



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 DOLNÍ KONČETINY

LEG PROTHESIS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Ondřej Bulva

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jaroslav Balogh

BRNO 2017

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. Ondřej Bulva

ID: 147362

Ročník: 2

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Aktivní protéza dolní končetiny

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Provedte literární rešerši zaměřenou na anatomii lidské nohy, zejména svalových skupin. 2) Prostudujte současný stav návrhu a realizace aktivních protéz dolní končetiny. 3) Provedte hardwarový a softwarový návrh systému pro měření pohybů zdravé nohy 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: 6.2.2017

Termín odevzdání: 19.5.2017

Vedoucí práce: Ing. Jaroslav Balogh

Konzultant: Ing. Vratislav Čmiel, Ph.D.

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

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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

Tato diplomová práce se zabývá studiem aktuálního stavu vývoje aktivních protéz dolní končetiny a věnuje se zejména vlastnímu návrhu aktivní protézy. Úvod práce se věnuje anatomii dolní končetiny a stručně popisuje cyklus chůze. V dalších kapitolách jsou shrnuty amputační techniky v oblasti dolní končetiny, po kterém následuje popis rozdělení protéz dle úrovně amputace, které byly popsány v kapitolách dříve. Práce se dále zabývá rozdělením protéz podle úrovně aktivity pacienta a stručně popisuje konstrukční rozdíly v těchto jednotlivých případech. Kapitola popisující aktuální vývoj v odvětví aktivních protéz zahajuje část práce zabývající se detailním popisem součástí protéz. Následující kapitoly se věnují popisují návrh a realizaci prototypu aktivní transfemorální protézy. Předposlední kapitola se věnuje popisu softwaru všech částí protézy. Tuto kapitolu následuje zhodnocení dosažených výsledků.

Klíčová slova:

Dolní končetina, protéza dolní končetiny, transtibální protéza, aktivní protéza, digitální signálový processor, snímání pohybu

Abstract

This thesis deals with the current state of development of active lower limb prostheses and focuses mainly on own design of active prostheses. The introduction deals with the anatomy of lower limb and briefly describes the walk cycle. In other chapters are summarized amputation techniques in the lower limb, followed by a description of the allocation of prostheses according to the level of amputation, which were described in earlier chapters. The thesis also deals with the division of prostheses according to the patient's activity level and briefly describes the structural differences in these individual cases. Chapter describing the actual development in the field of active prostheses initiates part dealing with the detailed description of the part of the prosthesis. The following chapters deal with the design and implementation of a prototype of active transfemoral prosthesis. The penultimate chapter deals with the software description of all parts of the prosthesis. This chapter is followed by an evaluation of the achieved results.

Keywords:

Lower limb, lower limb prosthesis, transtibial prosthesis, active prosthesis, digital signal processor, motion capture

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Aktivní protéza dolní končetiny jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 19. května 2017

.....

podpis autora

BULVA, O. AKTIVNÍ PROTÉZA DOLNÍ KONČETINY. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 79 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Jaroslav Balogh.

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat svému vedoucímu diplomové práce Ing. Jaroslavu Balogovi za skvělou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc doprovázenou mnoha užitečnými radami a za jeho velkou vstřícnost při zpracovávání této diplomové práce.

V Brně dne 19. května 2017

.....

podpis autora

Obsah

1	Úvod	1
2	Anatomie dolní končetiny	2
2.1	Kostra dolní končetiny.....	2
2.1.1	Pánevní pletenec.....	2
2.1.2	Stehno.....	2
2.1.3	Kolenní kloub	2
2.1.4	Bérec.....	3
2.1.5	Noha	3
2.2	Svalstvo dolní končetiny	4
3	Chůze.....	7
3.1	Cyklus chůze.....	7
4	Amputace dolní končetiny	8
4.1	Amputace v oblasti nohy	9
	Amputace článku prstu.....	9
	Paprsčitá resekce	9
	Amputace transmetatarsální	9
	Amputace v Lisfrancově kloubu	9
	Amputace v Chopartově kloubu.....	9
4.2	Amputace prováděné v oblasti pod kolenem.....	10
4.2.1	Symeho amputace	10
4.2.2	Transtibální amputace	11
4.3	Amputace prováděné v oblasti nad kolenem	11
4.3.1	Transfemorální amputace	12
4.3.2	Disartikulace v kyčli.....	12
4.3.3	Hemipelvektomie	12
5	Dělení protéz	13
5.1	Dělení protéz dle úrovně amputace	13
5.1.1	Protézy po amputaci části nohy.....	13
5.1.2	Protézy po Symeho amputaci	13

5.1.3	Protézy po transtibální amputaci	13
5.1.4	Protézy po disartikulaci v kolenu	13
5.1.5	Protézy po transfemorální amputaci	14
5.1.6	Protézy po disartikulaci v kyčli a hemipelvektomii	14
5.2	Dělení protéz dle konstrukce	14
5.2.1	Endoskeletární protézy	14
5.2.2	Exoskeletární protézy	14
5.3	Dělení protéz dle stupně aktivity pacienta	15
5.3.1	Stupeň aktivity 1 – mírná zátěž	15
5.3.2	Stupeň aktivity 2 – střední zátěž	15
5.3.3	Stupeň aktivity 3 – vysoká zátěž	15
5.3.4	Stupeň aktivity 4 – Extrémní zátěž	15
6	Aktivní protézy	16
6.1	Popis konstrukce protéz	17
6.1.1	Popis konstrukce transfemorální protézy	17
6.2	Popis konstrukce transtibální protézy	19
7	Návrh aktivní transtibální protézy	20
7.1	Návrh systému pro měření pohybů zdravé nohy	21
7.1.1	EMG	21
7.1.2	Snímání úhlů jednotlivých kloubů	22
7.1.3	Akcelerometrické snímání pohybů zdravé nohy	22
7.1.4	Taktilní snímání zatížení chodidla	23
7.2	Výpočetní jednotka – Vývojový kit Arduino Mega	24
7.3	Zpracování a úprava měřených signálů – digitální signálové procesory sigma DSP	25
7.3.1	Vývojový kit Analog Devices EVAL-ADAU1701MINIZ	25
7.4	Senzory	26
7.5	Napájení	26
7.6	Motorizace kloubů	27
7.7	Materiál těla protézy	27
8	Měření pohybu zdravé nohy při chůzi	28

8.1	EMG holter se záznamem dat z gyroskopů a kolenního kloubu	28
8.1.1	Cíl měření	28
8.1.2	Konstrukce	28
8.2	Algoritmus zápisu dat na SD kartu	31
8.3	Měření na osobách	32
9	Snímání zdravé nohy	33
9.1	Senzory a snímané parametry	33
9.2	Vliv nasnímaných dat na chování protézy	33
10	Prototyp protézy	34
10.1	Blokové schéma	35
10.2	Řídící jednotka	36
10.3	Senzory	36
10.3.1	Analogové tříosé akcelerometry Analog Devices ADXL335	36
10.3.2	Devítiosý digitální senzor MPU-9250	38
10.3.3	Snímání úhlů kloubů	40
10.3.4	Taktilní senzory	40
10.3.5	Snímání aktivity svalů	41
10.4	Zpracování signálů	42
10.5	Motorizace kloubů	43
10.6	Napájení	45
11	Popis jednotlivých částí prototypu protézy	46
11.1	Bérec	46
11.1.1	Popis	46
11.1.2	Hlavní řídicí jednotka	47
11.1.3	Předzesilovače pro propojení s DSP	48
11.1.4	Řízení motorů	49
11.2	Chodidlo a hlezenní kloub	51
11.2.1	Popis	51
11.2.2	Taktilní senzory s AD převodníkem	52
11.3	Kolenní kloub	53

11.3.1	Popis	53
11.3.2	Akcelerometr	53
11.3.3	DSP.....	53
12	Algoritmus řízení protézy.....	54
12.1	Hlavní výpočetní jednotka	54
12.2	Řízení motorů.....	58
12.3	Sériová komunikace mezi moduly Arduino	60
12.4	DSP	61
12.4.1	Zpracování EMG signálů	62
12.4.2	Zpracování signálu z taktilních senzorů.....	65
12.4.3	Nastavení DSP jádra.....	68
13	Zhodnocení funkce a vylepšení prototypu protézy	70
13.1	Konstrukce	70
13.2	Řídící jednotka	70
13.3	Motorizace	70
13.4	Taktilní senzory	71
13.5	EMG.....	71
13.6	Optimalizace softwaru	71
13.6.1	Řízení protézy	71
13.6.2	DSP.....	71
14	Závěr.....	72
	Seznam použité literatury	74
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	77
	Seznam příloh.....	78
	Seznam příloh na CD	79

Seznam obrázků

Obr. 1 : znázornění řezů amputací v oblasti chodidla [5]	9
Obr. 2 : Znázornění řezů při amputaci v oblasti pod kolenem [5]	10
Obr. 3 : Znázornění řezů při amputaci v oblasti nad kolenem [5]	11
Obr. 4 : Transfemorální protézy pro stupeň aktivity 1-4 (zleva) [8].....	15
Obr. 5 : Transtibální protézy pro stupeň aktivity 1-4 (zleva) [8]	15
Obr. 6 : Popis konstrukce transfemorální protézy [8]	17
Obr. 7 : Popis konstrukce transtibální protézy [8].....	19
Obr. 8 : Blokové schéma snímání pohybů zdravé nohy a řízení aktivní protézy.....	20
Obr. 9 : Shield pro snímání EKG/EMG pro vývojový kit Arduino [11]	21
Obr. 10 : Děrový snímač úhlu s rozsahem 340° a rozlišením 0,3° s garancí 2mil cyklů [12].	22
Obr. 11 : SiP modul MPU-9150 kombinující tříosý gyroskop, akcelerometr a digitální kompas [13]	22
Obr. 12 : Fóliový tenzometr [14]	23
Obr. 13 : Vývojový kit Arduino MEGA [15].....	24
Obr. 14 : Vývojový kit Analog Devices EVAL-ADAU1701MINIZ.....	25
Obr. 15 : Tříčlánková Li-Pol baterie o napětí 11,1V, kapacitě 2200mAh a maximálním vybíjecím proudem 88A. [17]	26
Obr. 16 : Digitální modelářské servo se silou tahu 35kg/cm [17].....	27
Obr. 17 : Březový multiplex o tloušťce 18mm	27
Obr. 18: Záznamové zařízení	28
Obr. 19: Schéma zapojení záznamového zařízení.....	29
Obr. 20: Blokové schéma záznamového zařízení	30
Obr. 21: Vývojový diagram algoritmu záznamového zařízení	31
Obr. 22: Nasnímané signály na zdravé noze	32
Obr. 23: Fotografie prototypu protézy	34
Obr. 24: Blokové schéma prototypu protézy	35
Obr. 25: Vnitřní blokové schéma akcelerometru ADXL335, Převzato z [18].....	36
Obr. 26: Fotografie modulu akcelerometru ADXL335.....	37
Obr. 27: Vnitřní blokové schéma čipu MPU-9250, převzato z [19].....	38
Obr. 28: Fotografie modulu čipu MPU-9250.....	39
Obr. 29: Piezoelektrické taktilní čidlo.....	40
Obr. 30: Blokové schéma vývojové desky EVAL ADAU1701 MINI, převzato z [22]	42
Obr. 31: Krokový motor 17PM-K011-04V.....	43
Obr. 32: Popis vývodů pouzdra řadiče L293D, převzato z [21]	43
Obr. 33: Průběh řídicího signálu krokového motoru s použitím generické knihovny "Stepper"	44
Obr. 34: Průběh řídicího signálu motoru s použitím knihovny "Accelstepper".....	44

Obr. 35: Modul stabilizátoru napětí s čipem LM2596S.....	45
Obr. 36: Li-Pol 4S baterie 14,4V 5,2Ah	45
Obr. 37: Hlídač napětí Li-Pol baterie s alarmem	45
Obr. 38: Protetický bérec z čelní strany	46
Obr. 39: Detail hlavní řídicí jednotky s připojenými shieldy.....	47
Obr. 40: Schéma hlavní řídicí jednotky	47
Obr. 41: Schéma předzesilovačů EMG signálu.....	48
Obr. 42: Detail shieldu s předzesilovači.....	48
Obr. 43: Schéma motorové řídicí jednotky	49
Obr. 44: Detail motorové řídicí jednotky a umístění motorů.....	50
Obr. 45: Detail konstrukce chodidla a hlezenního kloubu	51
Obr. 46: Schéma předzesilovače a AD převodníku pro taktilní čidla	52
Obr. 47: Detail konstrukce kolenního kloubu a umístění DSP modulu.....	53
Obr. 48: Blokové schéma hlavní výpočetní jednotky, první část.....	54
Obr. 49: Blokové schéma hlavní výpočetní jednotky, druhá část.....	55
Obr. 50: Blokové schéma hlavní výpočetní jednotky, třetí část.....	56
Obr. 51: Blokové schéma hlavní výpočetní jednotky, čtvrtá část	57
Obr. 52: Blokové schéma řídicí jednotky motorů, první část	58
Obr. 53: Blokové schéma řídicí jednotky motorů, druhá část.....	59
Obr. 54: Blokové schéma signálové cesty zpracování EMG signálu.....	62
Obr. 55: Vyobrazení bloků firmwaru DSP pro zpracování EMG.....	63
Obr. 56: Časový průběh signálu EMG na vstupu DSP	64
Obr. 57: Časový průběh signálu EMG po filtraci	64
Obr. 58: Časový průběh RMS hodnoty signálu EMG	64
Obr. 59: Blokové schéma signálové cesty zpracování signálu z taktilních senzorů	65
Obr. 60: Vyobrazení bloků firmwaru DSP pro zpracování signálu z taktilních senzorů.....	66
Obr. 61: Signál z taktilního čidla na vstupu DSP.....	66
Obr. 62: Signál z taktilního čidla po filtraci.....	67
Obr. 63: Signál z taktilního čidla po průchodu RMS detektorem.....	67
Obr. 64: Detekce překročení prahu hodnoty úrovně RMS signálu taktilního čidla.....	67
Obr. 65: Detail nastavení jednotlivých pinů GPIO	68
Obr. 66: Nastavení parametrů digitálního audio vstupu	68
Obr. 67: Detail nastavení generátoru systémového hodinového signálu	68
Obr. 68: Pohled na kompletní nastavení registrů DSP.....	69

1 Úvod

Amputace končetiny na jakékoli úrovni je velkým zásahem do života pacienta a má velký vliv na jeho psychiku. Ztráta končetiny je ve většině případů spojena s traumatizující událostí, která jen umocňuje psychickou zátěž pacienta. Úkolem protetiky a bioniky je zajistit pacientům po amputaci co nejrychleji a nejkvalitněji náhradu amputované končetiny. Cílem je přiblížit se ideální protéze, která by bez omezení nahradila amputovanou končetinu a pacientův život tak do budoucna nebyl nijak limitován. V dnešní době je protetika na vysoké úrovni a ke slovu se dostává bionika, která se snaží poznatky z biologického odvětví přenést do techniky. Díky pokročilé miniaturizaci v oblasti elektronických součástek a baterií je možné vyvíjet stále inteligentnější a výkonnější aktivní protézy, které se snaží simulovat reálné chování zdravé končetiny. V oblasti protetiky dolních končetin se největšího pokroku dosáhlo v odvětví aktivních kolenních kloubů, které jsou v dnešní době na vysoké úrovni a dovolují pacientovi plynulý a téměř neomezený pohyb i při amputaci obou končetin.

Tato práce se ve své první polovině zabývá studiem aktuálního vývoje na poli aktivních protéz a zejména vlastním návrhem systému pro snímání zdravé končetiny, podle kterého bude řízena aktivní protéza, jejíž návrh je uveden v poslední kapitole této práce. V úvodu jsou obsaženy informace o anatomii lidské dolní končetiny a amputačních technikách, které doprovází informace o protézách pro jednotlivé stupně amputace.

Druhá část práce se věnuje samotné realizaci aktivní protézy dolní končetiny od jejího počátečního návrhu až po hotový prototyp protézy pro amputaci nad kolenem. Kapitoly 8 a 9 se věnují snímání zdravé končetiny pomocí různých druhů senzorů a jejich následný vliv na chování protézy. Kapitoly 10 a 11 se do detailu věnují popisu konstrukce samotného prototypu protézy. Jsou zde popsány jednotlivé konstrukční části protézy včetně popisu jejich funkcí. Kapitola 12 se věnuje „firmwaru“ protézy. V podkapitolách jsou popsány jednotlivé algoritmy funkčních částí řízení protézy. Poslední kapitola se věnuje zhodnocení funkcí prototypu protézy, které je doprovázeno návrhy pro zlepšení prototypu protézy do budoucna.

2 Anatomie dolní končetiny

Dolní končetina je orgánem pro oporu a lokomoci lidského těla. K přenosu sil vertikalizovaného těla na dolní končetinu dochází v pánvi, která je tak nejen zakončením páteře, ale i podporou dolních končetin. V kapitole níže bude stručně popsána anatomie dolní končetiny. [1]

2.1 Kostra dolní končetiny

2.1.1 Pánevní pletenec

Pánevní pletenec je tvořen dvěma pánevními kostmi ossa coxae a nepárovou křížovou kostí os sacrum. Pánevní kost os coxae se skládá ze tří kostí, které byly původně samostatné a to:

- Kyčelní kosti, os ilium
- Sedací kosti, os ischii
- Stydké kosti, os pubis

Aktivní komponentou pánevního pletence jsou svaly kyčelního kloubu a svaly stehna. [1]

2.1.2 Stehno

Stehno neboli femur je nosnou masivní částí dolní končetiny, která je bezprostředně zatížena hmotností trupu, čemuž odpovídá mohutný skeletní základ, který tvoří stehenní kost. Stehenní kost má krom nosné funkce klíčový význam při chůzi a podílí se na stavbě kyčelního kloubu. Proximální konec, kde se nachází hlavička stehenní kosti caput femoris má kulový tvar a k tělu kosti se připojuje oploštělým krčkem collum femoris. Distální konec stehenní kosti je rozšířený v příčném i předozadním směru a vybíhá ve dva kloubní hrboly condylus medialis a condylus lateralis. Oba kloubní hrboly jsou vzadu odděleny hlubokou jámou fossa intercondylaris a vpředu jsou spojeny vyhloubenou kloubní plochou pro kontakt femuru s čéškou. [1] [2]

Kyčelní kloub art. coxae je kulový kloub spojující stehenní kost s pletencem dolní končetiny. Je tvořen jamkou kyčelní kosti a hlavicí femuru. [2]

2.1.3 Kolenní kloub

Kolenní kloub je největší kloub v lidském těle složený ze tří kostí femur, tibia a patela. Vzhledem k faktu, že kloubní plochy femuru a tibie si tvarem ani velikostí neodpovídají, femur se při pohybu dotýká tibie vždy jen na malé ploše. Rozdílnost styčných ploch obou kostí je vyrovnávána pomocí chrupavčitých menisků (meniscus medialis a meniscus lateralis), které tak reprezentují většinu kloubní plochy. [1] [2]

2.1.4 Běrec

Běrec neboli crus je část dolní končetiny kratší než femur. Jeho skelet je tvořen dvěma kostmi, avšak nosnou funkci má pouze kost holenní, která se také jako jediná podílí na tvorbě kolenního kloubu. Běrec má podobnou funkci jako předloktí na horní končetině a to pouze zkrácení délky končetiny. [1] [2]

Holenní kost neboli tibia je hlavní nosná kost bérce s proximálně rozšířeným koncem určeným pro spojení s kondyly stehenní kosti. Proximální konec holenní kosti je podobně jako distální konec femuru rozšířený ve dva kloubní hrboly condylus medialis a condylus lateralis, které rozdělují interkondylární vyvýšenina eminentia intercondylaris, která vybíhá v mediální a laterální hrbolek. Distální konec tibie se nazývá tibiální pylon a je slabší než konec proximální a vybíhá ve vnitřní kotník malleous medialis. [1] [2]

Lýtková kost neboli fibula je štíhlá kost, která nemá v bérce nosnou funkci. Je přibližně stejně dlouhá jako tibia. Ačkoli není lýtková kost nosnou kostí, jde o kost s poměrně silným pláštěm kompakty. Na proximálním konci je poměrně mohutná jehlancovitá hlavice lýtkové kosti caput fibulae na jejíž přední a zadní straně jsou kloubní plochy pro připojení k tibií. Distální konec fibuly vybíhá v zevní kotník malleous lateralis. Na vnitřní straně kotníku se nalézá ploška pro spojení s tibií, pod níž je kloubní plocha pro spojení s hlezenní kostí. [1] [2]

Česka neboli patella je kost v úponové šlaše čtyřhlavého stehenního svalu. Od tibie je vždy oddělena tukovými polštářky, v kontaktu je tak pouze s femurem. Česka má přibližně srdčitý tvar. Na horním okraji česky se upíná hlavní část šlachy čtyřhlavého stehenního svalu. Česka má v kolenním kloubu funkci kladky, na které dochází ke změně tahu čtyřhlavého stehenního svalu. [1] [2]

2.1.5 Noha

Distálním článkem dolní končetiny je noha neboli pes. Základní uspořádání má noha stejné jako ruka, avšak kvůli odlišné funkci jsou přítomny četné stavební a funkční rozdíly. Kostra nohy se dělí na tři oddíly a to zánártí, nebo tarsus, nárt neboli metatarsus a články prstů neboli phalanges digitorum. [1] [2]

Tarzální kosti neboli ossa tarsi tvoří sedm poměrně masivních kostí. Hlezení kost neboli tallus se spojuje s bérceovými kostmi, patní a čunkovou kostí. Patní kost neboli calcaneus je největší kost z nohy, která přenáší část váhy těla na podložku. Patní kost má tvar čtyřbokého hranolu. Člunková kost neboli os naviculare je krátká oploštělá kost, která se nachází na palcovém okraji nohy v oblouku nožní klenby. [1] [2]

Klínovité kosti neboli ossa cuneiformia jsou tři kosti, které jsou v kontaktu s člunkovou kostí, první až čtvrtou nártní kostí a kostí krychlovou. Mezi klínovité kosti patří vnitřní, střední a zevní klínovitá kost. [1] [2]

Vnitřní klínovitá kost neboli os cuneiforme mediale je největší z klínovitých kostí ve tvaru klínu. Střední klínovitá kost neboli os cuneiforme intermedium je nejmenší z klínovitých kostí a je uložena mezi vnitřní a zevní klínovitou kostí. Zevní klínovitá kost neboli os cuneiforme laterale je rozměrem větší než střední klínovitá kost a je vložena mezi člunkovou a třetí nártní kost. [1] [2]

Krychlová kost neboli os cuboideum je krátká klínovitá kost umístěná mezi patní kost a báze čtvrté a páté nártní kosti. [1] [2]

Metatarzální kosti neboli ossa metatarsalia je seskupení pěti kostí formujících střední část kostry nohy. Čísly se od jedné do pěti, přičemž číslování začíná u palcového metatarzu. Metatarzy jsou dlouhé konvexní kosti skládající se z rozšířené báze, těla a hlavičky kostí. [1] [2]

Články prstů, neboli phalanges tvoří kostru prstů nohy. Anatomické uspořádání je podobné jako články prstů ruky, avšak články prstů nohy jsou výrazně kratší. Všechny prsty jsou tříčlánkové vyjma palce, který má pouze dva články. [1] [2]

2.2 Svalstvo dolní končetiny

Svalstvo dolní končetiny má za úkol lokomoci lidského těla. Jejich hlavní úlohou je udržovat rovnováhu a zajistit pohyb těla.

V této kapitole bude stručně popsán seznam svalů dolní končetiny se stručným popisem jejich funkce. [3]

- **Velký bederní sval** (*musculus psoas major*) – Jedná se o sval začínající na posledním hrudním a bederním obratli. Úpon svalu se nachází na malém chocholíku femuru. Funkcí tohoto svalu je flexe v kyčelním kloubu.
- **Sval kyčelní** (*musculus iliacus*) – Kyčelní sval začíná na kosti kyčelní a upíná se na malém chocholíku femuru. Jeho funkcí je taktéž flexe v kyčelním kloubu.
- **Svaly hýžd'ové** (*musculi glutei*) – Mezi svaly hýžd'ové patří velký, střední a malý sval hýžd'ový. Svaly začínají na kosti kyčelní a upínají se na velkém chocholíku femuru. Funkcí svalu je extenze a abdukce v kyčelním kloubu.
- **Napínač stehenní povázky** (*tensor fasciae latae*) – Sval jehož funkce je napínání stehenní povázky.
- **Sval hruškovitý** (*musculus piriformis*) – Sval se upíná na velkém chocholíku femuru. Jeho funkcí je vnější rotace v kyčelním kloubu.
- **Sval krejčovský** (*musculus sartorius*) – Jedná se o nejdelší sval v lidském těle začínající na kosti kyčelní s úponem na kosti holenní. Sval prochází přes kyčelní a kolenní kloub a jeho funkce je flexe v těchto kloubech.

- **Čtyřhlavý sval stehenní** (*musculus quadriceps femoris*) – Jedná se o čtyři svaly m. *rectus*, m. *vastus*, m. *vastus intermedius* a m. *vastus lateralis*. Jednotlivé svaly se upínají na kosti kyčelní (m. *rectus*) a kosti stehenní (m. *vastus*). Všechny svaly se upínají na kost holenní. Jeho funkcí je extenze v kolenním kloubu a flexe v kyčelním kloubu.
- **Skupina přitahovačů** (*musculi adductores*) – jedná se o skupinu svalů jejichž funkce je addukce v kyčelním kloubu.
- **Hamstringy** – Skupina svalů zadní části stehna do které patří dvojhlavý sval stehenní (*musculus biceps femoris*), sval poloblanitý (*musculus semimembranosus*) a sval pološlašitý (*musculus semitendinosus*). Funkcí této skupiny svalů je flexe kolenního kloubu a extenze kyčelního kloubu.

Přední skupina svalů lýtkových: [3]

- **Přední sval holenní** (*musculus tibialis anterior*) – Funkcí tohoto svalu je dorsální flexe v hlezenním kloubu.
- **Dlouhý natahovač prstů** (*m. extensor digitorum longus*) – Funkcí tohoto svalu je dorzální flexe nohy
- **Dlouhý natahovač palce** (*m. extensor hallucis longus*) – Funkcí tohoto svalu je extenze palce a pomoc při dorzální flexi a inverzi nohy.
- **Dlouhý sval lýtkový** (*musculus fibularis longus*) – Funkcí tohoto svalu je plantární flexe v hlezenním kloubu.
- **Krátký sval lýtkový** (*m. peroneus brevis*) – Funkcí tohoto svalu je dopomáhat plantární flexi v hlezenním kloubu.

Zadní skupina svalů lýtkových: [3]

- **Trojhlavý sval lýtkový** (*musculus triceps surae*) – Funkcí tohoto svalu je plantární flexe v hlezenním kloubu a flexe v kolenním kloubu.
- **Zadní holenní sval** (*m. tibialis posterior*) – Funkcí tohoto svalu je inverze nohy a pomoc při plantární flexi.
- **Dlouhý ohýbač prstů** (*m. flexor digitorum longus*) – Funkcí tohoto svalu je flexe prstů.
- **Dlouhý ohýbač palce nohy** (*m. flexor hallucis longus*) – Funkcí tohoto svalu je plantární flexe palce a pomoc při plantární flexi a inverzi nohy.

Skupina krátkých svalů nohy: [3]

- **Krátký natahovač prstů** (*m. extensor digitorum brevis*) – Funkcí tohoto svalu je extenze 2. – 4. prstu.
- **Krátký ohýbač prstů** (*m. flexor digitorum brevis*) – Funkcí tohoto svalu je flexe 2. – 4. prstu.

- **Čtvercový chodidlový sval** (*m. quadratus plantae*) – Funkcí tohoto prstu je flexe 2. – 5. prstu a účastní se na tvorbě podélné klenby nohy.
- **Červovité svaly** (*Mm. lumbricales pedis*) – Funkcí těchto svalů je flexe proximálního a extenze distálního článku 2. – 5. prstu.
- **Hřbetní a chodidlové meziprstní svaly** (*Mm. interossei dorsales et plantares*) – Funkcí těchto svalů je svírání a rozevírání prstního vějíře.
- **Krátký natahovač palce nohy** (*m. extensor hallucis brevis*) – Funkcí tohoto svalu je extenze palce.
- **Odtahovač palce nohy** (*m. abductor hallucis*) – Funkcí tohoto svalu je abdukce proximálního článku palce.
- **Krátký ohýbač palce nohy** (*m. flexor hallucis brevis*) – Funkcí tohoto svalu je flexe proximálního článku palce
- **Přítahovač palce nohy** (*m. adductor hallucis*) – Funkcí tohoto svalu je addukce palce ke druhému prstu.

3 Chůze

3.1 Cyklus chůze

Základní způsob lidské lokomoce je tzv. bipedální chůze, které obsahuje tři hlavní fáze.

- Zahajovací fáze
- Cyklická fáze
- Ukončovací fáze

Během cyklické fáze chůze je opakovaně vykonáván cyklický pohyb dolní končetiny, který lze popsat v rámci krokového cyklu ve dvou fázích a to:

- Švihová fáze
- Stojná fáze

Stojná fáze začíná dotykem paty s podložkou. Poté následuje postupné zatěžování, které končí okamžikem položení celé plošky chodidla na podložku. Dále následuje střední stojná fáze, která je ukončena, jakmile se pata přestane dotýkat podložky. Jakmile pata ztratí kontakt s podložkou, nastává terminální fáze a dále fáze aktivního odrazu, tzv. předšvihová stojná fáze. Dále nastává iniciální švihová fáze, kdy se dolní končetina švihem přesouvá dopředu. Švihovou fázi zakončuje terminální švihová fáze, která končí kontaktem paty s podložkou a zvednutím špičky nohy. [4]

4 Amputace dolní končetiny

Amputace vždy znamená destruktivní zásah do lidského organismu, stavby lidského těla a silný vliv má také na psychiku pacienta. Amputace vždy ovlivní pacienta po zbytek života, je proto nutné vzít v potaz při rozhodování o amputaci, či o rozsahu amputace mnoho faktorů. Nejdůležitější rozhodující faktor je rozsah poškození končetiny poraněním, nádorem, či vlivem diabetu. Důležité je taky zohlednit zdravotní stav a životní styl pacienta. S ohledem na psychické následky je u pacientů zásadní rodinné zázemí a podpora okolí. Vzhledem k věku a životnímu stylu pacienta je nutné přizpůsobit amputaci končetiny možnostem dnešních protéz, aby zejména u aktivních a mladých lidí nedošlo k výraznému omezení mobility.

Amputace dolní končetiny se primárně dělí dle místa amputace na tři základní skupiny a to: [5]

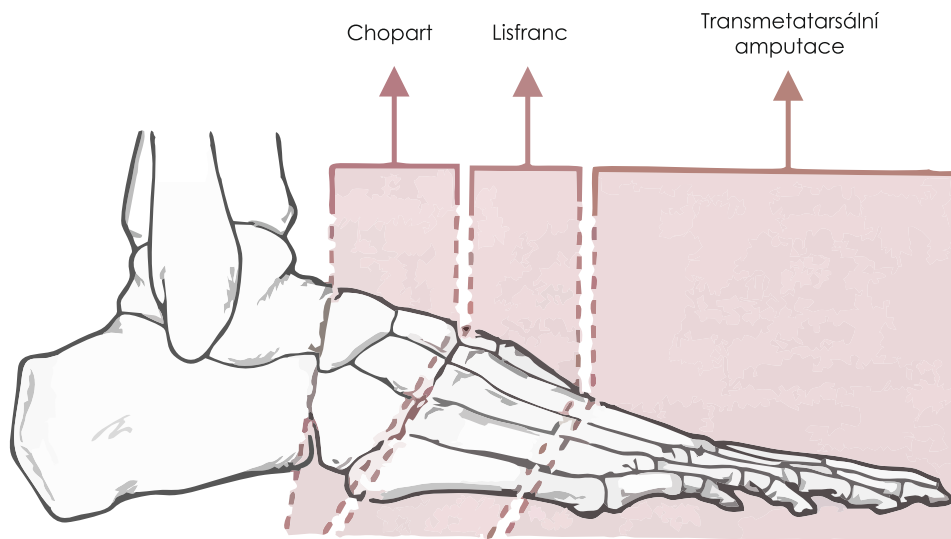
1. Amputace v oblasti nohy
2. Amputace v oblasti pod kolenem
3. Amputace v oblasti nad kolenem

Každá z těchto tří skupin se dále dělí na dílčí podskupiny v závislosti na přesném místě amputace: [5]

1. Amputace v oblasti nohy
 - 1.1. Amputace článku prstu
 - 1.2. Paprscitá resekce
 - 1.3. Amputace transmetatarsální
 - 1.4. Amputace v Lisfrancově kloubu
 - 1.5. Amputace v Chopartově kloubu
2. Amputace v oblasti pod kolenem
 - 2.1. Symeho amputace
 - 2.2. Transtibální amputace
3. Amputace v oblasti nad kolenem
 - 3.1. Disartikulace v koleni
 - 3.2. Transfemorální amputace
 - 3.3. Disartikulace v kyčli
 - 3.4. Hemipelvektomie

Detailně jsou jednotlivé druhy amputací popsány v kapitolách níže.

4.1 Amputace v oblasti nohy



Obr. 1 : znázornění řezů amputací v oblasti chodidla [5]

Amputace článku prstu

Jedná se o nejméně závažnou a destruktivní amputaci, při které jsou odstraněny články jednoho, či více prstů. Nejčastější příčinou amputace jsou vaskulární problémy. V případě amputace článků menších prstů není schopnost chůze pacienta výrazně ovlivněna, a proto pro tento typ nejsou ve většině případů potřebné protetické pomůcky. [5]

Paprsčitá resekce

Jedná se o amputaci kompletního paprsku jednoho či více prstů v případě závažnějších vaskulárních problémů. Provádí se zejména při amputaci malých prstů. V případě amputace palce se častěji využívá úplná transmetatarsální amputace. [5]

Amputace transmetatarsální

Důvodem pro tento typ amputace jsou zejména úrazy prstů, infekce, omrzliny a degradační následky gangrény a diabetu. Při této amputaci je výrazně zkrácena délka chodidla, což způsobuje, že zbylá tkáň musí vést větší zátěž. [5]

Amputace v Lisfrancově kloubu

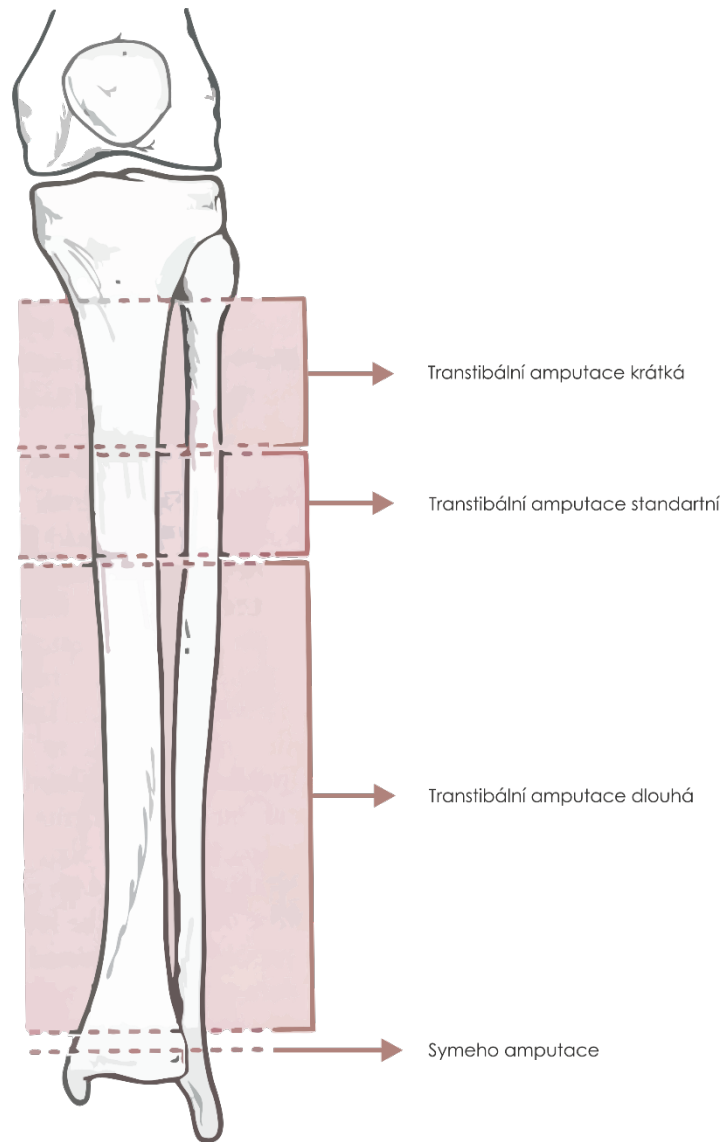
Tato amputace je využívána zejména u pacientů s rozsáhlým poškozením v přední části nohy vlivem úrazu či nádoru. Řez transplantace je veden tarsometatarsálním kloubem a zahrnuje odstranění všech nártních kostí a prstů. [5]

Amputace v Chopartově kloubu

Amputace v Chopartově kloubu je prováděna z obdobných příčin jako amputace v Lisfrancově kloubu. Při této amputaci je odebrána velká část klenby nohy, která je tímto zásahem přerušena, což má za vliv sklon pahýlu. [5]

Vlivem špatného sklonu pahýlu dochází ke zkrácení Achillovy šlachy a dochází k postupnému nevratnému sklánění pahýlu, které způsobuje, že se noha celou silou opírá o vrchol amputačního pahýlu. [5]

4.2 Amputace prováděné v oblasti pod kolenem



Obr. 2 : Znárodnění řezů při amputaci v oblasti pod kolenem [5]

4.2.1 Symeho amputace

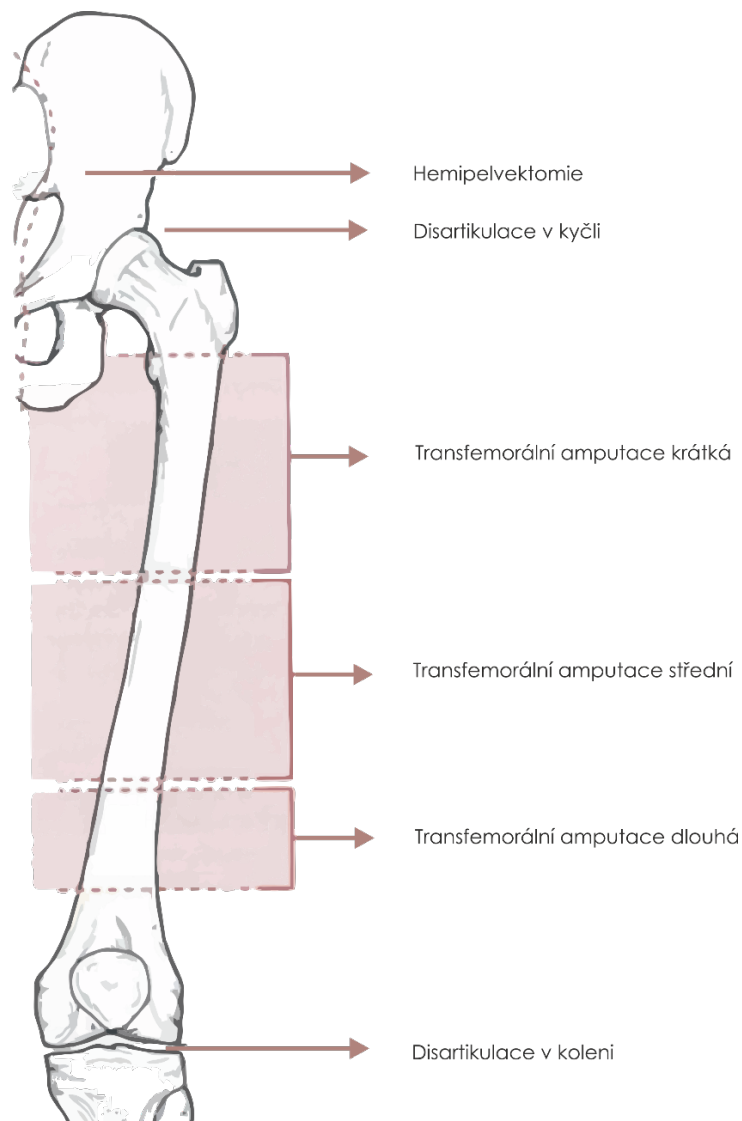
Jedná se o amputaci v hleznu, při které se pro zlepšení nosných vlastností pahýlu přemístí část patní kosti, která se připevní k distálnímu konci fibuly a tibie. Pahýl po této amputaci díky dlouhé páce poskytuje dobrou funkci pro ovládání protézy a umožňuje chůzi zcela bez protézy. [5]

4.2.2 Transtibální amputace

Podle procenta zbytku tibiální kosti se tato amputace dělí na tři druhy a to krátkou, která je nejméně častá a zůstává při ní méně než 20% kosti, což způsobuje problémy při podpoře protézy. Dále standartní (20-50%) a dlouhou (>50%). Standartní amputace vytváří dobrou podporu pro protézu a je nejčastější. Dlouhá amputace se na rozdíl od standartní nedoporučuje kvůli potížím s dostatečným prokrvením distální části pahýlu. [5]

U všech typů transtibální amputace se fibula ponechává kratší o zhruba 1-2cm než tibia, čímž se omezí vznik tlaku, který vytváří distální část fibuly. Touto úpravou se také docílí cylindrického tvaru pahýlu, což usnadňuje použití protézy. [5]

4.3 Amputace prováděné v oblasti nad kolenem



Obr. 3 : Znázornění řezů při amputaci v oblasti nad kolenem [5]

4.3.1 Transfemorální amputace

Tento druh amputace se obdobně jako transtibální amputace dělí také na 3 typy podle délky femuru. Krátká amputace (< 35%) ponechává pouze hlavici, krček a horní část femuru, což zaručuje dobré padnutí protézy. Střední amputace je v rozmezí 35-60% původní délky femuru. Ideálně se tato amputace provádí minimálně 10cm nad spodním koncem femuru, což ponechává dostatečný prostor pro aplikaci protetického kolenního kloubu. Dlouhá amputace (>60%) se nedoporučuje kvůli její neschopnosti nést zátěž. [5]

4.3.2 Disartikulace v kyčli

Při tomto typu amputace je odebrán celý femur v kyčelním kloubu. [5]

4.3.3 Hemipelvektomie

Při tomto zákroku je krom femuru odebrána i část pánve a stydké kosti. Spolu s disartikulací v kyčli je tato amputace prováděna v případě těžkých úrazů, nebo rozsáhlých zhoubných nádorů a gangrén. [5]

5 Dělení protéz

5.1 Dělení protéz dle úrovně amputace

Dělení protéz je analogické s dělením samotných amputací, které je popsáno výše. Protézy se tedy dělí na tyto skupiny: [6]

1. Protézy po amputaci části nohy.
2. Protézy po Symeho amputaci
3. Protézy po transtibální amputaci
4. Protézy po disartikulaci v kolenní
5. Protézy po transfemorální amputaci
6. Protézy po disartikulaci v kyčli a hemipelvickomii

V kapitolách níže budou detailně popsány jednotlivé protézy pro různé druhy amputací

5.1.1 Protézy po amputaci části nohy

Při těchto typech amputací se podle míry amputace využívají silikonové, pěnové, či látkové výplně obuvi. Při transtibální amputaci je využita silikonová výplň doplněná opornou výztuhou, která je tvořena nejčastěji karbonovou destičkou. [6]

5.1.2 Protézy po Symeho amputaci

Povaha amputace umožňuje chůzi bez protézy. V případě použití protézy chodidla s pasivním kloubem se využívá dlouhého pahýlu, který umožňuje dobrou kontrolu protézy. Protéza se skládá z přesně tvarovaného lůžka a protetického chodidla. [6]

5.1.3 Protézy po transtibální amputaci

Využívá se protézy chodidla v kombinaci s trubkovým adaptérem, jehož délka se volí podle míry amputace. Podle míry aktivity pacienta se vhodně zvolí druh chodidla a hlezenního kloubu. V případě vysoké aktivity pacienta se používají speciální pahýlová lůžka s podtlakovým systémem. [6]

5.1.4 Protézy po disartikulaci v kolenní

Tento typ protézy je téměř totožný jako protézy po transfemorální amputaci. Liší se v detailech uchycení pahýlového lůžka a provedení kolenního kloubu. Výraznou nevýhodou při této amputaci je nutnost použít excentrický kolenní kloub na rozdíl od použití klasického kolenního kloubu určeného pro transfemorální protézy. Vzhledem ke komplikacím s konstrukcí protéz a jejich zatížitelnosti a vzhledu je častěji přistupováno k amputacím transfemorálním, které dovolují použití konstrukčně jednodušších kolenních kloubů, čímž je zajištěna vyšší zatížitelnost a „přirozený“ vzhled kolenního kloubu. [6] [7]

5.1.5 Protézy po transfemorální amputaci

Tyto protézy se skládají z pahýlového lůžka, kolenního kloubu, trubkového nástavce a chodidla. Obecně by se dalo říci, že se jedná o transtibální protézu s přidaným kolenním kloubem. Konfigurace protézy se provádí individuálně podle míry aktivity pacienta a jeho tělesné stavby. Nejdůležitější částí je kolenní kloub, který svým provedením a funkčností určuje výslednou míru komfortu života s protézou. Existují obecně tři druhy kolenních kloubů a to mechanické pasivní, mechanické s hydraulickým či pneumatickým tlumením a aktivní. Cílem při konfiguraci protézy je zajistit co největší přirozenost chůze zejména při švihové fázi a snížit energetickou náročnost chůze. [6]

5.1.6 Protézy po disartikulaci v kyčli a hemipelvektomii

Výraznou odlišností těchto protéz od protéz transfemorálních je odlišná konstrukce pahýlového lůžka, které je konstruováno přesně dle potřeb pacienta. Dále je do protézy integrován jednoosý kyčelní kloub, který zajišťuje dostatečnou podporu ve stoje. Další součásti jako kolenní kloub, trubkový adaptér a chodidlo jsou shodné s protézou transfemorální. [6]

5.2 Dělení protéz dle konstrukce

5.2.1 Endoskeletární protézy

Endoskeletární protézy využívají jako nosný prvek trubkový adaptér, který vede středem protézy. Trubkový a adaptér a další nosné části protézy se nejčastěji vyrábí ze slitin hliníku, uhlíkových vláken, či jiného kompozitního materiálu. Na trubkový adaptér jsou napojeny další součásti protézy a to kolenní kloub, popřípadě přímo pahýlové lůžko a chodidlo. Celá protéza se sestává z několika základních konstrukčních částí, které jsou povětšinou kompatibilní s jinými typy od stejného či jiného výrobce, čímž je dosaženo téměř neomezených možností při konfiguraci protézy a daří se tak vyhovět potřebám jakéhokoli pacienta. [7]

5.2.2 Exoskeletární protézy

Exoskeletární protézy na rozdíl od endoskeletárních protéz nevyužívají vnitřní nosnou konstrukci tvořenou trubkovým adaptérem. Jejich nosný prvek je samotný plášť protézy, který je nejčastěji vyroben ze sklolaminátu. Jedná se o nejstarší typ protéz, který se dnes již nevyužívá zejména kvůli nízké modulárnosti protéz. Exoskeletární protéza se vždy vyrábí přesně na míru danému pacientovi a je většinou přesnou kopií jeho zdravé nohy. [7]

5.3 Dělení protéz dle stupně aktivity pacienta

5.3.1 Stupeň aktivity 1 – mírná zátěž

Jedná se o pacienty, kteří budou využívat protézu v domácím prostředí na klidnou stabilní chůzi po rovném povrchu při využití opěrné pomůcky. Je zachována základní mobilita pacienta. [8]

5.3.2 Stupeň aktivity 2 – střední zátěž

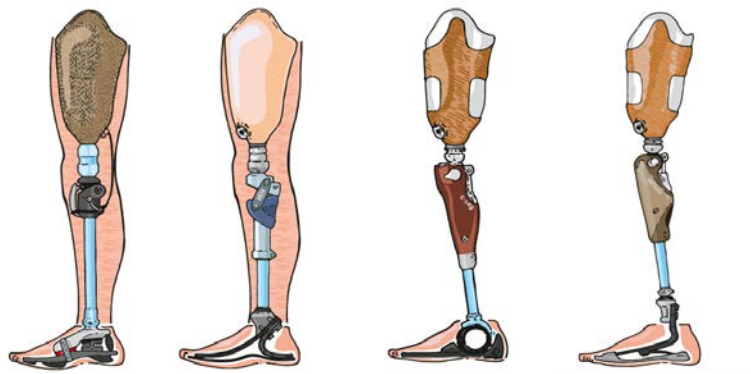
Protézy pro tento stupeň aktivity umožňují rychlejší proměnlivou chůzi v exteriéru s lehčími nerovnostmi. Umožňuje pohyb bez omezení při vykonávání každodenních činností, jako jsou nákupy a samostatné vycházky. [8]

5.3.3 Stupeň aktivity 3 – vysoká zátěž

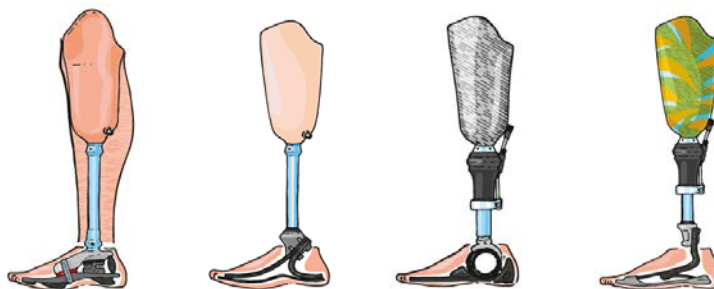
Tyto protézy jsou určeny pro pacienty s vysokou aktivitou. Umožňují neomezený pohyb v terénu, rychlou chůzi, skákání a chůzi do schodů. Umožňuje vykonávat manuální práce a lehké rekreační sporty. [8]

5.3.4 Stupeň aktivity 4 – Extrémní zátěž

Jedná se o protézy určené pro vysokou zátěž, které pacienta neomezují v jakémkoli pohybu v náročném terénu. Umožňují vykonávat náročnější sporty jako lyžování, tanec, běh. [8]



Obr. 4 : Transfemorální protézy pro stupeň aktivity 1-4 (zleva) [8]



Obr. 5 : Transtibální protézy pro stupeň aktivity 1-4 (zleva) [8]

6 Aktivní protézy

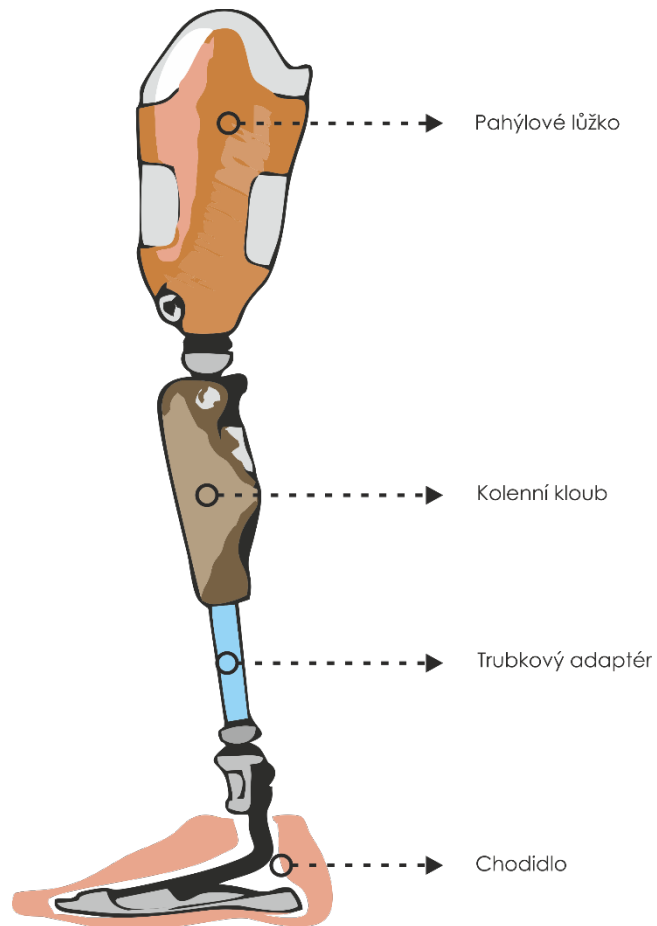
V současné době do protetické techniky pronikají stále dostupnější, sofistikovanější a výkonnější technologie. Vrcholem dnešních aktivních protéz jsou „Smart“ protézy, které v sobě integrují výkonné embedded procesory, které v reálném čase zpracovávají data z gyroskopických a akcelerometrických senzorů, díky čemuž jsou schopny vyhodnotit pohyb pahýlu, analyzovat chůzi a reagovat pohyby, popřípadě úpravami vlastností protézy, aby byl pacient v pohybu co nejméně omezen. Samotné aktivní protetické klouby by se dali rozdělit do dvou kategorií a to klouby s adaptivním pneumatickým či hydraulickým systémem a klouby motorizované.

Do první kategorie patří klouby založené na hydraulickém či pneumatickém přizpůsobení pevnosti kloubu, popřípadě jeho uzamčení v závislosti na aktuální fázi chůze. Samotný pohyb kloubu je realizován pomocí pohybu pahýlu či setrvačností protézy, které dopomáhá pneumatický, či hydraulický systém. Na špičce v tomto oboru je bezesporu firma Otto Bock, která momentálně nabízí nejdokonalejší aktivní protézy řady Genium. Tyto protézy jsou vybaveny gyroskopickými a akcelerometrickými senzory a hydraulickým pohonem kloubu, kdy je adaptivně upravována pružnost a tlumení v závislosti na fázi chůze. Díky výkonnému vyhodnocování pohybu je dosaženo téměř fyziologické chůze v téměř jakémkoli terénu. [8]

Druhá kategorie jsou napřímo motorizované klouby, které mají klouby přímo ovládané servopohonem. Toto provedení je spíše experimentální a méně časté, než hydraulické systémy zejména kvůli energetické náročnosti a složitosti mechanické konstrukce pohonu kloubu. Tyto klouby se aplikují zejména uživatelům s vysokou aktivitou, kdy díky silnému pohonu napomáhají pacientovi při vykonávání náročných činností. Tento systém se komerčně využívá například v protéze Power Knee od firmy ÖSSUR. [9]

6.1 Popis konstrukce protéz

6.1.1 Popis konstrukce transfemorální protézy



Obr. 6 : Popis konstrukce transfemorální protézy [8]

Transfemorální protézy se skládají z následujících součástí:

1. Pahýlové lůžko
2. Kolenní kloub
3. Trubkový adaptér
4. Protetické chodidlo

V kapitolách níže budou popsány jednotlivé součásti protézy.

6.1.1.1 Pahýlové lůžko protézy

Pahýlové lůžko tvoří upevnění protézy k tělu pacienta. Vyrábí se vždy individuálně přesně na míru každého pacienta. Nejčastěji je vyrobeno ze sklolaminátu. V případě protéz určených pro vysokou zátěž se pahýlové lůžko vyrábí z kompozitních materiálů. Ve většině případů se sestává z vnějšího a vnitřního lůžka. Vnější zajišťuje mechanickou podporu a samotné napojení protézy a vnitřní zajišťuje pohodlné a pevné usazení pahýlu. Vnitřní lůžko se nejčastěji vyrábí ze silikonu, který zajišťuje měkké, avšak pevné spojení pahýlu s lůžkem. V případě protéz pro pacienty s vysokou zátěží je v lůžku instalován speciální podtlakový systém, který lůžko přisaje k pahýlu a tím dosáhne dokonalého přilnutí protézy, čímž je docíleno dobrého ovládnutí protézy. [8] [10] [5]

6.1.1.2 Kolenní kloub

Kolenní kloub je stěžejní součástí protézy. Na jeho provedení nejvíce závisí kvalita chůze pacienta s protézou. Cílem protetiky a bioniky je co nejdříve simulovat funkci pravého kolenního kloubu a tím docílit fyziologického průběhu fází chůze. Dělí se na dva základní typy a to pasivní a aktivní kolenní klouby. Dále je možné kolenní klouby dělit podle počtu os, okolo kterých se dokáží otáčet. Nejčastěji se vyrábí klouby čtyřosé. [8] [10]

Pasivní kolenní klouby

Jedná se o jednoduché mechanické klouby vybavené zámkem stojné fáze, popřípadě zátěžovou brzdou. Zámek stojné fáze slouží k udržení stability při chůzi, kdy drží kloub ve stabilní poloze. V případě, že chce pacient přejít do sedu, je nutné zámek manuálně odemknout. Zátěžová brzda pracuje na principu blokování kloubu při zatížení protézy, avšak při uvolnění zátěže na protézu ve švihové fázi je umožněn ohyb kloubu pro více fyziologický pohyb. Často se také používá kombinace obou těchto metod fixace kolenního kloubu. [8] [6]

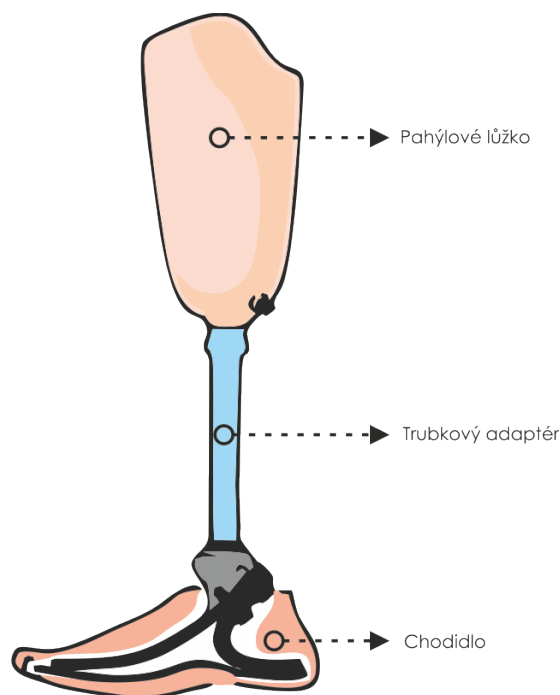
Aktivní kolenní klouby

Jedná se o pokročilé kolenní klouby s integrovaným řízením pružnosti kolenního kloubu, popřípadě přímého řízení ohybu kloubu pomocí servo pohonu. Základní aktivní protézy využívají pneumatické řízení švihové fáze a pneumatické tlumení při došlapech. Tyto základní aktivní protézy využívají převážně pouze systému hydraulických a pružinových mechanismů, které napomáhají k napodobení reálného chování kolenního kloubu. V případě vyspělých aktivních kolenních kloubů se využívá řízení pomocí mikroprocesoru. U jednodušších mikroprocesorem řízených kloubů se pouze adaptivně upravují vlastnosti hydraulického systému. Složitější systémy využívají gyroskopických, akcelerometrických a tenzometrických senzorů, pomocí kterých vyhodnocují fázi chůze. Díky tomuto lze přesně řídit chování protézy, čímž je dosaženo téměř reálného chování kloubu a chůze s protézou se tak přibližuje fyziologické chůzi se zdravou nohou. [8] [6]

6.1.1.3 Chodidlo

Dle aktivity pacienta existuje mnoho druhů protetických chodidel. Liší se od sebe provedením hlezenního kloubu a především pružností, která ovlivňuje energetický výdaj pacienta při chůzi. Pro méně aktivní pacienty se vyrábí jednoduchá protetická chodidla, která jsou pevná a zajišťují výbornou stabilitu, avšak neposkytují dostatečnou pružnost při chůzi, která je díky tomuto náročnější. Pro aktivní pacienty se vyrábí protézy s různou mírou pružnosti, střední pružnost chodidla jej předurčuje pro pohodlnou chůzi a v případě vysoké pružnosti pro vykonávání sportovních činností. Hlezenní kloub je v případě nejméně aktivních pacientů statický. Nejčastěji se však vyskytují tříosé kulové hlezenní klouby, které jsou v případě protéz pro vysoce aktivní pacienty doplněny o pružný prvek. [8]

6.2 Popis konstrukce transtibální protézy

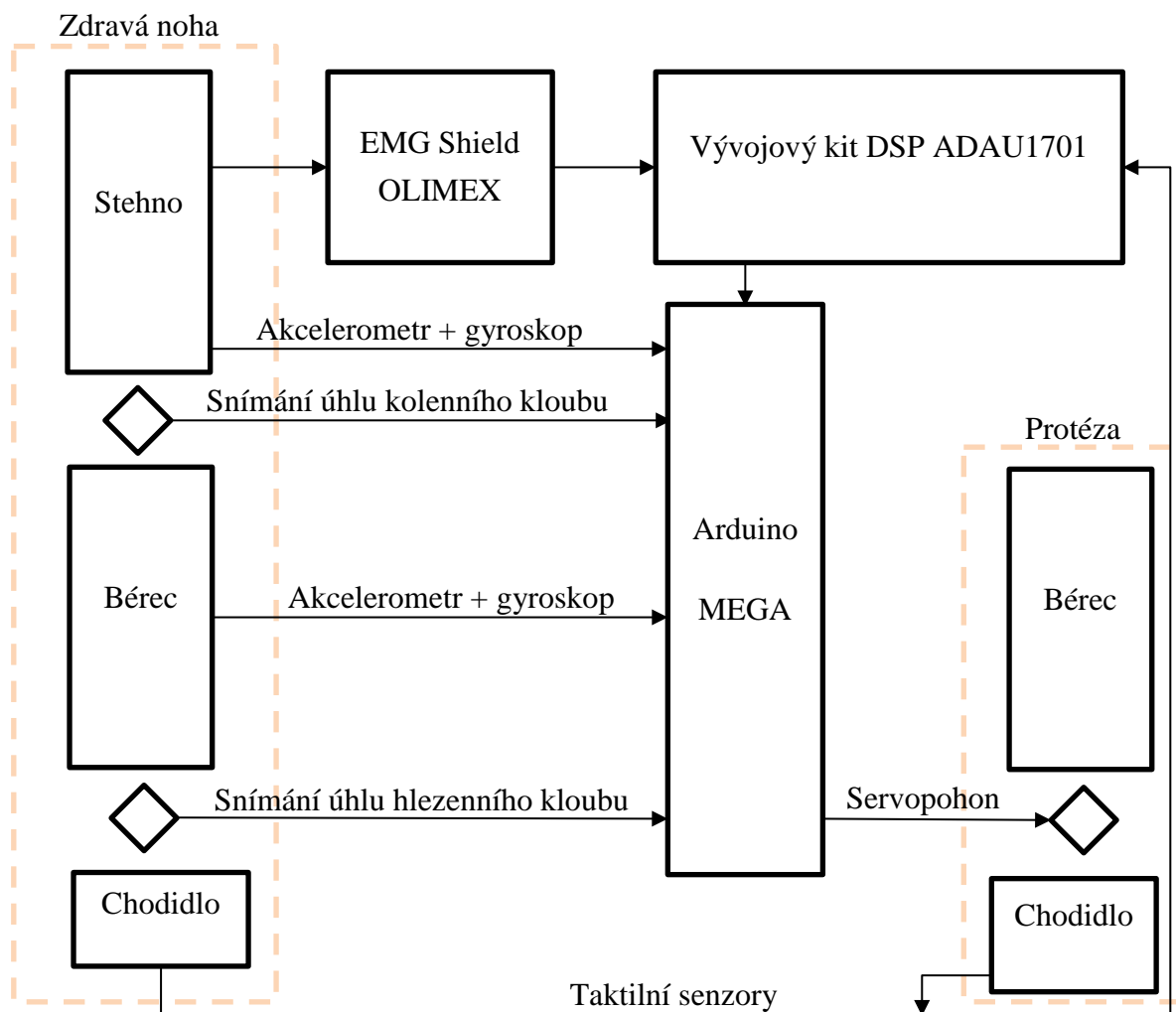


Obr. 7 : Popis konstrukce transtibální protézy [8]

Transtibální protéza se od protézy transfemorální liší jen v absenci kolenního kloubu. Na trubkový adaptér je přímo napojeno pahýlové lůžko. Ostatní části protézy jsou shodné s protézou transfemorální.

7 Návrh aktivní transtibální protézy

Na základě teorie získané při studiu konstrukce aktivních protéz byl zvolen následující návrh zařízení. Protéza bude vybavena aktivním jednoosým hlezenním kloubem, který bude poháněn silným modelářským servem. Vyhodnocování pohybu zdravé nohy a ovládání kloubu protézy bude prováděno pomocí vývojového kitu Arduino MEGA. Pohyb zdravé nohy se bude snímat pomocí EMG aktivity svalů, taktilních čidel, akcelerometrů a gyroskopu. Pro zpracování a úpravu signálů EMG a signálů z taktilních čidel bude použit digitální signálový procesor Analog Devices ADAU-1701. Rozložení váhy na protetickém chodidle bude vyhodnocováno pomocí taktilních čidel a vyhodnocováno taktéž pomocí kitu Arduino Mega. Protéza bude napájena pomocí tříčlánkové Li-Pol baterie s napětím 11,1V. Pro potřeby prototypu protézy bude využito nosné konstrukce z březového multiplexu, která bude doplněná o díly tisknuté pomocí 3D tiskárny.



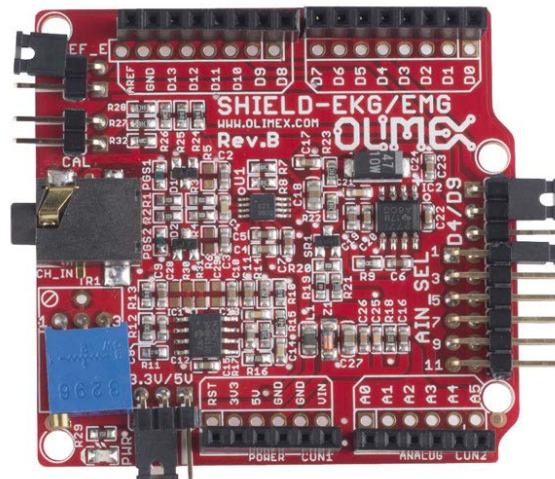
Obr. 8 : Blokové schéma snímání pohybů zdravé nohy a řízení aktivní protézy

7.1 Návrh systému pro měření pohybů zdravé nohy

Při konstrukci aktivních protéz je velice důležité vyhodnocovat pohyb pacienta, podle kterého je následně upraveno chování protézy. Pohyby zdravé nohy lze snímat několika způsoby. V podkapitolách níže budou popsány některé z možností snímání pohybů.

7.1.1 EMG

Elektromyograf (EMG) je zařízení pro snímání elektrické aktivity svalů. Pomocí snímání EMG můžeme vyhodnotit aktivitu svalů. Pomocí EMG můžeme vyhodnotit v jaké fázi chůze, či jiné činnosti se pacient nachází. Spektrum EMG signálu snímaného neinvazivní metodou se pohybuje ve frekvenčním pásmu 50-500Hz, přičemž hlavní složka signálu leží v pásmu 50-150Hz. Vzhledem k tomu, že spektrum EMG leží ve spektru nízkofrekvenčních audiosignálů je možné tento signál lehce zpracovávat pomocí digitálních signálových procesorů určených pro audio aplikace.



Obr. 9 : Shield pro snímání EKG/EMG pro vývojový kit Arduino [11]

7.1.2 Snímání úhlů jednotlivých kloubů

Pohyb zdravé končetiny lze přesně snímat pomocí snímání úhlů jednotlivých kloubů. Nejjednodušší varianta pro určení úhlu ohybu kloubu je pomocí exoskeletárního senzoru podobného kloubní ortéze, která má v kloubu zabudovaný snímací systém. Pro účely zjištění úhlu kloubu je možné použít pro měření do exoskeletu zabudovaný potenciometr, popřípadě systém optozávory s enkodérem. Systém optozávory s jednoduchým enkodérem dovoluje snímat pouze, zdali se kloub pohybuje, ale není možné snímat směr rotace. Vzhledem k faktu, že úhel ohybu kloubu nepřekračuje 270° , což je maximální úhel otočení jednotáčkového potenciometru, jeví se varianta snímání pomocí potenciometru jednodušší a přesnější. V případě náročnější aplikace je vhodné použít speciální snímače úhlů, které jsou stavěné na vyšší počet cyklů s přesnější odporovou dráhou a mechanickým přizpůsobením.



Obr. 10 : Děrový snímač úhlu s rozsahem 340° a rozlišením $0,3^\circ$ s garancí 2mil cyklů [12]

7.1.3 Akcelerometrické snímání pohybů zdravé nohy

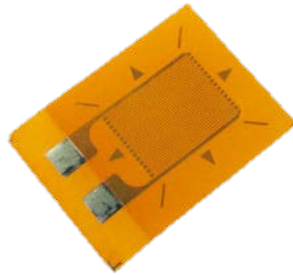
Integrace elektronických součástek do stále menších rozměrů dovoluje vyrábět univerzální čipy kombinující akcelerometrické a gyroskopické senzory. Pro snímání pohybů zdravé nohy je možné použít právě tyto senzory, které dávají informaci nejen o směru pohybu ve třech osách (akcelerometr), ale také o jeho rychlosti a poloze senzoru vzhledem ke svislé ose (gyroskop). Pomocí dat z gyroskopu je možné určit, zdali pacient sedí, stojí, či jde do schodů. Pomocí akcelerometru lze určit rychlost a dynamiku chůze.



Obr. 11 : SiP modul MPU-9150 kombinující tříosý gyroskop, akcelerometr a digitální kompas [13]

7.1.4 Taktilní snímání zatížení chodidla

Rozložení váhy na chodidle v závislosti na fázi chůze je stěžejní pro snížení energetického výdaje při chůzi a při celkové stabilitě. Pro měření rozložení váhy na chodidle je možné využít vícebodové měření vyvíjeného tlaku pomocí piezorezistivních tenzometrů zabudovaných do obuvi. V případě snímání zatížení protetického chodidla je možné zabudovat senzory přímo do protézy. Kromě piezorezistivních tenzometrů existují také piezoelektrické a kapacitní taktilní čidla.



Obr. 12 : Fóliový tenzometr [14]

7.2 Výpočetní jednotka – Vývojový kit Arduino Mega

Jako základ celého systému řízení aktivní protézy byl zvolen vývojový kit Arduino Mega (viz. Obr. 13), který poskytuje vysoké množství vstupů a výstupů, ať už analogových či digitálních a dostatečný počet sériových linek, což dovoluje integrovat do systému značné množství senzorů. Jádrem tohoto vývojového kitu je osmibitový AVR procesor Atmel ATmega1280 s 128kB FLASH paměti a 4096B EEPROM. Maximální pracovní taktovací frekvence procesoru je 16MHz. Procesor disponuje 86 vstupně výstupními piny, z čehož 16 je možno využít jako ADC s rozlišením 16bitů a 15 jako PWM výstupy. Samotný vývojový kit poskytuje 16 analogových vstupů s 10bit ADC, 54 vstupně výstupních pinů, 15 PWM výstupů, 3 sériové linky, I²C a SPI.

Programování Arduina se provádí pomocí arduino softwaru. Kominikace s PC je zprostředkována sériovým RS232 připojením pomocí převodníku RS232 na USB, který je integrován přímo na desce vývojového kitu. Samotná tvorba kódu probíhá ve specifickém programovacím jazyce, který je svou syntaxí velice podobný jazyku C. Procesory osazené na vývojových kitech mají předem naprogramovaný bootloader, který dovoluje používání kitu bez nutnosti nastavování interních registrů procesoru. To uživateli usnadňuje tvorbu kódu bez nutnosti znalosti interní struktury procesoru. [15]



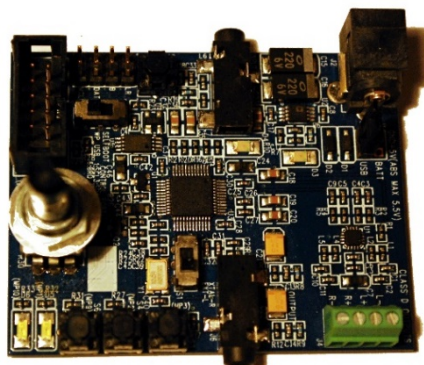
Obr. 13 : Vývojový kit Arduino MEGA [15]

7.3 Zpracování a úprava měřených signálů – digitální signálové procesory sigma DSP

Ačkoli je vývojový kit Arduino MEGA vybaven poměrně výkonným AVR procesorem, není vhodný pro provádění náročných operací se signálem. Při zpracování signálů z EMG a senzorů je potřeba provádět filtrace a různé matematické operace, na které nejsou AVR procesory stavěné a dostatečně výkonné. Pro zpracování signálů bylo na základě předchozí zkušenosti zvoleno DSP z řady Sigma DSP od Analog Devices. V počáteční fázi návrhu bude zpracování prováděno na slabším DSP ADAU1701 ve vývojovém kitu EVAL-ADAU1701MINIZ. V další fázi bude toto DSP nahrazeno výkonnějším procesorem ze stejné řady a to ADAU1446, který poskytuje vyšší výpočetní výkon a větší počet vstupů a výstupů. Zpracovaný signál bude posílán na analogové vstupy vývojového kitu Arduino, popřípadě v digitální formě po I²C sběrnici. [16]

7.3.1 Vývojový kit Analog Devices EVAL-ADAU1701MINIZ

Jedná se o hotový vývojový kit s výpočetním jádrem SigmaDSP ADAU 1701 (viz. Obr. 14) disponující dvěma analogovými audio vstupy a čtyřmi výstupy s rozlišením převodníků 24bit. Počet Audio vstupů se dá rozšířit pomocí sériového rozhraní I²S externím AD převodníkem. ADAU 1701 pracuje s DSP jádrem s výpočetním výkonem 50MIPS o délce slova 28 nebo 56bit a může pracovat se vzorkovací frekvencí až 192kHz. Disponuje také AUX ADC o rozlišení 10bit, které je možné využít jako vstupy pro ovládání programu, popřípadě jako vstupy z externích čidel. Jako vývojové prostředí pro procesory SigmaDSP slouží program SigmaStudio, který má implementované spousty algoritmů pro zpracování a práci se signálem. V našem případě potřebné FIR a IIR filtry, integrátory, zpožďovací jednotky, kompresory dynamiky a algoritmy na tvorbu obálky signálu. Samotný běh DSP je možné řídit pomocí příkazů z mikrokontroléru po I²C sběrnici, nebo může fungovat samostatně z I²C paměti EEPROM obsahující firmware. [16]



Obr. 14 : Vývojový kit Analog Devices EVAL-ADAU1701MINIZ

7.4 Senzory

Pro snímání a vyhodnocování polohy zdravé nohy bude využito senzorů, které jsou popsány v kapitole 8. Cílem je snímat zatížení zdravé nohy pomocí taktilních senzorů na chodidle. Cílem je zvolit nejvhodnější provedení senzorů, které podává nejpřesnější výsledky a nesnižuje pohodlí při chůzi. Úhly kolenního a hlezenního kloubu se budou snímat pomocí speciálních úhlových senzorů. V plánu je vyzkoušet více metod snímání úhlu a zvolit nejvhodnější senzor s ohledem na cenu, přesnost a mechanické provedení. Pro snímání samotného pohybu zdravé nohy a její polohy vztažené k zemi bude využit tříosý gyroskop v kombinaci s akcelerometrem MPU-9150, který bude snímat jak pohyb stehna, tak pohyb bérce. Na snímání Data z EMG a taktilních senzorů budou upraveny pomocí DSP a dále vyhodnoceny pomocí vývojového kitu Arduino.

7.5 Napájení

Pro napájení celého systému byla zvolena tříčládková modelářská lithium polymerová (Li-Pol) baterie o napětí 11,1V a kapacitou 2200mAh. Nominální napětí jednoho článku je 3,7V. Li-Pol baterie jsou vhodné zejména kvůli jejich vysoké kapacitě při zachování malých rozměrů. Modelářské Li-Pol baterie jsou levné, lehce dostupné, mají vysokou životnost a vysoké povolené vybíjecí proudy. U Li-Pol baterií je pro zachování dlouhé životnosti nutné hlídat pokles napětí na jednotlivých člancích. K nevratnému poškození baterie dojde, pokud napětí na jednotlivých člancích klesne pod 3V. Naopak při procesu nabíjení nesmí nabíjecí napětí překročit hranici 4,2V a nabíjecí proud nesmí překročit hranici stanovenou výrobcem. Nejčastěji se maximální nabíjecí proud stanovuje jako pětinasobek kapacity baterie. Při překročení maximálního nabíjecího napětí, či proudu hrozí výbuch baterie. Systém nabíjení zabudovaný do protézy není v případě prototypu nutný a bude řešen externí nabíjecí stanicí.



Obr. 15 : Tříčládková Li-Pol baterie o napětí 11,1V, kapacitě 2200mAh a maximálním vybíjecím proudem 88A.

[17]

7.6 Motorizace kloubů

Pro výrobu prototypu protězy bude použito vysoce výkonných modelářských serv s tahem větším než 30kg/cm (viz Obr. 16), které budou v budoucnu nahrazeny silnějším servopohonem. Modelářská serva se vyrábí se silou tahu až 40kg/cm což není pro potřeby protězy dostačující. Pro finální verzi by bylo nutné použít dva silné servopohony paralelně. Pro potřeby prototypu nicméně tento pohon dostačuje. Nespornou výhodou použití servopohonu je jeho malá velikost při zachování vysoké síly a přesnost snímání úhlu otočení.



Obr. 16 : Digitální modelářské servo se silou tahu 35kg/cm [17]

7.7 Materiál těla protězy

V případě prototypu bude na konstrukci těla protězy využitý březový multiplex v kombinaci se součástmi tisknutými na 3D tiskárně. Multiplex je druh překližky, což je kompozitní deska lepená z více vrstev dřevěných dých. Multiplex se od klasické překližky vyznačuje vysokým počtem vrstev lisovaných pod vysokým tlakem, což dodává materiálu vysokou pevnost. Materiál je vysoce pevný v ohybu a přitom lehce opracovatelný. Vyrábí se v tloušťce 12-50mm a to i ve voděodolné úpravě.



Obr. 17 : Březový multiplex o tloušťce 18mm

8 Měření pohybu zdravé nohy při chůzi

8.1 EMG holter se záznamem dat z gyroskopů a kolenního kloubu

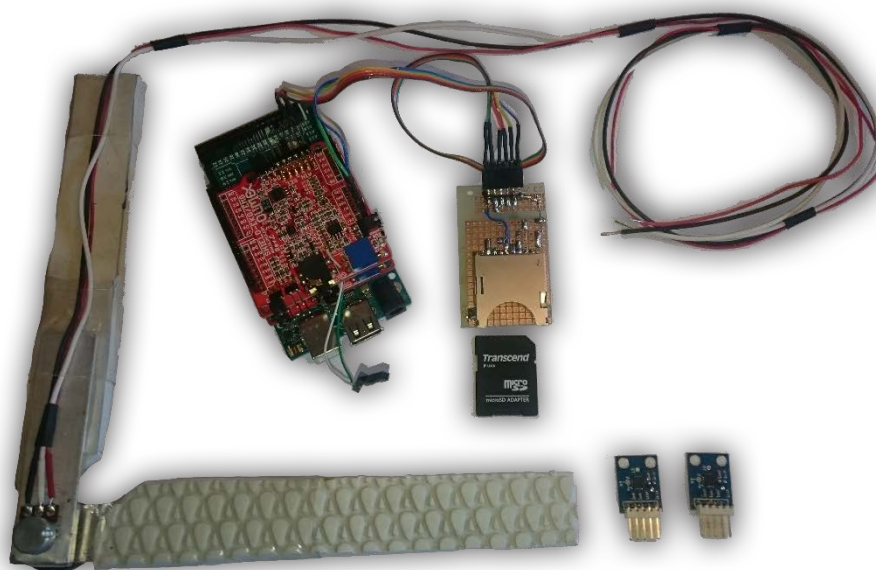
Pro naměření parametrů zdravé nohy bylo na platformě Arduino Mega 2560 sestaveno záznamové zařízení. Naměřená data ze senzorů byla ukládána na SD kartu do textového souboru v surovém formátu oddělená čárkou a následně zpracována na PC.

8.1.1 Cíl měření

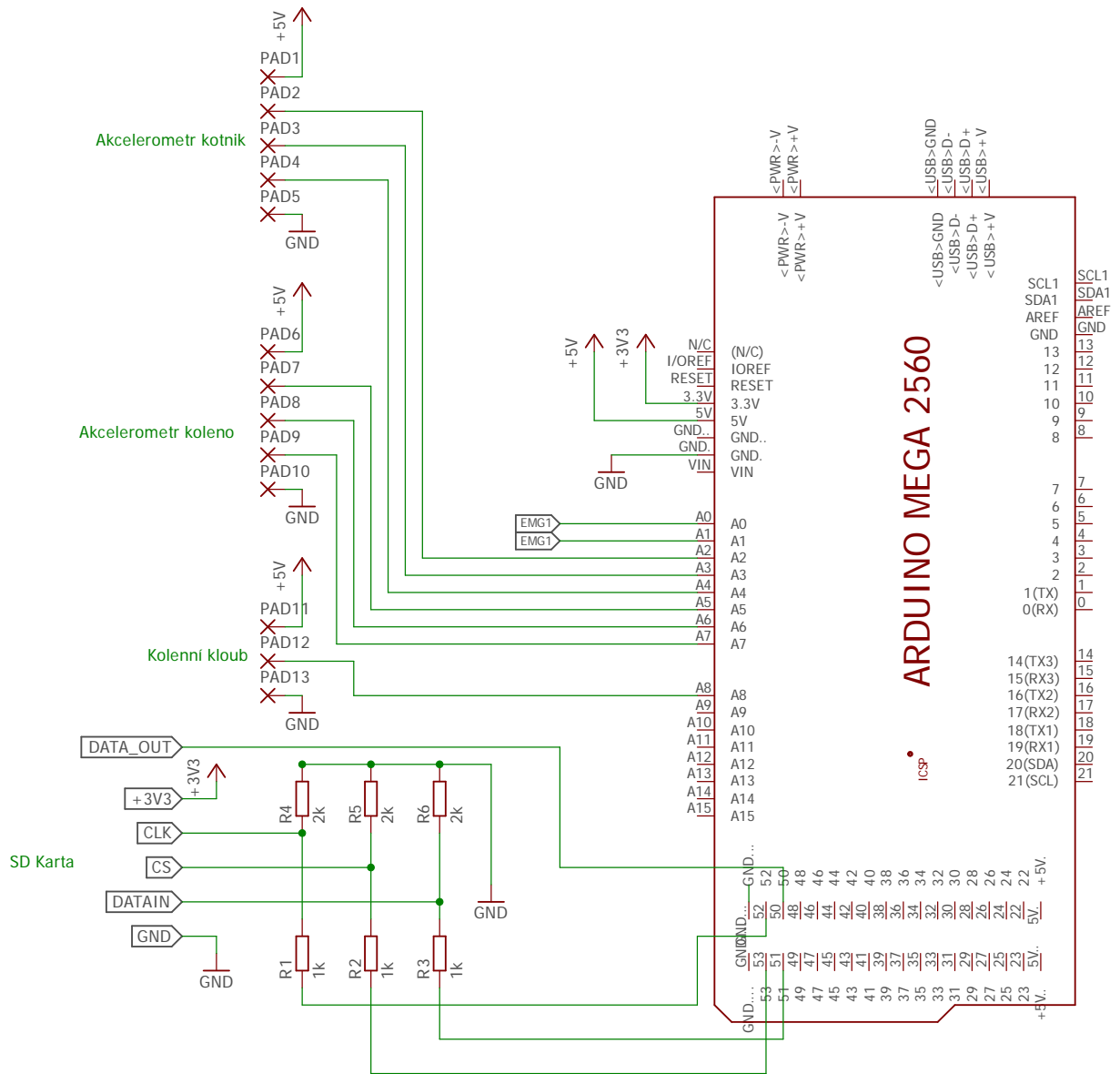
Důvodem pro sestavení tohoto záznamového zařízení byla potřeba nashromáždit data ze senzorů umístěných na zdravé noze, podle kterých bude následně vytvářen a upravován algoritmus pro řízení protézy podle aktuálního pohybu a polohy zdravé nohy. Cílem bylo nasnímat závislost pohybu částí nohy, aktivitu vybraných svalů a úhel kolenního kloubu na čas.

8.1.2 Konstrukce

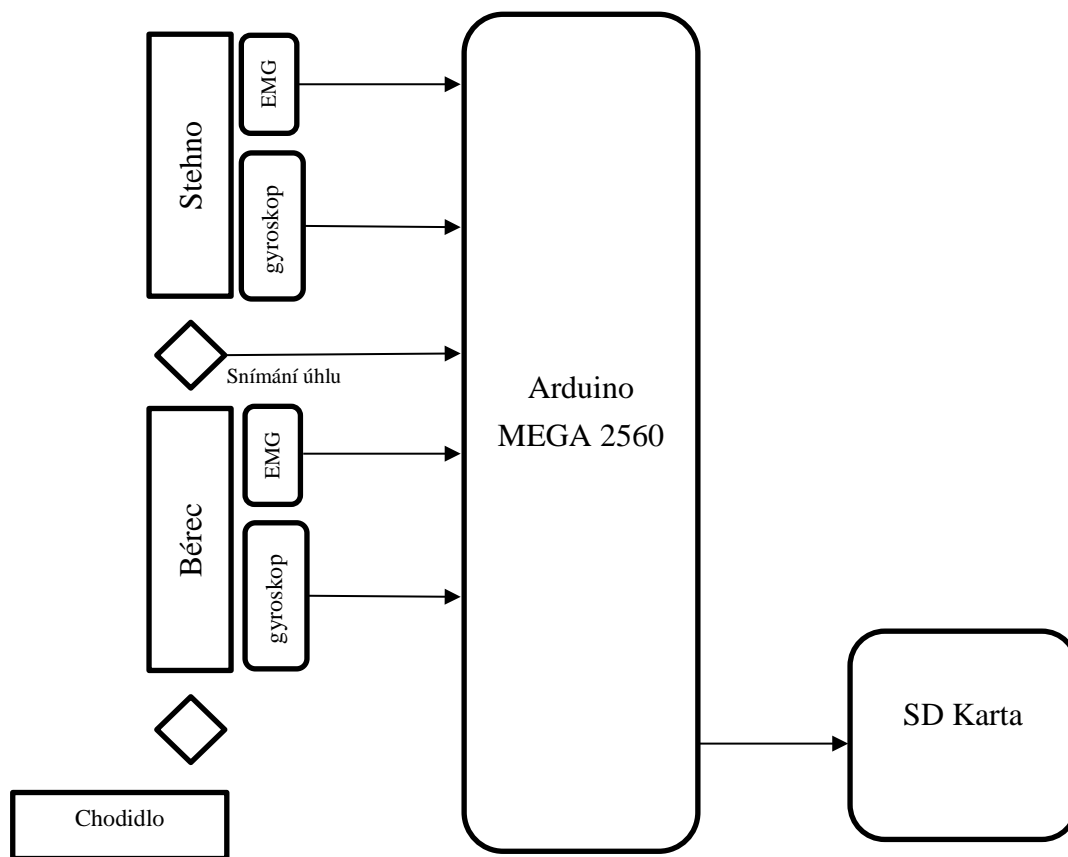
Pro konstrukci záznamového zařízení byla zvolena platforma Arduino MEGA 2560. Ke komunikaci s SD kartou je využívána generická knihovna „SD“. Komunikace samotná probíhá po sběrnici SPI. Vzhledem k nekompatibilitě napěťových úrovní SD karty (3,3V) a desky Arduino (5V) musely být na pinech SCK, MOSI a SS vytvořeny napěťové děliče, které převedou stav high (logická 1, dále jen H) o amplitudě 5V na stav H o amplitudě cca 3,3V. Napětí na pinu MISO není nutné upravovat vzhledem k tomu, že i při úrovni stavu H 5V vyhodnotí příchozí napětí 3,3V jako stav H.



Obr. 18: Záznamové zařízení



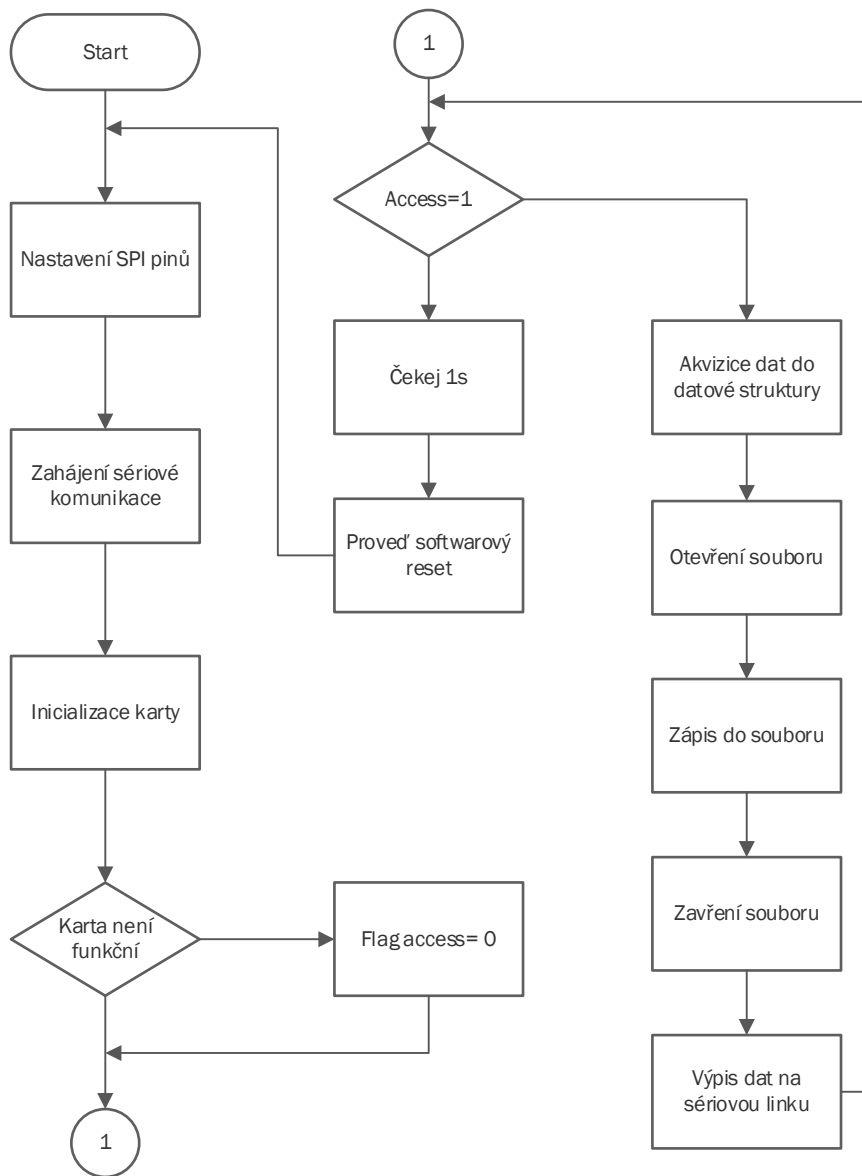
Obr. 19: Schéma zapojení záznamového zařízení



Obr. 20: Blokové schéma záznamového zařízení

8.2 Algoritmus zápisu dat na SD kartu

Algoritmus vychází z příkladu Arduino knihovny „SD“, konkrétně z příkladu „datalogger“, který byl upraven pro potřeby akvizice většího počtu dat. Oproti příkladu „datalogger“ je také doplněna cyklická kontrola přítomnosti SD karty, což umožňuje připojení SD karty k zapnutému Arduino.

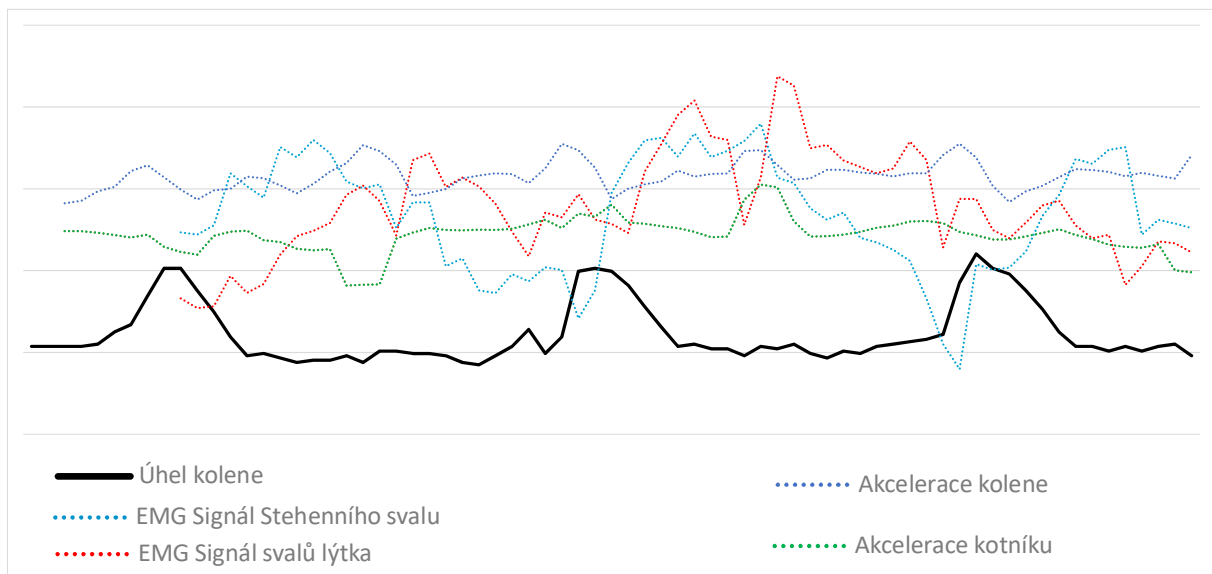


Obr. 21: Vývojový diagram algoritmu záznamového zařízení

8.3 Měření na osobách

Na zdravé noze byly instalovány dva analogové tříosé akcelerometry Analog Devices ADXL335, které snímaly pohyb částí nohy. Dále bylo provedeno snímání úhlu kolenního kloubu pomocí přípravku s potenciometrem. Byla také snímána aktivita dvou skupin svalů, a to konkrétně dorsální povrchové vrstva svalů lýtkových a čtyřhlavého svalu stehenního.

Záznam probíhal ze všech analogových vstupů, ze kterých pak byly vybrány patřičné aktivní vstupy. Měření probíhalo během chůze cyklicky po třech krocích. Z těchto zaznamenaných surová dat byl vytvořen graf. (viz. Obr. 22)



Obr. 22: Nasnímané signály na zdravé noze

9 Snímání zdravé nohy

9.1 Senzory a snímané parametry

Snímání pohybu a chování zdravé nohy bude snímáno pomocí tří druhů senzorů. Jedná se o dva tříosé analogové akcelerometry, které budou snímat pohyb končetiny nad kolenem a nad kotníkem. Dále bude snímán a vyhodnocován úhel kolenního kloubu. Snímání úhlu bude provedeno pomocí přípravku s upevněným potenciometrem. Dále bude pomocí EMG snímána aktivita čtyřhlavého svalu stehenního

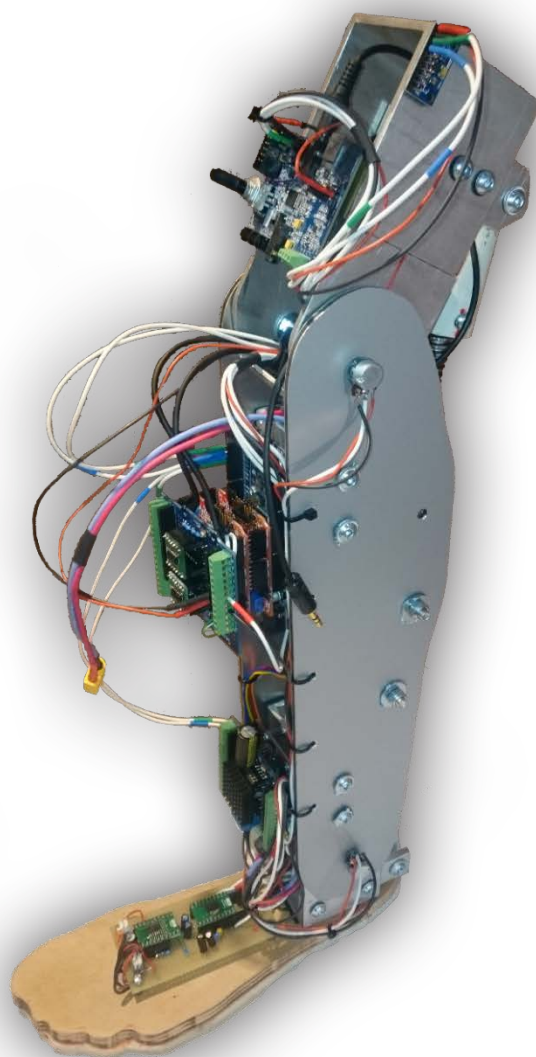
9.2 Vliv nasnímaných dat na chování protézy

Data ze senzorů budou po nasnímání použity na řízení algoritmu protézy. Podle signálu EMG bude vyhodnocována aktivita vybraných svalů. Snímání úhlu kolenního kloubu v kombinaci s daty z akcelerometrů bude sloužit k vyhodnocení fáze chůze, popřípadě jiného pohybu pacienta. Algoritmus se bude snažit sledovat veškeré možné kombinace parametrů a vyhodnocovat styl chůze pacienta.

10 Prototyp protězy

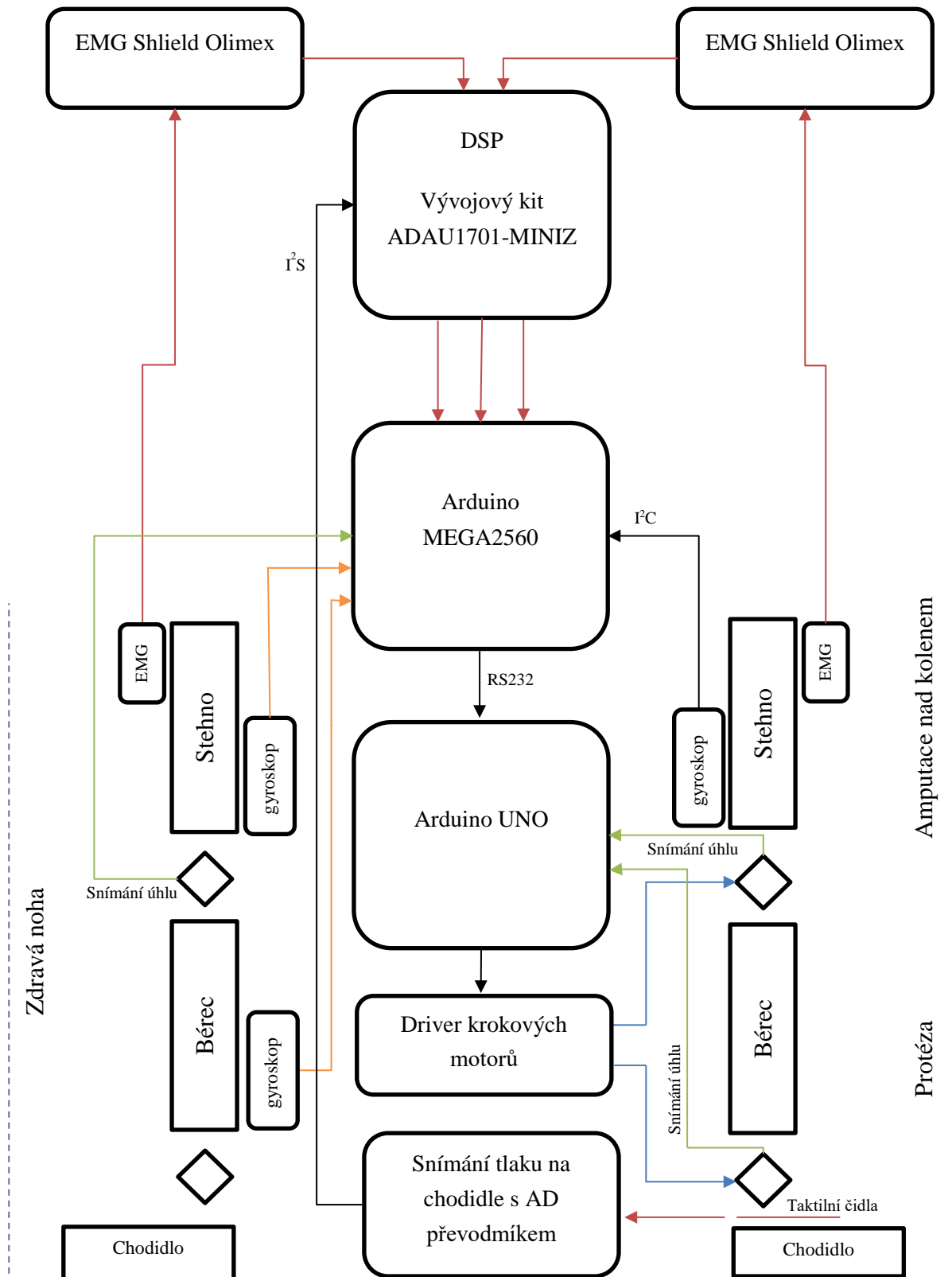
Pro ověření správnosti algoritmů a celkového řešení protězy byl navrhnut a sestaven jednoduchý prototyp protězy. Tento prototyp nemá za cíl konkurovat konstrukcí ani funkcemi komerčním protézám, avšak poskytnout dostatečnou funkčnost pro ověření algoritmů řízení.

Vzhledem ke komplexnosti návrhu byla zvolena konstrukce protězy pro amputaci nad kolenem. Primárně bude kladen důraz na optimalizaci řízení hlezenního kloubu. V případě dosažení funkčnosti hlezenního kloubu, bude přikročeno k optimalizaci kloubu kolenního.



Obr. 23: Fotografie prototypu protězy

10.1 Blokové schéma



Obr. 24: Blokové schéma prototypu protézy

10.2 Řídící jednotka

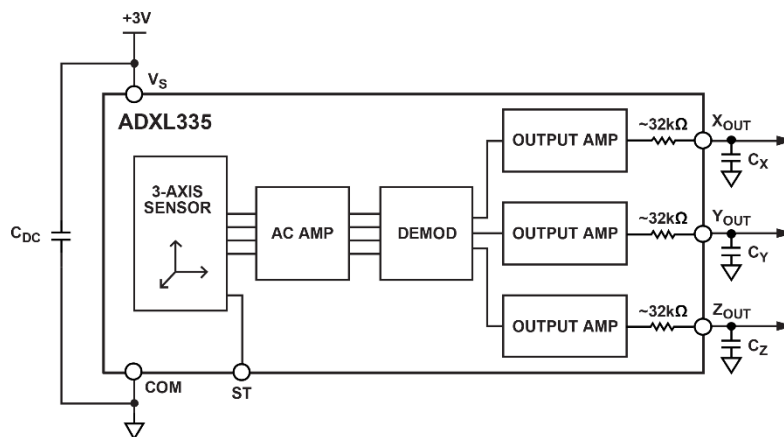
Hlavní řídicí jednotkou prototypu protézy je vývojový kit Arduino MEGA 2560 popsaný v kapitole 7.1. Jeho funkcí je sběr dat ze všech senzorů a následné vyhodnocení. Na tomto kitu jsou umístěny tři shieldy. Konkrétně dva EKG/EMG shieldy od výrobce Olimex a jeden Screw shield se šroubovacími terminály, na kterém jsou také umístěny předzesilovače přizpůsobující signál pro propojení s vývojovým DSP kitem.

10.3 Senzory

V následujících podkapitolách jsou popsána všechna použitá čidla na prototypu protézy

10.3.1 Analogové tříosé akcelerometry Analog Devices ADXL335

ADXL335 je miniaturní tříosý akcelerometr vyrobený MEMS technologií s analogovými výstupy a integrovanými zesilovači (viz Obr. 25). Akcelerometr je schopný měřit akceleraci v rozsahu $\pm 3g$ a to jak statické gravitační zrychlení, tak zrychlení dynamické vyplývající z pohybu, nárazu či vibrací. Vzhledem k tomu, že je akcelerometr vyráběn pouze v pouzdře LFCSP, které není úplně vhodné pro pájení jinou technologií, než pájení přetavením, byl zakoupen modul s integrovaným stabilizátorem napětí 3,3V a filtračními kondenzátory. (viz Obr. 26) [18]

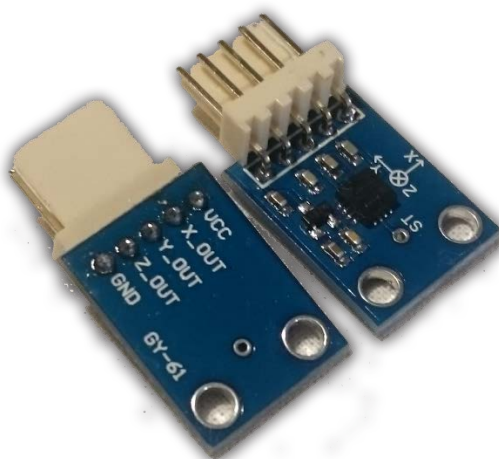


Obr. 25: Vnitřní blokové schéma akcelerometru ADXL335, Převzato z [18]

Akcelerometr pracuje s rozsahem napájecího napětí 1,8V – 3,6V přičemž se jeho výstupní signál na všech osách pohybuje v rozsahu 0,1 až 2,8V. Zrychlení 0g odpovídá výstupnímu napětí 1,5V. Maximální šířka pásma výstupního signálu je pro osy X a Y 0,5-1600Hz, pro osu Z pak 0,5-550Hz. Maximální frekvence výstupního signálu se na každé ose dá nastavit použitím externího kondenzátoru, který vytvoří spolu s interním rezistorem na výstupu filtr typu dolní propust. Pro naše potřeby byla maximální frekvence omezena na 10Hz výměnou kondenzátoru o neznámé kapacitě za kondenzátor o kapacitě 470nF. [18]

Vzhledem k rozsahu výstupního napětí je nasnadě otázka, zdali není pro zvýšení rozlišovací schopnosti a využití plného rozsahu AD převodníků na desce Arduino lepší zesílit výstupní signál neinvertujícím zesilovačem se zesílením 1,6. Pro použití pro snímání pouze směru pohybu a vyhodnocení, zdali je část končetiny v pohybu či ne, bohatě dostačuje zpracování signálu přímo z akcelerometru a není nutné jej nijak upravovat. Zesílení by bylo nevyhnutelné v případě, že by bylo cílem přesně vyhodnotit hodnotu zrychlení v daném směru.

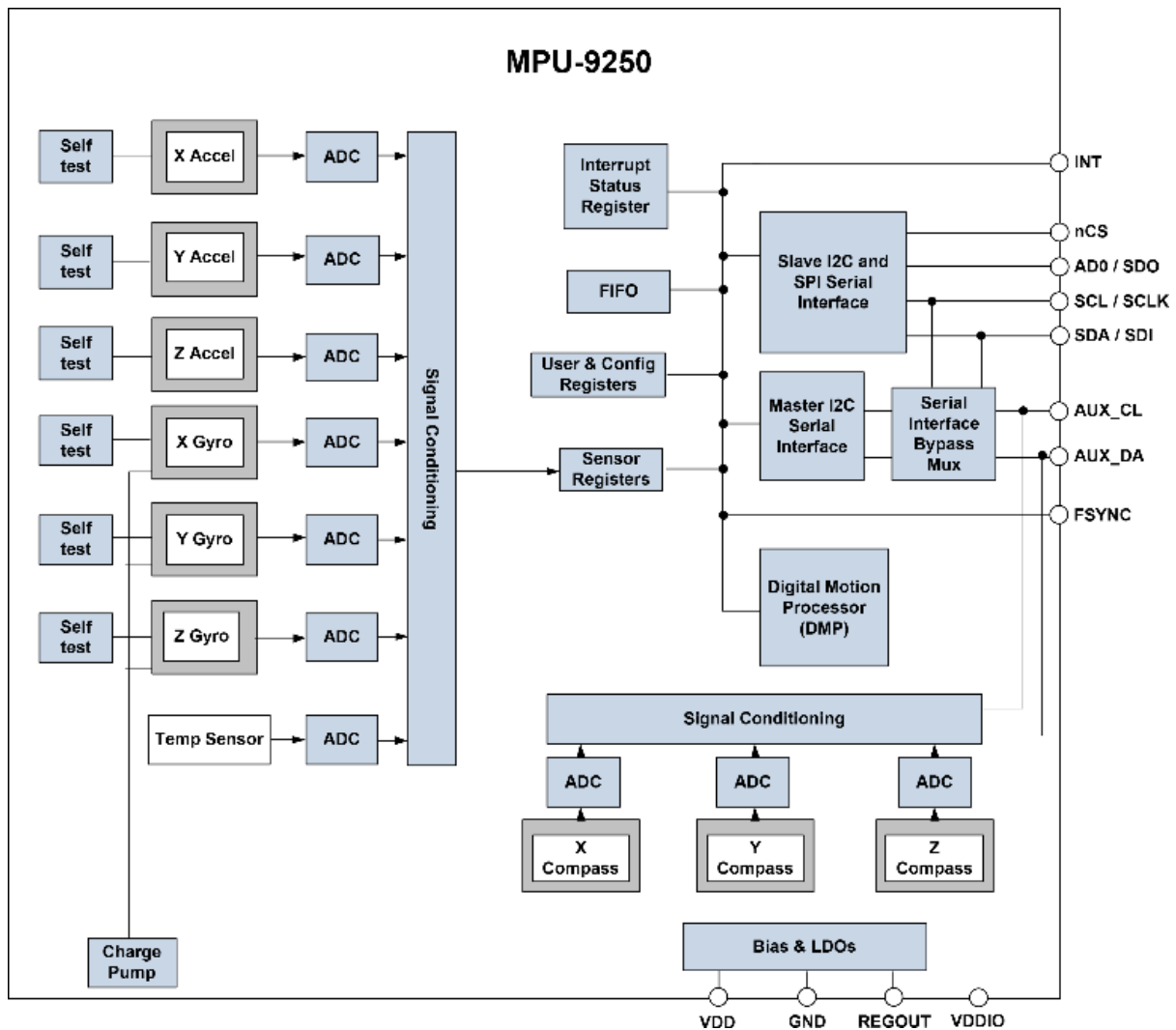
Akcelerometry ADXL335 jsou použity dva na snímání pohybu zdravé končetiny. Jejich signál je připojen na vstupní analogové piny A10 až A15.



Obr. 26: Fotografie modulu akcelerometru ADXL335

10.3.2 Devítiosý digitální senzor MPU-9250

Jako další senzor pohybu je použit devítiosý senzor MPU-9250, který v sobě integruje tříosý gyroskop, tříosý akcelerometr a tříosý magnetometr (viz Obr. 27). Pro naše potřeby využijeme pouze část funkcí a to konkrétně akcelerometr a gyroskop. Opět byl vzhledem k výrobě pouze v QFN pouzdrů zakoupen celý modul (viz Obr. 28). [19]



Obr. 27: Vnitřní blokové schéma čipu MPU-9250, převzato z [19]

Čip pracuje s rozsahem napájecího napětí 2,5V-3,6V a na rozdíl od modelu ADXL335 nemá analogové výstupy, nýbrž je vybaven sběrnicemi SPI a I²C. Gyroskop má v krocích programovatelný rozsah ± 250 až $\pm 2000^\circ/\text{s}$ a má integrované programovatelné filtry typu dolní propust. AD převodník senzoru pracuje s bitovou hloubkou 16bit. Akcelerometr má taktéž v krocích programovatelný rozsah $\pm 2\text{g}$ až $\pm 16\text{g}$ opět s bitovou hloubkou 16bit. Magnetometr má bitovou hloubku 14bit a pracuje v rozsahu $\pm 4800\mu\text{T}$. K desce Arduino je tento modul připojen přes sběrnicí I²C. [19]



Obr. 28: Fotografie modulu čipu MPU-9250

10.3.3 Snímání úhlů kloubů

Pro snímání úhlu kolenního kloubu byl vytvořen přípravek umožňující použít klasický potenciometr pro měření úhlu, který kloub svírá. Dále jsou snímány úhly hlezenního a kolenního kloubu na protéze, které slouží jako zpětná vazba pro řízení motorů při pohybu kloubu. Pro snímání jsou použity klasické potenciometry 25k Ω s lineárním průběhem, které jsou zapojeny jako napěťový dělič a napojeny přímo na analogové vstupy arduina. Maximální úhel těchto potenciometrů je 270°, což je pro danou aplikaci plně dostačující.

10.3.4 Taktilní senzory

Pro snímání rozložení váhy na protetickém chodidle a vyhodnocení správného natočení hlezenního kloubu bylo nutné vymyslet systém měření tlaků působících na upevnění kloubu. Vzhledem k jednoduchosti konstrukce bylo přistoupeno k testování různých druhů piezo elementů, které se v této aplikaci použily jako snímače změny tlaku v daném místě.



Obr. 29: Piezoelektrické taktilní čidlo

10.3.5 Snímání aktivity svalů

Aktivita svalů je vyhodnocena snímáním EMG signálů pomocí EKG / EMG shieldu od firmy Olimex. Tento shield se stará o zesílení a přizpůsobení EMG signálu nasnímaného pomocí tří pasivních elektrod.

Signál z pasivních elektrod vstupuje do shieldu pomocí stereo jack 3,5 konektoru. Prochází vstupní ochranu proti vysokonapěťovým impulsům a potlačení vysokých frekvencí a je dále zesílen přístrojovým zesilovačem se zesílením 10. Přístrojovým zesilovačem je ze dvou svalových elektrod a jedné referenční vytvořen jeden kanál EMG signálu. [20]

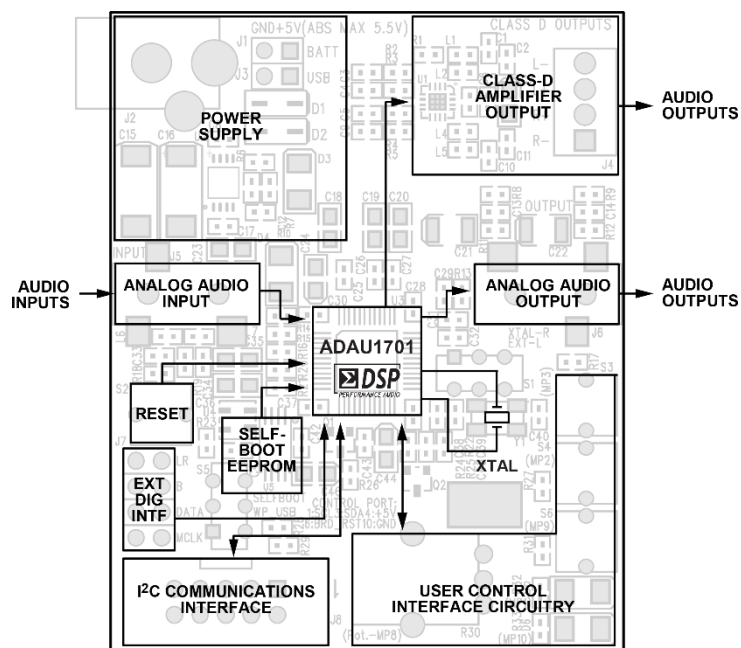
Signál je nadále zesílen neinvertujícím zesilovačem s regulovatelným napěťovým zesílením v rozsahu 5,76 – 101. Mezi každým stupněm zesilovače je oddělovací kondenzátor, který se chová jako filtr typu horní propust potlačující stejnosměrnou složku a frekvence nižší než 0,16Hz. [20]

Poslední zesilovač v signálové cestě slouží jako filtr typu dolní propust s mezní frekvencí 40Hz se strmostí 19db na oktávu. Tento filtr je výrobcem označen jako „besselworth“, což naznačuje kombinaci typů filtrů bessel a butterworth. Pro použití na vyhodnocování aktivity EMG, které má šířku pásma užitečného signálu od 5 do 500Hz se zdá být použití tohoto filtru nevhodné. Vzhledem k tomuto faktu byl signál z EMG shieldu vyveden do DSP za zesilovačem s nastavitelným zesílením, konkrétně za kondenzátorem C9. [20] [21]

10.4 Zpracování signálů

Pro digitální zpracování signálů EMG a signálu z taktilních piezo senzorů byl zvolen vývojový kit s DSP jádrem Analog Devices ADAU1701, které disponuje dvěma analogovými audio vstupy a čtyřmi analogovými audio výstupy. (viz. Obr. 30) DSP pracuje se vzorkovací frekvencí 48kHz a bitovou hloubkou 24bitů. Výpočetní jádro DSP provádí výpočty s bitovou hloubkou 40bitů. Vzhledem k potřebě připojit k DSP další dva analogové vstupy pro signál z taktilních čidel bylo nutné připojit k DSP externí AD převodník. Pro tyto případy je na desce kitu osazen konektor pro připojení digitálního stereo audio vstupu ve formátu I²S, popřípadě ve formátu left-justified, nebo right-justified. Jednoduchému připojení AD převodníku však brání fakt, že vývojový kit není vybaven výstupem systémového hodinového signálu pro synchronizaci AD převodníku s DSP jádrem. Výrobce počítá s komplikovanější variantou vstupu hodinového signálu z externího zdroje. Bylo tedy nutné zasáhnout do zapojení vývojového kitu a vyvést na konektor výstupní hodinový signál, který umí DSP generovat na GPIO výstupu MP11.

Pro vstup signálu z taktilních čidel byl vybrán AD převodník od firmy Texas Instruments PCM1802, který svými parametry plně postačuje a vyžaduje pouze minimum externích součástek. PCM1802 potřebuje pro svou funkci duální napájení 5V pro analogovou vstupní část a 3,3V pro digitální část. Obě napájecí napětí zajišťují stabilizátory na desce Arduino Mega 2560



Obr. 30: Blokové schéma vývojové desky EVAL ADAU1701 MINI, převzato z [22]

10.5 Motorizace kloubů

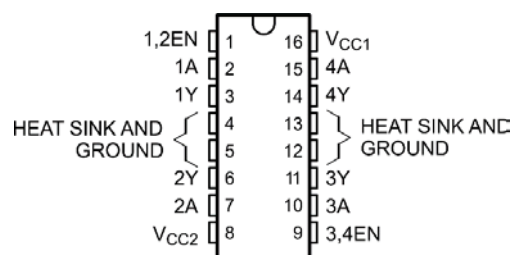
Původní návrh konstrukce protězy vycházel z konstrukcí robotických ramen, kde se pro pohyb používají silná modelářská serva. Serva mají nespornou výhodu v rychlosti rotace a jejich přesnosti. Použití serv se však časem ukázalo jako slepá ulička vzhledem k jejich omezené síle, která se pohybuje maximálně okolo 40kg/1cm, což znamená, že je servo schopné vyvinout na páce o délce 1cm tah ekvivalentní hmotnosti 40kg. Tyto síly jsou pro použití na protěze malé. Další nespornou nevýhodou je složitý a jemný převodový mechanismus servopohonu, který je náchylný k mechanickému poškození vlivem přetěžování a rázy, které na převody působí.

Po zvážení kladů a záporů byl zvolen pohon lineárním motorem. Vzhledem k ceně sériových lineárních motorů bylo přistoupeno ke konstrukci vlastního jednoduchého lineárního pohonu založeného na kónické závitové tyči M14x4 a krokového motoru 17PM K011 04V (viz Obr. 31), který byl zvolen kvůli své momentální dostupnosti a dostačujícím parametrům pro konstrukci prototypu. Jedná se o bipolární krokový motor s úhlovým krokem 1,8° tzn. 200kroků na otáčku. Motor má při napětí 12V kroutící moment 205,9mNm, což odpovídá 2,1kg/cm. Jmenovitý proud cívkou udává výrobce 400mA.



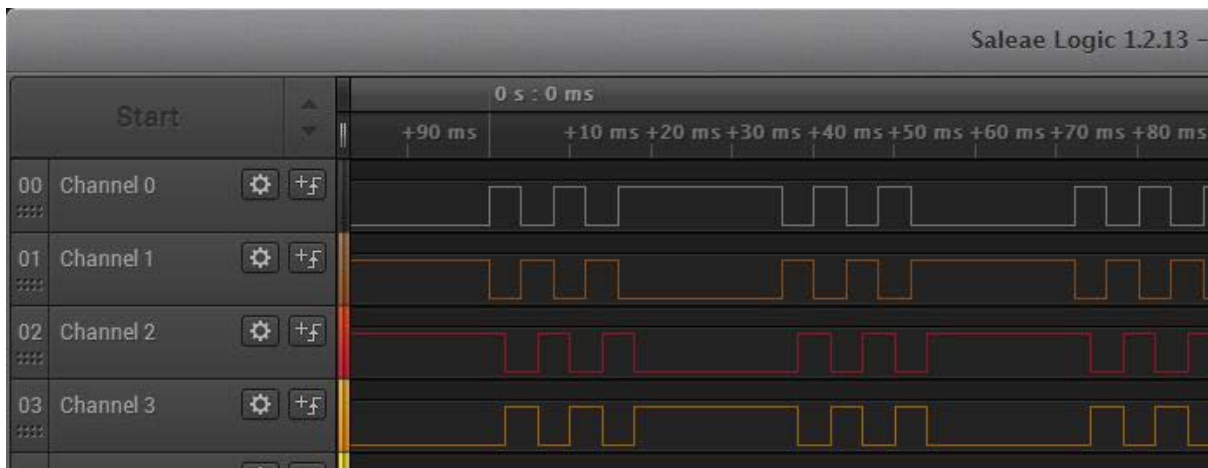
Obr. 31: Krokový motor 17PM-K011-04V

Pro výkonové řízení motorů byl zvolen čtyřnásobný poloviční H můstek Texas Instruments L293D (viz. Obr. 32), který má maximální povolený trvalý proud 600mA, ve špičce až 1,2A při napájecím napětí v rozsahu 4,5V-36V. O řídicí signál se stará vývojový kit Arduino UNO, na který byl vytvořen prototyp shieldu se dvěma drivery pro dva krokové motory. [21]

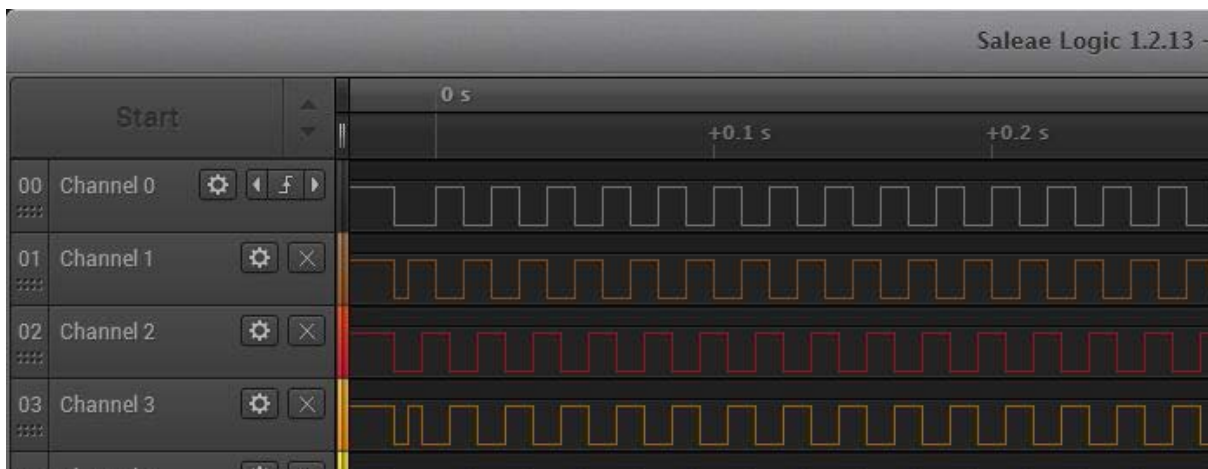


Obr. 32: Popis vývodů pouzdra řadiče L293D, převzato z [21]

Původně byl řídicí signál generován pomocí základní knihovny „stepper“ implementované v Arduino IDE. Při hledání příčiny vysoké hlučnosti a neuspokojivého výkonu motoru bylo zjištěno, že základní knihovna neposkytuje ideální průběh výstupního signálu. (viz Obr. 33 a Obr. 34) Po tomto zjištění byla vyhledána vyhovující knihovna „accelstepper“ která má nesporné výhody v plynulém průběhu výstupního signálu a možnosti nastavení akcelerace při rozběhu motoru. Knihovna také poskytuje více možností řízení motoru.



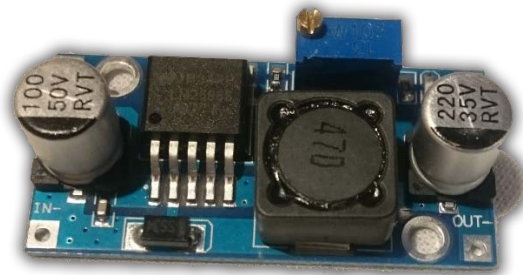
Obr. 33: Průběh řídicího signálu krokového motoru s použitím generické knihovny "Stepper"



Obr. 34: Průběh řídicího signálu motoru s použitím knihovny "Accelstepper"

10.6 Napájení

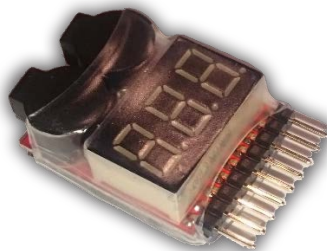
Pro napájení protězy byla zvolena čtyřčlávková Li-Pol baterie o kapacitě 5Ah (viz.). Jmenovité napětí baterie je 14,4V a je tedy plně vyhovující pro použití spolu se stabilizátorem na 12V. Ochranu proti nadměrnému vybití zajišťuje hlídač napětí baterie pro baterie o velikosti 1-8 článků (viz.). Při poklesu napětí pod 3,4V se spustí akustický i vizuální alarm informující vybití baterie. O stabilizaci na napětí 12V pro napájení elektroniky a motorů se stará nastavitelný spínaný stabilizátor LM2596-ADJ (viz Obr. 35). Trvalý bezpečný proud stabilizátorem je výrobcem stanoven na 3A, což plně postačuje našim potřebám. Výstupní napětí je nastaveno na 12,5V, to zajistí maximální výkon motorů a přitom je bezpečné pro napájení kitů Arduino.



Obr. 35: Modul stabilizátoru napětí s čipem LM2596S



Obr. 36: Li-Pol 4S baterie 14,4V 5,2Ah



Obr. 37: Hlídač napětí Li-Pol baterie s alarmem

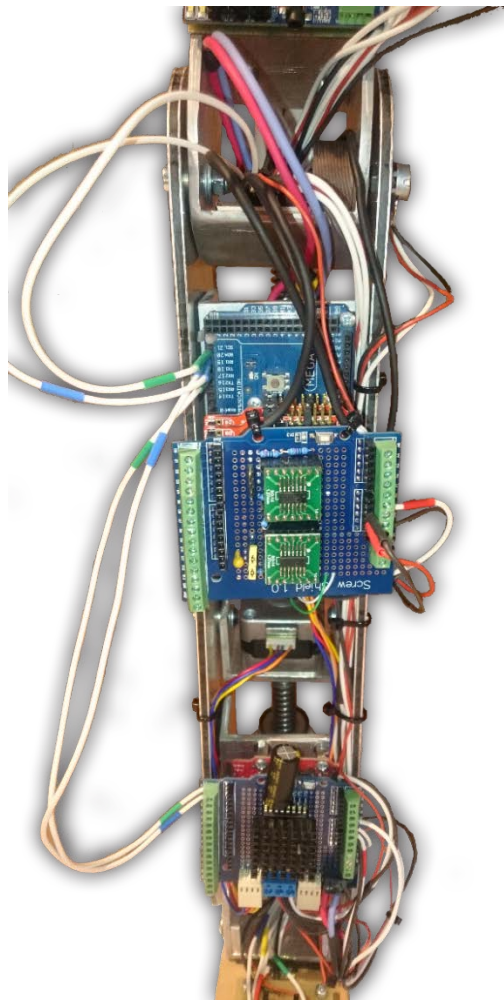
11 Popis jednotlivých částí prototypu protézy

V následujících kapitolách je popsána kompletní konstrukce prototypu protézy rozdělená do jednotlivých konstrukčních částí.

11.1 Bérec

11.1.1 Popis

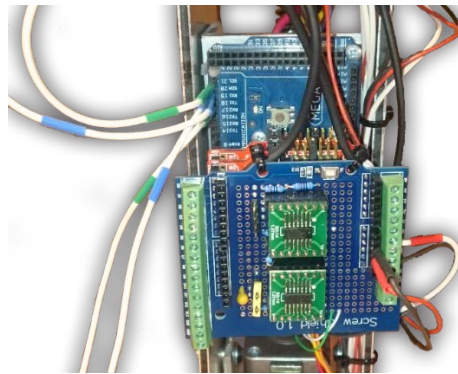
Bérec tvoří hlavní nosnou konstrukci prototypu protézy. S ohledem na jednoduchou opracovatelnost, přijatelnou pevnost a nízkou váhu byl pro konstrukci zvolen sendvičový panel Alubond. Jedná se o kompozitní hliníkový panel o tloušťce 4mm s jádrem z polyethylenu. Nosníky motorů a elektroniky jsou vyřezány z hliníkového profilu s obdélníkovým průřezem (jekl) o rozměrech 80x60mm se stěnami o tloušťce 4mm. Tato konstrukce na sobě nese hlavní řídicí jednotku Arduino Mega, sekundární motorovou řídicí jednotku Arduino Uno, oba krokové motory a v neposlední řadě stabilizátor napětí baterie. [23]



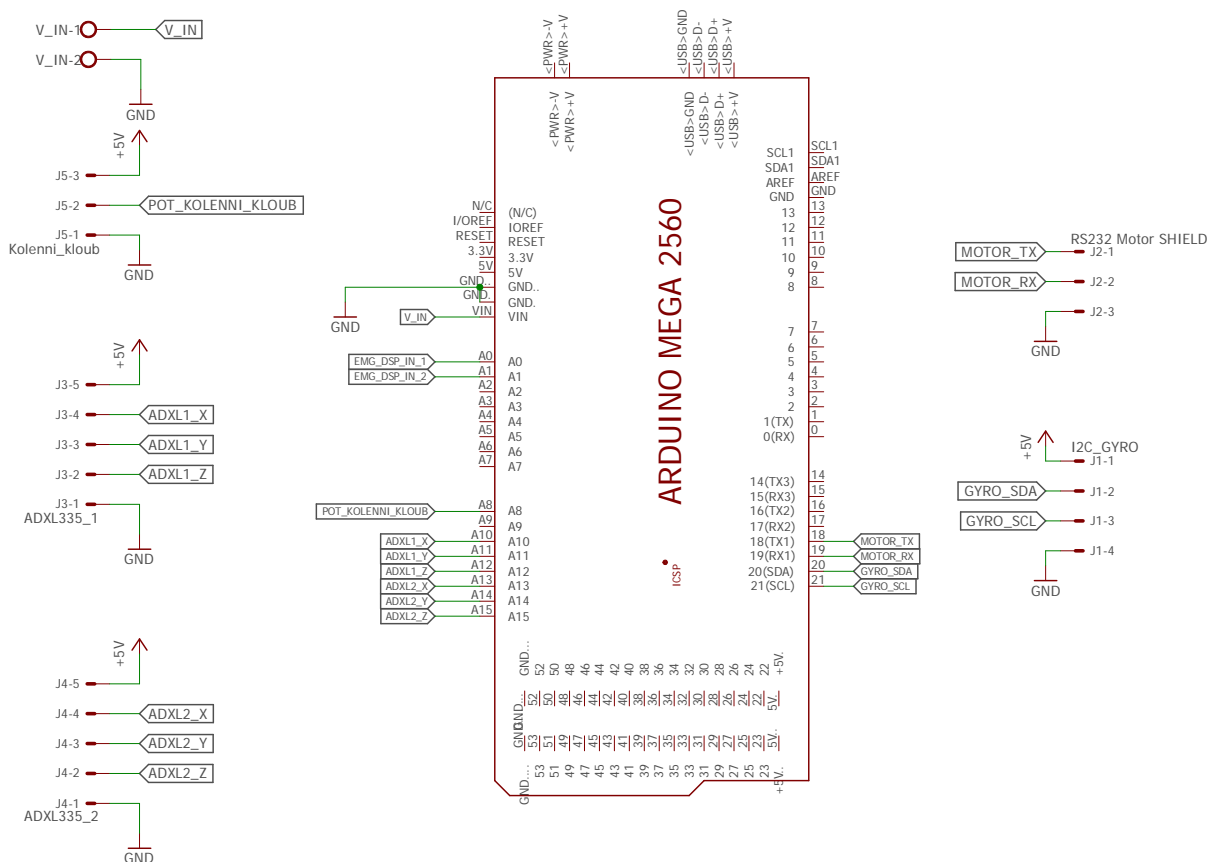
Obr. 38: Protetický bérec z čelní strany

11.1.2 Hlavní řídicí jednotka

Hlavní řídicí jednotka Arduino Mega je umístěna v horní části bérce těsně pod kolenním kloubem. Nese na sobě oba EMG shieldy a upravený shield se šroubovacími terminály, na kterém jsou umístěny předzesilovače pro propojení s DSP modulem. Do této řídicí jednotky jsou připojeny veškeré senzory na snímané zdravé noze. Hlavní řídicí jednotka komunikuje po sériové lince USART s řídicí jednotkou motorů. Dále komunikuje po sběrnici I²C s digitálním akcelerometrem.



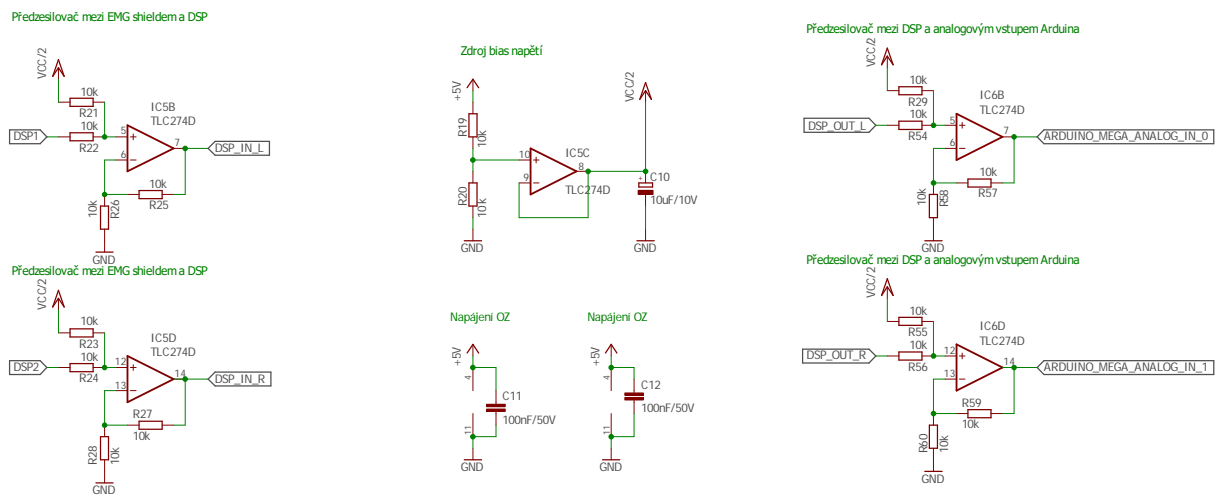
Obr. 39: Detail hlavní řídicí jednotky s připojenými shieldy



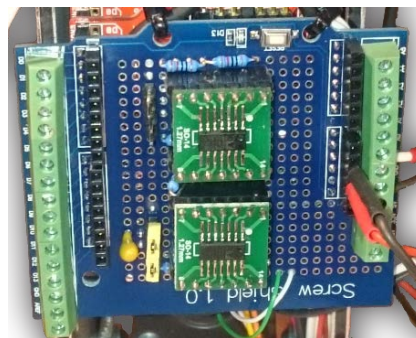
Obr. 40: Schéma hlavní řídicí jednotky

11.1.3 Předzesilovače pro spojení s DSP

Jak již bylo zmíněno v kapitole 0, signál z EMG shieldu je po zesílení vyveden před dolní propustí s mezní frekvencí 40Hz. Vzhledem k faktu, že DSP nemá na vstupech ani výstupech impedanční přizpůsobení vstupním a výstupním zesilovačem s OZ, bylo nutné pro zajištění správné funkčnosti mezi EMG shield, DSP a analogové vstupy řídicí jednotky vložit předzesilovače se zesílením 1. (viz. Obr. 41) Pokud by se mezi výstup z EMG shieldu a DSP nevlozil předzesilovač, mohlo by docházet k nepředvídatelnému útlumu v částech frekvenčního pásma. Operační zesilovač byl zvolen Analog Devices AD8608. Důvodem pro výběr tohoto operačního zesilovače je zejména fakt, že se jedná o čtyřnásobný rychlý rail-to-rail operační zesilovač schopný pracovat s jedním napájecím napětím v rozsahu 2,7V-5,5V a není tak nutné vytvářet symetrické napájení. Podmínkou pro správnou funkci při použití nesymetrického napájení je vytvoření zdroje bias napětí a jeho přičtení k signálu na vstupu zesilovače. Přičtení bias napětí o hodnotě poloviny napájecího napětí vytvoří pomyslnou nulovou hodnotu vstupního signálu o hodnotě poloviny napájecího napětí. Díky tomu vstupní střídavý signál o amplitudě maximálně 5V nebude oscilovat v rozsahu -2,5V až 2,5V, nýbrž v rozsahu 0-5V. [24]



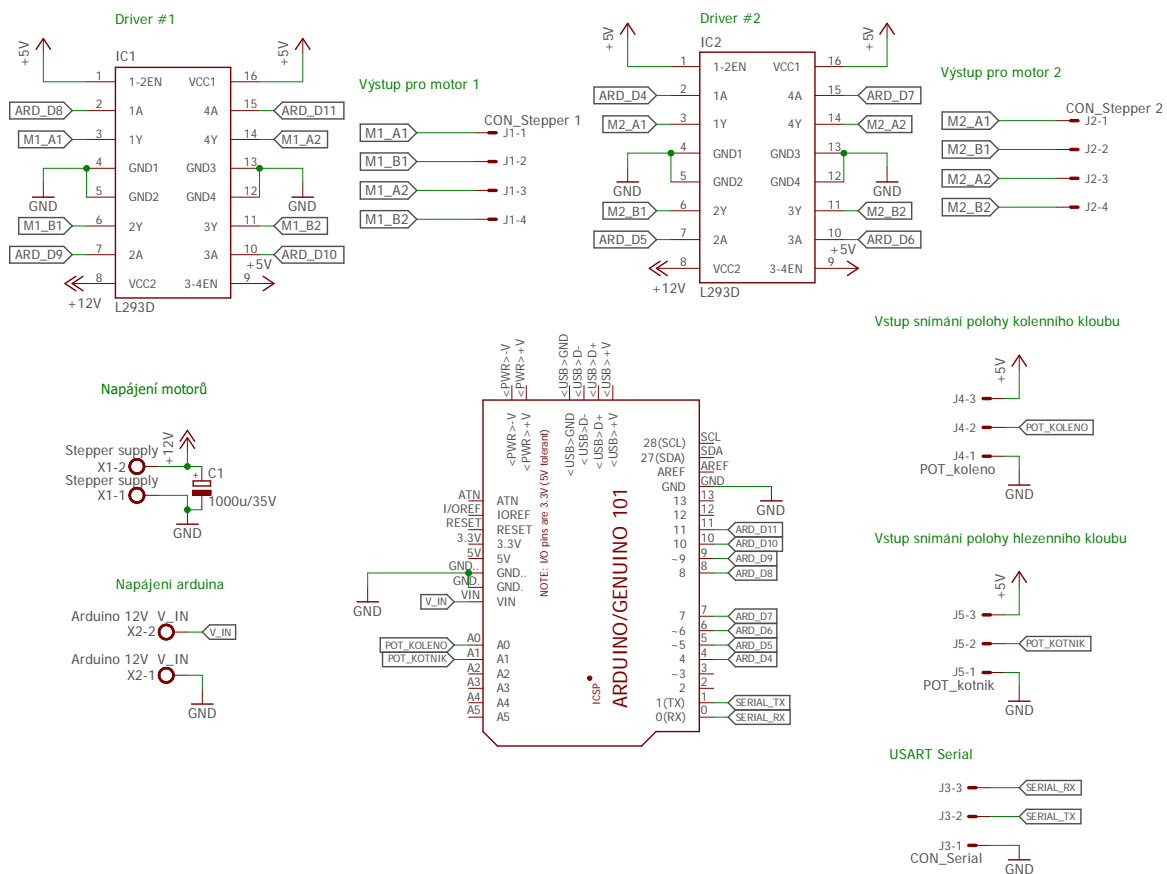
Obr. 41: Schéma předzesilovačů EMG signálu



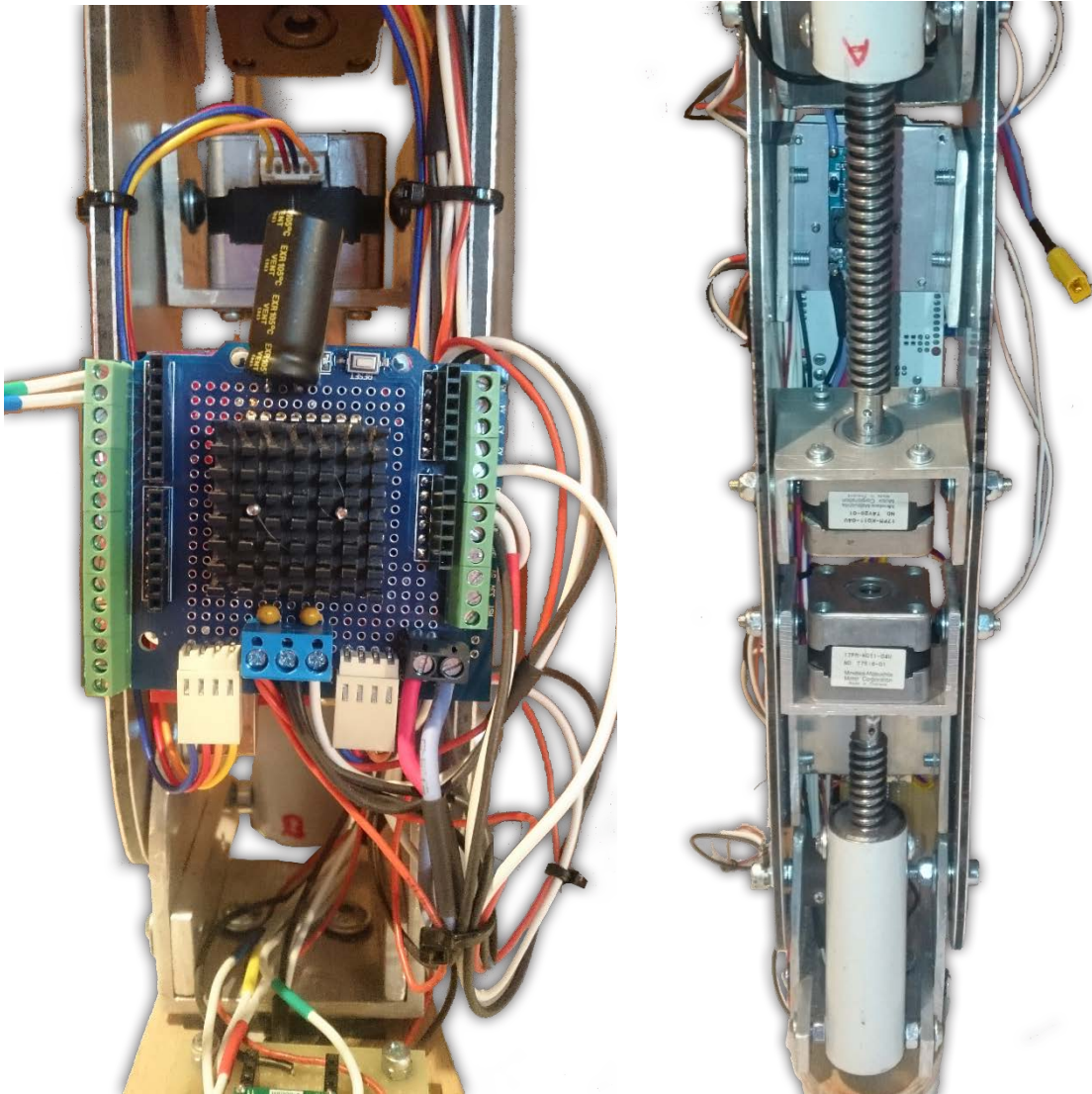
Obr. 42: Detail shieldu s předzesilovači

11.1.4 Řízení motorů

V průběhu stavby prototypu protězy bylo rozhodnuto, že se řízení motorů přeneso mimo hlavní řídicí jednotku, která tak bude schopna rychleji vyhodnocovat data ze senzorů. Jako řídicí jednotka pro ovládání krokových motorů byla zvolena vývojová deska Arduino Uno, která poskytuje dostatečný počet vstupních a výstupních portů pro řízení motorů a zpětnou vazbu z kloubů. Je také vybavena USART linkou pro komunikaci s hlavní řídicí jednotkou. Bylo by možné použít i menší a méně výkonné verze jako například Arduino Nano, popřípadě Arduino Pro Mini, avšak vzhledem k jednodušší montáži shieldu s výkonovým stupněm pro řízení motorů bylo zvoleno právě Arduino Uno. Na samotné desce je umístěn shield se šroubovacími terminály, na kterém jsou umístěny drivery pro krokové motory. (viz. Obr. 44) Poloha obou kloubů je zpětnovazebně snímána pomocí potenciometrů umístěných v ose kloubu. Schéma řízení motorů je vyobrazeno níže. (viz. Obr. 43)



Obr. 43: Schéma motorové řídicí jednotky

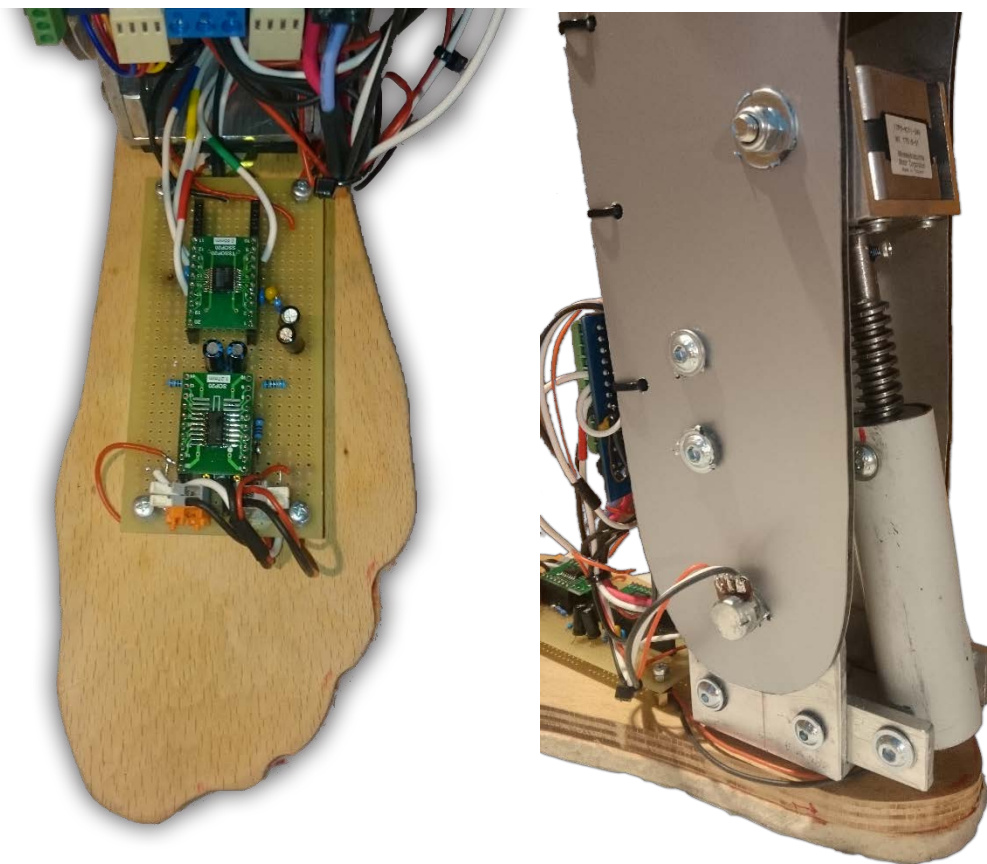


Obr. 44: Detail motorové řídicí jednotky a umístění motorů

11.2 Chodidlo a hlezenní kloub

11.2.1 Popis

Chodidlo zhotovené z březové překližky je na tělo protézy (bérec) připevněno pomocí mechanismu kloubu zhotoveného z hliníkového jeklu o rozměru 80x60mm, který byl upraven do potřebného tvaru U profilu. V ose kloubu je umístěn potenciometr pro snímání polohy tohoto kloubu. Hliníkový profil je k chodidlu připevněn dvěma šrouby v ose kloubu, což zajišťuje v kombinaci s gumovou podložkou o tloušťce 4mm pružnost uchycení konstrukce kloubu a tím i možnost snímat rozložení váhy na chodidlo pomocí taktilních senzorů, které jsou vloženy mezi hliníkový profil a chodidlo na přední a zadní hraně tohoto profilu. Ohyb hlezenního kloubu je vzhledem k ose kolmý k chodidlu v rozsahu cca -30° až $+40^\circ$.

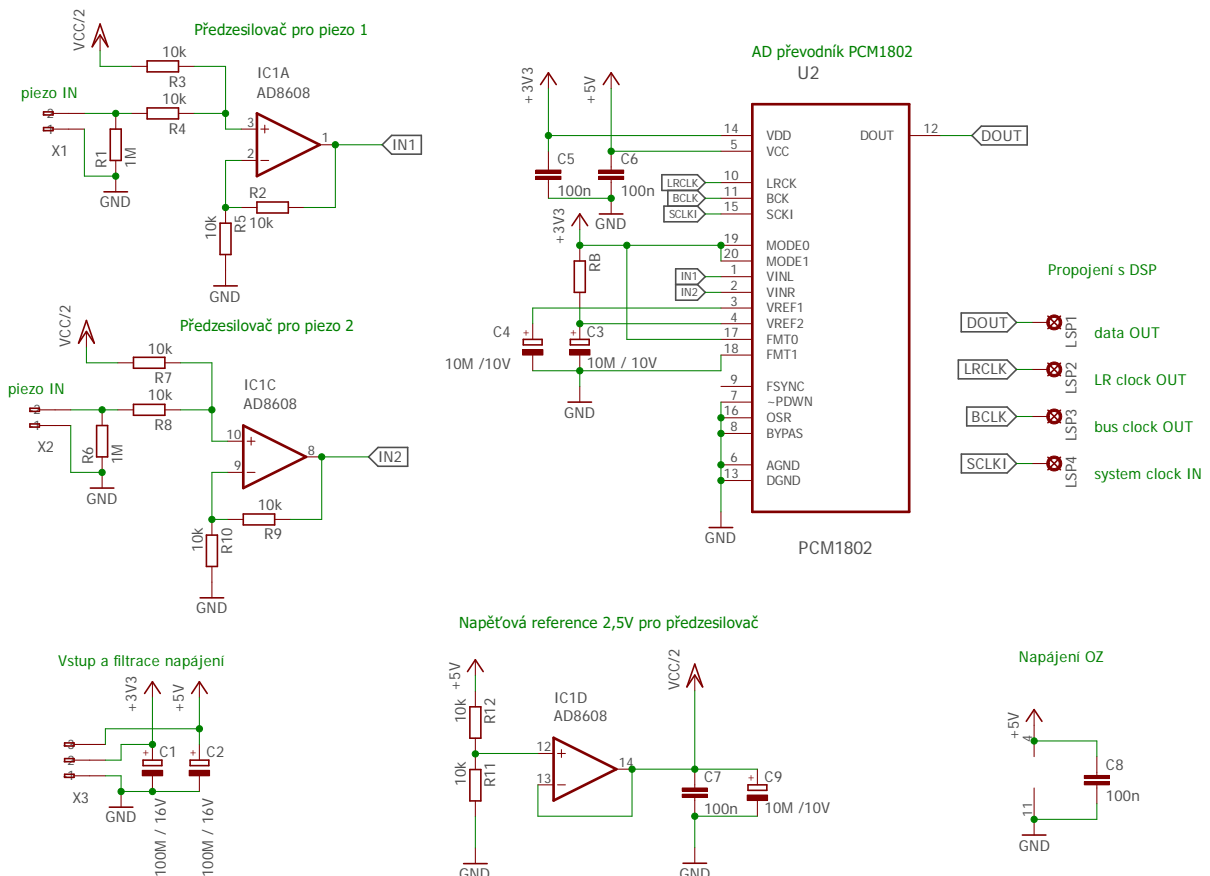


Obr. 45: Detail konstrukce chodidla a hlezenního kloubu

11.2.2 Taktilní senzory s AD převodníkem

Pro snímání rozložení váhy na chodidle pro potřeby řízení úhlu hlezenního kloubu byly zvoleny taktilní piezo senzory vložené mezi hliníkový profil mechanismu kloubu a samotné chodidlo. Tyto taktilní senzory fungují na principu piezo efektu, kdy je při deformaci piezoelektrického krystalu generováno napětí úměrné velikosti deformace. Pro lepší výsledky byly pod piezo elementy v chodidle vyfrézovány otvory, které dovolují vyšší deformaci elementu a tím i lepší snímání.

Vzhledem k povaze signálu na výstupu taktilního čidla bylo rozhodnuto použít pro zpracování a vyhodnocení signálu DSP. Integrované AD převodníky v DSP jsou využívány pro vstup EMG signálu. Bylo tedy nutné signál z taktilních čidel připojit přes externí AD převodník. Pro zpracování byl zvolen AD převodník Texas Instruments PCM1802, který je blíže popsán v kapitole 0. Signál z taktilních senzorů vstupuje přes vstupní předzesilovač se zesílením 1 na vstupy AD převodníku. Jedná se opět o předzesilovač se zdrojem bias napětí a zesílením 1 postaveném na operačním zesilovači Analog Devices AD8608. Schéma obvodu je vyobrazeno níže (viz Obr. 46).

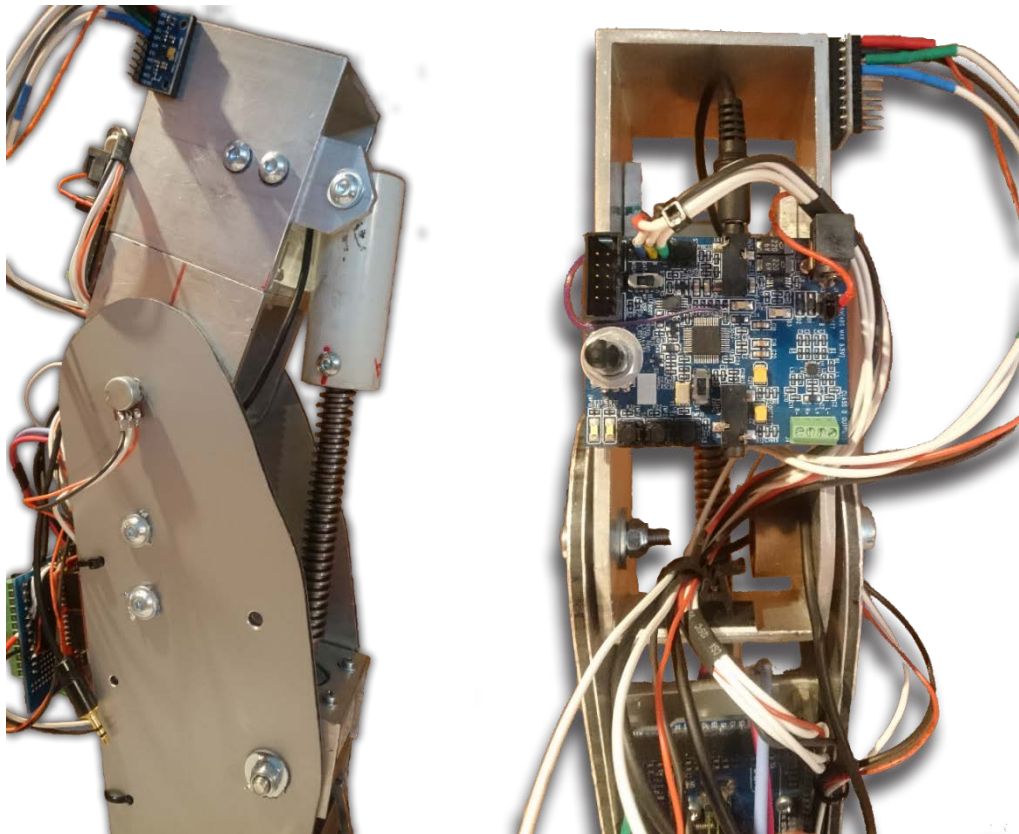


Obr. 46: Schéma předzesilovače a AD převodníku pro taktilní čidla

11.3 Kolenní kloub

11.3.1 Popis

Kolenní kloub je stejně jako hlezenní kloub vyroben z hliníkového jeklu o rozměrech 80x60mm. Opět je vybaven zpětnovazebním snímáním úhlu pomocí potenciometru. Konstrukce kloubu na sobě nese také DSP modul, napájecí baterii a digitální gyroskop. Ohyb kolenního kloubu je vzhledem k ose kolmé k ose bérce v rozsahu cca -20° až $+60^{\circ}$.



Obr. 47: Detail konstrukce kolenního kloubu a umístění DSP modulu

11.3.2 Akcelerometr

Na horní straně kolenního kloubu je umístěn senzor MPU-9250, z kterého je využíván tříosý akcelerometr a gyroskop. Data z tohoto senzoru jsou využívána k vyhodnocení polohy protězy a pohybu konce amputované končetiny. Data se využívají zejména k detekci pohybu celé osoby například v MHD, nebo jiném dopravním prostředku.

11.3.3 DSP

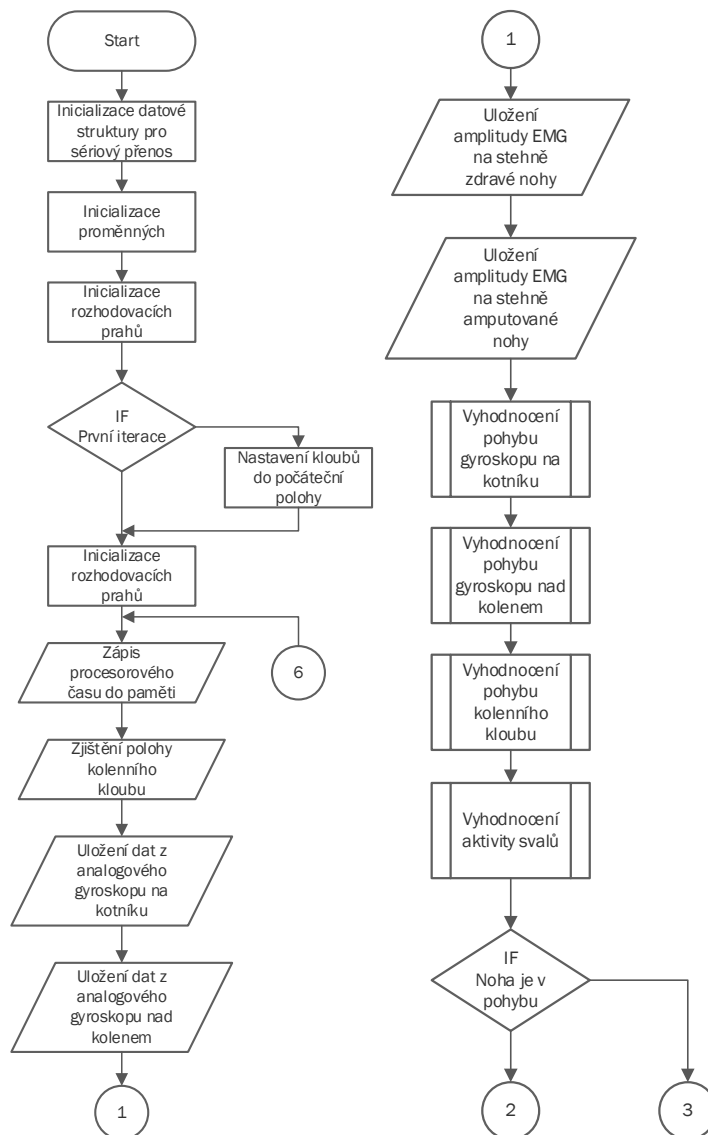
Na horní části kolenního kloubu je umístěn modul DSP, který se stará o zpracování signálů EMG a signálů z taktálních čidel. Zpracovaný signál je dále přiveden do hlavní řídicí jednotky.

12 Algoritmus řízení protězy

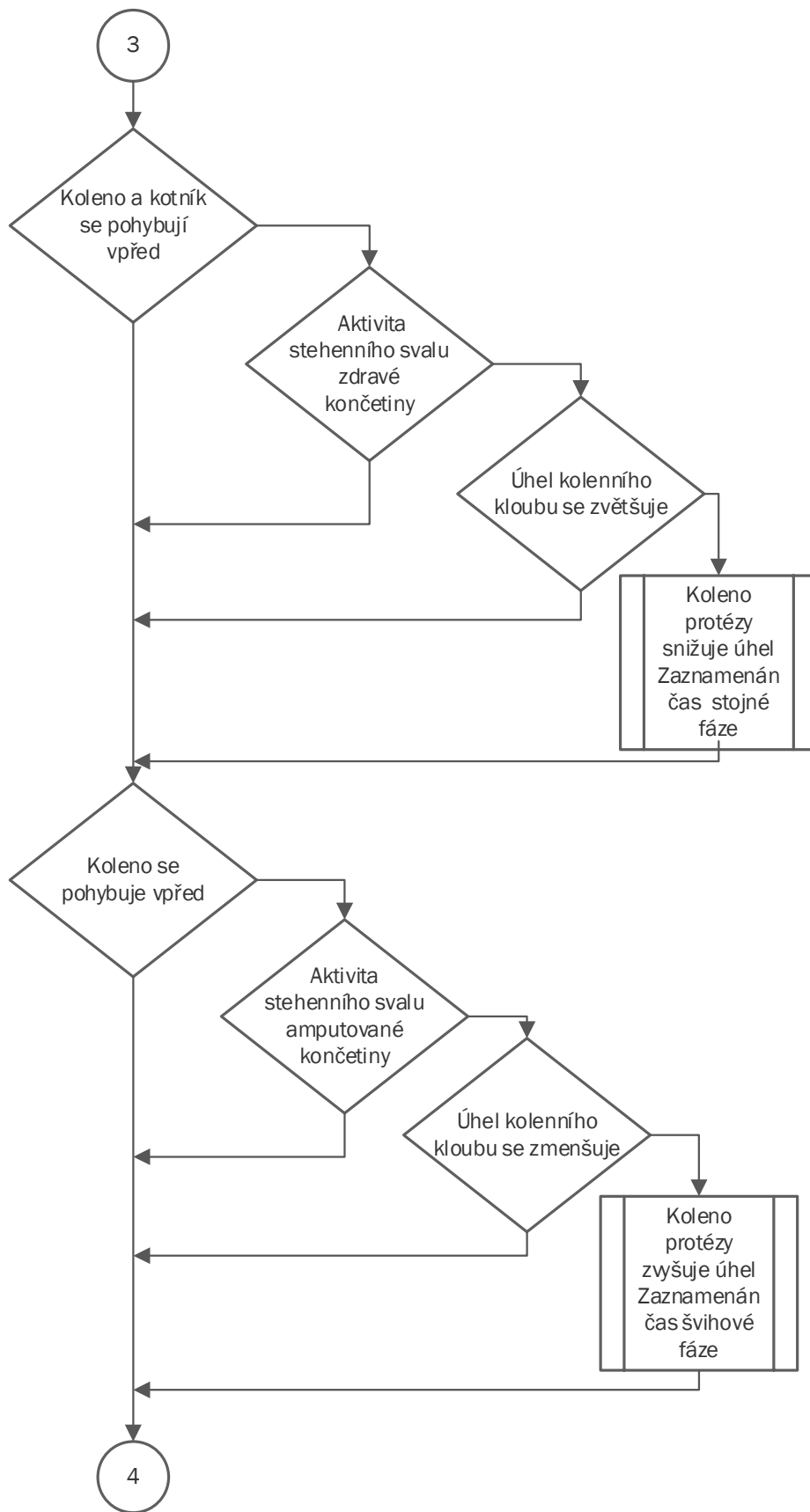
V kapitolách níže jsou popsány algoritmy jednotlivých funkčních částí řízení protězy doprovázené vývojovými digramy. Zdrojové kódy a projekty SigmaDSP a Arduino jsou uloženy v přílohách.

12.1 Hlavní výpočetní jednotka

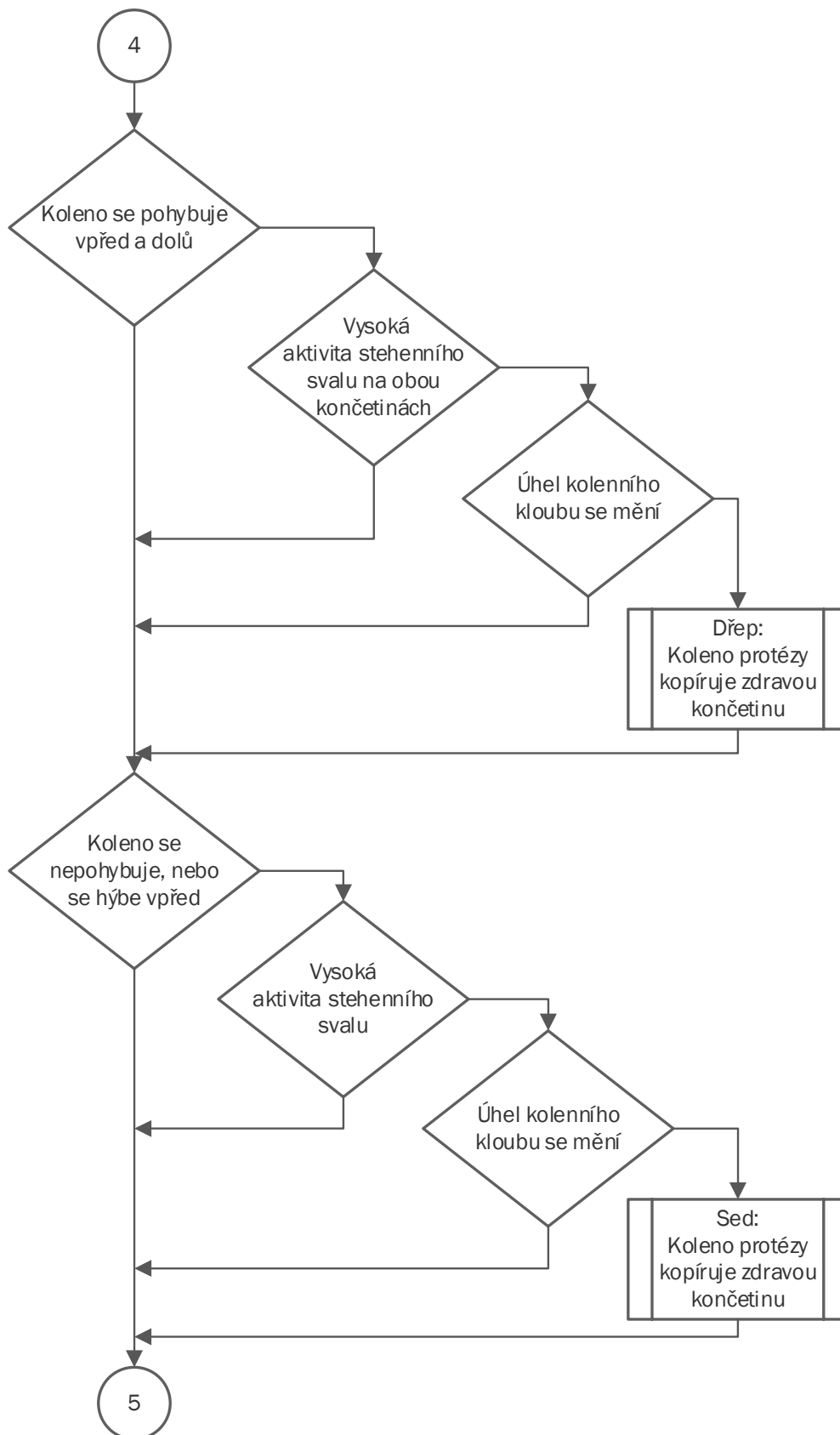
Hlavní řídicí jednotka se stará o vyhodnocování nasbíraných dat z čidel, podle kterých upravuje v reálném čase své chování. Řízení kolenního kloubu a kopírování dynamiky lidské chůze je nesmírně složité a vyžaduje dostatek nasnímaných dat v kombinaci s vysokým výpočetním výkonem. Cílem bylo odladit chování hlezenního kloubu do přijatelného stavu a následně se pokusit o vytvoření funkčního algoritmu pro řízení kolenního kloubu. Níže je vyobrazen vývojový diagram hlavních částí algoritmu hlavní výpočetní jednotky.



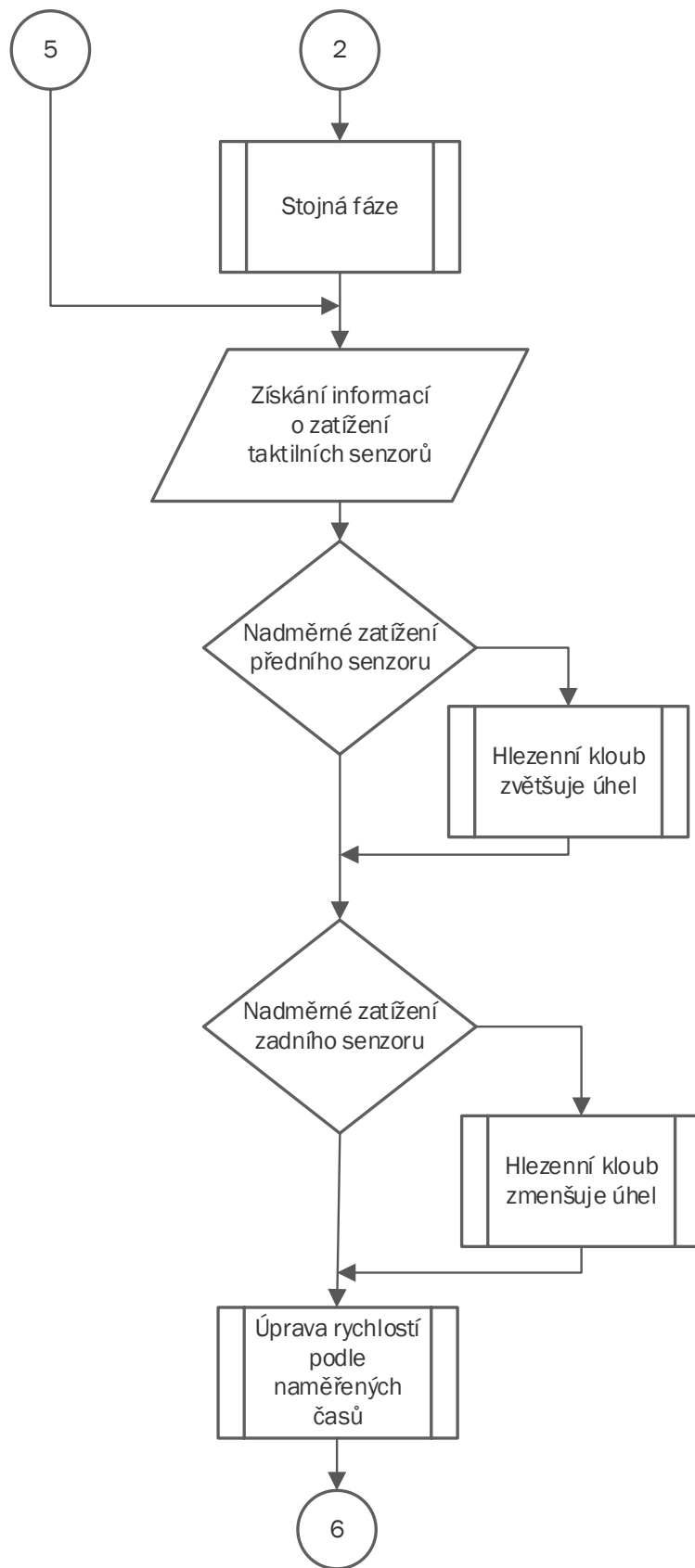
Obr. 48: Blokové schéma hlavní výpočetní jednotky, první část



Obr. 49: Blokové schéma hlavní výpočetní jednotky, druhá část



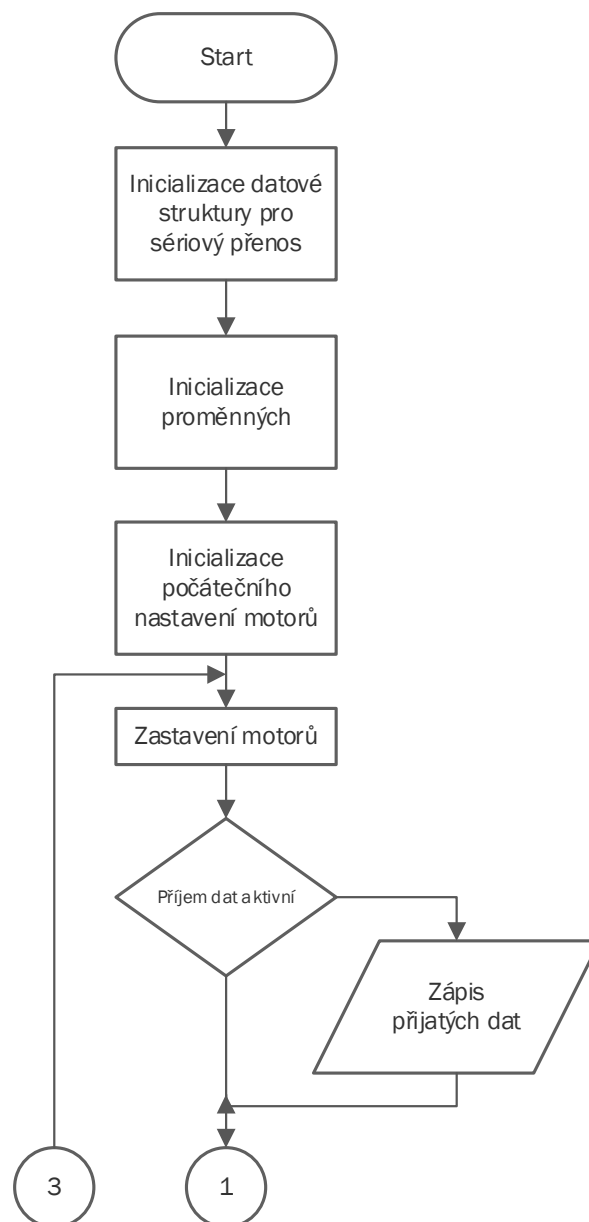
Obr. 50: Blokové schéma hlavní výpočetní jednotky, třetí část



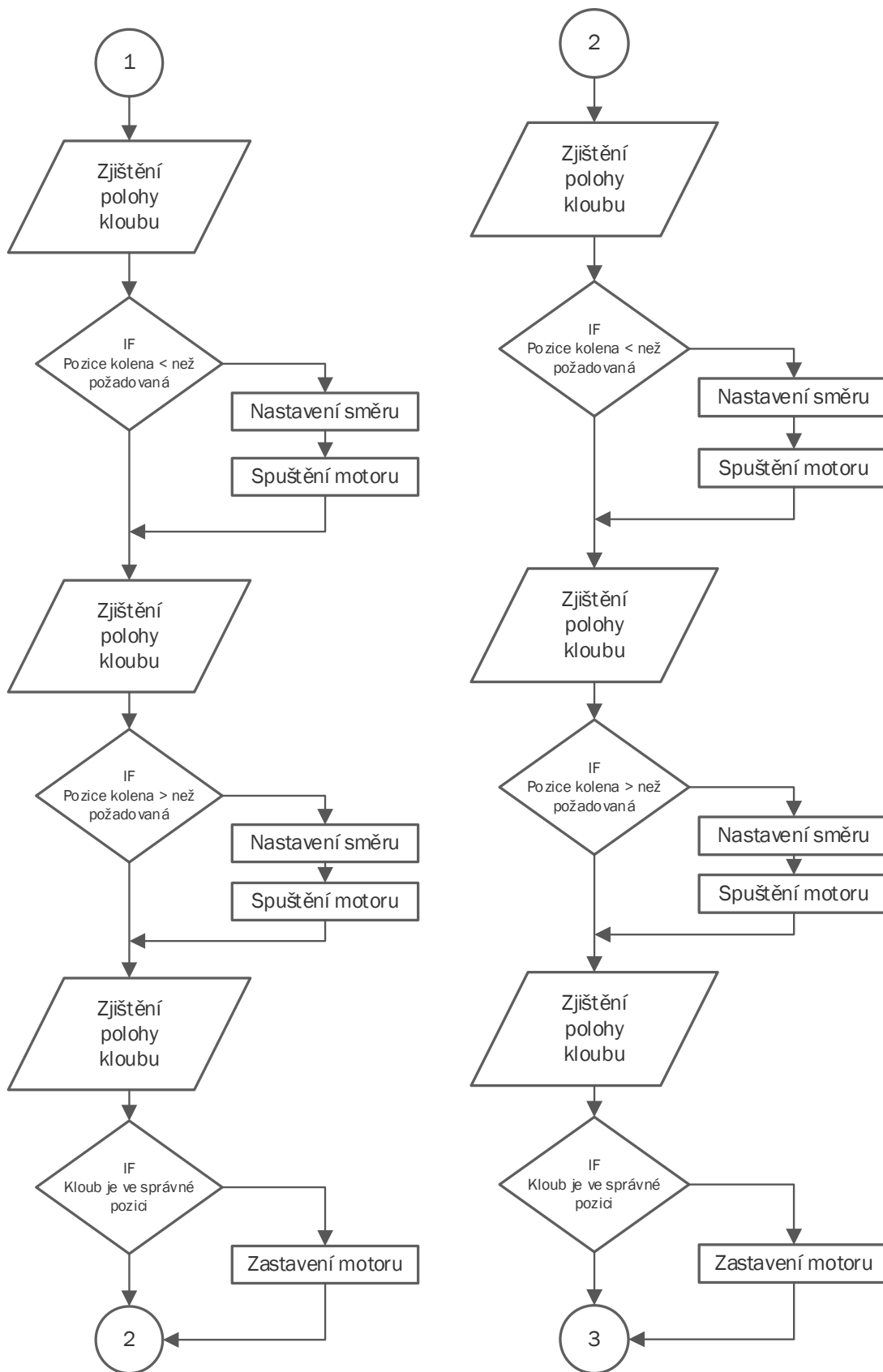
Obr. 51: Blokové schéma hlavní výpočetní jednotky, čtvrtá část

12.2 Řízení motorů

Řídící jednotka motorů přijímá po sériové komunikaci USART data požadované polohy jednotlivých kloubů. Na základě snímání potenciometry vyhodnocuje polohu kloubů, podle kterých určuje směr a rychlost otáček motorů. K řízení krokových motorů je využívána knihovna AccelStepper, která se oproti defaultní knihovně Stepper vyznačuje mnoha nespornými výhodami. Hlavní výhodou této knihovny je podpora více krokových motorů řízených současně. Mezi další nesporné výhody patří možnost nastavitelné akcelerace a fakt, že běh knihovny nezpomaluje ani neblokuje během své funkce celý algoritmus. Níže jsou vyobrazeny vývojové diagramy softwaru řídicí jednotky motorů.



Obr. 52: Blokové schéma řídicí jednotky motorů, první část



Obr. 53: Blokové schéma řídicí jednotky motorů, druhá část

12.3 Sériová komunikace mezi moduly Arduino

Pro sériovou komunikaci mezi moduly Arduino byla zvolena knihovna EasyTransfer, která odesílá a přijímá v paketech datovou strukturu s předefinovanými proměnnými ve struktuře. Pro správnou funkci je nutné, aby oba moduly komunikující spolu měly datovou strukturu nadefinovanou naprosto stejně. Knihovna využívá pro komunikaci hardwarové porty USART. Výhoda knihovny spočívá v kompletním řešení problémů synchronizace a přenosových chyb. Knihovna vysílá datovou strukturu v paketu spolu s kontrolním součtem, díky čemuž druhá strana komunikace dokáže vyhodnotit, zdali data dorazila v pořádku. Níže je uveden příklad použití knihovny pro příjem dat.

Definování datové struktury a objektu EasyTransfer:

```
EasyTransfer RX;

struct RECIEVE_DATA_STRUCTURE{

    //nedefinujeme proměnné, které chceme přenášet

    //přenášená struktura musí být shodná na obou komunikujících zařízeních

    int16_t data1;

    int16_t data2;

}

RECEIVE_DATA_STRUCTURE RXpacket; //Pojmenování datové struktury
```

Spuštění sériové linky:

```
void setup() {

    Serial.begin(9600); //Zapnutí sériové linky

    RX.begin(details(RXpacket), &Serial); //Aktivace přenosu, přiřazení datové struktury

}
```

Příjem dat:

```
void loop() {

    if (ET.receiveData()) { //Pokud přijdou data

        a= RXpacket.data1; //práce s přijatými daty

        b= RXpacket.data2; // práce s přijatými daty

    }
```

12.4 DSP

Firmware DSP byl naprogramován pomocí programového prostředí Sigma Studio 3.14. Jedná se o grafické vývojové prostředí pro signálové procesory z řady SigmaDSP. Díky tomuto nástroji je možné vytvářet algoritmy pro zpracování signálu bez hlubších znalostí programování signálových procesorů. I přes toto velice jednoduché programování je nutné vstupem do světa SigmaDSP a začátkem programování důkladně nastudovat chování DSP jádra, způsoby komunikace s externími AD/DA převodníky, vztah vzorkovací frekvence a jednotlivých hodinových signálů. V neposlední řadě je velice důležité nastudovat typy numerických formátů, které DSP používá při svých výpočtech. Jádro DSP ADAU1701 je postaveno na 28 bitové architektuře a využívá formáty 5.23 decimal, 28.0 integer a 5.19 decimal. Označení formátů přímo určují počet bitů před a za desetinnou čárkou. Formát 5.23 má tedy 5 bitů před desetinnou čárkou a 23 bitů za desetinnou čárkou. Formát 5.23 se používá zejména pro audio signály, formát 28.0 pro GPIO a řídicí signály a formát 5.19 pro zpětné čtení z jádra DSP. V případě kombinace jednotlivých formátů je nutné tyto formáty přepočítat podle následujících vztahů. [24] [25]

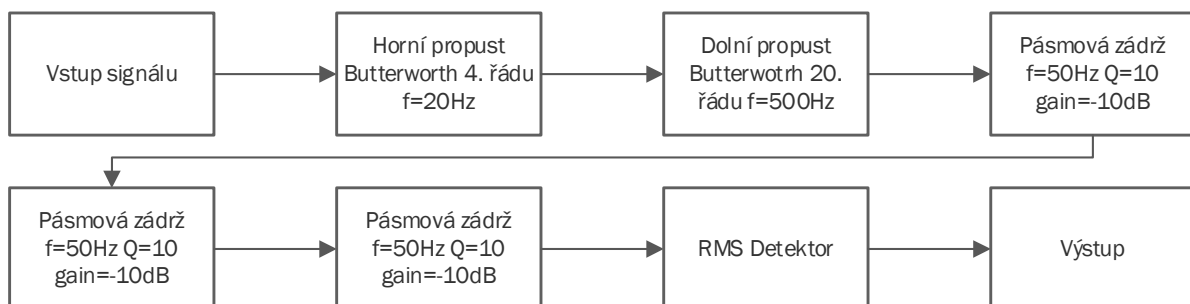
$$n_{28.0} = n_{5.23} \cdot 2^{23}$$

$$n_{5.23} = n_{28.0} \cdot 2^{-23}$$

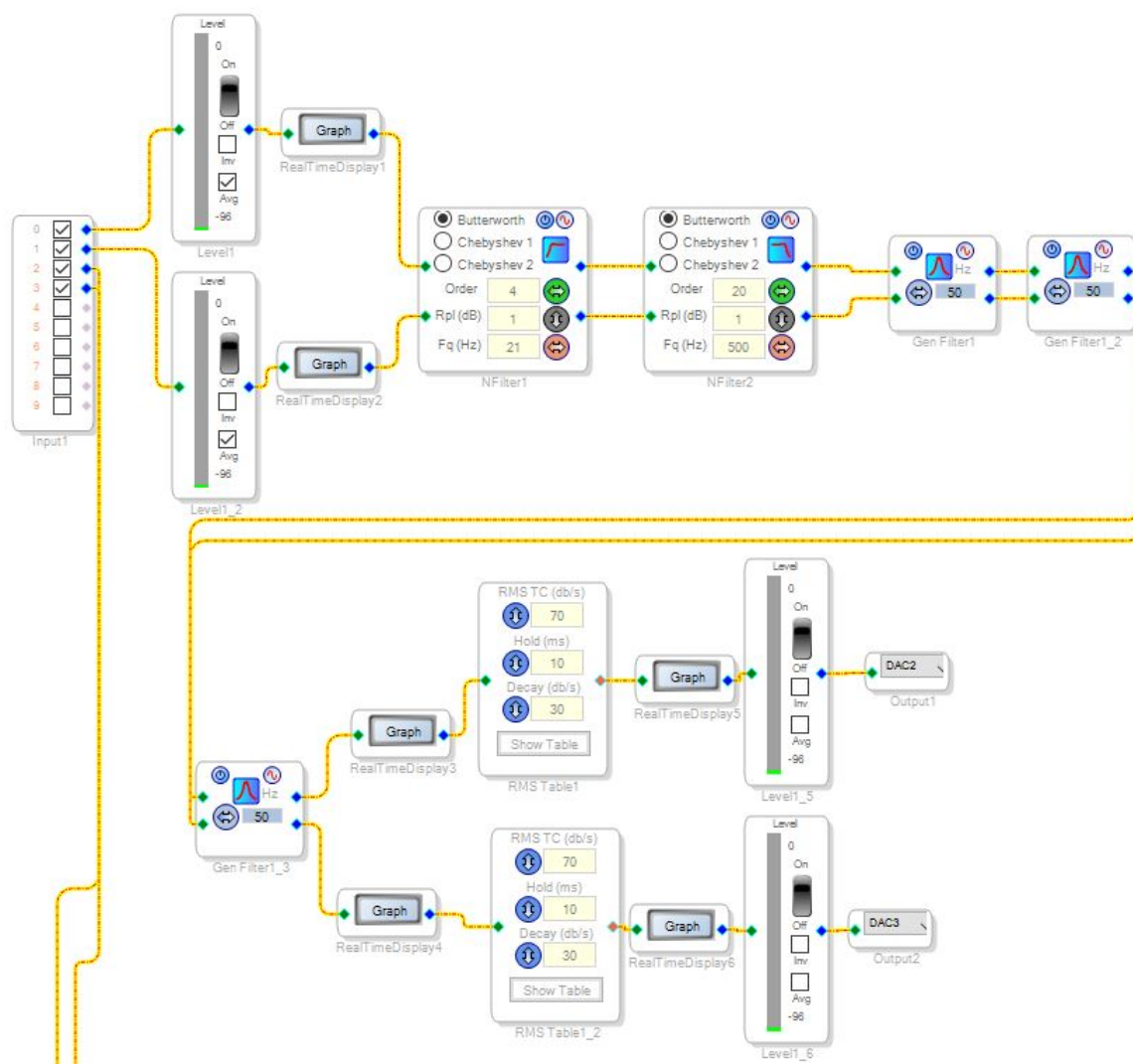
Firmware je zkompileován a je včetně nastavení registrů uložen do paměti EEPROM, která je integrovaná na vývojovém kitu. Při každém zapnutí je firmware z této paměti nahrán do interní programové paměti DSP

12.4.1 Zpracování EMG signálů

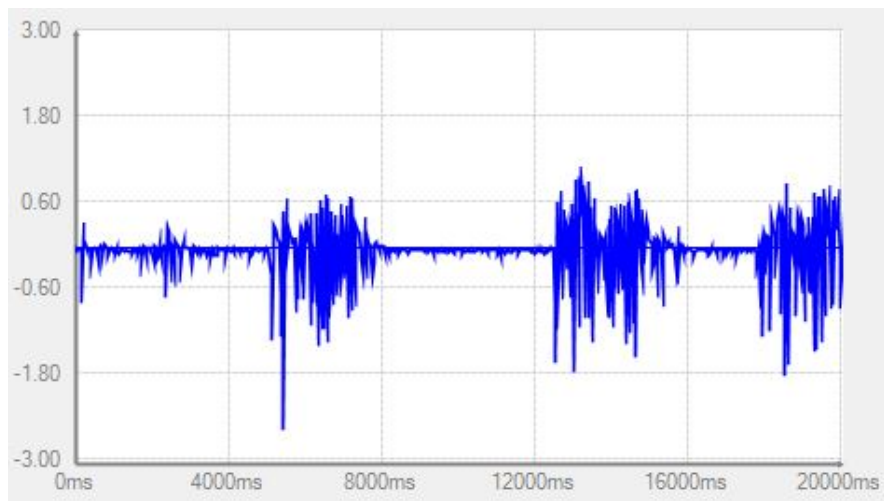
Zpracování EMG signálu v DSP je rozděleno do tří hlavních bloků. (viz Obr. 54) První část tvoří pásmová propust tvořená dvěma strmými filtry typu horní a dolní propust. Horní propust má nastavenou mezní frekvenci 20Hz, dolní propust má nastavenou mezní frekvenci 500Hz. Za touto pásmovou propustí jsou umístěny tři po sobě jdoucí jednopásmové parametrické ekvalizéry o shodném nastavení. Jedná se o pásmové zádrže na frekvenci 50Hz s vysokým Q o hodnotě 10 a útlumem -10dB. Sériovým řazením filtrů je dosaženo úzkopásmové zádrže s vysokým útlumem -30dB na 50Hz. Po této filtraci následuje detektor úrovně signálu založený na průměrování hodnoty RMS signálu v čase. Pomocí vyhledávací tabulky (LUT) je hodnota RMS přepočítávána na požadovanou hodnotu na výstupu, čímž je zároveň dosaženo prahování signálu. Díky tomu může hlavní výpočetní jednotka jednodušeji vyhodnotit aktivitu svalů. V případě nutnosti zvýšit selektivitu snímání aktivity svalů v daném frekvenčním pásmu je možné vložit do signálové cesty další pásmovou propust, popřípadě upravit hodnoty vstupní pásmové propusti. . Níže můžeme vidět blokové schéma, tzv. „signal flow“ (viz Obr. 54) spolu s vyobrazením zapojení bloků zpracování signálu z programu sigma studio (viz Obr. 55). Dále jsou vyobrazeny časové průběhy signálu na vstupu DSP (Obr. 56), po průchodu filtry (viz. Obr. 57). Následuje vyobrazení časového průběhu na výstupu RMS detektoru úrovně (viz Obr. 58)



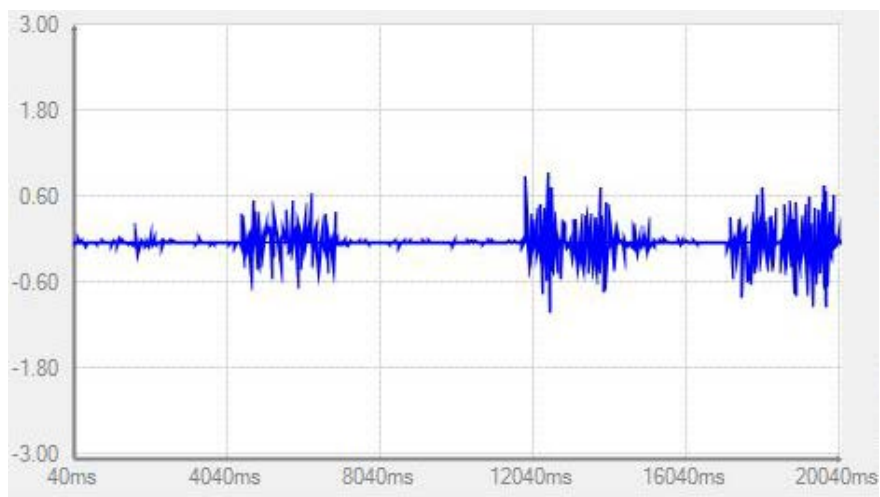
Obr. 54: Blokové schéma signálové cesty zpracování EMG signálu



Obr. 55: Vyobrazení bloků firmwaru DSP pro zpracování EMG



Obr. 56: Časový průběh signálu EMG na vstupu DSP



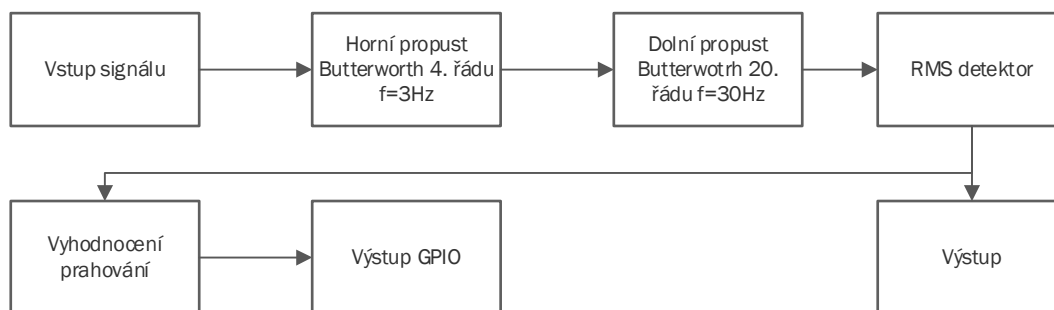
Obr. 57: Časový průběh signálu EMG po filtraci



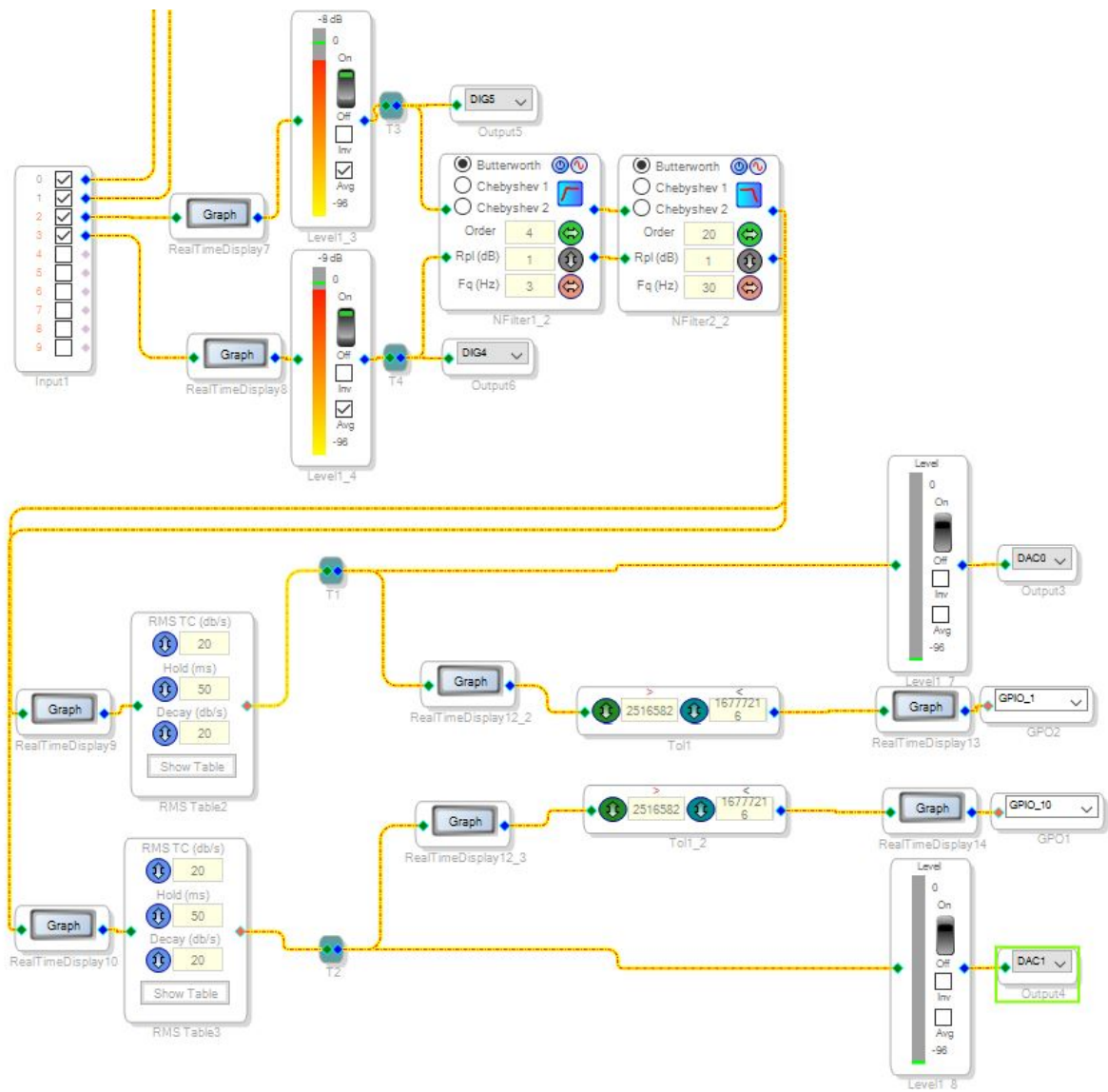
Obr. 58: Časový průběh RMS hodnoty signálu EMG

12.4.2 Zpracování signálu z taktálních senzorů

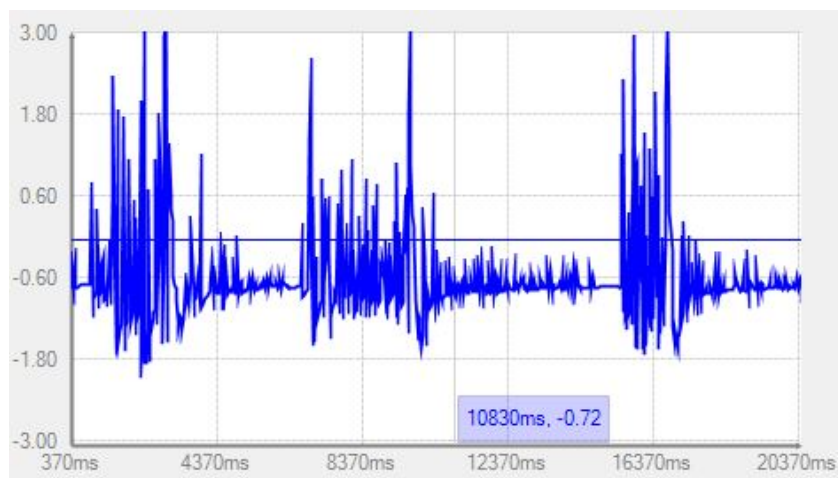
Signál z taktálních senzorů je zpracován obdobně jako signál EMG. Po vstupu následuje blok zesílení signálu, za nímž následuje pásmová propust v pásmu 3-30Hz. Pásmová propust je opět tvořena dvěma filtry typu horní a dolní propust. Za tímto blokem následuje RMS detektor opět založený na vyhledávací tabulce. Signál je před výstupem rozdělen. Jeden výstup je z RMS detektoru vyveden na audio výstupy 0 a 1 a druhý putuje do bloku na vyhodnocování tolerance. (viz. Obr. 59) Jedná se o logickou funkci, která v případě, že je vstupní signál v daném rozsahu, nastaví výstupní hodnotu na logickou 1. Níže můžeme vidět blokové schéma, tzv. „signal flow“ (viz Obr. 59) spolu s vyobrazením zapojení bloků zpracování signálu z programu sigma studio (viz Obr. 60). Dále jsou vyobrazeny časové průběhy signálu na vstupu DSP (viz. Obr. 61), po průchodu filtry (viz. Obr. 62). Následuje vyobrazení časového průběhu na výstupu RMS detektoru úrovně (viz Obr. 63) a následná detekce překročení prahu (viz. Obr. 64).



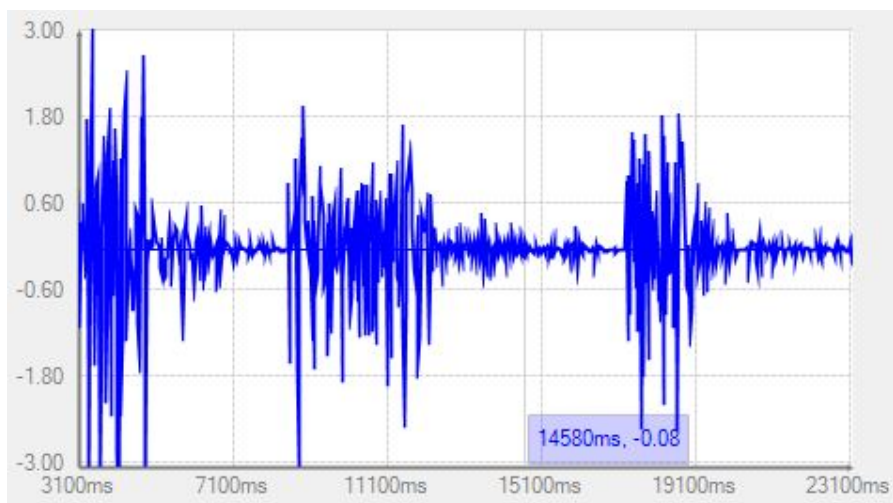
Obr. 59: Blokové schéma signálové cesty zpracování signálu z taktálních senzorů



Obr. 60: Vyobrazení bloků firmwaru DSP pro zpracování signálu z taktálních senzorů



Obr. 61: Signál z taktálního čidla na vstupu DSP



Obr. 62: Signál z taktilního čidla po filtraci



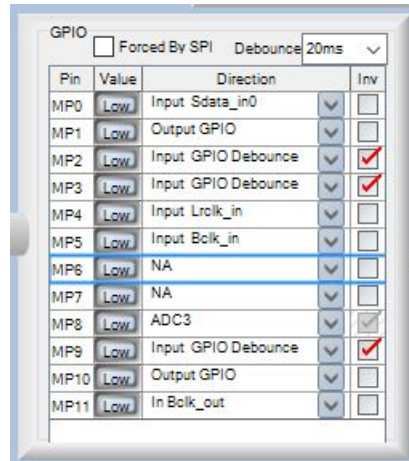
Obr. 63: Signál z taktilního čidla po průchodu RMS detektorem



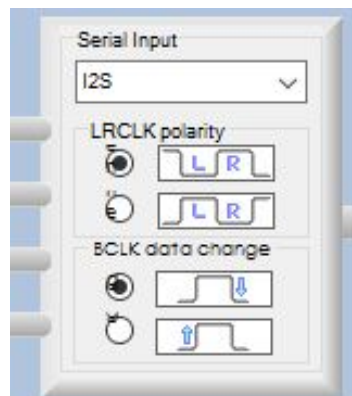
Obr. 64: Detekce překročení prahu hodnoty úrovně RMS signálu taktilního čidla

12.4.3 Nastavení DSP jádra

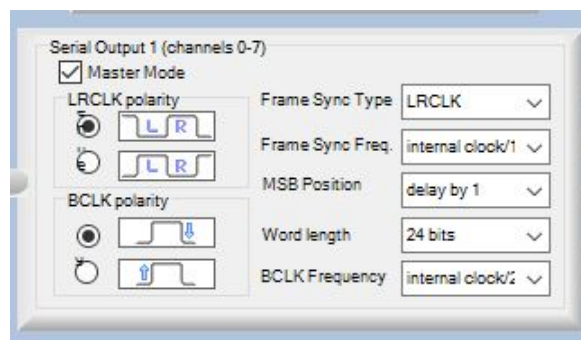
Pro správnou funkci je nutné nastavit důležité registry řídící chování samotného DSP jádra (viz. Obr. 68). Jedná se zejména o registry nastavující GPIO porty (viz. Obr. 65), počet instrukcí na vzorek odvíjející se od vzorkovací frekvence a v neposlední řadě nastavení digitálních audio vstupů (viz. Obr. 66) a výstupů. Pro propojení s externím AD převodníkem je také nutné nastavit generátor systémového hodinového signálu. (viz. Obr. 67)



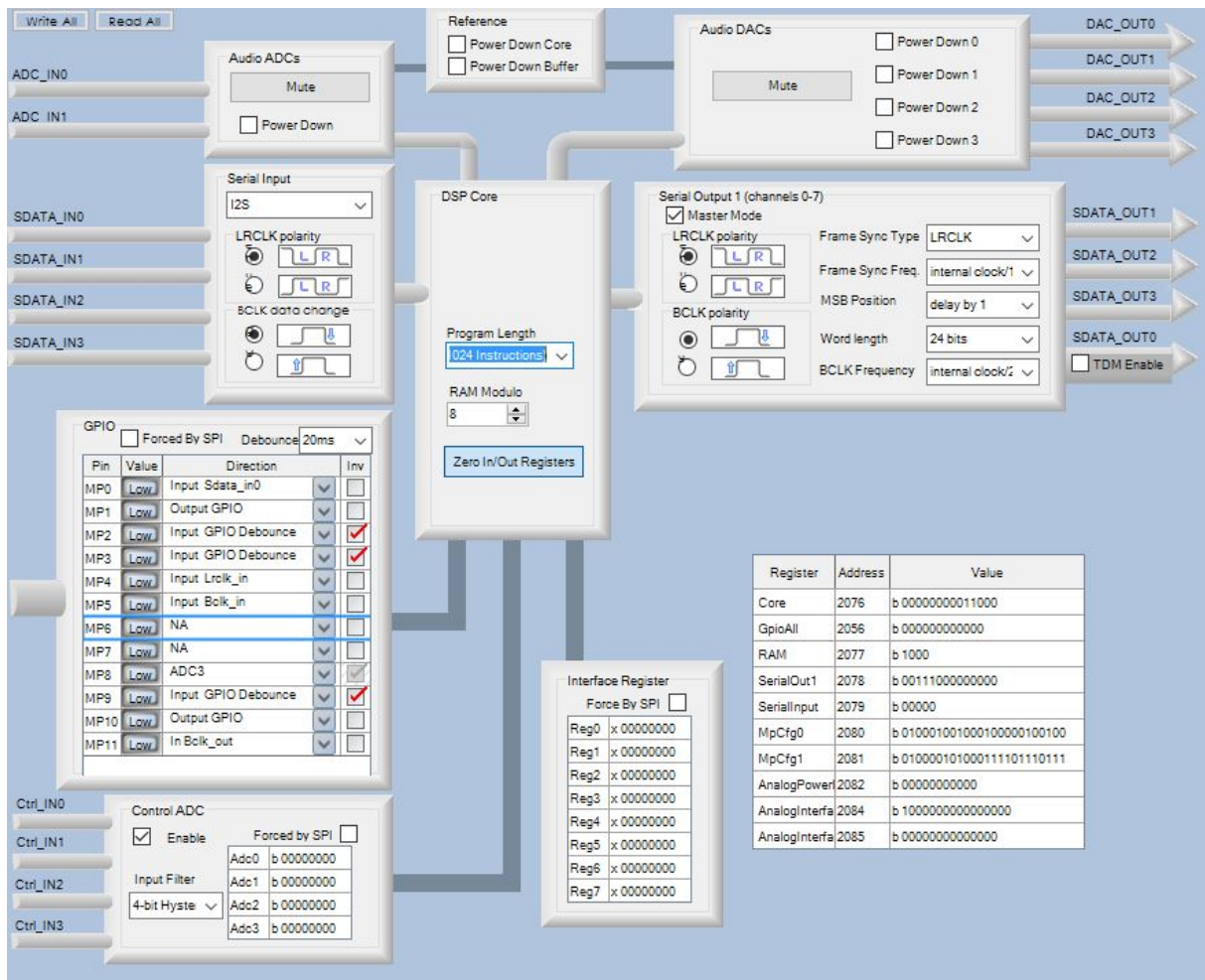
Obr. 65: Detail nastavení jednotlivých pinů GPIO



Obr. 66: Nastavení parametrů digitálního audio vstupu



Obr. 67: Detail nastavení generátoru systémového hodinového signálu



Obr. 68: Pohled na kompletní nastavení registrů DSP

13 Zhodnocení funkce a vylepšení prototypu protězy

Zhotovení mechaniky protězy zabralo zhruba týden času. Stejně tak kompletace elektroniky a odladění schémat trvala týden. Úprava zapojení EMG, DSP a potřebné kabeláže si vyžádala dvoutýdenní práci. Samotný algoritmus byl různě doladován v průběhu jednoho měsíce. Konstrukční a návrhové slepé uličky a nezdarý si vyžádaly opět zhruba měsíční zpoždění.

13.1 Konstrukce

Zvolené materiály a provedení mechaniky kloubů a motorizace plně postačují pro testovací účely. Vlivem většího tření v kloubech a nepřesnosti souběhu jednotlivých os je nutné snížit otáčky motorů k dosažení větší síly. Pro potřeby konstrukce finální protězy není momentální mechanické provedení vhodné a bylo by nutné návrh mechaniky protězy předělat do stavu, kdy je možné plynule nastavovat rozměry jednotlivých částí, čímž se protěza přizpůsobí potřebám daného pacienta.

13.2 Řídící jednotka

Řídící jednotka Arduino Mega 2560 plně postačuje pro jednoduché řídicí algoritmy. Ve srovnání s komerčními protézami a jejich řídicími jednotkami však nelze poskytovaný výkon porovnávat. Valná většina aktivních protéz využívá ke svému řízení vícejádrové procesory ARM, které nabízí nesrovnatelné možnosti implementace komplexnějších algoritmů. Procesory ARM pracují na 32 či 64 bitové architektuře a mají nesrovnatelně vyšší taktovací kmitočty a optimalizovaný instrukční soubor. Tyto procesory taktéž podporují multitasking na úrovni klasických PC.

13.3 Motorizace

Zvolené lineární motory se jeví jako správná cesta pro konstrukci aktivní protězy. Zvolené krokové motory pohánějící lineární pohon jsou svým výkonem značně poddimenzované pro reálné použití. Vzhledem k nízkému krouticímu momentu při vyšších otáčkách bylo nutné otáčky snížit, čímž se docílilo dostatečného krouticího momentu, avšak došlo ke značnému zpomalení pohonu kloubů. Značná část výkonu motorů je také ztracena kvůli nepřesnostem ve výrobě mechanické konstrukce, kdy na pohonné ústrojí působí vysoké třecí síly. Vzhledem k charakteru pohybu zdravé končetiny je vhodné použití dynamického kloubu, kdy je motorový pohon doplněn o adaptivní pružiny, které napomáhají vytvořit pohyb bližší zdravé noze zvláště ve švihové fázi chůze.

13.4 Taktilní senzory

Snímání rozložení váhy na chodidle pomocí taktilních čidel se ukázalo jako funkční cesta k docílení adaptivního řízení kloubu, díky čemu chodidlo kopíruje náklon terénu. Samotná taktilní čidla vyrobená z piezoelektrických elementů jsou funkční, avšak vysoce náchylná na mechanické poškození nadměrným přetížením. Fóliové tenzometry však nelze použít pro snímání tlaku na plochu. Konstrukce chodidla by se tedy musela vymyslet s použitím kovových či kompozitních pružných lamel, ke kterým by byl samotný kloub upevněn. Na těchto lamelách by se měřila pomocí foliových tenzometrů deformace jednotlivých lamel, podle kterých by bylo vyhodnoceno rozložení váhy.

13.5 EMG

Snímání EMG s použitím EKG/EMG shieldu je plně funkční. Doplnění o zpracování signálovým procesorem posouvá možnosti vyhodnocení a práce se signálem na vysokou úroveň. Pro dokonalou funkčnost za téměř každých podmínek by bylo vhodné zhotovit EMG senzory v podobě aktivních elektrod s možností integrovat do elektrod přímo AD převodník.

13.6 Optimalizace softwaru

13.6.1 Řízení protézy

Algoritmus pro vyhodnocování pohybů a řízení protézy je funkční s omezeními. Zejména řízení kolenního kloubu je jen základní a nepodává uspokojivé výsledky. Řízení hlezenního kloubu je funkční. Prahové a vyhodnocovací konstanty je nutné upravovat při každé změně zapojení elektrod a senzorů. Pro lepší odladění algoritmu by bylo nutné aplikovat prototyp protézy na několik subjektů s daným typem amputace a pomocí reálného testování algoritmus postupně odladit. Je však na uvážení do jaké míry by byla hlavní řídicí jednotka schopna poskytovat dostatečný výkon pro složitější algoritmy. Řešením problému s výkonem by bylo například použití nového modelu Arduino Zero, který krom osmibitového AVR čipu obsahuje i 32bitový ARM procesor.

13.6.2 DSP

Firmware DSP je momentálně na dobré úrovni. Snímání a zpracování EMG signálu probíhá dle očekávání. Je třeba podotknout, že je nutné upravit vlastnosti filtrů a průměrování RMS v závislosti na snímaném svalu a použitých elektrodách. Tento proces by bylo dobré nějakým způsobem automatizovat. Zpracování signálu z taktilních čidel je taktéž dle očekávání. Kvalita vyhodnocení není limitována možnostmi signálového procesoru, nýbrž čidly samotnými.

14 Závěr

Tématem této diplomové práce je návrh aktivní protézy dolní končetiny. Teoretická část popisuje v kapitolách 1 až 5 anatomii lidské nohy, dynamiku chůze a problematiku amputací dolní končetiny, kterou doprovází popis protéz pro jednotlivé druhy amputace. V následujících dvou kapitolách je popsán aktuální stav vývoje aktivních protéz a konstrukční detaily transfemorální protézy.

Na základě znalostí získaných v teoretické části bylo přistoupeno k návrhu systému pro snímání pohybů zdravé nohy. Kapitola 7 se věnuje návrhu prototypu aktivní transtibální protézy.

Původním záměrem bylo sestavit nejdříve transtibální protézu a až po ověření její funkčnosti přejít ke konstrukci transfemorální protézy. Tento postup byl přehodnocen a bylo rovnou přikročeno ke konstrukci prototypu aktivní transfemorální protézy. Hlavním důvodem pro toto rozhodnutí byla zejména potřeba uchytit veškerou elektroniku na těle protézy, kdy transfemorální protéza nabízí přirozeně mnohokrát více prostoru pro montáž elektroniky, senzorů a motorů. I přes fakt, že byla vyrobena kompletní transfemorální protéza, bylo k protéze přistupováno jako ke transtibální. Až po odladění řízení hlezenního kloubu bylo přikročeno k tvorbě algoritmu pro řízení kolenního kloubu.

V kapitolách 8 a 9 je popsán princip snímání zdravé končetiny včetně popisu konstrukce záznamového zařízení použitého pro sběr dat při chůzi se zápisem na SD kartu. Následující dvě kapitoly se věnují detailnímu popisu konstrukce prototypu protézy zrealizovaného dle předchozího návrhu. Kapitola 12 se zabývá softwarovým vybavením protézy a popisuje v jednotlivých podkapitolách řešení algoritmů pro řízení protézy, ovládání motorů a zpracování signálů. Poslední kapitola se věnuje shrnutí funkčnosti jednotlivých konstrukčních prvků protézy s doplněním možných zlepšení do budoucna.

Momentální funkčnost protézy jako celku je pro reálné použití nedostačující. Práci na tomto prototypu a strávený čas však nepovažuji za promarněný. I přes horší funkčnost samotného prototypu považuji výsledky za přínosné. Přínosem této práce je zejména shrnutí konstrukčních úskalí při návrhu protézy a v neposlední řadě také zkušenosti při návrhu a konstrukci prototypu, který spojuje témata napříč strojírenstvím, elektrotechnikou, automatizací a anatomii a jejich shrnutí v této práci.

Při hledání komponent pro konstrukci prototypu, zejména pro zpracování EMG signálu byl prostudován nespočet součástek a materiálů od firem Analog Devices a Texas instruments zabývajících se problematikou zpracování EKG/EEG/EMG signálů a implementaci DSP do těchto systémů. Tato práce může být dobrým zdrojem pro další práce zabývajících se implementací signálových procesorů do patientských monitorů, ekg holterů a podobných

zařízení. Konkrétně čipy SigmaDSP od Analog Devices v kombinaci s AD/DA převodníky BurrBrown od Texas Instruments podpořeným analogovým front-endem od těchto firem, například třísvodový EKG front-end ADAS1000-3 obsahující přístrojové zesilovače, AD převodníky a DSP jádro v jednom čipu.

Seznam použité literatury

1. **Česká společnost pro biomechaniku.** Kostra a spoje dolní končetiny. *Patobiomechanika a Patokinesiologie* - *Kompendium.* [Online]
<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/dk.php>.
2. **ČÍHÁK, R.** *Anatomie I.:Všeobecná encyklopedie 1. díl, A-B* 2. vyd. Praha : Grada Publishing a.s., 2001. ISBN 80-716-9970-5.
3. **DYLEVSKÝ, I.** *Funkční anatomie 1. vyd.* Praha : Grada publishing a.s., 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
4. **VAŘEKA, I. a VAŘEKOVÁ, R.** *Kineziologie nohy. vyd. 1.* Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 80-244-1480-5.
5. **SEYMOUR, R.** *Prosthetics and orthotics – Lower limb and Spinal.* Lippincott : Williams & Wilkins, 2002. ISBN 0-7817-2854-1..
6. **MAY, B. J.** *Amputations and prosthetics: a case study approach 2nd ed.* místo neznámé : F.A. Davis company, 2002. ISBN 0-8036-0839-X.
7. **BOWKER, H. K. a MICHAEL, J. W. .,** *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical,Prosthetic, and Rehabilitation Principles 2nd ed.* Rosemont : American Academy of Orthopedic Surgeons, 2002. ISBN 0-8016-0209-2.
8. **Otto Bock ČR s.r.o.** Moje protéza - Otto Bock ČR s.r.o. *Moje protéza - Otto Bock ČR s.r.o.* [Online] 1998-2016. <http://mojeproteza.cz/>.
9. **ING corporation, s.r.o.** Protetická řešení. [Online] <http://www.ossur.cz/Proteticka-reseni>.
10. **LUSARDI, M. a NIELSEN, M.,.** *C.C. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation 2nd ed.* místo neznámé : Elsevier Inc., 2007. ISBN: 0-7506-7479-2.
11. **Olimex.** SHIELD-EKG-EMG - Open Source Hardware Board. *OLIMEX LTD - OLinUXino Arduino Maple Pinguino ARM Open Source Hardware Development Boards.* [Online] 1997-2016. <https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKG-EMG/>.
12. **ORBIT MERRET spol. s. r. o.** Snímače úhlu | ORBIT MERRET, spol. s. r. o. *ORBIT MERRET, spol. s. r. o.* [Online] 2016. <http://www.merret.cz/produkty/snimace/snimace-uhlu>.
13. **SparkFun Electronics.** *SparkFun Electronics.* [Online] 2016. <https://www.sparkfun.com/>.

14. **TME Czech Republic s.r.o.** TME Czech Republic s.r.o. - Elektronické součástky. [Online] 2016. <http://www.tme.eu/cz/>.
15. **Arduino.** Arduino - ArduinoBoardMega. *Arduino - Home.* [Online] 2016. <https://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardMega>.
16. **Analog Devices i.n.c.** SigmaDSP Audio Processors | Analog Devices . *Mixed-signal and digital signal processing ICs | Analog Devices.* [Online] 1995 - 2016 . <http://www.analog.com/en/products/processors-dsp/sigmadsp-audio-processors.html>.
17. **Hobbyking.** *Radio Control Planes, Drones, Cars, FPV, Quadcopters and more - Hobbyking.* [Online] 2016. <http://www.hobbyking.com/hobbyking/store/index.asp>.
18. **Analog Devices, Inc.** ADXL335 Datasheet. *Analog Devices | Semiconductors and Signal Processing ICs.* [Online] 2007-2017. <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>.
19. **InvenSense, Inc.** MPU-9250 Datasheet - InvenSense. [Online] 2017. <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf>.
20. **Olimex.** SHIELD-EKG-EMG schematic. [Online] 1997-2017. <https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKG-EMG/resources/SHIELD-EKG-EMG-REV-B-SCHEMATIC.pdf>.
21. **De Luca, Carlo J.** The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics.* 1997, 13.2, stránky 135-163.
22. **Analog Devices, Inc.** ADAU1701 Mini Evaluation Board . [Online] 1995-2017. <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/evaluation-documentation/EVAL-ADAU1701MINIZ.pdf>.
23. **Texas Instruments, Inc.** L293, L293D Quadruple Half-H Drivers (Rev. D) Datasheet. [Online] 1995-2016. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/l293.pdf>.
24. **DOSTING, spol. s r.o.** Technický list ALUBOND 2014. *ALUBOND® U.S.A. - výrobce hliníkových kompozitních panelů.* [Online] 2014. http://www.alubond.cz/download/technicky_list_ALUBOND_2014.pdf.
25. **Analog Devices, Inc.** AD8605/AD8606/AD8608 Datasheet. *Analog Devices | Semiconductors and Signal Processing ICs.* [Online] 2007-2017. http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8605_8606_8608.pdf.

26. **Analog Devices, Inc.** AN-951 Using Hardware Controls with SigmaDSP GPIO Pins. [Online] 1995-2017. <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/application-notes/AN-951.pdf>.

27. —. Numeric Formats [Analog Devices Wiki]. *Analog Devices Wiki*. [Online] 1995-2015. <https://wiki.analog.com/resources/tools-software/sigmastudio/usingsigmastudio/numericformats>.

Seznam symbolů, veličin a zkratek

AD Převodník	Analogově digitální převodník
DA Převodník	Digitálně analogový převodník
DSP	Digitální signálový procesor
EEPROM	Elektronicky mazatelná programovatelná paměť ROM
HW	Hardware
SW	Software
GPIO	Univerzální vstupně výstupní pin
I ² C	Multi-masterová sériová sběrnice
I ² S	Sériová audio sběrnice
USB	Univerzální sériová sběrnice
SPI	Sériově periferní rozhraní
Hz	Jednotka frekvence
dB	Jednotka hladiny intenzity hluku, poměrová jednotka zesílení
f	Frekvence
Q	Jakost filtru / šířka pásma
EKG	Elektrokardiograf
EMG	Elektromyograf
EEG	Elektorencefalograf

Seznam příloh

Schéma hlavní řídicí jednotky

Schéma předzesilovače EMG signálu pro DSP

Schéma EMG shieldu

Schéma řídicí jednotky motorů

Schéma AD převodníku pro taktilní čidla

Schéma záznamového zařízení

Firmware pro DSP

Seznam příloh na CD

Schéma hlavní řídicí jednotky

Schéma předzesilovače EMG signálu pro DSP

Schéma EMG shieldu

Schéma řídicí jednotky motorů

Schéma AD převodníku pro taktilní čidla

Schéma záznamového zařízení

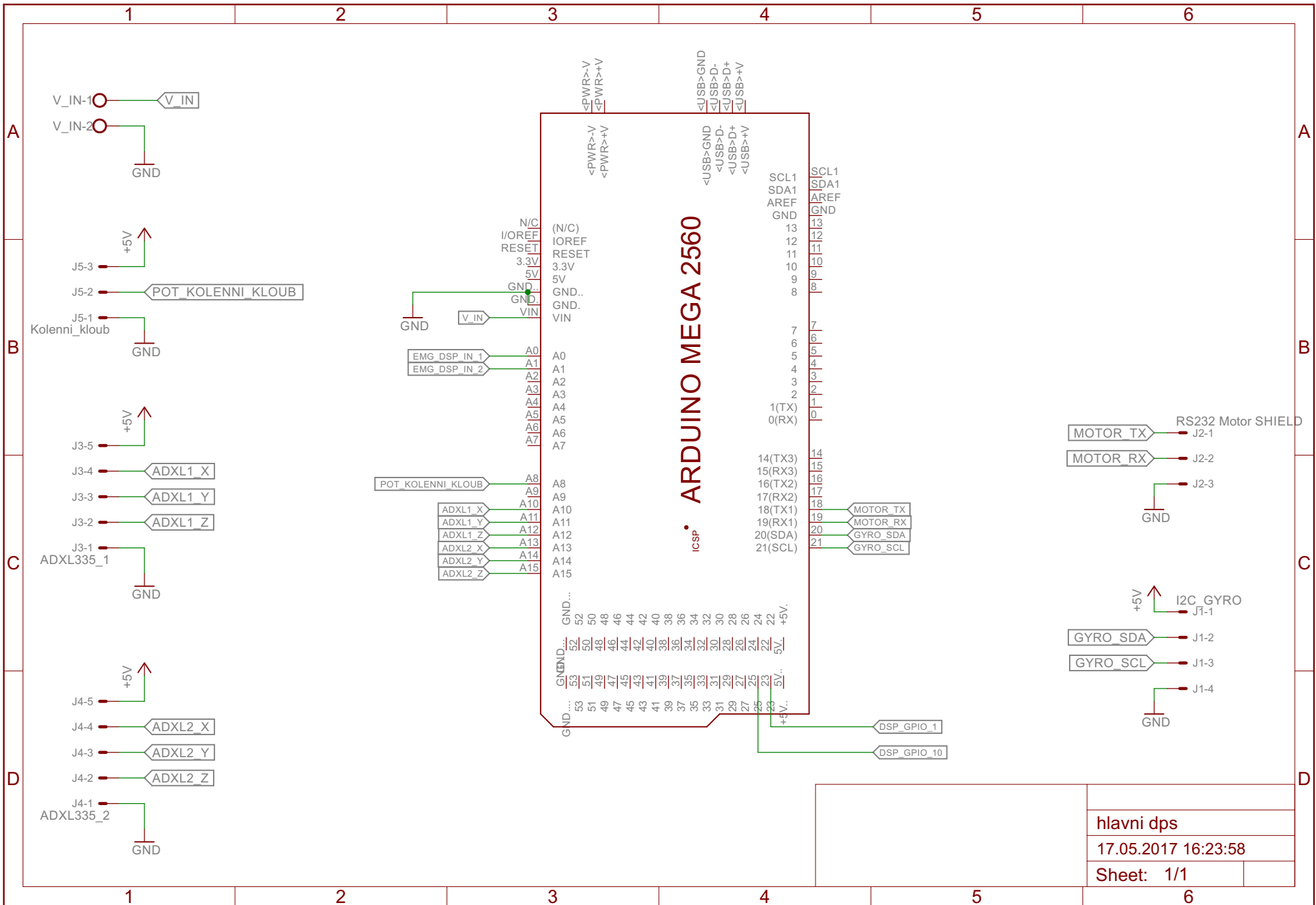
Firmware pro DSP

Projekt SigmaStudio s firmwarem a nastavením DSP ADAU1706 ADAU_proteza.dspproj

Arduino sketch hlavní řídicí jednotky Master.ino

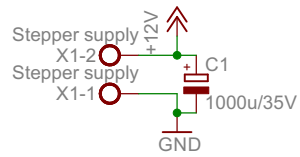
Arduino sketch řídicí jednotky motorů Motor_Pot_Serial.ino

Arduino sketch pro záznamové zařízení SD_Datalog.ino

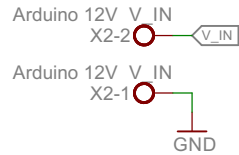


hlavni dps
 17.05.2017 16:23:58
 Sheet: 1/1

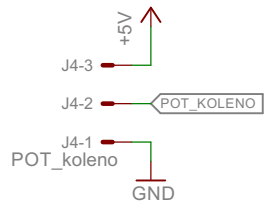
Napájení motorů



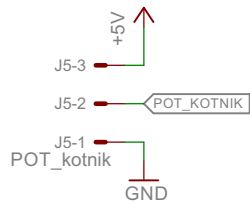
Napájení arduina



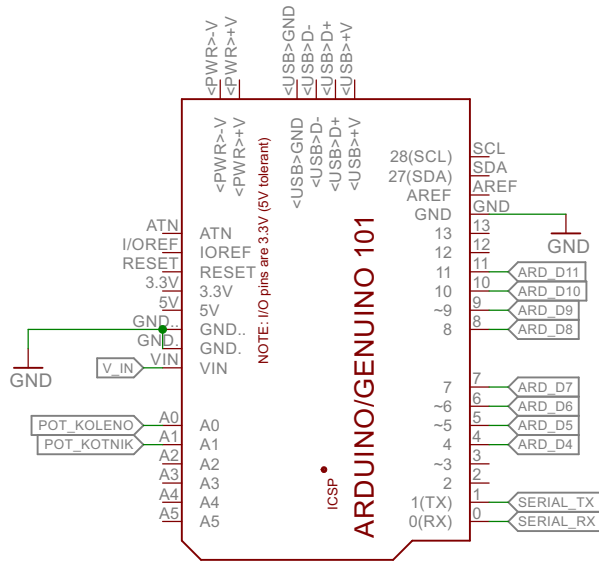
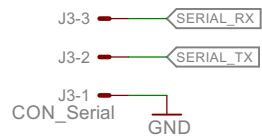
Vstup snímání polohy kolenního kloubu



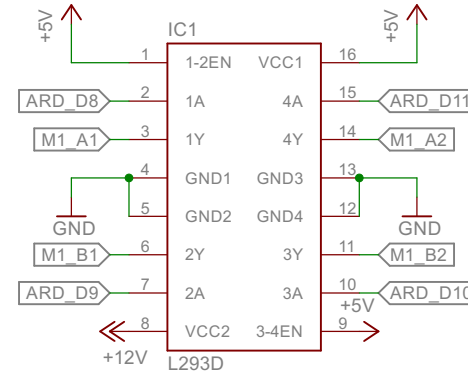
Vstup snímání polohy hlezenního kloubu



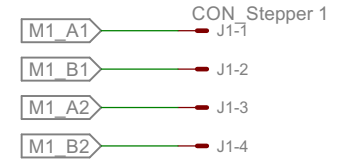
USART Serial



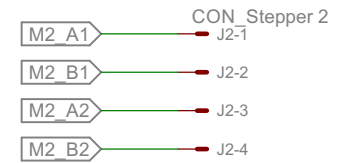
Driver #1



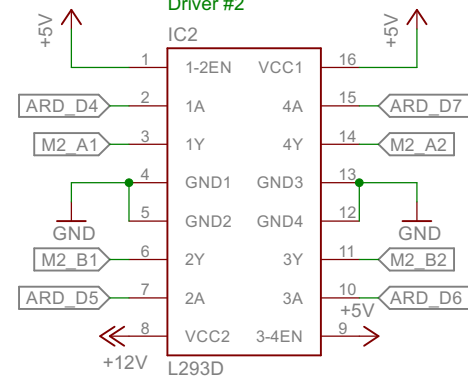
Výstup pro motor 1



Výstup pro motor 2



Driver #2

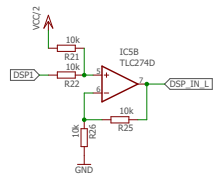


motory

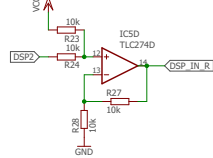
17.05.2017 3:56:00

Sheet: 1/1

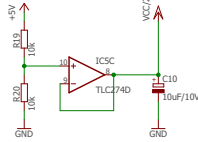
Předzesilovač mezi EMG shieldem a DSP



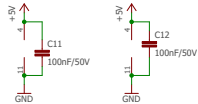
Předzesilovač mezi EMG shieldem a DSP



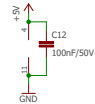
Zdroj bias napětí



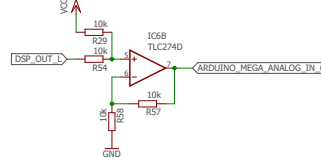
Napájení OZ



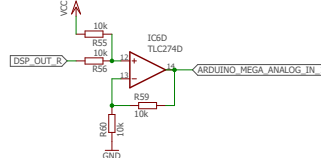
Napájení OZ



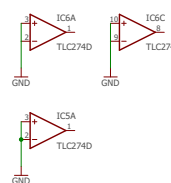
Předzesilovač mezi DSP a analogovým vstupem Arduino



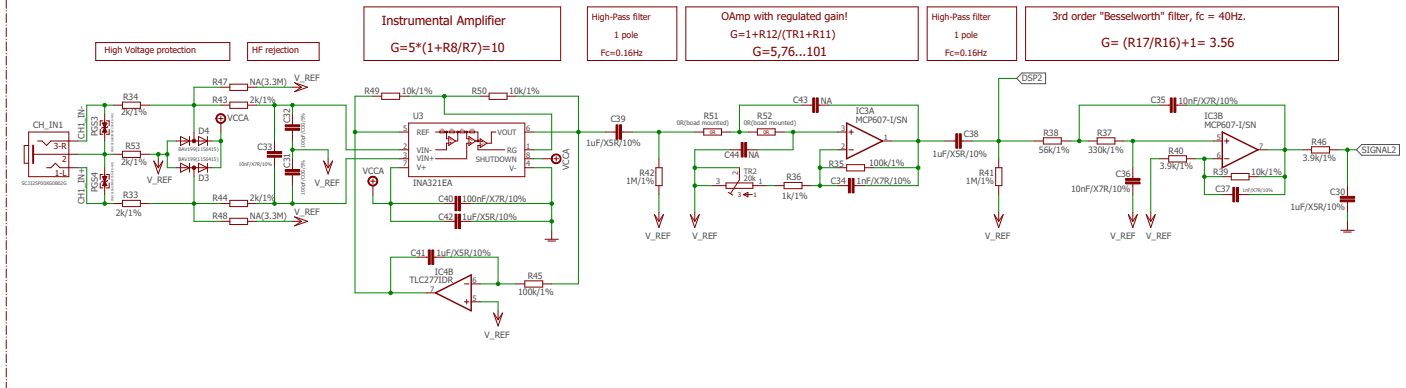
Předzesilovač mezi DSP a analogovým vstupem Arduino



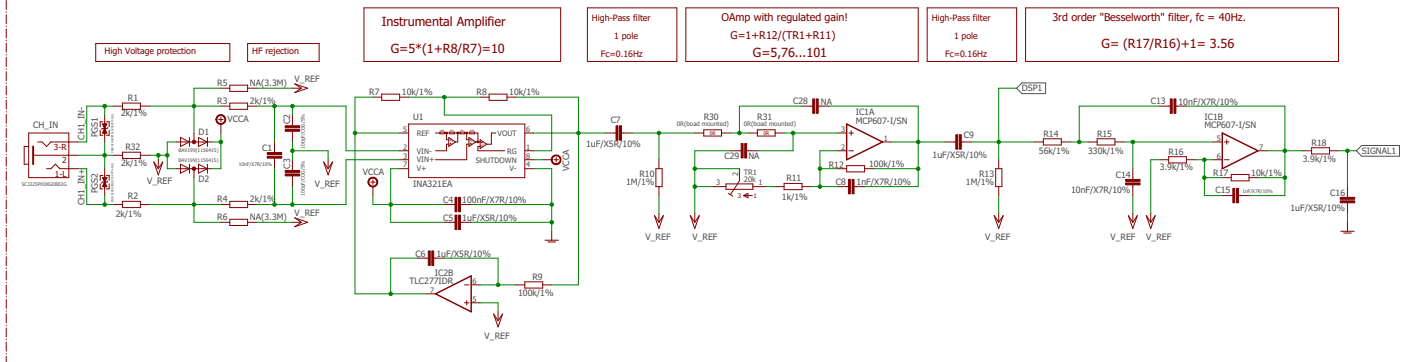
Nevyužité OZ



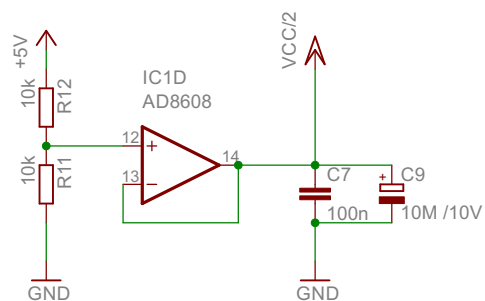
Olimex EMG Shield 2



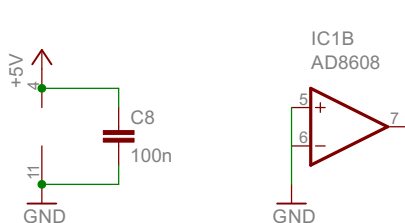
Olimex EMG Shield 1



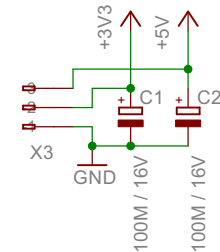
Napěťová reference 2,5V pro předzesilovač



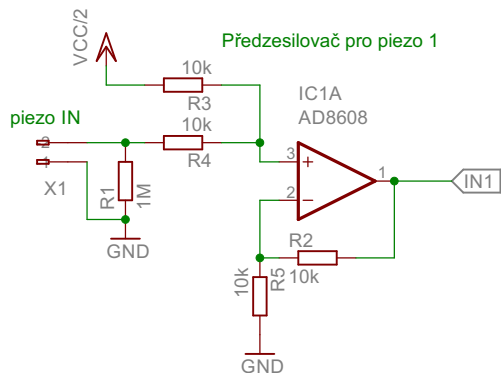
Napájení OZ



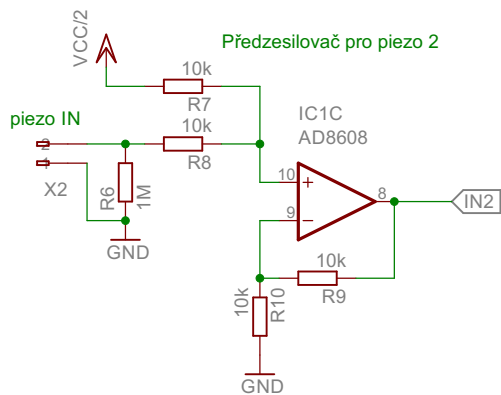
Vstup a filtrace napájení



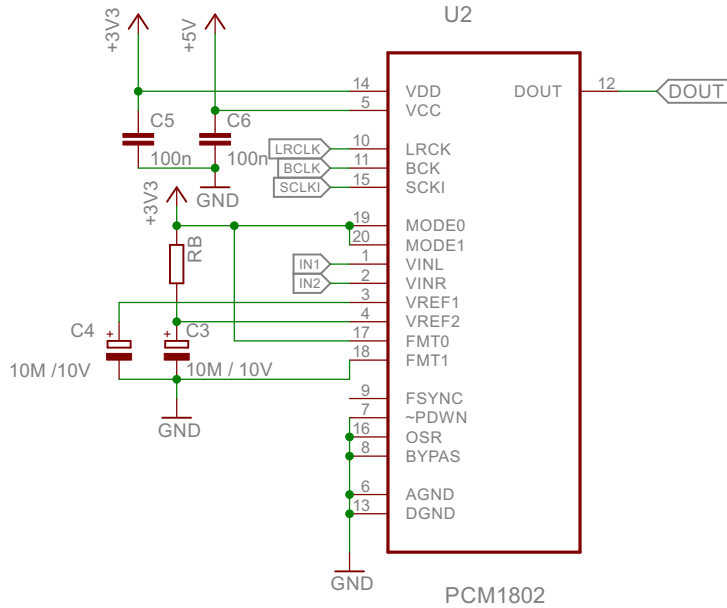
Předzesilovač pro piezo 1



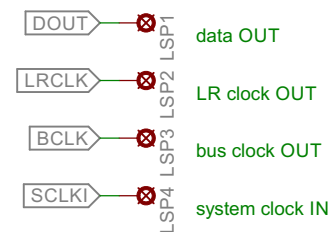
Předzesilovač pro piezo 2



AD převodník PCM1802



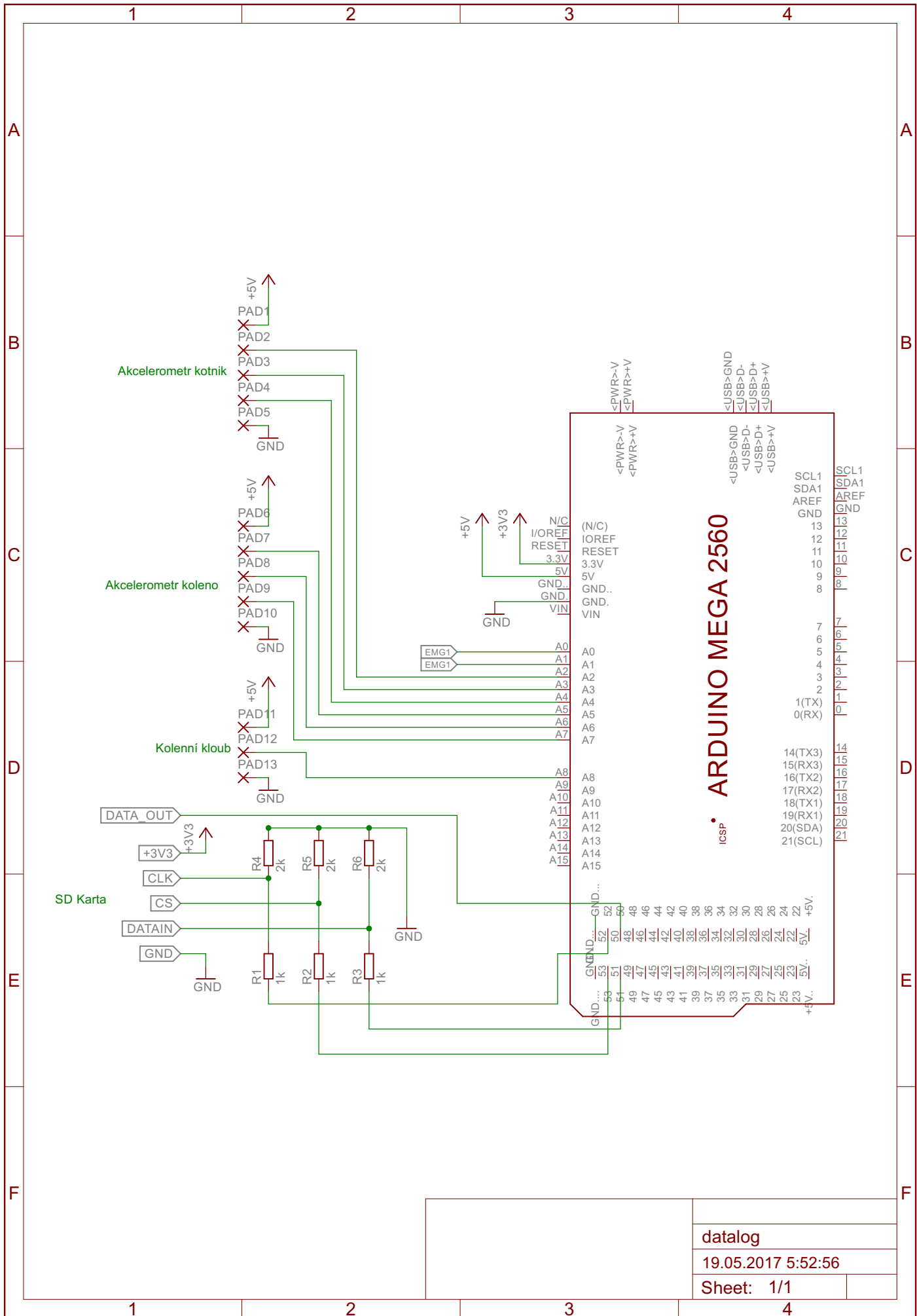
Propojení s DSP

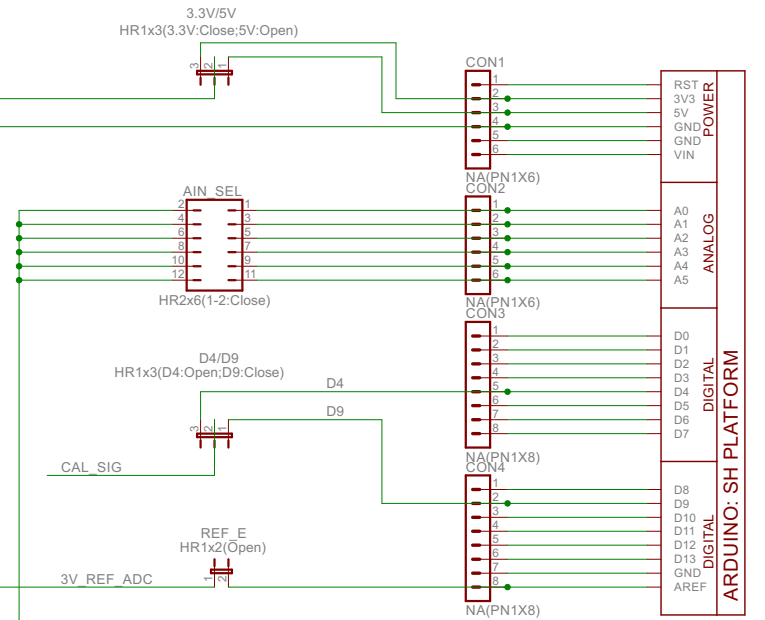
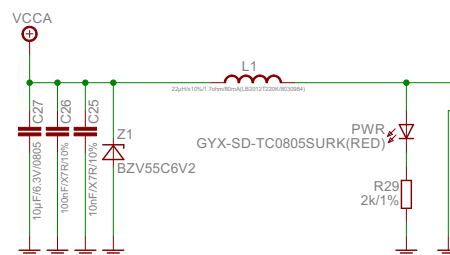
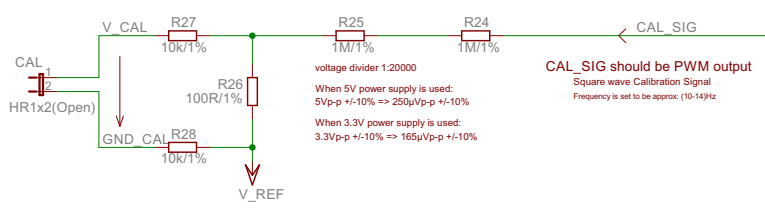


ADC

19.05.2017 9:04:12

Sheet: 1/1





SHIELD EKG-EMG REV.B

DESIGNED BY OLIMEX LTD
[HTTP://WWW.OLIMEX.COM/DEV](http://www.olimex.com/dev)
 released under the Creative Commons Attribution-Share Alike 3.0 United States License

