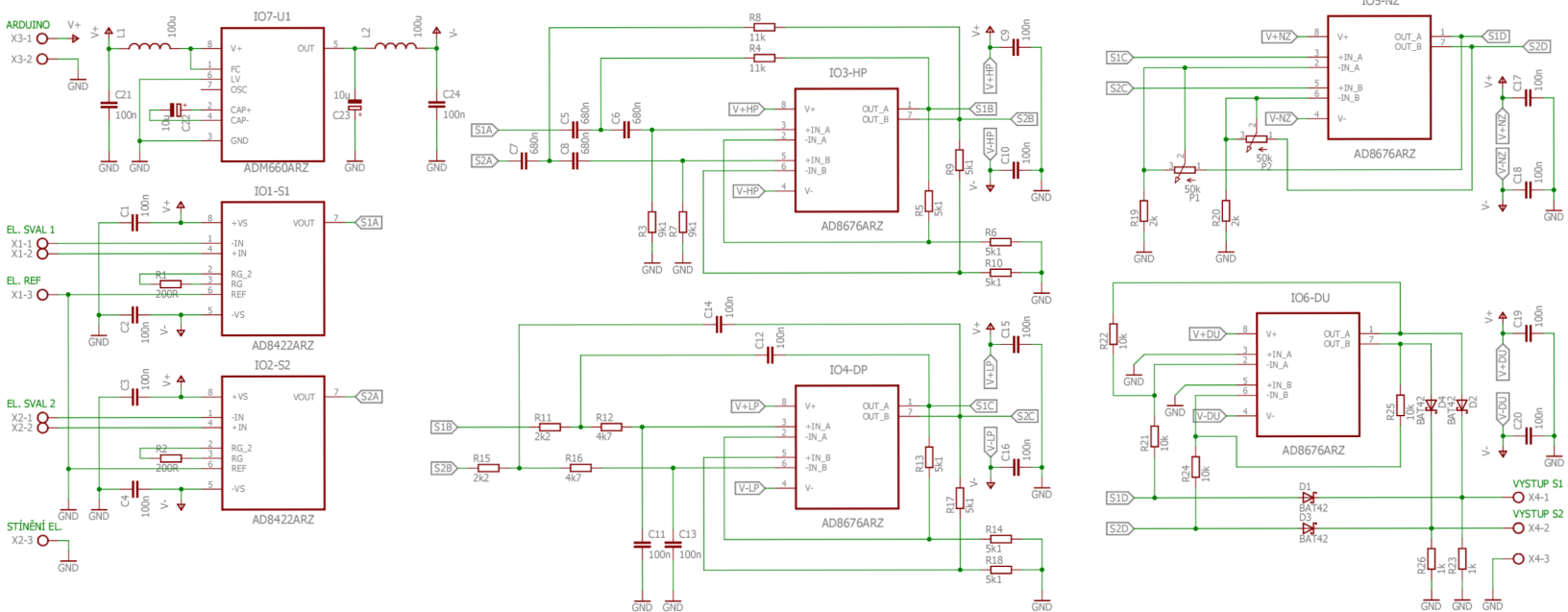
SEZNAM TABULEK

3.1	Porovnání přístrojových zesilovačů AD620A a AD8422ARZ	20
4.1	Příkazy servomotorů	32
5.1	Cena součástek	37

SEZNAM PŘÍLOH

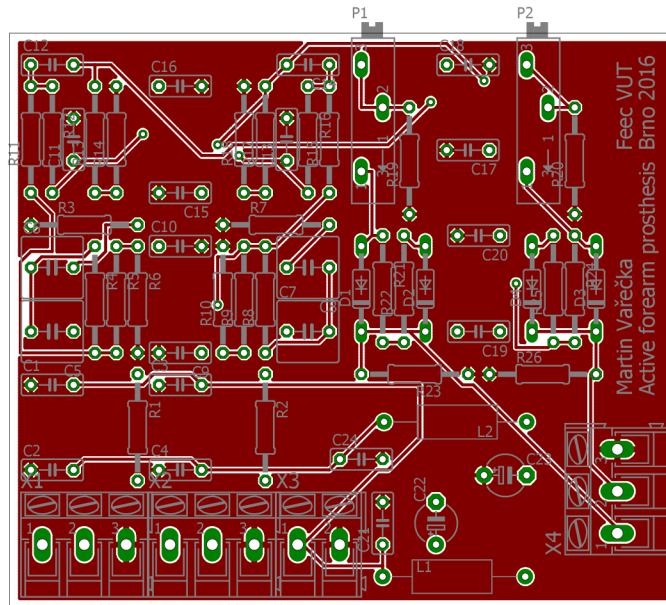
A	Schéma obvodu	48
B	Deska plošného spoje	49
B.1	Vrstva top	49
B.2	Vrstva bottom	49
C	Seznam součástek obvodu	50

A SCHÉMA OBVODU

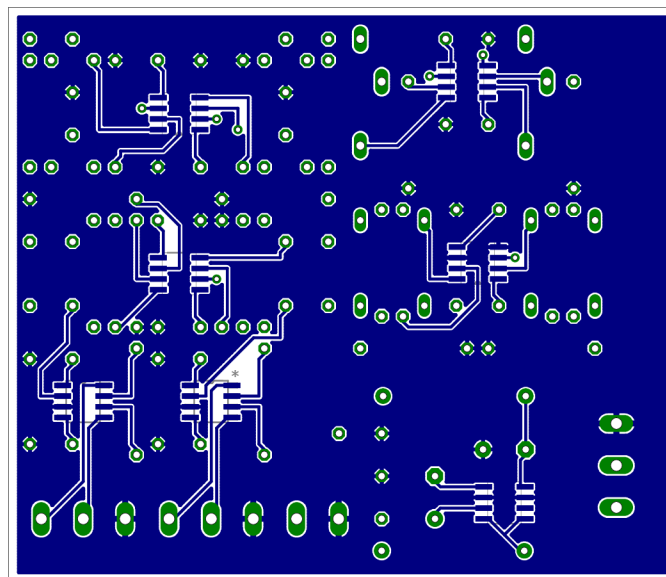


B DESKA PLOŠNÉHO SPOJE

B.1 Vrstva top



B.2 Vrstva bottom



C SEZNAM SOUČÁSTEK OBVODU

Označení	Hodnota / Název	Popis	Tolerance
C1-C4, C9-C21, C24	100 nF	Foliový kondenzátor	5 %
C5-C8	680 nF	Foliový kondenzátor	5 %
C22, C23	10 uF	Tantalový kondenzátor	20 %
D1-D4	BAT42	Schottkyho dioda	
IO1-S1	AD8422ARZ	Přístrojový zesilovač	
IO2-S2	AD8422ARZ	Přístrojový zesilovač	
IO3-HP	AD8676ARZ	Operační zesilovač	
IO4-DP	AD8676ARZ	Operační zesilovač	
IO5-NZ	AD8676ARZ	Operační zesilovač	
IO6-DU	AD8676ARZ	Operační zesilovač	
IO7-U1	ADM660ARZ	Invertující měnič napětí	
L1, L2	100 uH	Tlumivka axiální	10 %
P1, P2	50 k Ω	15 otáček	10 %
R1, R2	200 Ω	Rezistor, pouzdro 0207	1 %
R3, R7	9,1 k Ω	Rezistor, pouzdro 0207	1 %
R4, R8	11 k Ω	Rezistor, pouzdro 0207	1 %
R5, R6, R9, R10, R13, R14, R17, R18	5,1 k Ω	Rezistor, pouzdro 0207	1 %
R11, R15	2,2 k Ω	Rezistor, pouzdro 0207	1 %
R12, R16	4,7 k Ω	Rezistor, pouzdro 0207	1 %
R19, R20	2 k Ω	Rezistor, pouzdro 0207	1 %
R21, R22, R24, R25	10 k Ω	Rezistor, pouzdro 0207	1 %
R23, R26	1 k Ω	Rezistor, pouzdro 0207	1 %
X1-X4		Konektor	