

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická
Katedra kybernetiky



Diplomová práce

Experimentální systém pro práci s EMG

Bc. Alena Kufnerová

Vedoucí práce: Ing. Petr Novák, Ph.D.

Studijní program: Kybernetika a robotika

Obor: Robotika

květen 2017

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Alena K u f n e r o v á
Studijní program: Kybernetika a robotika
Obor: Robotika
Název tématu: Experimentální systém pro práci s EMG

Pokyny pro vypracování:

Komerční přesná a nákladná zařízení pro měření povrchového EMG nejsou vhodná pro experimenty (častý přesun z místa na místo, kalibrace před použitím) a výukové účely (rychlé demonstrace, možnost poškození).

1. Prostudujte již existující (zejména neprofesionální až amatérská) zařízení pro experimentální / výukové měření EMG. Zhodnoťte jejich možnosti a parametry vzhledem k jejich ceně (zahrnující tedy převážně pouze konstrukční náklady).
2. Na základě získaných informací navrhnete zařízení určené právě pro experimentální měření EMG. Zaměřte se na kompromis mezi složitostí (tedy i cenou) a parametry navrhovaného zařízení. Navržené zařízení prototypově sestavte a ověřte jeho činnost (měřicí parametry) s ukládáním dat.
3. Vytvořte (například v MATLABu) soubor ukázkových / vzorových příkladů vhodných pro základní / začínající experimenty s EMG signály (načtení, zobrazení, filtrace, odstranění artefaktů, ...).
4. Pro prvotní experimentální, případně výukové účely, rovněž vytvořte několik ukázkových aplikací využívajících právě měřené EMG signály. Zvažte využití například pro ovládání malé robotické ruky, pohyb kurzoru na PC, možnost psaní textu, případně jinou (zcela vlastní) jednoduchou hru vhodnou pro rychlé a snadné ověření správné činnosti měření EMG signálu.

Seznam odborné literatury:

- [1] Yiu Joseph, The Definitive Guide to the ARM Cortex-M0, Elsevier Inc, 2011.
- [2] Nagel Ch., Evjen B., Glynn J., Watson K., Skinner M., Professional C# 4.0 and .NET 4, Wrox, 2010.
- [3] Merletti, R., Parker, P., Electromyography: Physiology, Engineering, and NonInvasive Applications. Canada: Wiley-IEEE Press, 2004.
- [4] Keller O., Obecná elektromyografie: fyziologické základy a elektrofyziologická vyšetření se zvláštním zřetelem k rozboru potenciálů motorické jednotky. Praha: Triton, 1999.
- [5] MATLAB, <http://www.mathworks.com/support> (manuály / návody) Mathworks

Vedoucí diplomové práce: Ing. Petr Novák, Ph.D.

Platnost zadání: do konce zimního semestru 2017/2018

L.S.

prof. Dr. Ing. Jan Kybic
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 27. 5. 2016

Poděkování

Ráda bych poděkovala Ing. Petru Novákovi, Ph.D., za vedení mé diplomové práce, cenné rady a velkou ochotu při konzultování práce, dále Akademii věd ČR za zapůjčení měřicího zařízení, odborné konzultace a pomoc s měřením. Mé poděkování patří též mé rodině a příteli za obrovskou podporu a trpělivost.

Abstrakt

Práce se věnuje návrhu systému vhodného pro snadné a rychlé experimentální měření svalové aktivity (EMG). Cíl spočívá v návrhu zařízení určeného pro takovéto experimentální měření EMG, a to s ohledem na kompromis mezi složitostí, dostupnými komponentami, poskytovanými parametry, hmotností a samozřejmě celkovou cenou. Takto navržené zařízení je částečně sestaveno a ověřena jeho základní činnost. Dále se jedná o vytvoření aplikace vhodné pro rychlé základní experimenty s EMG signály poskytující načtení, zobrazení, různé filtrace a několik ukázkových způsobů (simulací) využívajících měřené EMG signály.

Výsledek této práce představuje tedy ucelený systém zahrnující zařízení měřící a předávající data EMG (HW) do vytvořené aplikace v MATLAB. Ta umožňuje signál upravit pomocí připravených filtrací pro základní experimenty s EMG signály a rovněž signál zobrazit do grafu či jinak vizualizovat pomocí připravených simulací pro načtený signál. Celý systém je vytvořen tak, aby byl nejen nezávislý na připojeném měřícím zařízení, ale rovněž byl snadno rozšiřitelný o vlastní funkce pro filtrace a simulace načteného signálu.

Klíčová slova: elektromyografie, svalová aktivita, zpracování signálu, simulace

Abstract

The thesis deals with the design of a system suitable for easy and fast experimental measurement of muscular activity (EMG). The objective is to design EMG equipment for such experimental measurement, with a view to a compromise between complexity, provided parameters, weight, and, of course, the overall price. The device thus designed is partly assembled and verified its basic functionality. It is also about creating an application suitable for fast basic experiments with EMG signals providing readings, visualizations, various filtrations and several demonstrations (simulations) using measured EMG signals.

The result of this work is a comprehensive system comprising of a device measuring and transferring EMG data (HW) to a created MATLAB application. This allows the signal processing using prepared filters for basic experiments with EMG signals, as well as visualizing the signal in a plot or otherwise visualizing it using prepared simulations of the measured signal. The entire system is designed not only as to be independent of the connected measuring device, but also to be easily expandable with a self created filtration function and simulation of a read signal.

Keywords: electromyography, muscle activity, signal processing, simulation

Title translation: Experimental system for working with EMG

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 26. května 2017.

.....

Obsah

1	Úvod	15
1.1	Motivace	15
1.2	Cíle práce	16
1.3	Členění textu	17
2	Měření EMG	19
2.1	Princip měření EMG	19
2.2	Parametry měřeného signálu	20
2.3	Dělení elektrod dle konstrukčního typu	20
2.4	Dělení elektrod dle činnosti	22
2.5	Existující zařízení pro měření EMG	24
2.5.1	Precizní lékařské přístroje	24
2.5.2	Nediagnostické experimentální přístroje	25
3	Návrh a realizace měřícího zařízení	27
3.1	Prvotní zařízení s Muscle sensor v3	27
3.1.1	Muscle sensor v3	28
3.1.2	Platforma Arduino	28
3.2	Zařízení s ADS1298	30
3.2.1	Návrh a realizace zařízení	30
3.2.2	Přenos dat a jejich ukládání	32
3.2.3	Konfigurace ADS1298	34
3.2.4	Vlastnosti zařízení, ověření činnosti	35
3.3	Využití akcelerometru pro detekci pohybu	36
3.3.1	Princip měření pohybu	36
3.3.2	Návrh zařízení a přenosu dat	37
3.4	Přenos dat do MATLAB	38
4	Aplikace	41
4.1	Základní návrh	42
4.2	Implementace aplikace	42
4.2.1	Menu aplikace	46
4.2.2	Panel výběru zdroje dat	46
4.2.3	Panel zobrazení grafu	48
4.2.4	Panel nastavení úpravy dat	48
4.2.5	Panel výběru a zobrazování simulací	49
4.3	Doplnění aplikace o vlastní funkce	49

4.3.1	Přidání senzoru	50
4.3.2	Přidání funkce pro úpravu dat	52
4.3.3	Přidání funkce pro simulaci	52
4.4	Vzorové vytvořené funkce	53
4.4.1	Funkce pro úpravu dat	53
4.4.2	Funkce pro simulaci	57
5	Použití systému	59
5.1	Používání aplikace	59
5.1.1	Režim dat ze souboru	60
5.1.2	Režim dat ze senzoru	61
5.1.3	Části společné pro oba režimy	62
5.1.4	Řešení problému s českými znaky	63
5.2	Způsob měření dat	64
5.3	Ukázka použití aplikace	65
6	Závěr	69
A	Obsah přiloženého CD	71
	Literatura	73

Seznam obrázků

1.1.1	Blokové schéma systému vhodného pro experimentální měření EMG.	16
2.2.1	Průběh ideálního akčního potenciálu ve svalu.	21
2.2.2	Detailní průběh signálu při kontrakci svalu.	21
2.3.1	Povrchové elektrody (vlevo) a jehlové elektrody (vpravo).	22
2.3.2	Nákres povrchové multielektrody typu grid (vlevo) a průřezu jehlovou multielektrodou (vpravo).	23
2.4.1	Příklad umístění elektrod při stimulaci a současném měření svalové aktivity.	23
2.5.1	Blokové schéma elektromyografického přístroje.	24
2.5.2	Zařízení Myo armband a jeho upevnění na ruce.	25
3.1.1	Prvotní experiment se zařízením s Muscle sensor v3 (povrchové elektrody, senzor, baterie, Arduino Uno, USB).	27
3.1.2	Muscle sensor v3 a kabel s trojicí nalepovacích elektrod (vlevo). Předpracované naměřené hodnoty (vpravo) – Hodnoty ze senzoru (horní graf) jsou zesíleny a usměrněny (prostřední graf) a následně integrovány (spodní graf).	28
3.1.3	Vývojová deska Arduino Uno (vlevo) a programové prostředí Arduino IDE (vpravo).	29
3.1.4	Blokové schéma propojení komponent zařízení s Muscle sensor v3 (přípevněné povrchové elektrody, senzor, Arduino Uno, přenos do PC).	29
3.2.1	Blokové schéma (nahore) a pouzdro s příkladem použití ADS1298 (dole).	31
3.2.2	Zapůjčené zařízení s ADS1298 upravené pro měření EMG signálu.	32
3.2.3	Blokové schéma zařízení s ADS1298 upraveného pro měření EMG.	32
3.2.4	Zadaná konfigurace ADS1298 pro měření EMG.	34
3.2.5	Příklad dat získaných ze zařízení s ADS1298 (vzorkování 4 kSPS) – posloupnost čtyř kontrakcí svalu (vlevo) a detail signálu jedné kontrakce (vpravo).	36
4.1.1	Blokové schéma aplikace v MATLAB.	43
4.2.1	Princip definování relativní cesty ke konfiguračnímu souboru aplikace pro potřebu budoucí editace.	44
4.2.2	Povinné sloupce konfiguračního souboru (<i>KonfiguraceAplikace.csv</i>) aplikace s příkladem jejich vyplnění.	44
4.2.3	Základní vzhled GUI aplikace v MATLAB.	45

4.2.4	Část kódu poskytující možnost volat funkci podle názvu uvedeného v konfiguračním souboru.	47
4.2.5	Podoba matice obsahující informace o nastavených úpravách pro zpracování signálu (pro funkce bez parametrů je pole parametrů prázdné).	49
4.3.1	Základní a doporučený kód funkce pro obsluhu vlastního senzoru.	51
4.3.2	Základní kód funkce pro vlastní úpravu dat.	52
4.3.3	Základní kód funkce pro vlastní simulaci.	52
4.4.1	Příklad dat před a po použití funkce Zarovnění do okolí nuly.	53
4.4.2	Příklad dat před a po použití funkce Dolní frekvenční propust (20 Hz).	54
4.4.3	Příklad dat před a po použití funkce Horní frekvenční propust (500 Hz).	54
4.4.4	Příklad dat před a po použití funkce Pásmová frekvenční propust (60–500 Hz).	55
4.4.5	Příklad dat před a po použití funkce Obálka.	55
4.4.6	Příklad dat před a po použití funkce Kvadratický průměr (RMS).	56
4.4.7	Příklad dat před a po použití funkce Aritmetický průměr (Mean).	56
4.4.8	Příklad dat před a po použití funkce Posun do kladných hodnot.	57
4.4.9	Příklad použití zpracovaných dat pro simulaci řízení robotického chapadla.	58
4.4.10	Příklad použití zpracovaných dat pro simulaci měření svalové únavy (nízká míra únavy).	58
5.1.1	Hlavní části GUI aplikace.	60
5.1.2	Panel pro výběr a nastavení zdroje dat.	61
5.1.3	Požadovaný formát souboru jako zdroje dat.	61
5.1.4	Panel pro výběr a nastavení funkcí k úpravě dat (filtrace či další funkce pro úpravu signálu).	62
5.1.5	Panel pro vykreslení dat do grafu (hodnoty v čase).	63
5.1.6	Panel pro výběr a zobrazení simulace pro výstupní (upravená) data.	64
5.2.1	Příklad nalepení elektrod zařízení s ADS1298 pro měření svalové aktivity svalů paže (bicepsu).	64
5.3.1	Příklad používání aplikace – po načtení naměřených dat ze souboru.	66
5.3.2	Příklad používání aplikace – po provedení úpravy <i>Zarovnění do okolí nuly</i>	66
5.3.3	Příklad používání aplikace – po provedení úprav <i>Zarovnění do okolí nuly</i> a <i>Dolní frekvenční propust</i>	67
5.3.4	Příklad používání aplikace – po provedení úprav <i>Zarovnění do okolí nuly</i> , <i>Dolní frekvenční propust</i> a <i>Obálka</i>	67
5.3.5	Příklad používání aplikace – po provedení úprav <i>Zarovnění do okolí nuly</i> , <i>Dolní frekvenční propust</i> , <i>Obálka</i> a <i>Posun do kladných hodnot</i> a spuštění simulace <i>Robotické chapadlo</i>	68

Seznam zkratek

A/D	Analog-to-Digital
ARM	Advanced RISC Machine
BGA	Ball Grid Array
ECG	Electrocardiography
EEG	Electroencephalography
EMG	Electromyography
FIR	Finite Impulse Response
GUI	Graphical User Interface
HW	Hardware
IDE	Integrated Development Environment
OS	Operating System
PC	Personal Computer
PGA	Programmable Gain Amplifier
RISC	Reduced Instruction Set Computing
RMS	Root Mean Square
SPI	Serial Peripheral Interface
SPS	Samples Per Second
USB	Universal Serial Bus
UTF	Unicode Transformation Format
VSP	Virtual Serial Port

Kapitola 1

Úvod

Precizní zařízení pro měření EMG (elektromyografie – měření svalové aktivity) používaná zejména ve zdravotnictví jsou drahá a velká pro občasně či jednorázové experimentální účely. A to ani nemluvě pokud bychom chtěli měřit EMG například i během pohybu celého těla člověka. Cena těchto zařízení se pohybuje řádově od stovek tisíc až do milionů českých korun. Velikost samotných menších zdravotnických elektromyografů (tedy bez stolního počítače, monitoru, klávesnice, počítačové myši, tiskárny) se pohybuje kolem $25 \times 20 \times 10 \text{ cm}$. Jejich hmotnost bývá v řádu až jednotek kilogramů. Přitom se v současné době měření, zejména povrchového EMG, využívá čím dál více jak při školní výuce tak i ve zcela amatérských až domácích experimentech.[8]

1.1 Motivace

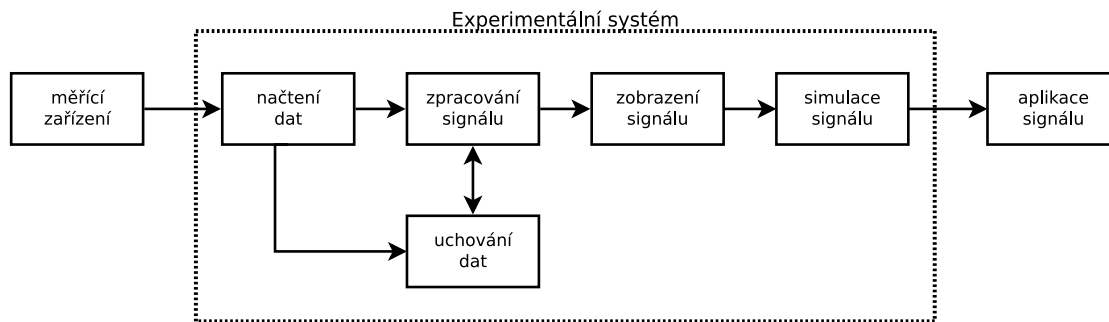
EMG přístroje se používají nejen k detekci nervosvalových chorob či lokalizaci přerušování nervové cesty z mozku k samotnému svalu, ale například i ke kontrole správné stimulace svalů u pacientů v kómatu a stále častěji i pro různé rehabilitační účely. Vedle lékařských diagnostických účelů se měření EMG používá pro ovládání aktivních protéz horních či dolních končetin (myoelektrické protézy) nebo pro snadné a rychlé ovládání počítačových her, prezentací a dalších převážně počítačových aplikací. Pro tyto účely jsou však potřeba malá zařízení, dostatečně lehká pro možnost jejich připevnění přímo na tělo člověka. Naopak není potřeba zdaleka tak vysoká přesnost jako u nákladných a precizních lékařských přístrojů. Pro dostatečné rozšíření takovýchto přenosných zařízení určených pro měření svalové aktivity i do dalších odvětví běžného života je samozřejmě podmínkou jejich přijatelná cena a snadná obsluha a konfigurovatelnost.

Zmíněných aplikací a experimentů stále přibývá. Vyvíjená zařízení jsou čím dál více dostupná pro širší skupiny uživatelů a to i mimo specializovaná lékařská nebo dokonce výzkumná pracoviště. Nejčastěji vykonávané experimenty lze rozdělit do dvou základních skupin dle jejich účelu:

- diagnostické – zabývající se stimulací svalů a současně měřením (odezvy) svalové aktivity,
- ovládací – pomocí měřeného EMG signálu ovládat cílové akční zařízení či aplikaci.

Pro první skupinu je důležitá kvalita a detailnost měřeného signálu, naopak pro druhou skupinu je důležitější rychlost změření svalové aktivity a následná transformace dat na signál vhodný pro řízení cílového objektu. V obou případech se tedy měří svalová aktivita, data se zpracovávají (filtrace, odstranění nechtěných artefaktů¹ v signálu) a následně prezentují, ať už formou grafu v případě první skupiny, nebo v podobě simulace či přímo řízení cílových objektů v případě druhé skupiny.

Řešení nemalé společné části ve většině případů zahrnuje individuální tvorbu prototypových EMG zařízení, která sice nejsou jejich primárním cílem, ale přesto se jedná o poměrně zdlouhavé období představující nezbytnou součást pro cílový výstup projektu. Z tohoto důvodu by nejen amatérští experimentátoři, ale i vědečtí pracovníci (například v Akademii věd ČR) velmi ocenili systém představující vhodný základ pro rychlé prototypování pro praktické ověření svých metod a experimentů s EMG (vymezení / role experimentálního systému viz obrázek 1.1.1). Velká výhoda by rovněž spočívala v možnosti doplnění o vlastní funkce (zejména filtrace a metody zpracování získaného signálu).



Obrázek 1.1.1: Blokové schéma systému vhodného pro experimentální měření EMG.

1.2 Cíle práce

Cílem této práce je navrhnout a realizovat jednoduchý systém pro snadné a rychlé experimentální měření aktivity příčně pruhovaných svalů. Systém bude zahrnovat měřicí zařízení a aplikaci pro základní experimenty s EMG signály (načtení, zobrazení, filtrace a odstranění artefaktů) a několik příkladů využívajících naměřené EMG signály.

Prvním krokem je prostudování existujících a nejběžněji dostupných, zejména neprofesionálních zařízení pro experimentální měření EMG, zhodnocení jejich možností a parametrů vzhledem k jejich ceně.

Následujícím krokem je na základě získaných informací navrhnout vlastní zařízení určené pro tato experimentální měření EMG s ohledem na kompromis mezi složitostí, poskytovanými parametry a celkovou cenou. Navržené zařízení sestavit a ověřit jeho činnost s ukládáním dat.

Dále je cílem vytvořit aplikaci vhodnou pro rychlé základní experimenty s EMG signály poskytující načtení, zobrazení, filtrace a odstranění artefaktů.

¹Artefakt je část signálu, která nemá fyziologický původ ve vyšetřované části těla. Tato nežádoucí část vzniká například při špatném kontaktu měřících elektrod, pohybem svalu či rušením elektrovedné sítě.[18]

Posledním krokem je pro prvotní experimentální účely vytvořit několik ukázkových způsobů (simulací) využívajících právě měřené EMG signály.

Hlavní požadavky na navrhované a vytvářené zařízení jsou:

- použití dostupných avšak dostatečně vyhovujících součástek,
- přesnost měření dostatečná pro detekci aktivity velkých svalů,
- napájení z USB, případně bateriové,
- přenos do PC nejlépe pomocí USB,
- malá hmotnost a velikost zařízení pro případné připevnění na tělo člověka,
- nízká cena zařízení.

Hlavní požadavky na aplikaci jsou:

- jednoduchost a intuitivnost ovládání aplikace,
- možnost rozšíření aplikace o vlastní filtrace a simulace,
- použití (programového) prostředí běžně používaného pro zpracování signálů.

Tato práce se tedy věnuje hlavně návrhu systému pro měření a práci s EMG signálem, souboru názorných ukázek / simulací měřeného EMG signálu a možnostem rozšíření o vlastní filtrace a simulace uživatele.

Naopak se práce nikterak nevěnuje výrobě samotného zařízení, spolehlivosti ani jeho bezchybnosti a komunikace s ním, a ani dalším aspektům spojeným přímo s konstrukcí měřícího zařízení.

1.3 Členění textu

Obsah úvodní kapitoly byl seznámením s motivací a cíli této práce. Následující kapitoly popisují princip měření a parametry EMG signálu, lékařské přístroje a nediagnostická experimentální zařízení pro měření EMG. Dále jsou zařazeny kapitoly s popisem návrhu, postupem realizace a ověřením navrženého měřícího zařízení. Pro očekávaná použití systému byl zařazen i senzor pohybu, a je tedy součástí i krátká kapitola věnovaná akcelerometrům. Další kapitoly pak pojednávají o návrhu a implementaci aplikace s grafickým uživatelským rozhraním pro prvotní experimenty s naměřenými daty ze zmíněného či jiného zařízení. Na závěr nechybí ani dokumentace pro použití celého vytvořeného experimentálního systému pro budoucí uživatele.

Kapitola 2

Měření EMG

Elektromyografie (EMG) je elektrofyziologická vyšetřovací metoda zabývající se měřením elektrické aktivity a jejím šířením v nervech a svalech. Její cíl primárně spočívá v diagnostice poruch v nervosvalovém systému. Mezi hlavní vyšetření patří měření rychlosti šíření elektrického vzruchu v motorickém nebo sensitivním nervu a vyšetřování elektrické aktivity ve svalu nejen v klidu, ale rovněž i při volní (vůlí řízené) aktivaci. Vyšetření rychlosti vedení elektrického vzruchu v periferním nervu se uskutečňuje pomocí elektrické stimulace (krátké elektrické impulsy) stimulační elektrodou v místě periferního nervu. Vyvolané elektrické odpovědi v příslušném svalu jsou snímány elektrodami umístěnými nad příslušným svaem. Vyšetření svalů se uskutečňuje pomocí povrchových (nalepovacích) nebo jehlových (podobných injekční jehle) elektrod zavedených do příslušného svalu a snímající elektrickou aktivitu ze svalu v klidu a při volní aktivaci svalu.[19]

2.1 Princip měření EMG

Záznam z nervu a svalu spočívá v měření rozdílu potenciálu mezi dvěma definovanými místy. Na tato dvě místa přikládáme elektrody, jednu aktivní elektrodu (umístěnou nad aktivní částí svalu) snímající elektrické změny a druhou referenční elektrodu (umístěnou nad elektricky málo aktivní oblastí). Snímána a vyhodnocována je změna napětí aktivní elektrody vůči referenční elektrodě. Signál, kdy se rozdíl potenciálu pohybuje kolem nuly, tedy není zaznamenáváno téměř žádné napětí, odpovídá klidovému stavu svalu (bazální linie).

Při měření bohužel vzniká nežádoucí rušení způsobené měřením například skrz kůži, která jako velmi špatný vodič mění charakteristiky snímaných potenciálů. Kůže (podkožní vazivo, tuk, cévy atd.) se chová jako vysokofrekvenční filtr, snižuje amplitudu a vyhlazuje naměřenou křivku.

Signál generovaný periferními nervy (nervy mimo centrální nervovou soustavu – mozek a mícha) a svaly má velmi nízkou amplitudu, řádově milivolty až mikrovolty. Snímané signály je tedy nutné před zpracováním dostatečně zesílit. Obvykle je signál 500× zesílen již v předzesilovači a následně 2× až 2000× zesílen přímo v zesilovači vlastního měřicího přístroje. Výsledný signál bývá tedy zesílen 1000× až 1000000×. Vysoký vstupní odpor předzesilovače odstraní značnou část arteficiálního (uměle vytvořeného) šumu. Zesilovače v podstatě zesilují pouze rozdíl potenciálů přiváděných

z aktivní a referenční elektrody. Zesilovače jsou tedy konstruované jako diferenciální. Tím se předchází nežádoucímu naměření možných výkyvů potenciálů vyskytujících se současně na obou elektrodách (například nechtěným pohybem člověka). Odstranění těchto arteficiálních potenciálů však nikdy není zcela úplné, což je dáno rozdílným umístěním elektrod a rovněž nepatrnými rozdíly v jejich aktuálním odporu. Jedním z hlavních parametrů kvality zesilovače je poměr diferenčního zesílení (poměr požadovaného signálu ku výše popsanému arteficiálnímu signálu) obvykle nabývající hodnoty okolo 100 000, nebo-li zesílení diferenčního signálu je hodnota $100\,000\times$ a víc.[20]

2.2 Parametry měřeného signálu

Podstatou elektrických projevů buňky je změna koncentrací iontů na buněčné membráně (neboli vně a uvnitř buňky). Rozdílná koncentrace iontů vně a uvnitř buňky vede ke vzniku membránového napětí. Princip je i opačný, napětí přivedené na membránu může pumpovat ionty z jedné strany buňky na druhou. Napětí na membráně je přímo úměrné termodynamické teplotě. Klidová membránová napětí živočišných buněk se pohybují v rozmezí zhruba -30 až -100 mV . Příchodem nervového vzruchu na nervosvalovou ploténku vzniká akční potenciál šířící se po membráně svalové buňky. Signál se tedy šíří po membráně svalového vlákna od nervosvalové ploténky ke šlaše v podélném směru. Rychlost jeho šíření závisí na tloušťce a typu svalového vlákna. Spouštěcím mechanismem je změna membránového napětí na prahovou úroveň (u nervové buňky toto představuje vzrůst napětí z -70 mV na asi -55 mV). Následují fáze depolarizace, transpolarizace, repolarizace a hyperpolarizace s obnovením klidového stavu znázorněné na obrázku 2.2.1 na následující straně. Po spuštění akčního potenciálu (fáze depolarizace) buňka není schopná reagovat na další podněty. Buňka je v absolutní refrakterní fázi, nelze na ní tedy vyvolat další depolarizaci. Ve fázi repolarizace je buňka v relativní refrakterní fázi, kdy lze vyvolat stimulaci depolarizací, ale je nutné přeskóčit vyšší práh.[21, 25]

Rozsah akčních potenciálů svalových vláken při měření

- povrchově: $0,1 - 10\text{ mV}$, $0,01\text{ Hz} - 500\text{ Hz}$,
- vpichově: $50\text{ }\mu\text{V} - 5\text{ mV}$, $0,01\text{ Hz} - 10\text{ kHz}$. [21]

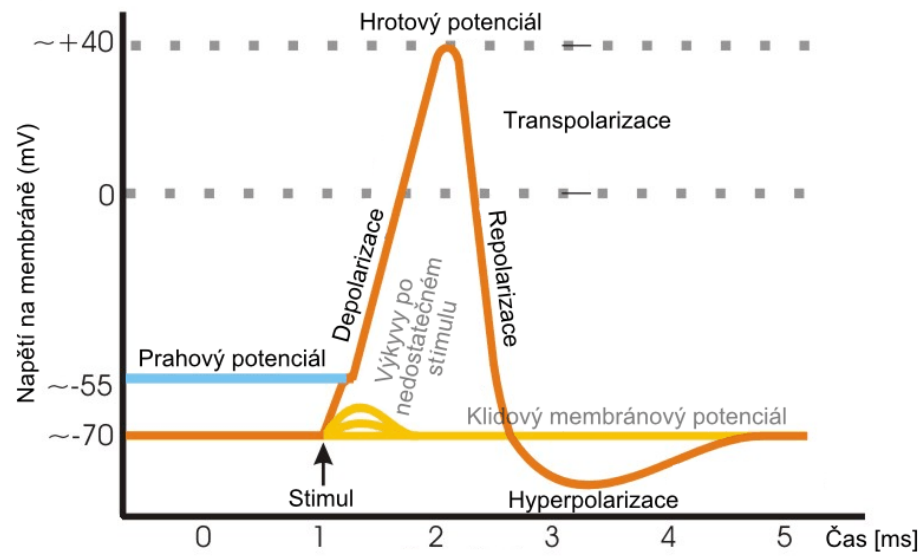
Kontrakce svalu se v měřeném signálu projevuje především zvětšenou amplitudou (viz obrázek 2.2.2 na následující straně).

2.3 Dělení elektrod dle konstrukčního typu

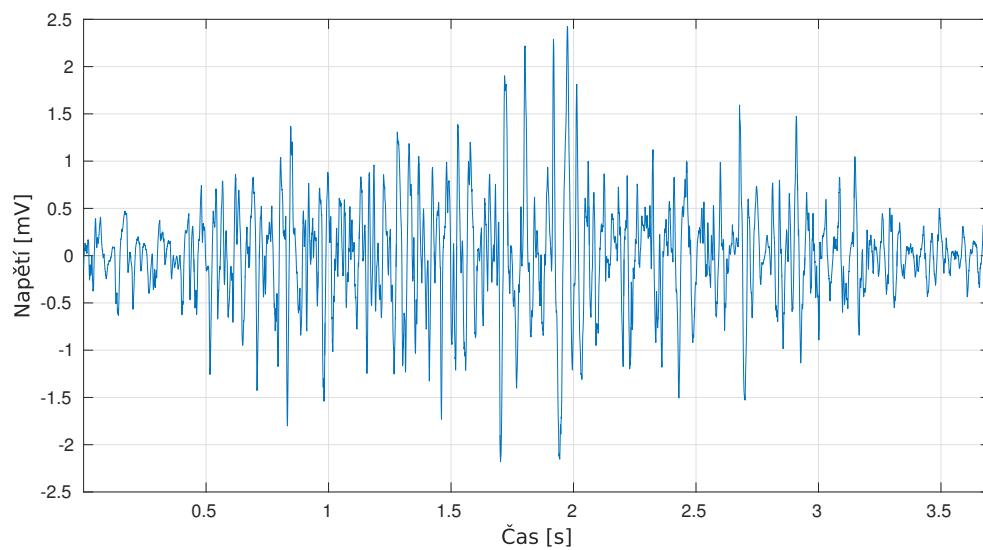
Pro různé účely měření EMG můžeme využít odlišné přístupy k měřenému svalu. Dostupné konstrukce elektrod nám umožňují přistupovat k měřené části svalu bez porušení kůže nebo k mnohem specifitější části invazivně.

Elektrody používané pro měření EMG jsou dvojího typu:

- **neinvazivní** – měření přes kůži pomocí povrchových elektrod,
- **invazivní** – intramuskulární měření pomocí jehlových elektrod.



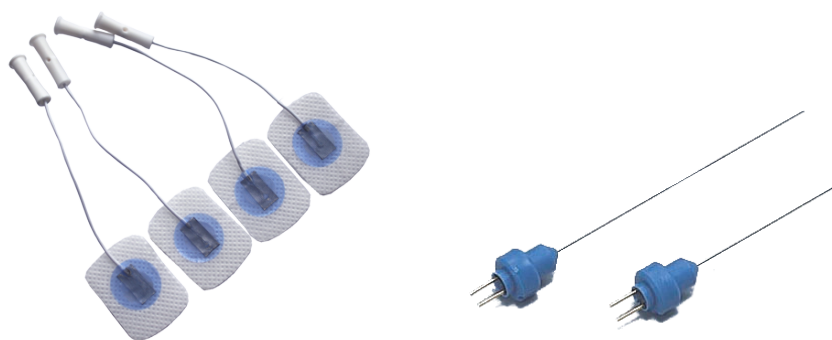
Obrázek 2.2.1: Průběh ideálního akčního potenciálu ve svalu.



Obrázek 2.2.2: Detailní průběh signálu při kontrakci svalu.

Neinvazivní. Povrchové elektrody (viz obrázek 2.3.1) snímají akční potenciály na úrovni celého svalu. Používají se multielektrody vhodné také pro snímání rozložení potenciálů generovaných svalem. Multielektrody jsou vyráběny ve dvou základních podobách, tzv. strips a grid. Strips bývá pásek s kontaktními ploškami (elektrodami) v řadě za sebou. Grid (viz obrázek 2.3.2 na následující straně) obsahuje dvourozměrné pole kontaktních plošek. Kontaktní plošky bývají vyrobeny ze stříbra či sloučenin stříbra a dalších látek. Gridy mohou být i plovoucí. Ty místo kuliček obsahují prohlubně s vodivým gelem. Výhodou gelu je značné omezení vzniku artefaktů v měřeném signálu.[26, 6]

Elektrody jsou vyráběny jak pro jednorázové, tak i opakovatelné použití. Jednorázové povrchové elektrody mohou být oproti nejednorázovým navíc opatřeny samolepící vrstvou pro jednodušší aplikaci.

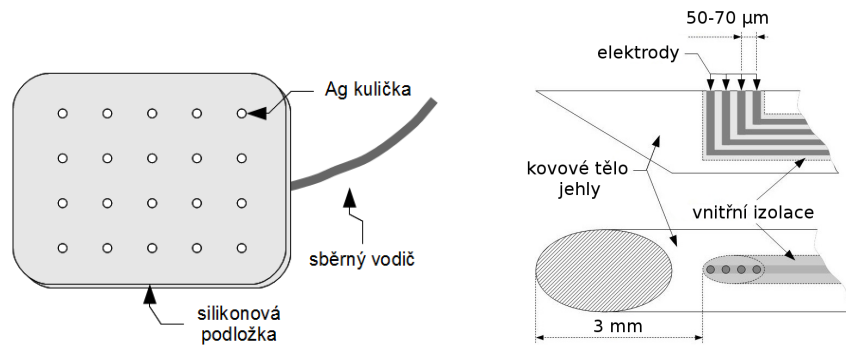


Obrázek 2.3.1: Povrchové elektrody (vlevo) a jehlové elektrody (vpravo).

Invazivní. Jehlové elektrody (viz obrázek 2.3.1) jsou konstrukčně řešeny jako dutá kovová jehla, jejímž středem prochází izolovaný vodič vycházející před hrotem jehly na její povrch skrz stěnu. Jehlové elektrody dělíme dále na bipolární a multipolární. U bipolárních jehlových elektrod vede středem jehly právě jeden izolovaný drátek (kovové tělo jehly tvoří druhou elektrodu) na rozdíl od multipolárních jehlových elektrod, kde vede středem jehly celý svazek vzájemně izolovaných vodičů (viz obrázek 2.3.2 na následující straně). Multipolární jehlovou elektrodou je tedy možné měřit najednou několik signálů na velmi malé ploše. Bipolární jehlovou elektrodou (snímací plocha maximálně $25\ \mu\text{m}$) lze naopak snímat signál pouze z jediného svalového vlákna. Nevýhodou jehlových elektrod je nutnost zavedení jehly pod kůži přímo do svalu. Jehla částečně omezuje pohyb svalu a zároveň sval hýbe jehlou, čímž samozřejmě vznikají nežádoucí artefakty v měřeném signálu.[7]

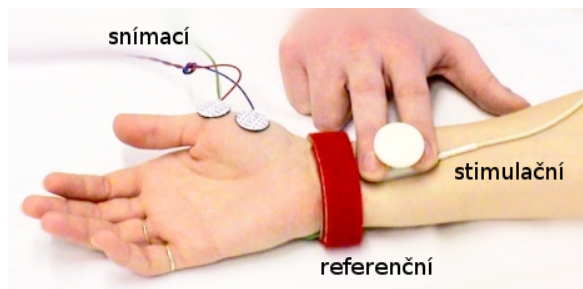
2.4 Dělení elektrod dle činnosti

Elektrody dělíme dle jejich činnosti na stimulační, snímací a referenční. V lékařské literatuře však občas nalezneme ne zcela jednotné značení používaných elektrod pro měření EMG, kdy je „referenční elektrodou“ myšlena ne vždy ta stejná elektroda. Nejčastěji se využívá označení „aktivní elektroda“ pro jednu snímací elektrodu a „referenční elektroda“ pro druhou snímací elektrodu. Měřený signál je rozdílem napětí mezi těmito dvěma elektrodami. Pak skutečná referenční, tedy nesnímací, elektroda je označována jako „zemnicí elektroda“. Toto značení však může být poněkud matoucí. Rozlišování



Obrázek 2.3.2: Nákres povrchové multielektrody typu grid (vlevo) a průřezu jehlovou multielektrodou (vpravo).

elektrod při diferenčním měření je totiž relevantní. V případě lékařské literatury se však toto rozlišování používá pro sjednocení popisů biologických signálů v závislosti na umístění elektrod (stanovení dohodnuté polaritý signálu). Dále je pak rovněž nepřesné označení elektrody přístroje měřícího biologické signály jako „zemnicí“. Zemnicí prvky jsou všeobecně ty, které jsou napojeny na pevnou zem (uzemnění), což v případě měření na živém subjektu si nemůžeme z bezpečnostních důvodů dovolit (měřící přístroj musí být například galvanicky oddělen od napájecí sítě) a referenční elektrodu využíváme v podstatě pro srovnání potenciálu člověka a měřícího přístroje.[24]



Obrázek 2.4.1: Příklad umístění elektrod při stimulaci a současném měření svalové aktivity.

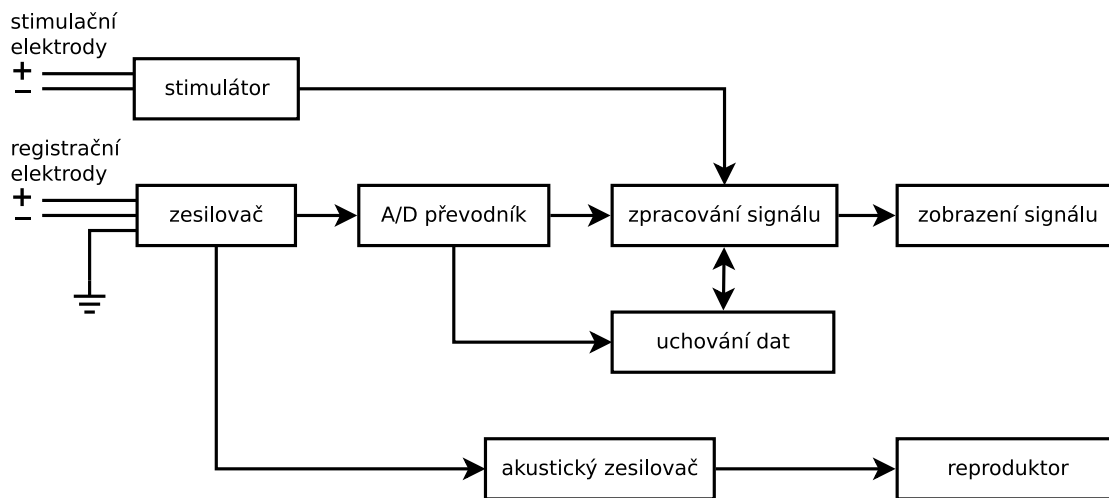
Elektrody používané pro měření EMG dle jejich činnosti tedy dělíme na:

- **stimulační** – Určené pro vyvolání svalové stimulace. Obvykle jsou párové a přikládány na stimulované místo.
- **snímací** – Jedna *aktivní* elektroda se umísťuje do bodu cílového měření signálu (většinou nad bříško svalu). Druhá *aktivní* elektroda (někdy označovaná jako *referenční*) se umísťuje do její blízkosti a představuje druhý vstup (diferenciálního) zesilovače. Bývají kruhové kovové, obdélníkové nebo čtvercové disky.
- **referenční** (někdy značená jako zemnicí) – Umístěna v blízkosti snímacích elektrod a propojena s přístrojem pro vyrovnání vzájemných potenciálů. Bývá pásková nebo disková o větší kontaktní ploše.[17]

2.5 Existující zařízení pro měření EMG

2.5.1 Precizní lékařské přístroje

Moderní elektromyografické přístroje jsou kompaktní celky s již vytvořeným programovým vybavením umožňujícím nastavit nejrůznější typy vyšetření a nabízející širokou škálu automatických nebo poloautomatických zpracování naměřeného signálu. Přístroje obecně obsahují stimulator, stimulační elektrody, snímací elektrody, zesilovač, A/D převodník, blok pro zpracování signálu, blok pro uchování dat, zařízení pro zobrazení signálu (monitor, tiskárna), někdy i akustický zesilovač a reproduktor (viz obrázek 2.5.1).



Obrázek 2.5.1: Blokové schéma elektromyografického přístroje.

Zesílení měřeného signálu je zejména pro lékaře vyjádřeno jako velikost napětí na jeden dílek monitoru při zobrazení. Zesílení je obvykle nastavitelné v rozsahu od $0,5 \mu V$ na dílek do $10 mV$ na dílek. Maximální možné zesílení u daného přístroje se označuje jako (maximální) citlivost tohoto přístroje. K potlačení nežádoucích signálů slouží v zesilovači různé filtry. Při EMG vyšetření je cílem potlačit rušivé signály i za cenu částečného útlumu a tvarového zkreslení snímaného signálu. K tomuto účelu se využívají frekvenční filtry, jejichž úkolem je omezit frekvenční rozsah vstupního signálu jen na pásmo odpovídající frekvencím měřeného signálu.

Elektrofyzilogická pozorování byla dříve znázorňována pouze na stínítku osciloskopu. V současné době je na monitoru kromě záznamových křivek již mnohem větší množství údajů. Signál je nejprve převeden do číslkové podoby A/D převodníkem, poté digitalizovaný záznam podle potřeby a nastavení zpracován a nakonec zobrazen na monitoru (nejčastěji graficky).

Výhodné může být měřený signál vnímat současně i jako zvuk v reproduktoru, jelikož mnohé EMG fenomény mají svůj charakteristický zvuk, tón nebo rytmus.

Při použití stimulatoru je potřeba jej synchronizovat se zobrazovací jednotkou. Stimulátor produkuje nejčastěji pravoúhlé pulsy u nichž můžeme měnit polaritu, trvání a amplitudu. Trvání jednoho pulsu lze obvykle měnit v rozsahu $50 - 1000 \mu s$. Pulsy delší než $1 ms$ jsou již velmi bolestivé, a tudíž nejsou využívány.[24]

2.5.2 Nediagnostické experimentální přístroje

Mezi levnější neprofesionální přístroje měřící svalovou aktivitu patří například senzory připojitelné k mikrokontroléru či k vývojovým deskám určeným pro komunikaci s běžnými senzory jako je Arduino, Nucleo atd. Zde není zcela vhodné uvádět označení „měřící zařízení“, protože jde spíše o „zařízení sloužící k detekci“ EMG. Přesto budou dále v textu všechna zařízení označována pro jednoduchost jako „měřící“. Cena těchto senzorů se pohybuje do dvou tisíc korun českých.

Příklady senzorů svalové aktivity splňující požadavky zmíněné v úvodní kapitole jsou:

- Grove – EMG Sensor v1.1,
- Advancer Technologies – MyoWare Muscle Sensor,
- Advancer Technologies – Muscle Sensor v3,
- ...

Jedním z celkem dostupných a rovněž zajímavých zařízení pro měření svalové aktivity je výrobek zvaný Myo armband (viz obrázek 2.5.2) mimo jiné obsahující i tříosý gyroskop, tříosý akcelerometr a tříosý magnetometr. Jeho výhodou oproti zcela samostatným (holým) senzorům je poněkud vyšší počet elektrod pro snímání svalové aktivity, zabudovaný Bluetooth pro přenos dat a samozřejmě interní baterie. Nevýhodou je však jeho cena pohybující se kolem pěti tisíc korun českých. Avšak zřejmě největší nevýhoda pro experimentální účely spočívá v nemožnosti číst ze senzorů přímo surové měřené hodnoty. Přístup k těmto hodnotám je poskytován pouze vývojářům aplikací pro Myo armband. Aplikace interpretující zařízením měřené hodnoty uživateli poskytují pouze popis jeho pohybu (jako například „a fist“, „a wave motion“, „spread fingers“). [14]



Obrázek 2.5.2: Zařízení Myo armband a jeho upevnění na ruce.

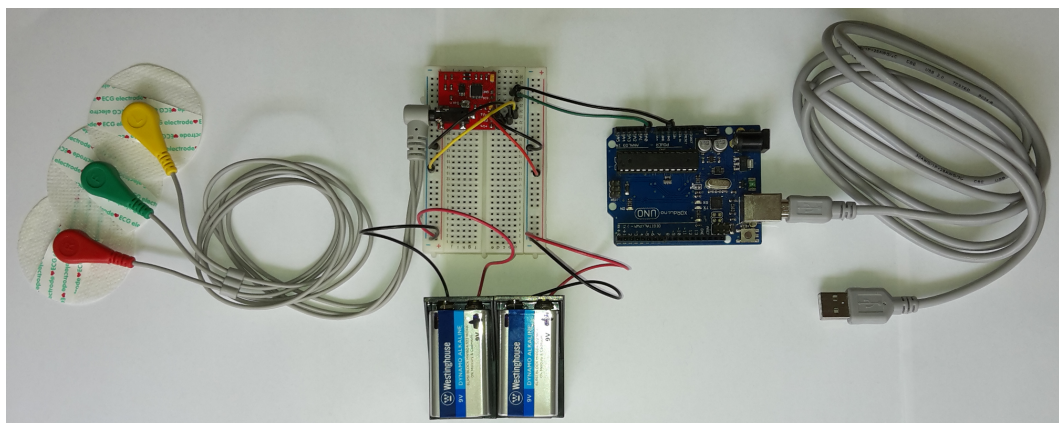
Kapitola 3

Návrh a realizace měřícího zařízení

V dnešní době existuje mnoho zařízení určených pro experimenty s EMG. Ty jsou v rozsahu od velmi jednoduchých a nepřesných až po celkem sofistikovaná a nákladná zařízení. Při řešení této práce byl zprvu testován spíše jednodušší obvod Muscle sensor v3 od firmy Advancer Technologies, který byl následně shledán nedostatečným pro vědecké experimenty. Proto bylo přistoupeno ke specializovanějšímu obvodu ADS1298. Tento integrovaný obvod je dnes již dobře dostupný a je schopný pokrýt požadavky i pro náročnější měření EMG signálů. Tato kapitola popisuje kroky při návrhu měřícího zařízení.

3.1 Prvotní zařízení s Muscle sensor v3

Prvotní testovací zařízení pro měření svalové aktivity bylo experimentálně sestaveno z obvodu Muscle sensor v3 výrobce Advancer Technologies a vývojové desky Arduino Uno (viz obrázek 3.1.1).

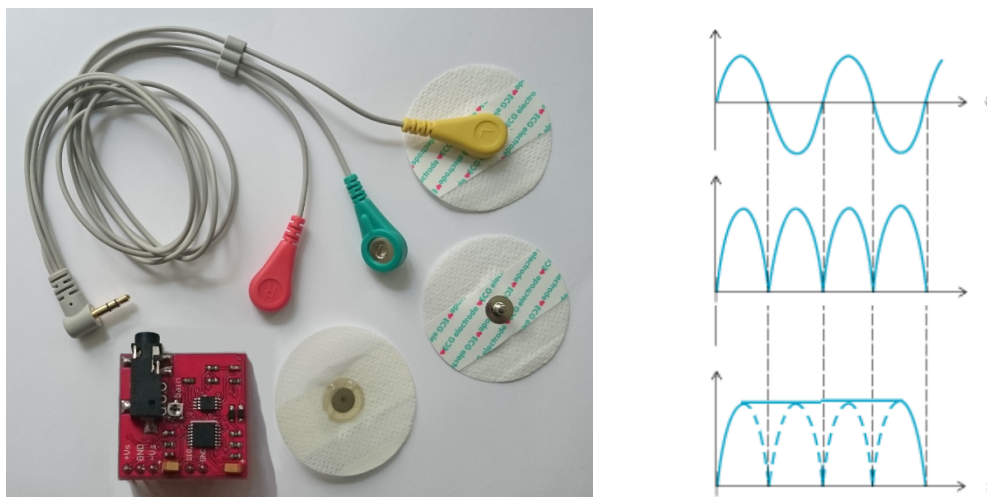


Obrázek 3.1.1: Prvotní experiment se zařízením s Muscle sensor v3 (povrchové elektrody, senzor, baterie, Arduino Uno, USB).

3.1.1 Muscle sensor v3

Muscle sensor v3 od firmy Advancer Technologies (viz obrázek 3.1.2) je navržen pro připojení k běžnému mikrokontroléru. Minimální potřebné napájecí napětí je $\pm 3,5 V$, maximální je $\pm 18 V$. Výstupní napětí se pohybuje v rozmezí 0 až $+5 V$. Obvod má jeden diferenciální měřící vstup. Samotné měření svalové aktivity tedy probíhá s použitím trojice elektrod (dvě snímací a jedna referenční). Výstupem senzoru je pouze analogový signál.

Výhodami tohoto senzoru jsou jeho velikost. Senzor je oproti lékařským přístrojům několikanásobně menší a mnohonásobně levnější (v řádu stovek Kč), funkcemi a přesností však samozřejmě lékařských přístrojů nedosahuje. Výstupním signálem ze senzoru nejsou přímo surová data, ale je jím zesílený, usměrněný a integrovaný signál (viz obrázek 3.1.2). Výstup tedy poskytuje pouze obálku měřeného původního EMG signálu. Dokumentace výrobce a schéma zapojení desky plošného spoje senzoru viz dokumentace výrobce¹. [13]



Obrázek 3.1.2: Muscle sensor v3 a kabel s trojicí nalepovacích elektrod (vlevo). Předzpracované naměřené hodnoty (vpravo) – Hodnoty ze senzoru (horní graf) jsou zesíleny a usměrněny (prostřední graf) a následně integrovány (spodní graf).

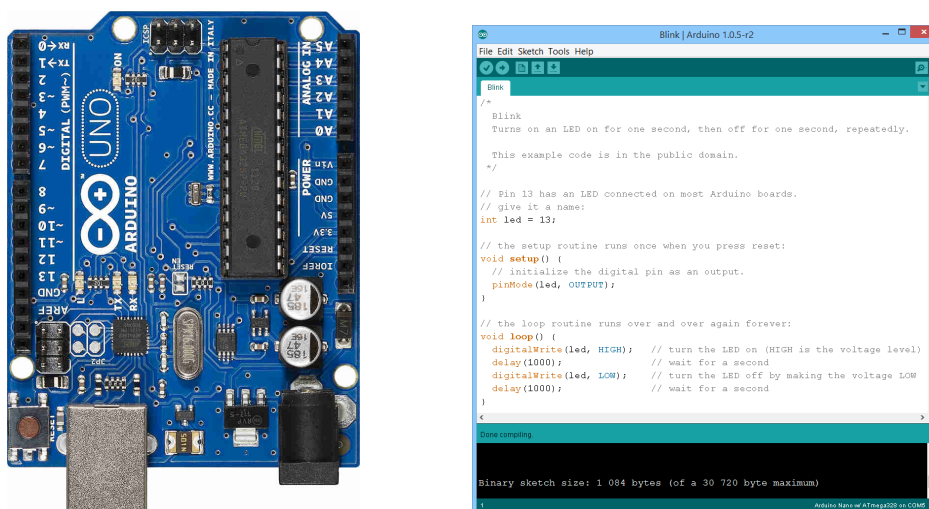
3.1.2 Platforma Arduino

Platforma Arduino (použita pro přenos dat ze senzoru do počítače) je vhodná především pro výukové účely a komunikaci s běžnými senzory či moduly obsahující senzory (tzv. shieldy) určenými zejména pro desku Arduino.

Arduino představuje open-source platformu (v tomto případě volně dostupné zdrojové kódy i elektronická dokumentace používané a nabízené jako základ pro další vývoj) využívající mikrokontrolér z rodiny ATmega firmy Atmel. Arduino je vhodné pro snadné získávání informací z různých senzorů či k řízení například světel, motorů atd. Vytvořené projekty mohou pracovat samostatně na Arduino (například zobrazovat informace na připojeném displeji či řídit další zařízení) nebo mohou komunikovat se soft-

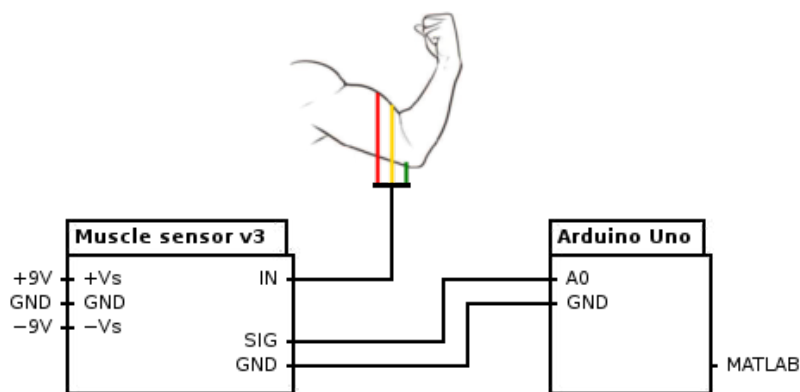
¹<http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>

warem běžícím na počítači (například zpracování dat a jejich následné využití v aplikaci, viz obrázek 3.1.3).[4, 12, 15, 16]



Obrázek 3.1.3: Vývojová deska Arduino Uno (vlevo) a programové prostředí Arduino IDE (vpravo).

Propojením komponent Arduino Uno a Muscle sensor v3 vzniklo experimentální zařízení (blokové schéma viz obrázek 3.1.4) schopné měřit základní svalovou aktivitu. Toto řešení však nebylo pro požadované účely zcela ideální. Nevýhodou Muscle Sensor v3 je nemožnost získání detailního signálu a možnost měření pouze jedním kanálem. Jelikož vzhledem ke své konstrukci / zapojení tento senzor poskytuje pouze obálku měřeného signálu, je takovýto výstup vhodný pouze pro zcela základní experimenty s EMG (například přítomnost EMG signálu).



Obrázek 3.1.4: Blokové schéma propojení komponent zařízení s Muscle sensor v3 (připevněné povrchové elektrody, senzor, Arduino Uno, přenos do PC).

3.2 Zařízení s ADS1298

Jelikož se zařízení s Muscle sensor v3 ukázalo jako nedostačující pro zde požadovaný účel, byla pozornost zaměřena na poněkud jiné řešení. Podle informací dostupných z webových stránek výrobců kvalitnějších zařízení pro snímání EMG (případně ECG, EEG) signálů je velmi často využíván integrovaný obvod ADS1298 firmy Texas Instruments.

Obvod ADS1298 zahrnuje osm diferenčních měřících vstupů (kanálů), osm 24-bitových A / D převodníků s nastavitelnými zesilovači, vnitřní referenci a oscilátor. Díky nízké spotřebě a vysoké integraci obvodu umožňuje tvorbu relativně malých a dostupných zařízení. ADS1298 dosahuje rychlosti snímání a přenosu dat až 32 kSPS . Poskytuje také funkci průběžné detekce přerušovaných přívodů. Pro získání ještě více kanálů je možné zřetězit až 4 obvody ADS1298. Obvod je dostupný v BGA pouzdro s 64 vývody. Pracovní teplota je udávána $0 - 70\text{ }^\circ\text{C}$. Blokové schéma zapojení a pouzdro s příkladem použití ADS1298 viz obrázek 3.2.1 na následující straně.[11]

Výhody použití obvodu ADS1298 jsou především následující:

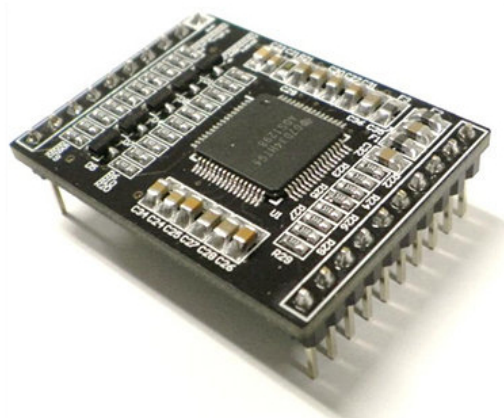
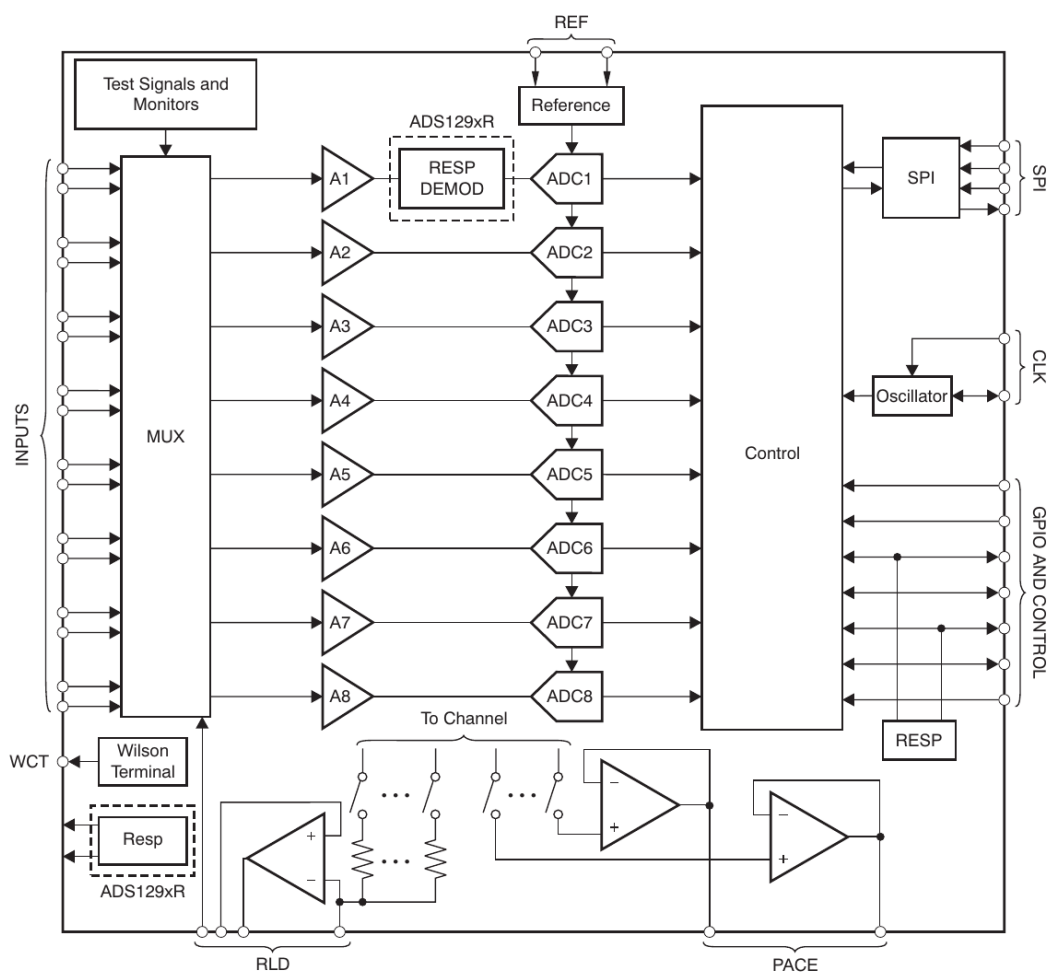
- 8 nízkošumových PGA (zesilovačů),
- 8 24-bitových A / D převodníků,
- šumové pozadí $4\text{ }\mu\text{V}_{PP}$,
- rychlost snímání a přenosu dat $250\text{ SPS} - 32\text{ kSPS}$,
- potlačení souhlasného signálu -115 dB ,
- napájení ($AVDD = 2,7 - 5,25\text{ V}$, $DVDD = 1,65 - 3,6\text{ V}$),
- nízká spotřeba ($0,75\text{ mW/kanál}$),
- zabudovaný oscilátor a reference,
- SPI komunikační rozhraní.

3.2.1 Návrh a realizace zařízení

Pro sestavení zařízení s obvodem ADS1298 je možné využít doporučených zapojení uvedených na webových stránkách výrobce². Vstupní analogové obvody je však nutno vytvořit podle požadavků aktuálně měřených signálů (například napětíový rozsah signálu, frekvence signálu, vstupní odpor, použité elektrody).

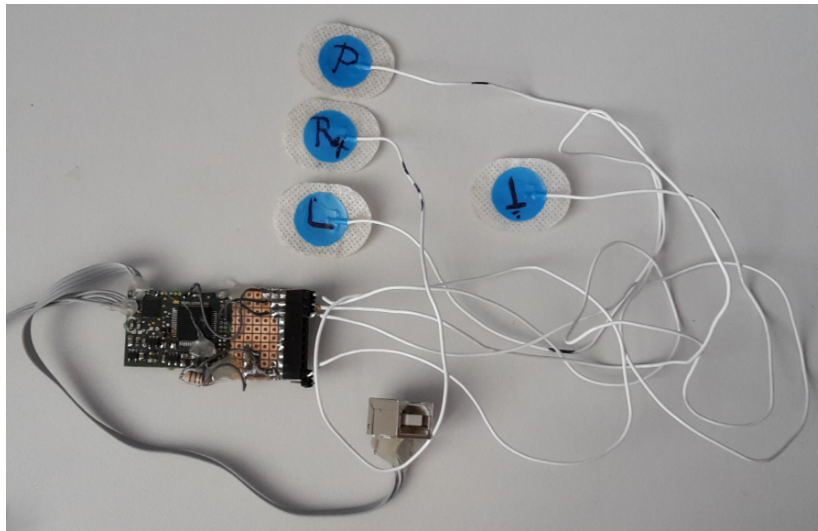
Konstrukčně velmi obdobné zařízení (nikoli komerční), rovněž s obvodem ADS1298, je využíváno pro měření mozkové aktivity laboratorních zvířat v Akademii věd ČR. Toto zařízení obsahuje analogovou a digitální část. Analogová část obsahuje 8 diferenčních vstupů, multiplexor a zesilovače. Za A / D převodníky následuje digitální část obsahující řídicí jednotku a další podpůrné obvody (například pro přenos dat pomocí USB do PC). Vstupní analogová část tohoto již zhotoveného zařízení byla upravena z původní pro měření EEG signálu na vhodnou pro měření EMG signálu (zejména pro impedanční přizpůsobení použitým elektrodám a frekvenčnímu rozsahu signálu). Jde o zařízení původně určené rovněž pro experimentální účely a obsahující tedy pouze

²<http://www.ti.com/product/ADS1298/datasheet>



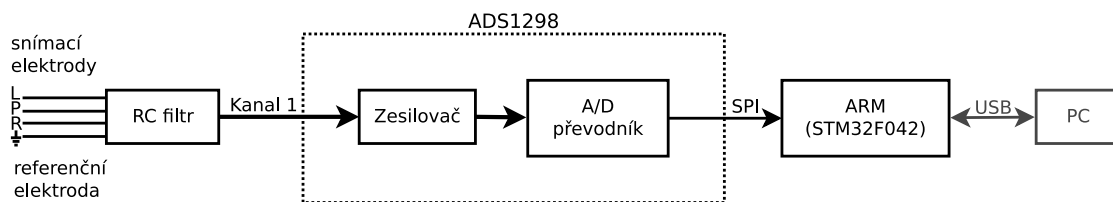
Obrázek 3.2.1: Blokové schéma (nahore) a pouzdro s příkladem použití ADS1298 (dole).

nejnutnější komponenty (analogovou vstupní část, obvod ADS1298, procesor ARM, USB přenos do PC). Jedná se tedy o zařízení splňující požadavky stanovené v cílech této práce. Cílem této práce je vytvoření koncepce návrhu a ověření jeho vhodnosti. Z tohoto důvodu bylo zmiňované zařízení (viz obrázek 3.2.2) zapůjčeno a upraveno pro měření EMG dat / signálu. Místo tvorby tohoto zařízení bylo možné se zaměřit spíše na skutečné ověření jeho vhodnosti pro zde zamýšlené použití a zpracování jím poskytnutých dat.[5]



Obrázek 3.2.2: Zapůjčené zařízení s ADS1298 upravené pro měření EMG signálu.

Zmíněné experimentální již vytvořené zařízení s ADS1298 bylo tedy přepoužito pro účely této práce. Toto zařízení obsahuje program pro konfiguraci obvodu (ADS1298), vyčítání měřených dat a jejich přenos do PC.



Obrázek 3.2.3: Blokové schéma zařízení s ADS1298 upraveného pro měření EMG.

3.2.2 Přenos dat a jejich ukládání

Přenos měřených EMG dat do PC je uskutečněn pomocí USB připojení. Zbývá ještě tato data přenést přímo do MATLAB a rovněž mít možnost je uložit do souboru pro pozdější použití.

Vedoucí práce poskytl aplikaci s názvem *SensorsAppBase* určenou k přenosu téměř libovolných dat z externího zařízení (USB, Bluetooth, Serialport) do MATLAB případně do souboru / databáze. Aby bylo možno použít tuto poskytnutou aplikaci pro zde vytvářený experimentální systém bylo ji nutno doplnit programovým kódem o možnost

přenosu dat z použitého zařízení pro měření EMG. Doplnění této aplikace se skládá z několika částí:

- Vytvoření třídy pro EMG data. Třída byla nazvána *DeviceADS8Channels*. Tato třída zajišťuje komunikaci s externím HW, vyzvednutí přijatých dat, jejich předání do MATLAB a případně i do úložiště. Požadovaná funkcionální je zajištěna formou vytvoření sady metod (interface).
- Definování typu uložených dat. Vybraný typ dat byl *DataValueItemsNumberFieldInt32* (data mohou mít až 24bitů). Jedná se o interní typ dat aplikace / úložiště.
- Vytvoření povinné metody *Start()* a *Stop()* pro spuštění a zastavení přenosu dat z měřícího zařízení. Rovněž byly přidány metody *Reset()* a *Config()* pro nulování a nastavení konfigurace obvodu ADS1298.
- Vytvoření metody pro vyzvedávání přijatých dat. Data jsou pro úsporu komunikace, ale zároveň pro dosažení určité přehlednosti přenášena v ASCII-HEX formátu a tvar paketu je

$\langle XAAAAAABBBBBBCCCCC\dots \rangle$,

kde *X* značí datový paket, *AAAAAA*, *BBBBBB*, ... jsou hodnoty jednotlivých měřených kanálů z ADS1298. Data jsou vyzvedávána jednoduchou technikou a to převodem ASCII-HEX číslic z přijatého textového paketu na interní číselnou reprezentaci aplikace *SensorsAppBase*.

- Vytvoření metody pro předávání dat do MATLAB. Do MATLAB lze předávat v podstatě pouze čísla datového typu *double* a jejich pole nebo matice. K předávání do MATLAB je využita dvourozměrná matice *double[,]*. Sloupce této matice představují pořadové číslo vzorku a dále vzorky z jednotlivých kanálů (zde 1 až 8).

Přijatá data jsou ukládána do interního formátu *DataValueItemsNumberFieldInt32*, se kterým program *SensorsAppBase* pracuje standardně. Vytvořená programová třída je součástí přiloženého CD.

Takto bylo možno celkem snadno zajistit přenos dat z externího měřícího zařízení přímo do MATLAB a současně jejich ukládání do souborového systému. V tomto případě nemělo nikterak význam vytvářet novou samostatnou aplikaci, jelikož je již zmíněná aplikace *SensorsAppBase* využívána k jiným účelům a stačilo ji pouze rozšířit o potřebnou část (formát dat a podporu komunikace). Vždy je lepší využívat jednu již vytvořenou aplikaci pro více účelů, než mnoho jednoúčelových aplikací.

Již spuštěním aplikace *SensorsAppBase* z prostředí MATLAB je zahájena komunikace s externím zařízením. Externí EMG zařízení nedisponuje žádným ovládacím prvkem. V operačním systému Windows se toto externí zařízení prezentuje jako VSP (virtuální sériový port).

3.2.3 Konfigurace ADS1298

Obvod ADS1298 obsahuje 25 (8bitových) registrů pro interní konfiguraci a před skutečným měřením je nutno tyto registry správně nastavit. Z našeho pohledu jsou nejdůležitější tyto části konfigurace:

- nastavení rozlišení měření,
- rychlost vzorkování dat,
- nastavení referenčního napětí,
- počet použitých kanálů a jejich konfigurace (diferenční vstup).

Pro konfiguraci byla použita aplikace *ConfiguratorADS* (poskytnutá společně se zařízením) umožňující grafickou cestou zadat potřebnou konfiguraci pro ADS1298. Po prostudování dokumentace k obvodu ADS1298 byla zvolena konfigurace znázorněná na obrázku 3.2.4.

Reg Name	Adr [HEX]	Value [HEX]	Bit(s) D7 ... D0								Note
ID	0	00	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0	ADS Identification byte 92h
CON1	1	83	<input checked="" type="checkbox"/> HR	<input type="checkbox"/> DAISY_EN	<input type="checkbox"/> CLK_EN	0	0	<input type="checkbox"/> DR2	<input checked="" type="checkbox"/> DR1	<input checked="" type="checkbox"/> DR0	
CON2	2	00	0	0	<input type="checkbox"/> WCT_CHOP	<input type="checkbox"/> INT_TEST	0	<input type="checkbox"/> TEST_AMP	<input type="checkbox"/> TEST_FREQ1	<input type="checkbox"/> TEST_FREQ0	
CON3	3	CC	<input checked="" type="checkbox"/> PD_REFBUF	<input checked="" type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> VREF_4V	<input type="checkbox"/> RLD_MEAS	<input checked="" type="checkbox"/> RLDREF_INT	<input type="checkbox"/> PD_RLD	<input type="checkbox"/> RLD_STAT	<input type="checkbox"/> SENS	
LOFF	4	00	<input type="checkbox"/> COMth2	<input type="checkbox"/> COMth1	<input type="checkbox"/> COMth0	<input type="checkbox"/> VLEADoff02	<input type="checkbox"/> ILEADoff1	<input type="checkbox"/> ILEADoff0	<input type="checkbox"/> FLEADoff1	<input type="checkbox"/> FLEADoff0	
CH1_SET	5	01	<input type="checkbox"/> PD1	<input type="checkbox"/> GAIN12	<input type="checkbox"/> GAIN11	<input type="checkbox"/> GAIN10	0	<input type="checkbox"/> MUX12	<input type="checkbox"/> MUX11	<input checked="" type="checkbox"/> MUX10	
CH2_SET	6	01	<input type="checkbox"/> PD2	<input type="checkbox"/> GAIN22	<input type="checkbox"/> GAIN21	<input type="checkbox"/> GAIN20	0	<input type="checkbox"/> MUX22	<input type="checkbox"/> MUX21	<input checked="" type="checkbox"/> MUX20	
CH3_SET	7	60	<input type="checkbox"/> PD3	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN32	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN31	<input type="checkbox"/> GAIN30	0	<input type="checkbox"/> MUX32	<input type="checkbox"/> MUX31	<input checked="" type="checkbox"/> MUX30	
CH4_SET	8	81	<input type="checkbox"/> PD4	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN42	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN41	<input type="checkbox"/> GAIN40	0	<input type="checkbox"/> MUX42	<input type="checkbox"/> MUX41	<input checked="" type="checkbox"/> MUX40	
CH5_SET	9	81	<input type="checkbox"/> PD5	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN52	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN51	<input type="checkbox"/> GAIN50	0	<input type="checkbox"/> MUX52	<input type="checkbox"/> MUX51	<input checked="" type="checkbox"/> MUX50	
CH6_SET	10	81	<input type="checkbox"/> PD6	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN62	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN61	<input type="checkbox"/> GAIN60	0	<input type="checkbox"/> MUX62	<input type="checkbox"/> MUX61	<input checked="" type="checkbox"/> MUX60	
CH7_SET	11	81	<input type="checkbox"/> PD7	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN72	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN71	<input type="checkbox"/> GAIN70	0	<input type="checkbox"/> MUX72	<input type="checkbox"/> MUX71	<input checked="" type="checkbox"/> MUX70	
CH8_SET	12	81	<input type="checkbox"/> PD8	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN82	<input checked="" type="checkbox"/> GAIN81	<input type="checkbox"/> GAIN80	0	<input type="checkbox"/> MUX82	<input type="checkbox"/> MUX81	<input checked="" type="checkbox"/> MUX80	
RDL_SENSP	13	00	<input type="checkbox"/> RLD8P(1)	<input type="checkbox"/> RLD7P(1)	<input type="checkbox"/> RLD6P(1)	<input type="checkbox"/> RLD5P(1)	<input type="checkbox"/> RLD4P	<input type="checkbox"/> RLD3P	<input type="checkbox"/> RLD2P	<input type="checkbox"/> RLD1P	
RDL_SENSN	14	00	<input type="checkbox"/> RLD8N(1)	<input type="checkbox"/> RLD7N(1)	<input type="checkbox"/> RLD6N(1)	<input type="checkbox"/> RLD5N(1)	<input type="checkbox"/> RLD4N	<input type="checkbox"/> RLD3N	<input type="checkbox"/> RLD2N	<input type="checkbox"/> RLD1N	
LOFF_SENSP	15	00	<input type="checkbox"/> LOFF8P	<input type="checkbox"/> LOFF7P	<input type="checkbox"/> LOFF6P	<input type="checkbox"/> LOFF5P	<input type="checkbox"/> LOFF4P	<input type="checkbox"/> LOFF3P	<input type="checkbox"/> LOFF2P	<input type="checkbox"/> LOFF1P	
LOFF_SENSN	16	00	<input type="checkbox"/> LOFF8N	<input type="checkbox"/> LOFF7N	<input type="checkbox"/> LOFF6N	<input type="checkbox"/> LOFF5N	<input type="checkbox"/> LOFF4N	<input type="checkbox"/> LOFF3N	<input type="checkbox"/> LOFF2N	<input type="checkbox"/> LOFF1N	
LOFF_FLIP	17	00	<input type="checkbox"/> LOFF_FLIP8	<input type="checkbox"/> LOFF_FLIP7	<input type="checkbox"/> LOFF_FLIP6	<input type="checkbox"/> LOFF_FLIP5	<input type="checkbox"/> LOFF_FLIP4	<input type="checkbox"/> LOFF_FLIP3	<input type="checkbox"/> LOFF_FLIP2	<input type="checkbox"/> LOFF_FLIP1	
LOFF_STATP	18	00	<input type="checkbox"/> IN8P_OFF	<input type="checkbox"/> IN7P_OFF	<input type="checkbox"/> IN6P_OFF	<input type="checkbox"/> IN5P_OFF	<input type="checkbox"/> IN4P_OFF	<input type="checkbox"/> IN3P_OFF	<input type="checkbox"/> IN2P_OFF	<input type="checkbox"/> IN1P_OFF	
LOFF_STATN	19	00	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

Obrázek 3.2.4: Zadaná konfigurace ADS1298 pro měření EMG.

Protože konfigurace obvodu je obsáhlá jsou zde vysvětleny pouze její nejdůležitější části ve formě nastavených bitů:

- **HR** – Definuje, zda-li zařízení poběží v nízko výkonovém módu nebo v módu pro vysoké rozlišení měření. Nastavením bitu je vybrán mód pro vysoké rozlišení.
- **DR2**, **DR1**, **DR0** – Nastavení těchto tří bitů určuje výstupní rychlost dat (pro zvolený mód *HR* je $f_{MOD} = f_{CLK}/4$). V našem případě jsou bity nastaveny na hodnotu *011*, kdy výstupní rychlost odpovídá $f_{MOD}/128$, tedy $4kSPS$.
- **PD_REFBUF** – Zpřístupnění vnitřní reference.

- ***RLDREF_INT*** – Nastavení generování referenčního napětí pro *RLD* interně ($(AVDD - AVSS)/2$, kde *AVDD* je analogové vstupní napětí a *AVSS* je zem).
- ***PD_RLD*** – Nastavením bitu *PD_RLD* se zpřístupní řízení *RLD*.
- ***PD1*** až ***PD8*** – Hodnota těchto osmi bitů definuje zapnutí / vypnutí příslušného kanálu. Nastavením bitů *PD1* až *PD3* na hodnotu *0* a zbylých bitů na hodnotu *1* jsou zbylé kanály vypnuty, zapnuty jsou tedy pouze první tři kanály.
- ***GAINx2*** až ***GAINx0*** – Nastavení daných tří bitů definuje zesílení daného (*x*-tého) kanálu. Pro vybraný kanál jsou bity *GAIN32* až *GAIN30* nastaveny na hodnotu *110*, čímž je udáno zesílení $12\times$.
- ***MUXx2*** až ***MUXx0*** – Hodnoty tří bitů daného (*x*-tého) kanálu určují vstup kanálu. Pro vybraný kanál byly bity nastaveny na hodnotu *000* odpovídající vstupu pro elektrody. Bity pro ostatní kanály byly nastaveny na hodnotu *001*, kdy je vstup kanálu zkratován.

Vytvořené hodnoty pro konfiguraci registrů obvodu byly vloženy jako konstanty do aplikace vytvářené v MATLAB. Tím je zajištěno nastavení správné konfigurace obvodu vždy při aktivaci / spuštění externího zařízení z MATLAB. Tedy vždy před spuštěním měření z MATLAB je do obvodu zaslána požadovaná konfigurace. V případě potřeby lze tuto konfiguraci snadno změnit.

3.2.4 Vlastnosti zařízení, ověření činnosti

Poněvadž bylo zařízení převzato z jiného projektu, tak bylo vhodné ověřit jeho základní činnost pro zde uvažované účely. Výsledek ověření a tedy zhodnocení použitelnosti tohoto (typu) zařízení lze shrnout následovně:

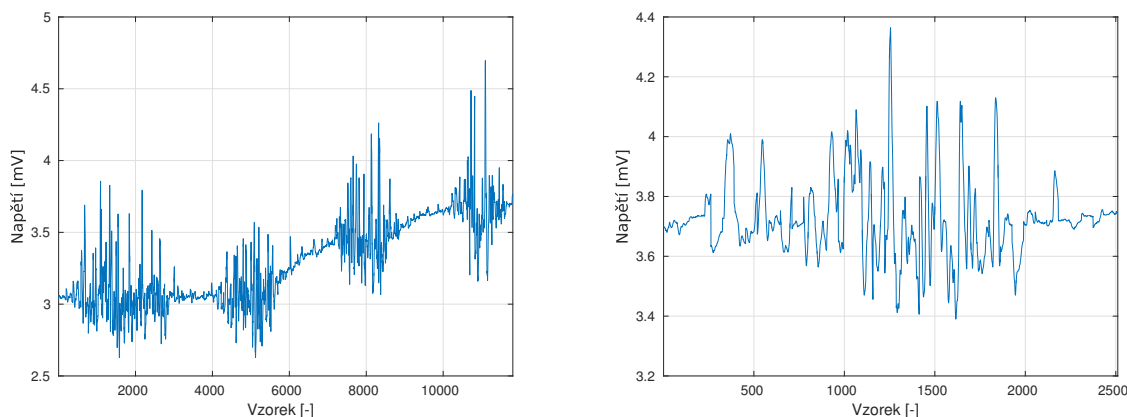
- Pomocí doplnění programu *SensorsAppBase* lze externí zařízení připojit, konfigurovat, spustit, číst z něj data a přenos dat rovněž zastavit. Toto vše přímo z prostředí MATLAB, což je pro zde zamýšlené použití ideální.
- Poskytnutých 8 (diferenčních) kanálů je pro experimentální účely zcela vyhovující. Případné zvýšení počtu měřících kanálů lze řešit zřetězením více (až čtyř) obvodů ADS1298.
- Při testování přenosové rychlosti bylo dosaženo požadovaných 4 kSPS (zcela postačující pro EMG měření).

Toto omezení je dáno (dle dokumentace k experimentálnímu HW) rychlostí použitého procesoru a velikostí jeho paměti (RAM 6 kB) potřebné k vytvoření dostatečného vyrovnávacího bufferu při přenosu dat přes USB v běžném módu (nárazový blokový přenos). Ale i přes tato omezení jsou dosažené vzorkovací rychlosti pro EMG signál zcela dostatečné. Při experimentálním měření bude využíván jeden vstupní kanál a pouze ve speciálních případech více (2 až 4 kanály).

- Jako velká výhoda se osvědčila možnost konfigurace / nastavení obvodu ADS1298 přímo z MATLAB. Takto lze obvod nastavit (rychlost měření atd.) zcela podle aktuálních potřeb.
- Kvalita získaného signálu je dostatečná a to i při použitím napájení přímo z USB.

Pomocí tohoto experimentálního zařízení lze tedy získat přímo surová data z A/D převodníků v obvodu ADS1298. Na těchto surových datech lze uskutečnit libovolné filtrování nebo vytvořit pouze obalovou křivku.

Lze tedy konstatovat, že i takto minimalistické zařízení (ADS1298 a ARM) postačuje pro velké množství experimentů s EMG signálem. Cena obvodu ADS1298 se pohybuje v dnešní době kolem 1 tisíce Kč. Proto je popisované zařízení vyhovující pro účely zde vytvářeného experimentálního systému.



Obrázek 3.2.5: Příklad dat získaných ze zařízení s ADS1298 (vzorkování 4 kSPS) – posloupnost čtyř kontrakcí svalu (vlevo) a detail signálu jedné kontrakce (vpravo).

3.3 Využití akcelerometru pro detekci pohybu

Jednou z častých situací měření EMG signálů je detekce svalové aktivity při různých zátěžových cvičeních. V tomto případě se pomocí EMG přístroje získávají požadovaná EMG data pro další zpracování, ale bohužel není žádná informace o průběhu (pohybu) tohoto zátěžového cvičení. Nejsou tedy žádné referenční údaje jak EMG data klasifikovat. Jako velmi vhodný doplněk zde vytvářeného experimentálního zařízení se jeví jeho doplnění o detekci až v podstatě měření průběhu pohybu / cviku. Pomocí pohybového senzoru (akcelerometru) lze detekovat nejen kdy pohyb skutečně začal a skončil, ale rovněž jak rychlý byl průběh pohybu cviku a zda se požadovaný pohyb skutečně dokončil. Z tohoto důvodu byla práce rozšířena o možnost měření pohybu jako ideální součást vytvářeného experimentálního systému pro případná budoucí použití.

3.3.1 Princip měření pohybu

Pohybový senzor (akcelerometr) se používá nejen k měření akcelerace a náklonu, ale i k měření setrvačných sil (např. v automobilovém průmyslu – airbagy, systémy jízdní stability), měření odstředivé síly, měření a detekci vibrací (například při chodu stroje, může detekovat drhnoucí ložisko) nebo měření seismické aktivity a po zpracování získaných dat například využitím integrace i k měření rychlosti pohybu.

Akcelerometr je senzor měřící současně:

- dynamické zrychlení – síla vzniklá změnou rychlosti pohybujícího se předmětu,
- statické zrychlení – síla vzniklá působením ve směru zemské gravitace.

S akcelerometry se velmi často setkáváme také v každodenním životě. Například dnes již skoro každý chytrý telefon využívá zabudovaný akcelerometr nejen ke hraní her ovládaných pohybem telefonu, ale především k otáčení obrazu na displeji dle aktuální orientace telefonu. V tomto případě není využívána hodnota dynamického zrychlení telefonu (jeho pohybu), ale informace o směru statického gravitačního zrychlení (náklonu telefonu). Hodnoty vypovídající o statickém zrychlení se pohybují v rozmezí $\pm 1 g$. Hodnoty odpovídající méně jak $-1 g$ a více jak $1 g$ naopak odráží skutečnou přítomnost / velikost i dynamického zrychlení.

Akcelerometr se obecně skládá ze základny pevně spojené s předmětem jehož pohyb měříme, z pružně uložené setrvačné hmoty, jejíž výchylka je vůči základně vyhodnocována, a z viskózního tlumení. Akcelerometry podle vnitřní konstrukce, tedy podle principu detekce pohybu, můžeme rozdělit na čtyři základní typy: kapacitní, piezorezistorové, piezoelektrické a tepelné akcelerometry. Nejčastěji používaným typem jsou kapacitní akcelerometry. Ty využívají změnu kapacity v důsledku výchylky seismické hmoty. Pevné elektrody tvoří vůči seismické hmotě dvě kapacity.[22, 23]

3.3.2 Návrh zařízení a přenosu dat

Vzhledem k pouzdrům dostupných obvodů s pohybovými senzory (často typu BGA – kulíčkové kontakty rozvržené do matice zesponu pouzdra) vyžaduje tvorba / pájení těchto zařízení značné nároky na výrobní proces. Jelikož tyto obvody, tedy jejich schopnosti, jsou dostupné v podstatě v každém chytrém telefonu³, bylo navrženo je zpřístupnit pro budoucí uživatele zde vytvářeného systému. Vedoucí práce poskytl program na mobilní telefon (OS Android) předávající data do PC pomocí Bluetooth (bezdrátová komunikace). Pro účely této práce byla na straně PC použita již dříve zmíněná aplikace *SensorsAppBase* a byla (jako v případě měření EMG) rovněž doplněna o podporu formátu dat z aplikace na mobilním telefonu. Data jsou tedy předávána přímo do MATLAB nebo ukládána do souboru stejným stylem jako v případě EMG signálu. Doplnění aplikace *SensorsAppBase* pro účely přenosu pohybových dat do PC (do MATLAB) bylo následující:

- Vytvoření třídy pro data z pohybového senzoru v mobilním telefonu. Třída byla nazvána *DeviceAccelGyroMag*.
- Definování typu uložených dat. Vybrán byl typ dat *DataValueItemsNumber-Point3DDouble*. Data jsou ve třech osách a jsou datového typu *double*.
- Doplnění aplikace o metody *Start()* a *Stop()* pro spuštění a zastavení přenosu dat.

³Mobilní telefony v dnešní době obsahují obvykle akcelerometry s rozlišením kolem $0,04 m/s^2$. To při měření statického zrychlení (pro určení náklonu telefonu) odpovídá rozlišení přibližně $0,36^\circ$.

- Doplnění aplikace *SensorsAppBase* pro příjem formátu dat z pohybového senzoru. Data jsou přenášena v textovém formátu a to ve tvaru (stručně)

$\langle A = 111; 222; 333 \ G = 111; 222; 333 \ M = 111; 222; 333 \rangle .$

Vždy je uveden typ senzoru (A – akcelerometr, G – gyroskop, M – magnetometr) a za ním tři jeho složky v osách X , Y a Z . Přijatá data jsou z textového paketu vyzvednuta a zapsána do interní reprezentace *DataValueItemsNumber-Point3DDouble*. V této práci jsou využívána pouze data z akcelerometru.

- Doplnění aplikace *SensorsAppBase* o poskytování dat akcelerometru do MATLAB. Pro přenos do MATLAB je využita matice typu *double[,]*. Sloupce jsou: pořadové číslo hodnoty, dále pak akcelerometr X , Y , Z , gyroskop X , Y , Z , magnetometr X , Y , Z . Ne však každý mobilní telefon poskytuje gyroskop a magnetometr. Každý řádek tedy představuje jeden přijatý / přenesený záznam neboli vzorek.

Zajištění přenosu pohybových dat z mobilního telefonu do PC a dále do MATLAB je poněkud složitější než v případě EMG senzoru. Postup je následující:

1. Nainstalovat aplikaci s názvem *MovementUni.apk* na telefon využívající OS Android. (Aplikace je chráněna heslem, které poskytuje vedoucí práce.)
2. Spárovat telefon s počítačem (PC / notebook) přes Bluetooth. Telefon musí mít zapnutý Bluetooth a zároveň povolenou viditelnost pro okolní zařízení.
3. V aplikaci *SensorsAppBase* tlačítkem „Set“ (v sekci *Device – Settings*) otevřít konfiguraci. V záložce „Commun“ nastavit typ připojení na „Bluetooth“ a vyhledat telefon (podle názvu zařízení). Nalezený telefon potvrdit tlačítkem „OK“.
4. Na telefonu spustit aplikaci *MovementUni*. Vybrat úlohu „Pohybový senzor“.
5. V úloze „Pohybový senzor“ na 2 až 3 vteřiny podržet tlačítko „Start“.

Aplikace *MovementUni* na dialogu zobrazuje svůj stav a rovněž zobrazuje příchodí připojení pomocí aplikace *SensorsAppBase* a zahájení přenosu dat.

Úpravou aplikace *SensorsAppBase* pro možnost přenosu jak dat naměřených z EMG zařízení, tak i z pohybového senzoru, lze velmi dobře demonstrovat univerzálnost zde navrhovaného systému určeného pro základní experimenty. Z tohoto plyne, že dále popisovaná část o aplikaci pro zpracování naměřených dat (programový kód v MATLAB) je v podstatě nezávislá na použitém externím hardware. Tedy pouze doplněním aplikace *SensorsAppBase* o kód pro předávání externích dat do MATLAB, případně do databáze, lze použít jakýkoli jiný externí hardware. Toto lze považovat za velkou výhodu zde popisovaného řešení. Tímto je tedy popis externího zařízení ukončen a dále se bude práce věnovat pouze způsobu zacházení s již naměřenými daty.

3.4 Přenos dat do MATLAB

Aplikace *SensorsAppBase* poskytuje rozhraní (interface) do MATLAB, přes který lze připojit, spustit a číst data z externích senzorů. Pro externí EMG zařízení a přenos dat

z mobilního telefonu byla aplikace *SensorsAppBase* doplněna o potřebný programový kód (součást příloženého CD). Z pohledu MATLAB je komunikace a čtení dat z externích senzorů nezávislá na konkrétním typu použitého senzoru / hardware. Následuje stručný přehled jak probíhá inicializace, čtení dat a ukončení komunikace se senzorem z pohledu MATLAB.

Pro inicializaci je využito následujících příkazů:

1. Připojení aplikace *SensorsAppBase*.

```
NET.addAssembly('..\SensorsV02.05.0\Program\SensorsAppBase.exe');
```

2. Zkrácení zápisu pro „namespace“.

```
sensors = Sensors.AppExt.SensorsAppExt;
```

3. Nulování (reset) zařízení.

```
sensors.DeviceReset();
```

4. Nastavení profilu daného zařízení (v podstatě výběr konfigurace a komunikace).

```
% profil pro ADS1298
sensors.SetProfile('Vychozi');
% profil pro mobilni aplikaci
sensors.SetProfile('MobilMove');
```

5. Nastavení typu připojené aplikace přebírající data (v našem případě MATLAB).

```
sensors.SetAppType('Matlab');
```

6. Nastavení typu zařízení (senzoru).

```
% typ pro ADS1298
sensors.SetDevice('ADS_8_Channels_V1');
% typ pro mobilni aplikaci
sensors.SetDevice('AccelGyroMag_(AGM)_V1');
```

7. Otevření / připojení zařízení.

```
sensors.DeviceOpen();
```

8. Spuštění zařízení, zahájení přenosu dat.

```
sensors.DeviceStart();
```

Čtení dat ze zařízení je realizováno pomocí příkazu:

1. Vyčtení jednoho vzorku.

```
sensors.GetData().double;
```

Příklad vyčteného vzorku ze zařízení s ADS1298:

```
[1 -14 2516 0 0 0 0 0 157]
```

Příklad vyčteného vzorku z pohybového senzoru v mobilním zařízení:

```
[-8.0756 -0.5896 -2.2345 4402]
```

Odpojení zařízení probíhá použitím příkazů:

1. Zastavení zařízení, ukončení přenosu dat.

```
sensors.DeviceStop();
```

2. Uzavření zařízení.

```
sensors.DeviceClose();
```

Tyto schopnosti budou využity v dále popsané demonstrační aplikaci.

Kapitola 4

Aplikace

V rámci této práce byla potřeba vytvořit aplikaci obsahující základní funkce nejen pro zpracování ale i prezentaci měřeného signálu. Tyto schopnosti musí být dostatečně komplexní, ale hlavně musí umožnit interakci a nastavení uživatelem. Pro takovou implementaci bylo vybráno programové prostředí MATLAB.

MATLAB platforma je interaktivní programové prostředí navržené pro řešení vědecko-technických výpočtů. Multiplatformní program MATLAB umožňuje práci s maticemi, vykreslování 2D i 3D grafů funkcí, implementaci algoritmů, počítačovou simulaci, analýzu a prezentaci dat a vytváření aplikací včetně GUI (grafické uživatelské rozhraní). Knihovna předem vytvořených sad nástrojů (toolboxes) poskytuje připravené algoritmy či prostředí i pro simulace. MATLAB kód lze propojit s kódy v jiných jazycích pro rozsáhlejší projekty.[9]

Výhodami MATLAB platformy jsou:

- optimalizované prostředí pro řešení vědecko-technických výpočtů,
- velmi využívaný nástroj ve vědeckém prostředí a pro experimenty,
- možnost zpracování velkého objemu dat v krátkém čase,
- možnost využívat připravené algoritmy či prostředí pro simulace,
- možnost vytváření aplikací s GUI,
- multiplatformní prostředí (Windows, Linux a Mac OS X).

Naopak nevýhodou je potřeba poněkud výkonného počítače pro větší požadavky programu MATLAB z důvodů nároků na paměťovou kapacitu a procesorovou náročnost.

Platforma MATLAB byla vybrána především pro její specializaci na vědecko-technické výpočty, možnost vytváření aplikací s GUI a její dostupnost pro střední, vysoké školy a vědecká pracoviště, pro které je vytvářený experimentální systém cílen.

V dalším textu o aplikaci vytvořené v MATLAB budou uvedeny názvy souborů, funkcí atd. v následujícím formátu:

- *Soubor.txt* – Název souboru uveden vždy se svou příponou.
- *Funkce()*, *Funkce(...)* – Funkce bez nebo s parametry (pouze pokud nejsou konkrétní parametry pro popisovanou část v tomto okamžiku podstatné, jinak budou vypsány).
- *Název* – Název GUI elementu, proměnné atd.

4.1 Základní návrh

Vytvářená aplikace v MATLAB musí být schopna číst data jak z připojených senzorů (EMG a pohybový), tak i ze souboru obsahujícího již naměřené hodnoty. Rovněž musí zahrnovat uložení získaných dat do souboru pro pozdější zpracování. Druhou hlavní funkcí aplikace je zobrazení signálu do dvourozměrného grafu (hodnoty v čase) s možností vykonat vybrané úpravy naměřených hodnot. Součástí aplikace musí být dále možnost zobrazení vybrané simulace znázorňující využití naměřeného signálu. Blokové schéma návrhu aplikace viz obrázek 4.1.1 na následující straně.

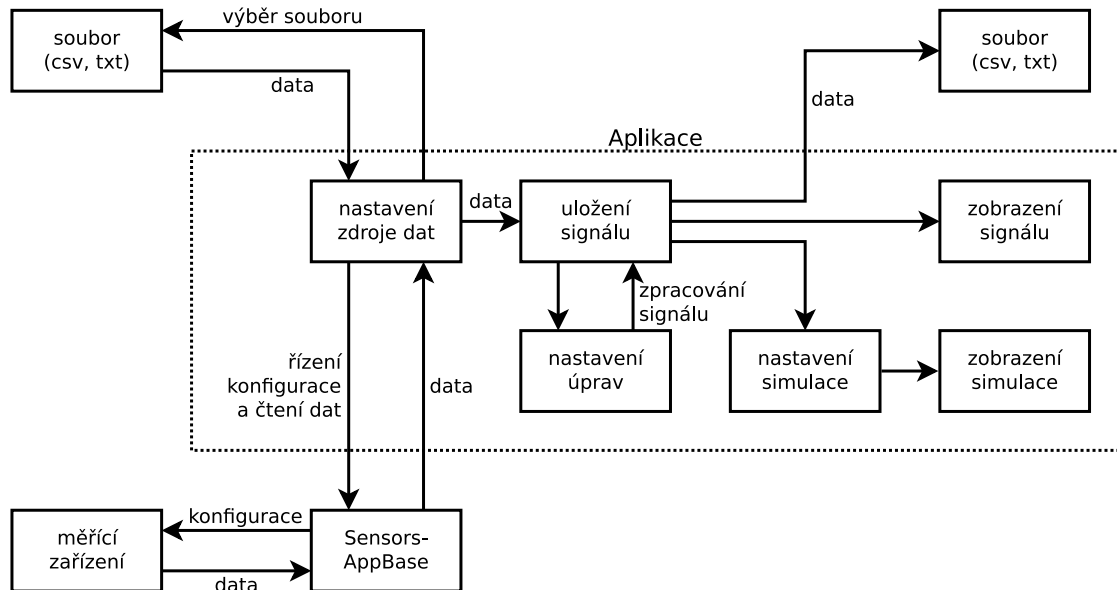
Aplikace tedy bude poskytovat následující možnosti:

- výběr zdroje dat pro zobrazení signálu (soubor nebo senzor),
- nastavení parametrů senzoru (počet kanálů, rychlost atd.),
- zobrazení změřeného signálů do grafu (hodnoty v čase),
- filtrace načteného signálu (odstranění nežádoucích vlastností / artefaktů signálu),
- simulace výstupu při zpracování / hodnocení měřeného signálu (další vizuální reprezentace dat),
- uložení naměřeného (či upraveného) signálu do souboru (typu TXT či CSV).

4.2 Implementace aplikace

Zdrojové kódy aplikace s grafickým uživatelským rozhraním (dále uváděné ve stručnosti pod zkratkou GUI a představující dialog neboli okno vytvářené aplikace) jsou rozděleny do dvou hlavních souborů *AplikaceEMG.fig* a *AplikaceEMG.m* a dále do několika podpůrných souborů obsahujících funkce volané z hlavních souborů.

AplikaceEMG.fig obsahuje informace o elementech nacházejících se v GUI části aplikace a to, kde jsou umístěny, jaké mají počáteční vlastnosti, jaké funkce jím jsou přiřazeny (například při kliknutí na daný element či jiný typ interakce) atd.



Obrázek 4.1.1: Blokové schéma aplikace v MATLAB.

AplikaceEMG.m soubor začíná automaticky generovanou inicializační funkcí *AplikaceEMG(...)*, funkcí *AplikaceEMG_OpeningFcn(...)* vykonávanou před prvním vykreslením GUI části aplikace (nastavení elementů v okně aplikace) a opět automaticky generovanou funkcí *AplikaceEMG_OutputFcn(...)* sloužící pro možnost nastavení výstupů do příkazové řádky MATLAB. Dále následují funkce s názvy ve formátu *typElementu_NazevElementu_CreateFcn(...)* volané při spouštění aplikace úplně jako první, ještě před výše zmíněnými funkcemi, jedná se o funkce pro sestavení elementů v okně aplikace. První z těchto **_CreateFcn(...)* funkcí volá funkci *nactiKonfiguraciAplikace()* obsahující definici relativní cesty ke konfiguračnímu souboru *KonfiguraceAplikace.csv* pro aplikaci (viz obrázek 4.2.1 na následující straně, umístěný ve složce *src/MatlabSrc* vedle výše uvedených hlavních souborů) a volání funkce pro načtení zmíněného konfiguračního souboru. Konfigurační soubor *KonfiguraceAplikace.csv* (viz obrázek 4.2.2 na následující straně) obsahuje informace pro naplnění nabídek v aplikaci (dostupné senzory, úpravy signálu a simulace). Soubor obsahuje minimálně tři sloupce (hodnoty v řádku odděleny čárkou):

- typ položky („*senzor*“, „*filtrace*“ nebo „*simulace*“),
- uživatelský název položky,
- název funkce volané při výběru dané položky (tedy název M-file bez přípony).

Pokud některá funkce úpravy signálu poskytuje uživatelem nastavitelné parametry, následují za třetím sloupcem další sloupce s hodnotami pro nastavení těchto parametrů:

- název parametru (text položky zobrazené v seznamu),
- výchozí nastavená hodnota parametru,
- minimální přípustná hodnota parametru,
- maximální přípustná hodnota parametru.

Všechny ostatní funkce v souboru *AplikaceEMG.m* jsou volány při interakci uživatele s příslušným GUI elementem (například vybrání položky v hlavním menu aplikace, klik na tlačítko, vybrání položky z různých typů seznamů atd.).

```
function [ konfiguraceAplikace ] = nactiKonfiguraciAplikace( )
% Funkce pro nacteni konfigurace aplikace ze souboru
% do promenne v MATLAB.
%
% konfiguraceAplikace ... konfigurace aplikace nactena
%                               z konfiguracniho souboru
%
% Cesta ke konfiguracnimu souboru (relativni adresa vuci
% hlavniemu souboru aplikace - AplikaceEMG.m)
cestaKKonfiguraceAplikaceTxt = 'KonfiguraceAplikace.csv';
% Nacteni konfiguracniho souboru pro nastaveni hodnot
% v GUI aplikace
...
end
```

Obrázek 4.2.1: Princip definování relativní cesty ke configuračnímu souboru aplikace pro potřebu budoucí editace.

typPolozky,	nazevPolozky,	nazevVolaneFunkce
senzor,	ADS1298,	ctiADS1298
senzor,	Akcelerometr (mob. zařízení),	ctiMobilniAkcelerometr3
...
filtrace,	Zarovnání do okolí nuly,	filtrujSignalDoOkoliNuly
filtrace,	Dolní frekvenční propust,	filtrujDolniFrekvencniP...
filtrace,	Horní frekvenční propust,	filtrujHorniFrekvencniP...
filtrace,	Pásmová frekvenční propust,	filtrujPasmovouFrekvenc...
filtrace,	Obálka,	filtrujObalka
...
simulace,	Robotické chapadlo,	simulujRobotickeChapadlo
simulace,	Svalová únava,	simulujSvalovaUnava
...

Obrázek 4.2.2: Povinné sloupce configuračního souboru (*KonfiguraceAplikace.csv*) aplikace s příkladem jejich vyplnění.

Poslední již zmíněnou skupinou jsou soubory obsahující pomocné funkce. Ty však nejsou volány přímo jako reakce na uživatelem požadovanou akci nad GUI elementem. Konvencí zejména v MATLAB je psaní funkcí do samostatných souborů s názvem funkce shodným s názvem souboru (pro MATLAB povinné). Pro snadnou čitelnost kódu jsou samozřejmě tyto konvence dodrženy.

Z pohledu uživatele je aplikace (viz obrázek 4.2.3 na následující straně) graficky rozdělena do panelů. Dále se v levém horním rohu okna aplikace nachází lišta obsahující menu. Toto rozdělení slouží pro snadnou orientaci a navigaci v rámci celé aplikace a seskupuje elementy obdobné funkcionality.

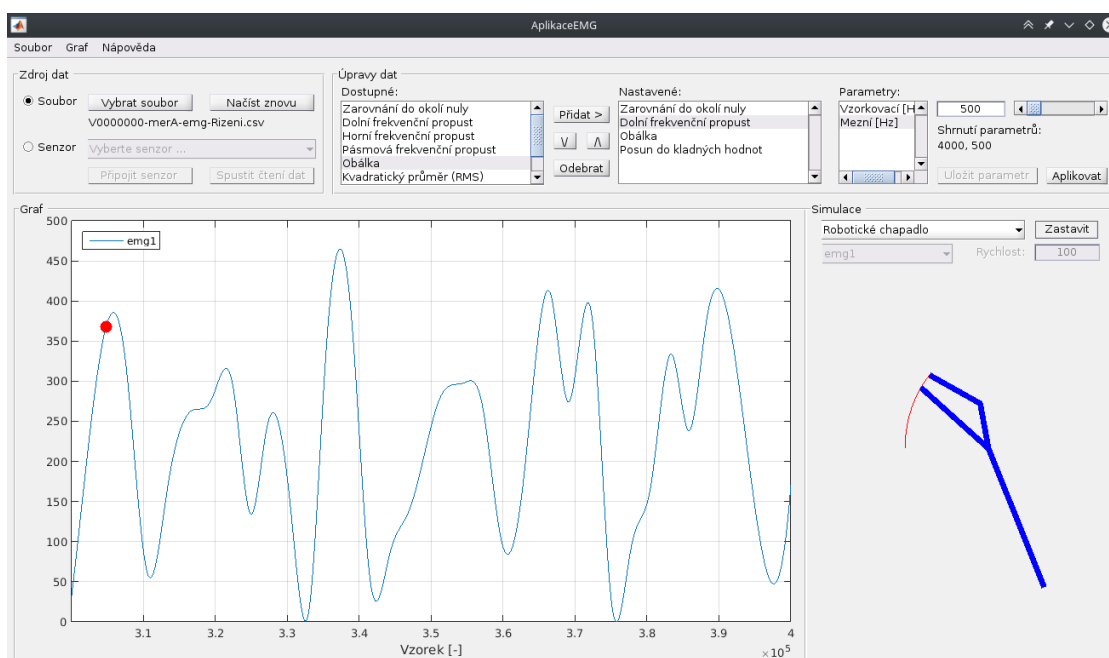
Aplikace obsahuje:

- **lištu menu se sekce:**

- **Soubor** (*Uložit zobrazený signál, Ukončit*),
- **Graf** (*Otevřít graf v novém okně*),
- **Nápověda** (*Uživatelská příručka, O aplikaci*),

- **panely:**

- **Zdroj dat** – Výběr a nastavení zdroje dat (soubor nebo externí zařízení – senzor).
- **Graf** – Místo pro grafické zobrazení signálu formou hodnot v čase.
- **Úpravy dat** – Definování zpracování signálu vytvořením seznamu z dostupných operací / úprav a případným nastavením jejich parametrů.
- **Simulace** – Nastavení a zobrazení dostupných vizualizací signálu aktuálně zobrazeného v grafu.



Obrázek 4.2.3: Základní vzhled GUI aplikace v MATLAB.

Poznámka: Text této práce doposud obsahoval pojmy jako „filtrace“, „úprava signálu“ či „odstranění artefaktů“. V rámci zde vytvářené aplikace je k příslušným funkcím zpracování dat přístupováno stejně. Z tohoto důvodu bude dále v textu používám pouze pojem „funkce pro úpravu dat“, kterým budou myšleny jak funkce pro „filtraci“ tak pro „odstranění artefaktů“.

4.2.1 Menu aplikace

Menu aplikace se nachází v levé horní části GUI. Neobsahuje duplicitně výkonné části aplikace, ale naopak zahrnuje její dodatečné činnosti. Obsahuje nabídky:

- **Soubor**
 - **Uložit zobrazený signál** – Uložení načteného, případně upraveného, signálu do souboru typu TXT či CSV. Tyto typy souborů byly zvoleny pro svou jednoduchost a představují nejčastěji používaný formát pro různá zařízení, jsou snadno čitelné i pro člověka, lze je otevřít a případně editovat v základních programech jako je textový či tabulkový editor.
 - **Ukončit** – Ukončení aplikace. Aplikaci samozřejmě lze ukončit i pomocí „křížku“ v pravé horní části okna aplikace (vedle maximalizace, minimalizace okna atd.).

- **Graf**
 - **Otevřít graf v novém okně** – Otevření samotného grafu v novém okně pro detailnější zobrazení (možnost přiblížení / oddálení, zobrazení číselné hodnoty konkrétního vzorku atd.).

- **Nápověda**
 - **Uživatelská příručka** – Zobrazení dokumentace o používání aplikace. Příručka se nachází v samostatném PDF dokumentu vycházejícím z kapitoly 5 na straně 59, tedy otevře se prohlížeč PDF dokumentů se zmíněnou příručkou.
 - **O aplikaci** – Otevření informace o verzi, autoru, vedoucím této práce a o samotném účelu vzniku aplikace v novém okně.

4.2.2 Panel výběru zdroje dat

Panel *Zdroj dat* se nachází v levém horním rohu hlavního dialogu a představuje první krok pro jakékoliv použití aplikace. Slouží, jak již bylo zmíněno, pro výběr a nastavení zdroje dat. Výběr je řešen tzv. *radiobutton* elementy, což jsou zaškrtačací políčka ve tvaru kolečka, kdy v rámci jednoho panelu může být zaškrtnuto pouze jedno toto kolečko. Při výběru jiného kolečka se předešlé automaticky přepne do nezaškrtnutého stavu. Při zaškrtnutí možnosti *Soubor* jsou dostupné (nezašedivělé) pouze elementy pro výběr souboru a obdobně je tomu i naopak, tedy při zaškrtnutí možnosti *Senzor* jsou dostupné jen elementy pro výběr a nastavení externího senzoru.

Při výběru souboru pomocí tlačítka *Vybrat soubor* (napravo položky *Soubor*) je samozřejmě možné vybírat pouze z povolených typů souboru, tedy TXT (neformátovaný text) a CSV (formátovaný text, hodnoty oddělené čárkami). Po vybrání souboru z úložiště počítače je název souboru zobrazen pod tlačítkem pro výběr souboru. Napravo od tohoto tlačítka se nachází tlačítko sloužící pro znovu načtení signálu ze souboru. Jedná se však ve skutečnosti o načtení signálu pouze z pomocné proměnné, do níž byla data ze souboru uložena při prvním načtení.

Zaškrtnutím možnosti *Senzor* se zpřístupní vysouvací nabídka tzv. *dropdown* se seznamem dostupných senzorů (senzory uvedené v konfiguračním souboru, příklad viz obrázek 4.2.2). Po vybrání konkrétního senzoru je nutné nastavit komunikaci se senzorem a připojit jej pomocí tlačítka *Připojit senzor*. Stiskem tohoto tlačítka se zavolá funkce uvedená v konfiguračním souboru pro daný senzor se vstupním parametrem „*pripoj*“ (podrobnější popis viz kapitola 4.3.1 na straně 50). Napravo od *Připojit senzor* se nachází tlačítko *Spustit čtení dat* pro spuštění přenosu dat z již připojeného senzoru. Po jeho stisku se zavolá již dříve zmíněná funkce tentokrát však s parametrem „*cti*“. Volání této funkce se uskutečňuje po dobu stisknutého stavu tlačítka. Pro zastavení čtení dat slouží stejné tlačítko (v zapnutém / stisknutém stavu má tlačítko popisek *Zastavit čtení dat*). Po ukončení práce se senzorem je možné senzor odpojit stejným tlačítkem jako byl připojen (v stisknutém stavu má tlačítko popisek *Odpojit senzor*). V tuto chvíli je vstupním parametrem stejné volané funkce hodnota „*odpoj*“.

Samotné volání požadované funkce dle konfiguračního souboru je řešeno získáním jejího tzv. handle (v podstatě ukazatel) pomocí MATLAB funkce *str2func()*. Ta vytvoří z předaného řetězce (hodnota ze sloupce *nazevVolaneFunkce* v konfiguračním souboru) handle pro stejnojmennou programovou funkci (viz obrázek 4.2.4). Stejným principem je zajištěno i volání funkcí pro úpravu dat a simulace.

```
function [ hFce ] = getHandleFceDleKonfigurace( uzivatelskyNazevFce ,
    konfigAplikace )
% Funkce vracejici handle funkce, která ma byt volana
% pri vyberu dane polozky.
%
%   uzivatelskyNazevFce ... uzivatelsky nazev funkce polozky
%   konfigAplikace ... konfigurace aplikace nactena
%                       z konfiguracniho souboru
%   hFce ... handle funkce pro její volani

% Ziskani handlu funkce odpovidajici uzivatelskemu nazvu funkce
% dle konfiguracniho souboru
...
% Nalezani radku obsahujiciho uzivatelskyNazevFce ve druhem
% sloupci konfigAplikace
pritomnostPolozky = strcmp(konfigAplikace{:,2},
    uzivatelskyNazevFce);
% Ulozeni nazvu volane funkce z prislusneho tretiho sloupce
% konfigAplikace
nazevFce = konfigAplikace{pritomnostPolozky, 3};
% Ziskani handle funkce nazevFce
hFce = str2func(nazevFce{1});
...
end
```

Obrázek 4.2.4: Část kódu poskytující možnost volat funkci podle názvu uvedeného v konfiguračním souboru.

4.2.3 Panel zobrazení grafu

Plošně největší panel *Graf* slouží pro grafické zobrazení signálu formou hodnot v čase. Do grafu však může být vykresleno více signálů současně, tedy dle počtu signálů v souboru či obdržených přímo ze senzoru. Časová osa je standardně popsána vně grafu pod vodorovnou osou, zato popis vswislé osy je řešen vypsáním popisů hodnot do legendy umístěné uvnitř grafu u vswislé osy, tedy vlevo nahoře. Popisky jsou brány ze záhlaví sloupců v načteném souboru (hodnoty v prvním řádku každého sloupce) nebo z nastavení senzoru. Signál je vykreslován do grafu po vybrání souboru s daty, respektive po spuštění čtení dat v případě připojeného externího senzoru.

4.2.4 Panel nastavení úpravy dat

Panel *Úpravy dat* se nachází v levé horní části vedle výběru zdroje dat. Nastavení způsobu zpracování signálu je řešeno sestavením seznamu požadovaných dílčích operací ze seznamu dostupných úprav a případným nastavením parametrů jednotlivých úprav.

K sestavení seznamu požadovaných úprav slouží dva seznamy (tzv. *listbox*) a sada tlačítek pro organizaci seznamu. První zdrojový seznam *Dostupné* je po spuštění aplikace neměnný, při otevření aplikace jsou načteny funkce pro úpravy signálu z konfiguračního souboru (řádky v konfiguračním souboru mající ve sloupci *typPolozky* hodnotu „*filtrace*“, příklad viz obrázek 4.2.2). Po editaci konfiguračního souboru je tedy nutné aplikaci restartovat. Druhý seznam *Nastavené* je určen k naplnění položkami představujícími požadované dílčí úpravy signálu a to označením příslušné položky v seznamu *Dostupné* a jejím následným přidáním (do seznamu *Nastavené*) pomocí tlačítka *Přidat*. Položky lze opět ze seznamu *Nastavené* odebírat tlačítkem *Odebrat*. Úpravy signálu jsou samozřejmě vykonávány v pořadí v jakém jsou seřazeny v seznamu *Nastavené*. Změna pořadí položek je umožněna tlačítky „*^*“ a „*v*“, kdy označená položka je posunuta o jednu pozici dle směru šipky stisknutého tlačítka. Organizační tlačítka jsou zpřístupňována podle naplnění seznamu *Nastavené* a vybrané položky (například je-li vybraná poslední položka v seznamu, nelze ji již posunout v seznamu níž, tlačítko „*v*“ je tedy zašedivělé).

Pokud některá úprava v seznamu *Nastavené* má uživatelem definovatelné parametry funkce, následuje možnost nastavit tyto parametry napravo od seznamů. Při výběru (označení) položky funkce s uživatelsky definovanými parametry se zpřístupní elementy pro nastavení hodnot těchto parametrů. Mezi tyto elementy patří seznam parametrů opět v podobě *listbox* naplněného názvy parametrů funkce z načteného konfiguračního souboru. Po vybrání daného parametru se jeho hodnoty nastavují napravo od tohoto seznamu, a to buď zadáním do textového pole, nebo snadněji nastavením na posuvníku (tzv. *slider*) ovlivňujícím hodnotu v již zmíněném textovém poli. Zároveň jsou aktuálně nastavené parametry, pro kontrolu, zobrazeny napravo od seznamu parametrů. Pro uložení zadaných parametrů slouží tlačítko *Uložit parametr*.

Při jakékoliv změně seznamu požadovaných úprav se aktuální nastavení uloží do matice, kde každý řádek obsahuje název úpravy a pole hodnot představující parametry dané úpravy ze seznamu *Nastavené* (v matici je dodrženo pořadí úprav shodné s nastaveným pořadím). Následně je do matice uložen i handle pro volání potřebné funkce (získání handle popisováno v kapitole 4.2.2 na straně 46). Matice s nastavením úprav tedy obsahuje tři sloupce viz obrázek 4.2.5 na následující straně. Po stisku tla-

čítka *Aplikovat* následuje samotné zpracování signálu dle takto zadaných úprav a jeho vykreslení do grafu.

```
[ handleFce1, nazevFce1, [parametrFce1_1, parametrFce1_2, ...];
  handleFce2, nazevFce2, [parametrFce2_1, parametrFce2_2, ...];
  ...,          ...,          [...],          ...,          ... ]
```

Obrázek 4.2.5: Podoba matice obsahující informace o nastavených úpravách pro zpracování signálu (pro funkce bez parametrů je pole parametrů prázdné).

4.2.5 Panel výběru a zobrazování simulací

Panel *Simulace* se nachází nalevo od panelu *Graf*. Slouží jako další vizualizace načteného případně i upraveného signálu, který je aktuálně zobrazen v grafu (například pro představu řízení dalšího zařízení). V horní části panelu, stejně jako pro výběr senzoru, je vysouvací nabídka se seznamem dostupných simulací (uvedené v konfiguračním souboru, příklad viz obrázek 4.2.2). Vybraná simulace je zobrazena pod nabídkou ve své výchozí pozici. Zároveň se zpřístupní tlačítko *Spustit* pro spuštění vybrané simulace nacházející se vpravo od nabídky. Po stisku tohoto tlačítka se zavolá funkce uvedená v konfiguračním souboru pro danou simulaci vykreslující simulaci postupně pro všechny hodnoty aktuálního signálu. Pro vypnutí simulace dat slouží stejné tlačítko (v zapnutém / stisknutém stavu má tlačítko popisek *Zastavit*).

4.3 Doplnění aplikace o vlastní funkce

Aplikace je navržena a vytvořena tak, aby ji bylo možné jednoduše doplnit o další vlastní senzory, úpravy dat či simulace. Toto doplnění spočívá v přidání souboru **.m* (M-file) a přidání řádku s informacemi o funkci do konfiguračního souboru.¹

Soubor **.m* (napsaný v syntaxi MATLAB) obsahující funkci pro nastavení nového senzoru, pro novou úpravu dat či pro vykreslení nové simulace je potřeba vložit do složky *src/MatlabSrc*. Dle povinné konvence MATLAB je nutné, aby soubor začínal hlavní funkcí se stejným názvem, jako je název samotného souboru **.m* (název souboru musí začínat písmenem a nesmí obsahovat znak „-“).

Konfigurační soubor *KonfiguraceAplikace.csv* se nachází taktéž ve složce *src/MatlabSrc*. Do tohoto souboru je zapotřebí doplnit jeden nový řádek obsahující informace o přidávané funkci (popsáno v předešlé kapitole 4.2 na straně 43).

Pro typy funkcí „*filtrace*“ a „*simulace*“ je vstupní proměnnou proměnná *signal* datového typu *structure*, kdy v *signal.colheaders* jsou uloženy popisy hodnot (první řádek souboru pro režim dat ze souboru, výchozí popisy pro režim dat ze senzoru) a v *signal.data* samotné hodnoty dat.

Doporučení: Pro jednoduchou orientaci mezi soubory s funkcemi je vhodné dodržovat jednotnou konvenci pojmenování souborů. Soubor (i hlavní funkci v souboru)

¹ Znak „*“ všeobecně slouží pro označení libovolného počtu znaků. Místo tohoto znaku doplňte název Vašeho souboru.

obsahující funkci pro práci se senzorem tedy pojmenovat „*cti*.m*“, obsahující funkci pro úpravu dat „*filtruj*.m*“ a obsahující funkci simulaci „*simuluj*.m*“.

4.3.1 Přidání senzoru

Funkce uvedená v konfiguračním souboru pro určitý senzor (externí zařízení obsahující senzor) je volána vždy se vstupním parametrem *prikaz*, který může nabývat hodnot „*pripoj*“, „*cti*“ a „*odpoj*“. Podoba výstupní proměnné *vysledek* je závislá na vstupním parametru *prikaz*.

Zmíněná funkce odpovídající vybranému senzoru je volána v závislosti na stisku tlačítek přímo pod výběrem senzoru. Při kliknutí na tlačítko *Připojit senzor* se funkce zavolá s vstupním parametrem „*pripoj*“. V tuto chvíli by funkce měla zajistit připojení zařízení se senzorem (například nastavení komunikace, příprava k přenosu měřených hodnot, konfigurace, ...). Očekávaným výstupem volané funkce je v tuto chvíli hodnota vypovídající o stavu připojení senzoru, kdy hodnota *1* odpovídá úspěšně připojenému senzoru, hodnota *0* naopak neúspěšně připojenému senzoru.

Napravo od tlačítka *Připojit senzor* se nachází tlačítko *Spustit čtení dat* pro spuštění přenosu dat z připojeného senzoru. Po jeho stisku se zavolá již zmíněná funkce tentokrát s parametrem „*cti*“. Toto volání funkce se vykonává opakovaně dokud je tlačítko ve stisknutém stavu a funkce by měla zajistit vyčtení sady naměřených vzorků a jejich uložení do výstupní proměnné *vysledek*. Výstup je očekáván v podobě matice, jejíž první sloupec obsahuje hodnoty časové osy (čas nebo pořadové číslo vzorku v rámci celého měření) a zbylé sloupce obsahují naměřené hodnoty (jeden sloupec odpovídá jednomu signálu / kanálu). Pokud se vyčtení hodnot nepodařilo, výstupní proměnná nabývá hodnoty *NaN*.

Pro vypnutí čtení dat slouží stejné tlačítko jako pro zapnutí čtení (v stisknutém stavu má tlačítko popisek *Zastavit čtení dat*). Po kliknutí na toto tlačítko se ukončí opakované volání vybrané funkce s parametrem „*cti*“, a tím se tedy i zastaví vyčítání a ukládání dat.

Po ukončení práce se senzorem je možné senzor odpojit stejným tlačítkem jako byl senzor připojen (v stisknutém stavu má tlačítko popisek *Odpojit senzor*). Kliknutím na toto tlačítko je funkce zavolána s parametrem „*odpoj*“, zajistí tedy odpojení senzoru (například uzavření spojení pro komunikaci, odstranění dočasných dat). Výstupem je stejně jako po připojování senzoru hodnota vypovídající o stavu připojení senzoru (hodnota *1* odpovídá připojenému senzoru, hodnota *0* naopak odpojenému senzoru).

Kostra funkce senzoru tedy může vypadat například jako na obrázku 4.3.1 na následující straně.

Připojení senzoru mobilního zařízení

Pro aplikace / simulace zahrnující pohybový senzor dostupný v mobilním zařízení s OS Android je možné využít aplikaci *Movement Uni*². Tato aplikace zprostředkovává přenos dat z pohybového senzoru v mobilním zařízení do aplikace v MATLAB.

²Aplikace *Movement Uni* nebyla vytvářena v rámci této diplomové práce. Jedná se o aplikaci dodanou pro možnost využití a rozšíření jejího využití.

```

function [ vysledek ] = ctiSenzorUkazkovy( prikaz )
% Funkce pro cteni signalu ze senzoru
%
%   prikaz ... akce, která se ma vykonat ('pripoj', 'cti', 'odpoj')
%   vysledek ... vysledek funkce volane dle prikazu

vysledek = NaN;

% Ziskani handle funkce dle prikazu
hFcePrikazu = str2func(prikaz);

% Volani funkce dle prikazu
try
    vysledek = hFcePrikazu();
catch
    chybovaZprava = sprintf('Funkce ctiSenzorUkazkovy nepodporuje
        prikaz "%s".', prikaz);
    uiwait(msgbox(chybovaZprava, 'Chyba prikazu'));
end

end

%% Funkce volane dle prikazu

function [ vysledek ] = pripoj()
% Funkce pro pripojeni senzoru
%   vysledek ... 1 - pripojen, 0 - nepripojen
...
end

function [ vysledek ] = cti()
% Funkce vycteni vzorku ze senzoru
%   vysledek ... hodnoty signalu ctene ze senzoru v poli Nx(M+1)
%               [hodnoty casove osy, kanal1, ..., kanalM]
...
end

function [ vysledek ] = odpoj()
% Funkce pro odpojzeni ze senzoru
%   vysledek ... 1 - pripojen, 0 - nepripojen
...
end

```

Obrázek 4.3.1: Základní a doporučený kód funkce pro obsluhu vlastního senzoru.

4.3.2 Přidání funkce pro úpravu dat

Na obrázku 4.3.2 je uveden vzorový příklad kódu obsahujícího povinné parametry a doporučenou část těla funkce pro úpravu dat.

Vstupním parametrem je proměnná *signal* obsahující hodnoty ke zpracování. Výstupní proměnná *zpracovanySignal* je ve stejném formátu jako proměnná *signal*.

```
function [zpracovanySignal] = filtrujUkazkovaFce(signal)
% Funkce pro odfiltrování nezadoucích vlastností signalu
%
% signal ... hodnoty signalu ke zpracování
% zpracovanySignal ... hodnoty signalu po zpracování
%
% Definice návratové proměnné
zpracovanySignal = signal;
%
% Kód zpracování signalu
...
end
```

Obrázek 4.3.2: Základní kód funkce pro vlastní úpravu dat.

4.3.3 Přidání funkce pro simulaci

Na obrázku 4.3.3 je opět příklad kódu obsahujícího povinné parametry a doporučenou část těla tentokrát funkce pro simulaci.

Vstupním parametrem je také proměnná *signal* obsahující hodnoty pro simulaci a navíc proměnná *axes_id* obsahující identifikátor (handle) objektu pro vykreslení simulace. Funkce simulace zahrnuje vykreslení právě jednoho stavu / vzorku.

```
function [ ] = simulujUkazkovaFce(signal, axes_id)
% Funkce pro vykreslení simulace
%
% signal ... hodnoty signalu pro simulaci
% axes_id ... handle axes, kam má být simulace vykreslena
%
% Přepnutí na axes pro vykreslení simulace
axes(axes_id);
%
% Kód vykreslení simulace
...
end
```

Obrázek 4.3.3: Základní kód funkce pro vlastní simulaci.

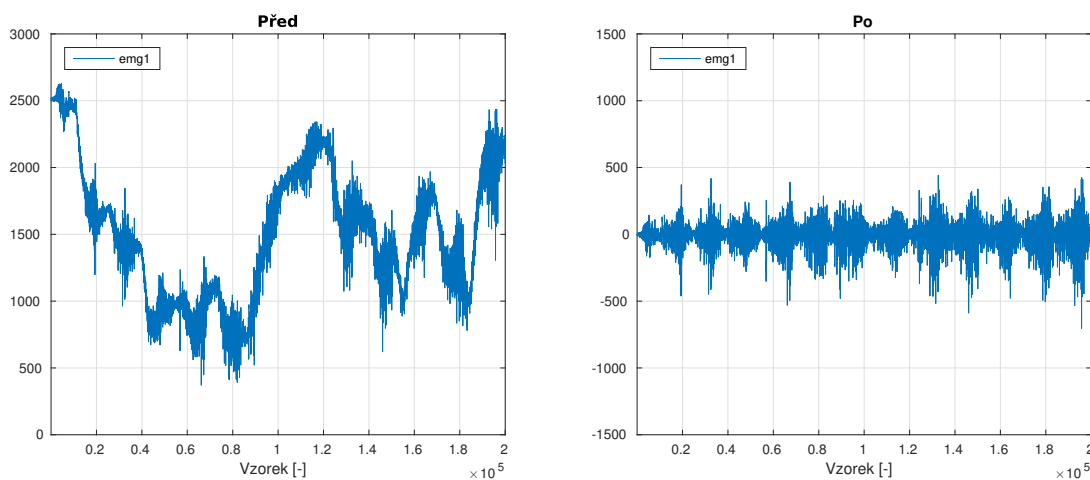
4.4 Vzorové vytvořené funkce

V aplikaci jsou vytvořeny funkce pro podporu čtení dat ze zařízení s ADS1298 a z pohybového senzoru v mobilním zařízení, dále pro úpravy načteného signálu a vzorové funkce pro ukázkou možného použití zpracovaného signálu. Podpora čtení dat ze zmíněných senzorů již byla popsána v kapitole 3.4 na straně 38. Následující kapitoly se tedy již budou věnovat funkcím pro úpravu dat a funkcím pro simulace.

4.4.1 Funkce pro úpravu dat

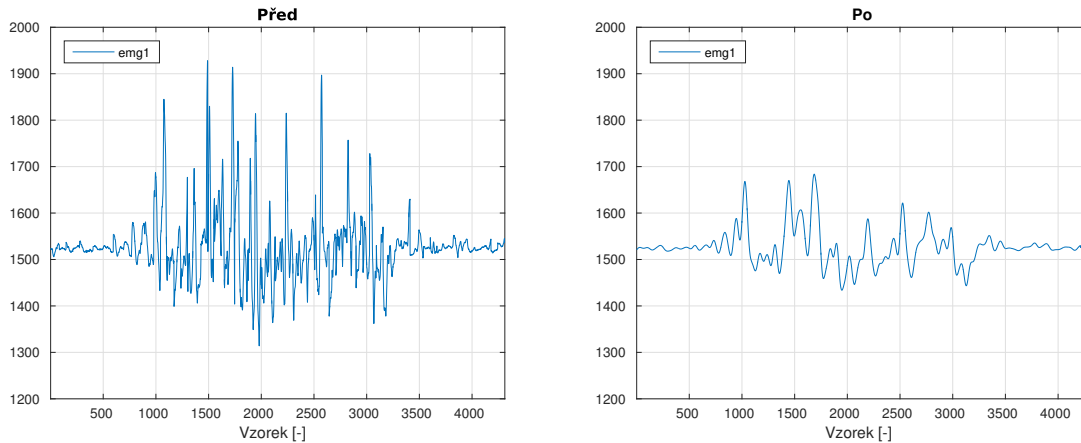
Vstupem funkcí pro úpravu dat jsou vždy hodnoty signálů určené ke zpracování, případně druhým vstupem je pole nastavených parametrů úpravy pro funkce umožňující individuální nastavení.

Zarovnání do okolí nuly Při měření svalové aktivity, kdy se sval společně s přilepenými elektrodami hýbe, dochází často k pohybu či mírnému odlepení elektrod na kůži. Toto má za následek nežádoucí posun naměřených hodnot (posun střední hodnoty signálu). Jedním z prvních kroků úpravy EMG signálu tedy bývá odstranění těchto nežádoucích posunů. Toto odstranění je zde řešeno spočtením aritmetického průměru hodnot signálu po určitých intervalech a tento průměr je od daných hodnot následně odečten, signál je tedy zarovnán do okolí nuly.



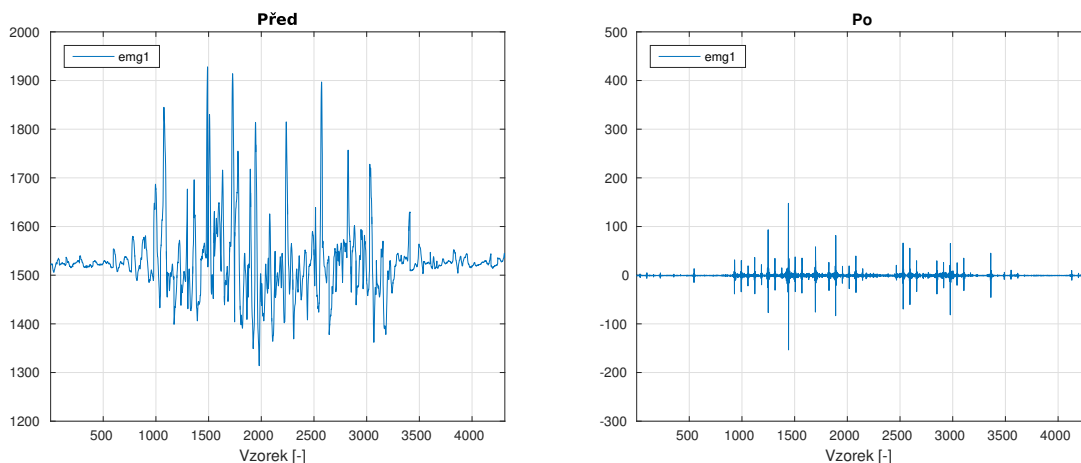
Obrázek 4.4.1: Příklad dat před a po použití funkce Zarovnání do okolí nuly.

Dolní frekvenční propust Další neodmyslitelnou úpravou signálů je filtrování určitých frekvencí. Úprava *Dolní frekvenční propust* slouží k vyfiltrování frekvencí signálu nižších než určená mez. Tuto mezní frekvenci lze nastavit přes parametr *Mezní [Hz]*. Důležité je samozřejmě i nastavení parametru *Vzorkovací [Hz]* udávajícího vzorkovací frekvenci načteného signálu. Funkce úpravy využívá k filtraci MATLAB funkci *fir1(...)* pro návrh FIR filtru (diskrétní lineární filtr s konečnou impulzní odezvou) a funkci *filter(...)* pro samotnou filtraci signálu, kde jedním z jejích vstupních parametrů jsou výstupní hodnoty předešlé funkce *fir1(...)*. [3, 2]



Obrázek 4.4.2: Příklad dat před a po použití funkce Dolní frekvenční propust (20 Hz).

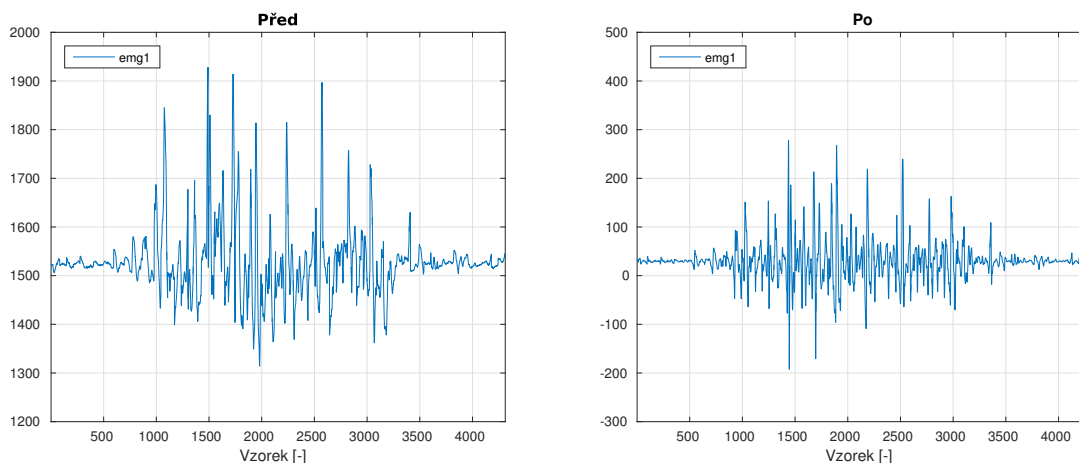
Horní frekvenční propust Úprava *Horní frekvenční propust* je implementována obdobně jako předešlá funkce úpravy *Dolní frekvenční propust*, jen s rozdílem, že jedním ze vstupních parametrů funkce `fir1(...)` je „*high*“ místo „*low*“ pro udání typu navrhovaného filtru.



Obrázek 4.4.3: Příklad dat před a po použití funkce Horní frekvenční propust (500 Hz).

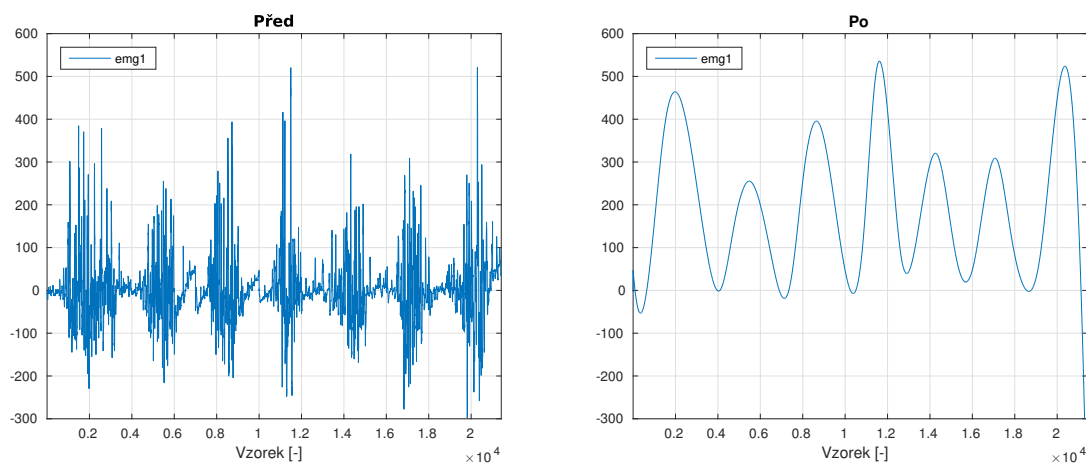
Pásmová frekvenční propust Třetí úpravou tohoto typu je *Pásmová frekvenční propust* kombinující dvě předešlé frekvenční propusti. Implementace této úpravy byla opět obdobná. Vstupními parametry jsou nyní *Vzorkovací [Hz]*, *Dolní [Hz]* a *Horní [Hz]* pro udání vzorkovací frekvence a dolní / horní mezní frekvence. Výsledkem je tedy signál obsahující pouze frekvence v intervalu nastavených mezních frekvencí.

Obálka V mnoha aplikacích zejména pro řízení dalších objektů je často postačující obálka měřeného signálu. Nalezení obálky signálu je v tomto případě řešeno využitím funkce `envelope(...)` s parametrem „*peak*“ udávající generování obálky ze špiček signálu



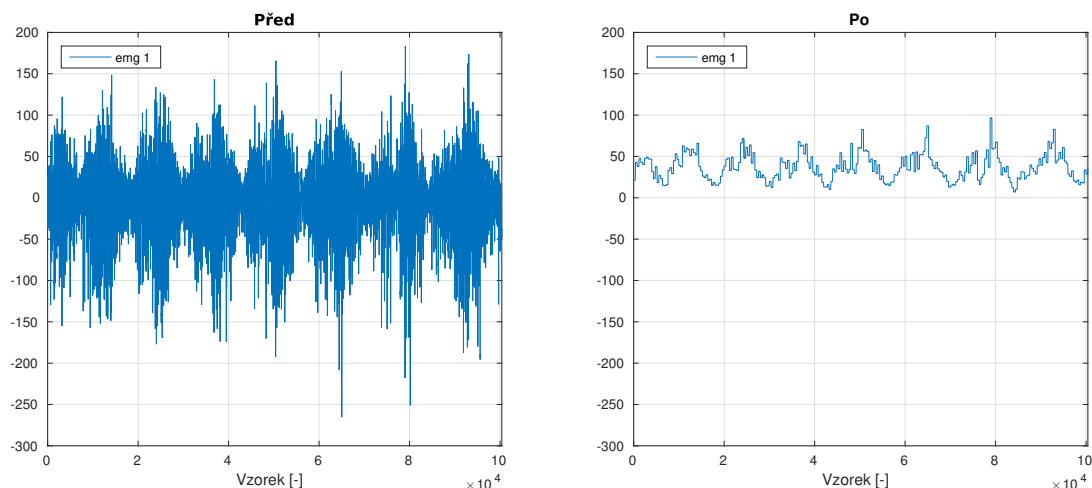
Obrázek 4.4.4: Příklad dat před a po použití funkce Pásmová frekvenční propust ($60 - 500 \text{ Hz}$).

(lokálních maxim). Minimální vzdálenost lokálních maxim lze nastavit pomocí parametru *Počet vz. mezi lok. max.* úpravy *Obálka*. Funkce *envelope(...)* používá pro generování obálky tzv. spline interpolaci (křivka prochází danými body a zároveň má spojitou alespoň první derivaci). Z výstupu této funkce je uložena pouze horní obálka signálu.[1, 10]



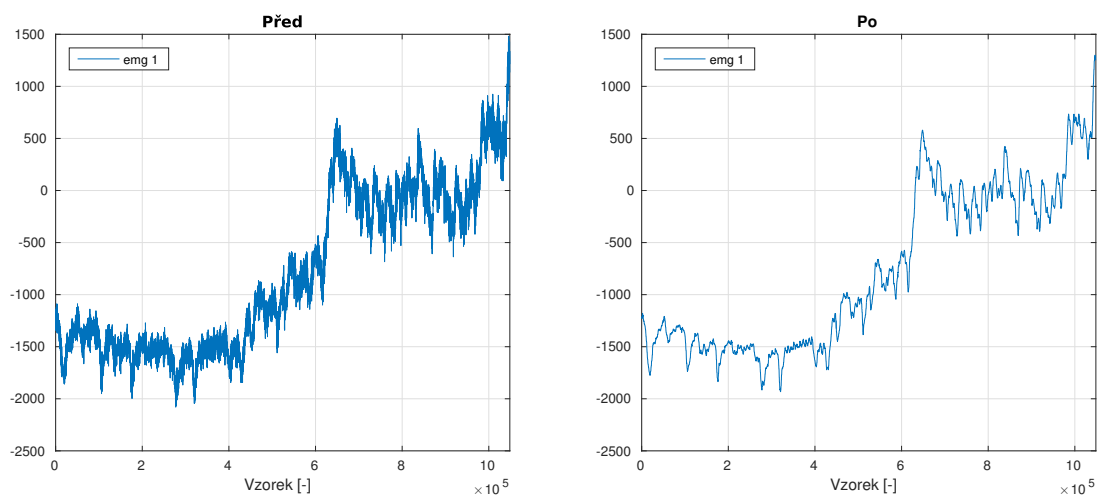
Obrázek 4.4.5: Příklad dat před a po použití funkce *Obálka*.

Kvadratický průměr (RMS) Při úpravě *Kvadratický průměr (RMS)* je postupně po intervalech vzorků spočten kvadratický průměr hodnot signálu a vzorkům daného intervalu je přiřazen spočtený kvadratický průměr intervalu. Velikost intervalu (počet vzorků k průměrování) lze nastavit pomocí parametru *Počet průměr. vz.* této úpravy.



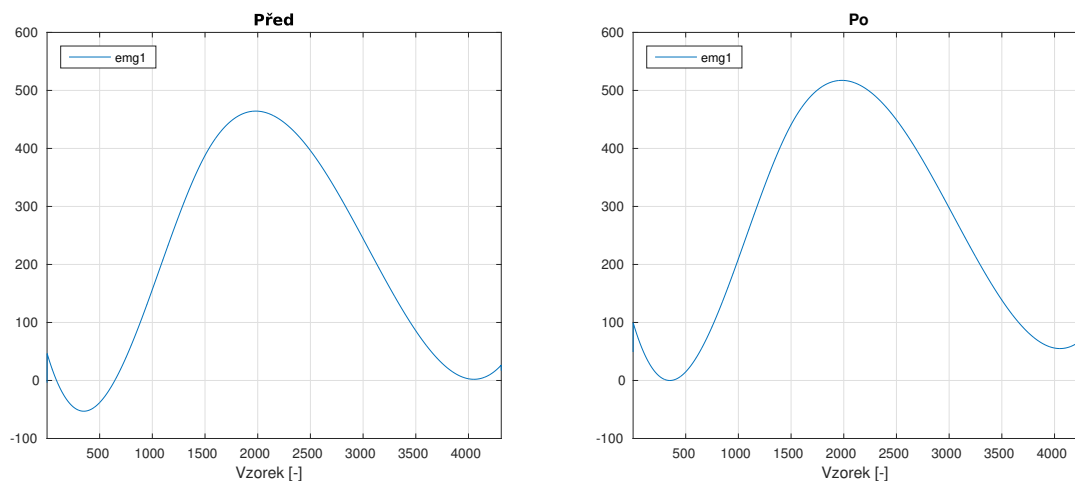
Obrázek 4.4.6: Příklad dat před a po použití funkce Kvadratický průměr (RMS).

Aritmetický průměr (Mean) Úprava *Aritmetický průměr (Mean)* je napsána obdobně jako předešlá úprava *Kvadratický průměr (RMS)*. Rozdílem je místo MATLAB funkce *rms(...)* použití funkce *mean(...)*. Velikost intervalu lze opět nastavit pomocí parametru *Počet průměr. vz. této úpravy.*



Obrázek 4.4.7: Příklad dat před a po použití funkce Aritmetický průměr (Mean).

Posun do kladných hodnot Elementární však často používanou úpravou signálů pro řízení objektů je posun signálu do kladných hodnot amplitudy. Úprava *Posun do kladných hodnot* odečte od všech hodnot nejnižší hodnotu signálu, tedy posune signál tak, že nejnižší hodnota je na nule.



Obrázek 4.4.8: Příklad dat před a po použití funkce Posun do kladných hodnot.

4.4.2 Funkce pro simulaci

Před samotným použitím měřeného EMG signálu je vhodné mít možnost koncovou aplikaci / zařízení simulovat. Jako příklady reálného použití EMG signálu byl vybrán jeden příklad z odvětví řízení a jeden z odvětví analýzy signálu: řízení robotického chapadla a měření svalové únavy při posilování svalu.

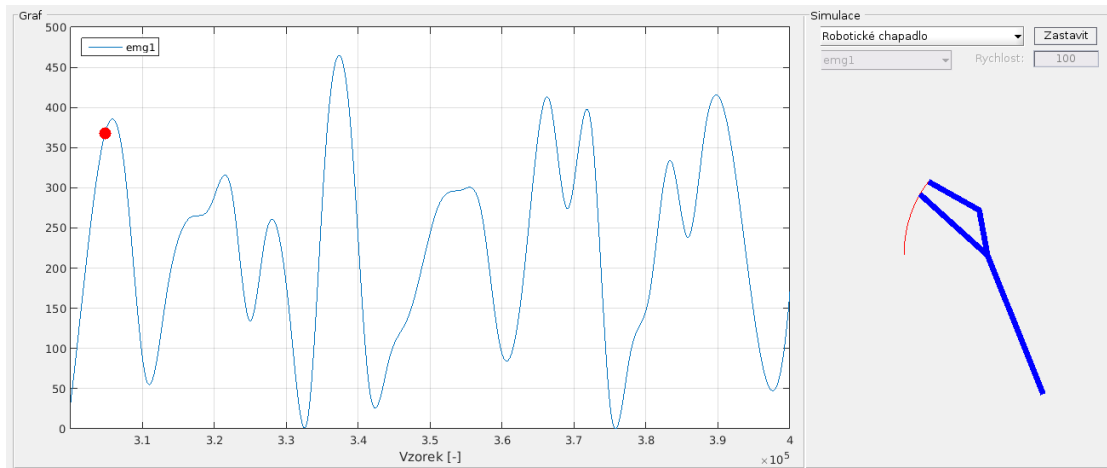
Robotické chapadlo S řízením kloubu robotického chapadla či jiných kloubů daného manipulátoru pomocí EMG signálu se setkáváme u myoelektrických protéz horních končetin.

Jako vizualizace robotického chapadla zde slouží zjednodušený náčrt úchopové části s červeně vyznačenou trajektorií konce pohyblivého prstu. Chapadlo se svírá pouze pro kladné hodnoty signálu. Podle maximální amplitudy signálu je stanovena hodnota pro úplné sevření chapadla. Jednotlivé hodnoty signálu jsou pak škálovány do intervalu $[0, 1]$, kdy 0 odpovídá zcela otevřenému stavu chapadla a 1 zavřenému stavu chapadla (chapadlo má 100 poloh sevření).

Příprava zde uvedeného signálu pro řízení robotického chapadla je podrobněji popsána v kapitole 5.3 na straně 65 v názorné ukázce možného využití zde vytvářeného experimentálního systému.

Svalová únava Při nadměrném posilování svalu může dojít k svalové únavě, kdy se některá svalová vlákna poškodí. Tento stav je vnímán jako mírná bolest svalu po dobu zhruba 2 – 4 dnů. U zdravých osob se poškozené svaly po několika dnech odpočinku zregenerují. U jedinců se svalovou chorobou (různé typy svalové dystrofie) však dochází k většinou nenávratnému poškození, svalová vlákna se již nejsou schopna zregenerovat. Proto je pro takovéto osoby důležité svalové únavě při cvičení předcházet.

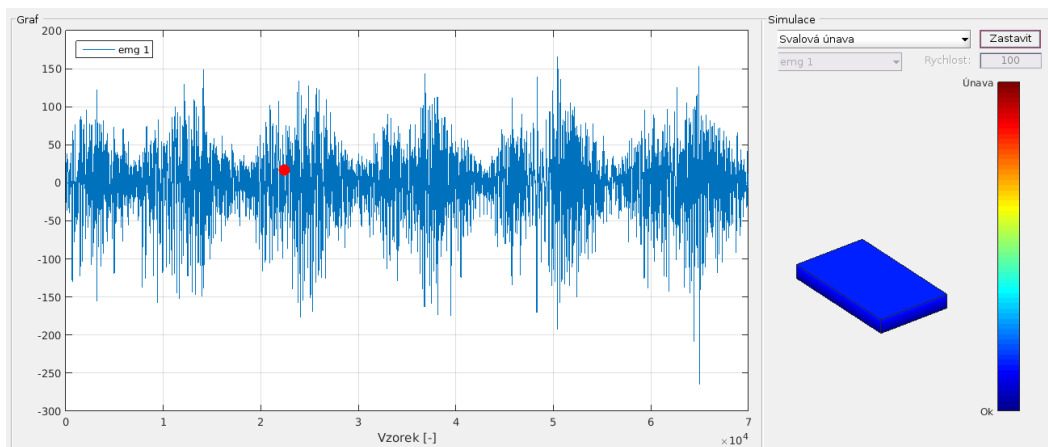
Při svalové únavě dochází především ke snížení amplitudy a prodloužení trvání jednotlivých pulsů v EMG signálu. Pro měření svalové únavy ve zde vytvářené aplikaci bylo využito prodloužení trvání pulsů měřeného signálu. Pro konkrétní implementaci bylo provedeno pomocí zařízení s obvodem ADS1298 několik měření EMG signálu svalu



Obrázek 4.4.9: Příklad použití zpracovaných dat pro simulaci řízení robotického chapadla.

paže (bicepsu) při opakovaném zvedání závaží. Poté byla z měřených EMG signálů zjištěna průměrná velikost periody pulsů na začátku a na konci cvičení, kdy již docházelo k únavě svalu a nebylo možné vytvořit potřebnou sílu na opětovné zvednutí závaží. Měřená velikost periody se průměrně zvýšila o 28 %.

V simulaci měření svalové únavy je míra únavy znázorněna pomocí sloupcového grafu. Na začátku cvičení, kdy únava není příliš vysoká, je sloupec nízký a modré až zelené barvy (viz obrázek 4.4.10), se zvyšující se mírou únavy roste i sloupec a zbarvuje se do žlutých až tmavě červených barev.



Obrázek 4.4.10: Příklad použití zpracovaných dat pro simulaci měření svalové únavy (nízká míra únavy).

Kapitola 5

Použití systému

Následující kapitola slouží jako dokumentace s ukázkou používání zde vytvářeného systému pro experimentální měření svalové aktivity. Naleznete zde seznam softwarových a hardwarových požadavků a popis možného použití aplikace spolu se zařízením i bez něj.

Tuto uživatelskou příručku je možné otevřít i přímo z aplikace přes hlavní menu *Nápověda / Uživatelská příručka*.

Požadavky na použití experimentálního systému pro EMG:

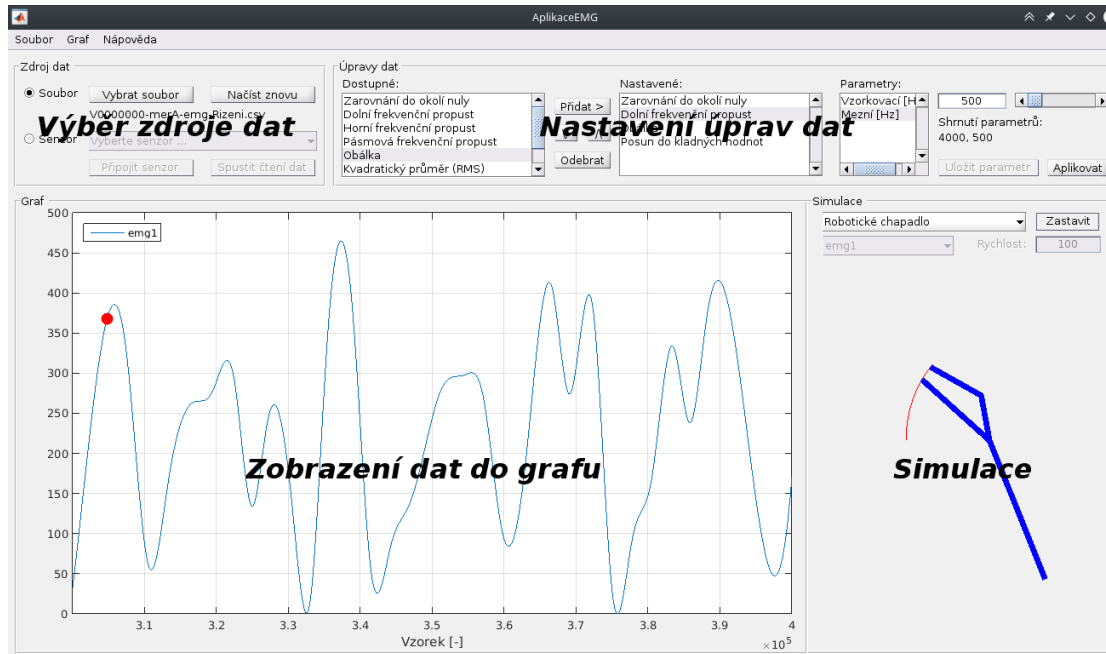
- operační systém Windows nebo Linux,
- vývojové prostředí MATLAB R2014a a novější pro 64-bitový systém,
- aplikaci *SensorsAppBase* (popis aplikace viz kapitola 3.4 na straně 38),
- externí senzor pro měření EMG (například podle zde uvedeného návrhu),
- mobilní aplikaci na telefonu (OS Android 4.0 a vyšší) pro přenos dat z pohybového senzoru telefonu do PC (popis připojení mobilní aplikace viz kapitola 5.1.2 na straně 61) a Bluetooth modul do PC (pouze pro používání aplikace se čtením dat ze senzoru v mobilním zařízení).

Aplikace byla vyvíjena a testována na operačním systému Linux (Debian, 64-bitový systém) a Windows 10 (64-bitový systém) a v MATLAB R2015b.

5.1 Používání aplikace

Okno aplikace otevřete spuštěním souboru *AplikaceEMG.m*. V levé horní části GUI se nachází známé základní menu aplikace (viz obrázek 5.1.1 na následující straně) obsahující nabídky *Soubor*, *Graf* a *Nápověda*, všechny ostatní možnosti aplikace se nacházejí v hlavní části okna.

V nabídce ***Soubor*** je možnost *Uložit zobrazený signál* pro uložení načteného, případně upraveného, signálu do souboru typu TXT či CSV. Tyto typy souborů byly vybrány, jelikož jsou pro svou jednoduchost často používaným výstupem různých zařízení, jsou snadno čitelné i pro člověka, lze je otevřít případně editovat v základních



Obrázek 5.1.1: Hlavní části GUI aplikace.

programech jako je jakýkoliv textový či tabulkový editor. Druhou možností zde je *Ukončit* pro ukončení aplikace. Aplikaci samozřejmě lze ukončit i pomocí „křížku“ v pravé horní části okna aplikace (vedle maximalizace, minimalizace okna atd.).

Druhá nabídka **Graf** nabízí možnost *Otevřít graf v novém okně* pro detailnější prohlížení, například přiblížení / oddálení atd.

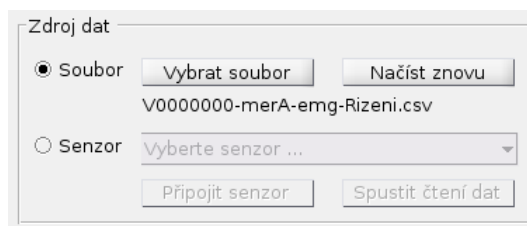
Poslední nabídka **Nápověda** obsahuje možnost *Uživatelská příručka* pro zobrazení dokumentace k používání aplikace. Příručka se nachází v samostatném PDF dokumentu a vychází z kapitoly 5 na předchozí straně, otevře se tedy prohlížeč PDF dokumentů se zmíněnou příručkou. Možnost *O aplikaci* otevře v novém okně informace o verzi, autoru, vedoucím této práce a o samotném účelu vzniku aplikace.

Aplikaci lze používat ve dvou režimech. Jedním režimem je práce s již naměřenými daty načtenými ze souboru a druhým režimem je práce s daty aktuálně měřenými pomocí připojeného senzoru / zařízení. V následujících kapitolách je uveden popis konkrétního nastavení a očekávaných vstupů pro zmíněné režimy. Většina dalšího použití aplikace je pro oba režimy shodná a popsána v kapitole 5.1.3 na straně 62.

5.1.1 Režim dat ze souboru

Pro práci s daty uloženými v souboru zaškrtněte jako *Zdroj dat* hodnotu *Soubor* (v levé horní části aplikace, viz obrázek 5.1.1 a 5.1.2) a vyberte daný soubor pomocí tlačítka *Vybrat soubor*.

Pokud Vámi vybraný soubor nebude v očekávaném formátu, budete na tuto skutečnost upozorněni a soubor nebude načten. V takovémto případě prosím zkontrolujte, případně upravte, podobu obsahu souboru a opakujte výběr souboru.



Obrázek 5.1.2: Panel pro výběr a nastavení zdroje dat.

Očekávaný formát souboru:

- První sloupec musí obsahovat čas naměření nebo pořadové číslo vzorku. V prvním řádku sloupce je očekávána hodnota popisující čísla v tomto sloupci. Tato hodnota bude uvedena jako popis časové osy.
- Druhý a následující sloupce musí obsahovat hodnoty naměřené v daném okamžiku. Opět v prvním řádku každého sloupce je rezervované místo pro popis hodnot sloupce. Tyto popisy budou uvedeny v legendě grafu.
- Hodnoty v řádku musí být odděleny čárkou (oddělení hodnot mezerou podporováno, však nedoporučováno), hodnoty pro jeden časový údaj odděleny novým řádkem.

Doporučení: V každém popisu sloupce uvádějte jednotku daných hodnot (například *Čas [ms]*, *Napětí [mV]*).

Čas [s],	Kanal1 [mV],	Kanal2 [mV],	Kanal3 [mV],	Kanal4 [mV]
0.00000,	-0.0209,	-0.0086,	0.0006,	0.0001
0.00005,	-0.0209,	-0.0086,	0.0005,	0.0006
0.00010,	-0.0197,	-0.0093,	0.0005,	0.0008
0.00015,	-0.0182,	-0.0108,	0.0004,	0.0006
0.00020,	-0.0188,	-0.0092,	0.0003,	0.0011
0.00025,	-0.0188,	-0.0097,	0.0004,	0.0009
0.00030,	-0.0198,	-0.0124,	0.0005,	0.0008

Obrázek 5.1.3: Požadovaný formát souboru jako zdroje dat.

5.1.2 Režim dat ze senzoru

Pro čtení dat přímo z připojeného senzoru zaškrtněte jako *Zdroj dat* hodnotu *Senzor* (v levé horní části aplikace, viz obrázek 5.1.1 na předchozí straně a 5.1.2) a klikněte na tlačítko *Vybrat senzor*. Z nabídky vyberte název Vašeho senzoru / zařízení a potvrďte výběr tlačítkem *Připojit senzor*. Po stisku tohoto tlačítka se zavolá funkce uvedená v konfiguračním souboru pro vybraný senzor, tedy podoba nastavení senzoru je již závislá na konkrétní implementaci. Pokud Vámi vybrané zařízení nebude možné připojit s aplikací, prosím zkontrolujte své měřící zařízení a opakujte výběr senzoru opět pomocí tlačítka *Vybrat senzor*. Nyní můžete pomocí tlačítka *Spustit čtení dat* zahájit vyčítání dat z připojeného senzoru. Pro zastavení čtení dat stiskněte znovu totéž tlačítko (v zapnutém / stisknutém stavu má tlačítko popisek *Zastavit čtení dat*).

5.1.3 Části společné pro oba režimy

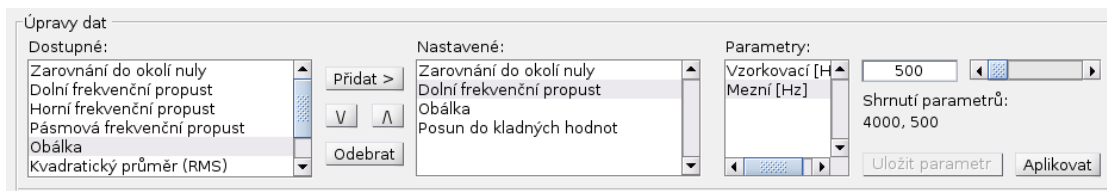
Po výběru zdroje dat je nyní možné data zpracovat (filtrovat, odstranit artefakty či aplikovat další vlastní funkce zpracování dat), zobrazit data do grafu, uložit zpracovaná / upravená data do nového souboru či spustit připravenou nebo svou vlastní simulaci. Zmíněné části GUI naleznete vyznačené na obrázku 5.1.1 na straně 60 a zároveň popsané v následujících odstavcích. Podrobnější informace o jednotlivých připravených funkcích pro úpravu dat a simulaci dat v aplikaci jsou v kapitole 4.4 na straně 53 nebo si lze nechat vypsat jejich nápovědu přímo v terminálu MATLAB pomocí příkazu `help nazevMfileFunkce`. Doplnění aplikace o vlastní funkce pro úpravu dat či simulaci viz kapitola 4.3 na straně 49.

Nastavení úprav dat Principem nastavení zpracování dat je sestavení seznamu funkcí pro úpravu dat, nastavení případných parametrů jednotlivých úprav a potvrdit jejich aplikaci na data.

Funkce úprav dat lze do seznamu přidávat a odebírat pomocí tlačítek *Přidat* a *Odebrat*. Funkce budou volány na data v pořadí v jakém jsou uvedené v seznamu (shora dolů). Pokud chcete funkce uspořádat jinak, vyberte funkci kliknutím na její název v seznamu a pomocí tlačítka „^“ nebo „v“ ji posuňte na požadované místo v seznamu.

Případné parametry jednotlivých funkcí lze nastavit napravo od seznamu těchto funkcí. Pokud funkce nemá uživatelem nastavitelné parametry, nastavení parametrů není zobrazeno. Po změně parametru funkce je nutné nově nastavenou hodnotu uložit pomocí tlačítka *Uložit parametr*.

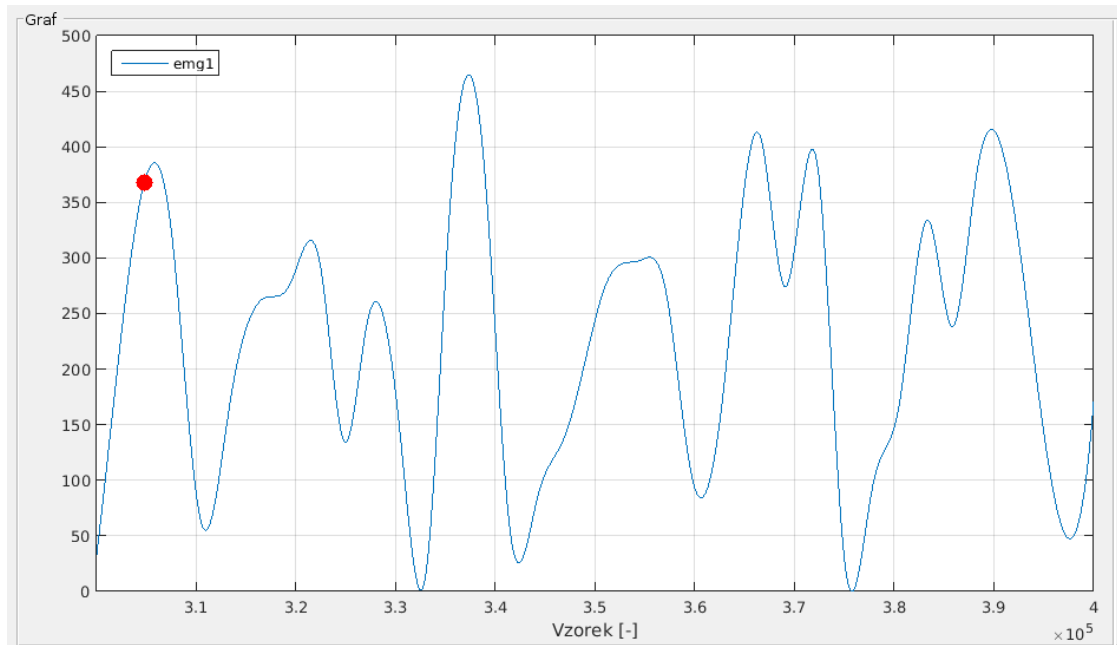
Zpracování dat dle nastavených úprav se vykoná po stisku tlačítka *Aplikovat* v pravém dolním rohu panelu.



Obrázek 5.1.4: Panel pro výběr a nastavení funkcí k úpravě dat (filtrace či další funkce pro úpravu signálu).

Zobrazení dat do grafu Data se automaticky zobrazují do grafu, jak při prvním načtení dat, tak i po vykonání nastavených úprav dat. Popis dat naleznete v legendě grafu.

Uložení upravených dat Upravená data lze uložit do nového souboru pomocí tlačítka *Uložit signál do souboru* nacházejícího se v menu *Soubor* v levém horním rohu okna aplikace. Obsah souboru bude ve stejném formátu jako je očekávaný formát pro načtení signálu popsany v kapitole 5.1.1 na straně 60.



Obrázek 5.1.5: Panel pro vykreslení dat do grafu (hodnoty v čase).

Spuštění simulace Dalším dostupným způsobem vizualizace dat je jejich simulace. Z nabídky vyberte název požadované simulace, stisknutím tlačítka *Spustit* napravo od výběru simulaci spustíte. Po jejím spuštění se toto tlačítko změní na tlačítko *Zastavit* pro ukončení simulace.

Pokud načtená data obsahují více signálů (kanálů), pak přímo pod výběrem simulace lze vybrat vstupní signál pro simulaci. Názvy signálů v nabídce se shodují s názvy signálů v legendě grafu nalevo. Pro data ze souboru je navíc dostupné nastavení rychlosti přehrávání simulace. Tuto rychlost lze nastavit v rozmezí 1 – 100 % (rychlost se odvíjí od výkonu PC).

Pro data ze souboru se simulace po jednom přehrávání dat zastaví. Pro data ze senzoru je přehrávána aktuálně přijatá a zpracovaná část signálu. Pro oba režimy (data ze souboru, data ze senzoru) je zároveň červeným bodem v grafu vyznačena hodnota odpovídající aktuálnímu stavu / obrázku simulace.

5.1.4 Řešení problému s českými znaky

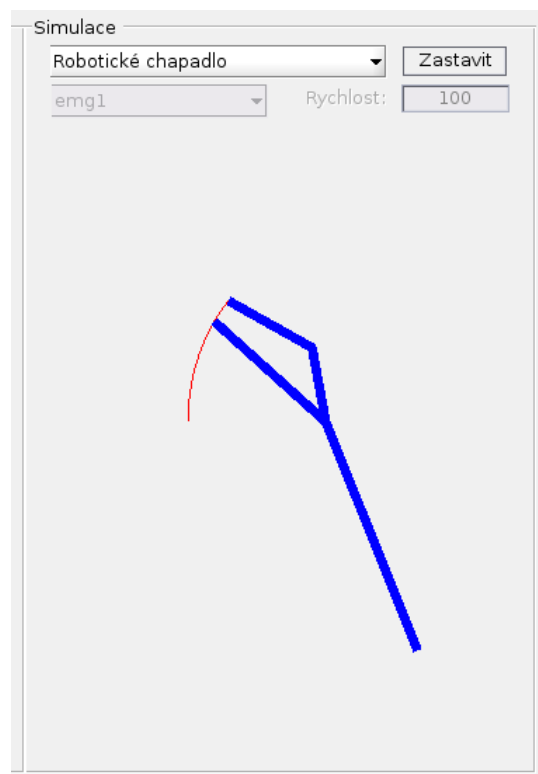
Pokud se ve spuštěné aplikaci nezobrazují správně české znaky (diakritika), je nutné nastavit v MATLAB kódování *UTF-8*. Toto nastavení je možné uskutečnit vytvořením souboru *startup.m* obsahujícím řádek

```
feature('DefaultCharacterSet', 'UTF8');
```

Tento soubor je nutné umístit do tzv. *userpath* složky, kterou si lze nechat vypsát pomocí příkazu *userpath*. Výchozí *userpath* složka je specifická dle operačního systému:

- Windows – %USERPROFILE%\Documents\MATLAB,
- Linux – \$HOME/Documents/MATLAB, pokud \$home/Documents existuje.

Poté je nutné znovu spustit prostředí MATLAB, aby bylo nastavení načteno.

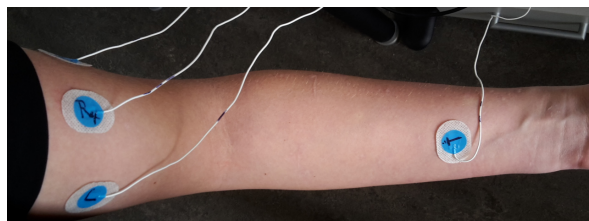


Obrázek 5.1.6: Panel pro výběr a zobrazení simulace pro výstupní (upravená) data.

5.2 Způsob měření dat

Při měření EMG signálu pomocí zařízení s obvodem ADS1298 je nutné mít zařízení propojeno USB kabelem s PC, kde je spuštěna aplikace v MATLAB. Dále je zapotřebí správně nalepit elektrody zařízení na měřený sval a to následovně:

- elektrodu s označením „Ref“ umístit na břicho svalu,
- elektrody „L“ a „P“ na strany svalu,
- elektrodu se symbolem „zem“ mimo měřený sval.



Obrázek 5.2.1: Příklad nalepení elektrod zařízení s ADS1298 pro měření svalové aktivity svalu paže (bicepsu).

5.3 Ukázka použití aplikace

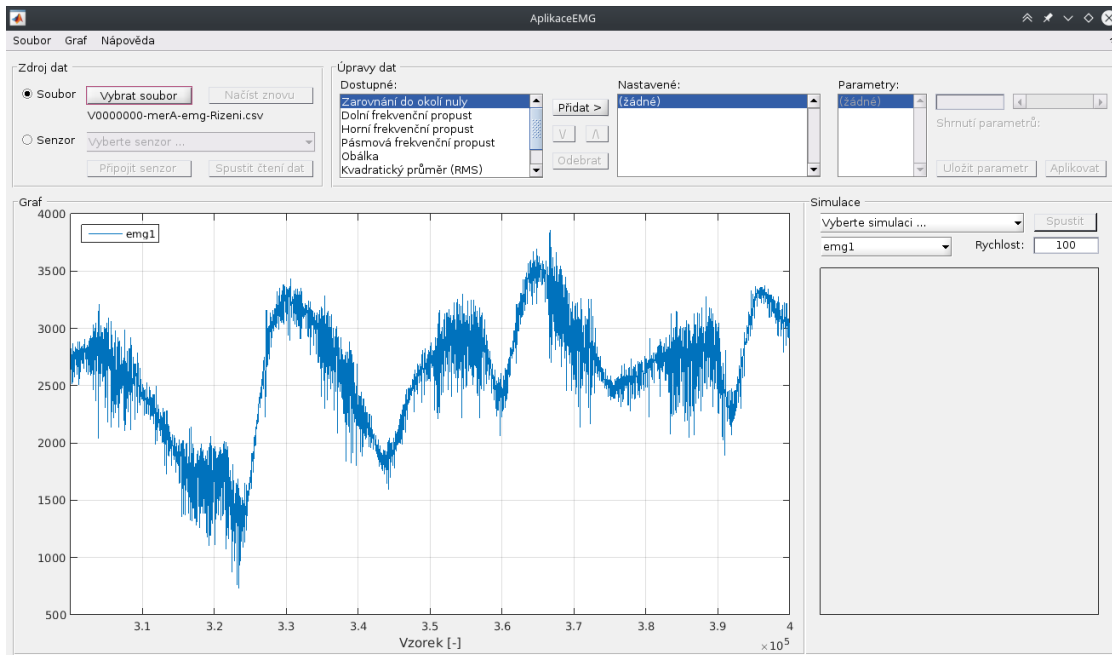
Jako příklad bylo zvoleno řízení robotického chapadla pomocí naměřeného EMG signálu. Vstupní signál byl již naměřen a uložen do souboru. Nejprve byla pro načtení signálu ze souboru vybrána položka *Soubor* v panelu pro výběr zdroje dat v levé horní části okna aplikace. Dále pomocí tlačítka *Vybrat soubor* byl vybrán konkrétní soubor z úložiště počítače. Data ze souboru se tímto načetla a vzápětí zobrazila formou grafu (viz obrázek 5.3.1 na následující straně).

Pro řízení robotického chapadla bylo nutné načtený signál samozřejmě zpracovat. Požadované úpravy a jejich případné uživatelsky definovatelné parametry byly nastaveny v panelu *Úpravy dat* v pravé horní části aplikace. Do seznamu *Nastavené* byly přidány úpravy *Zarovnání do okolí nuly*, *Dolní frekvenční propust*, *Obálka*, *Posun do kladných hodnot*. První úprava ***Zarovnání do okolí nuly*** byla použita pro odstranění posunů střední hodnoty signálu vzniklých měnicí se mírou kontaktu povrchových elektrod na kůži. Signál po úpravě viz obrázek 5.3.2 na následující straně.

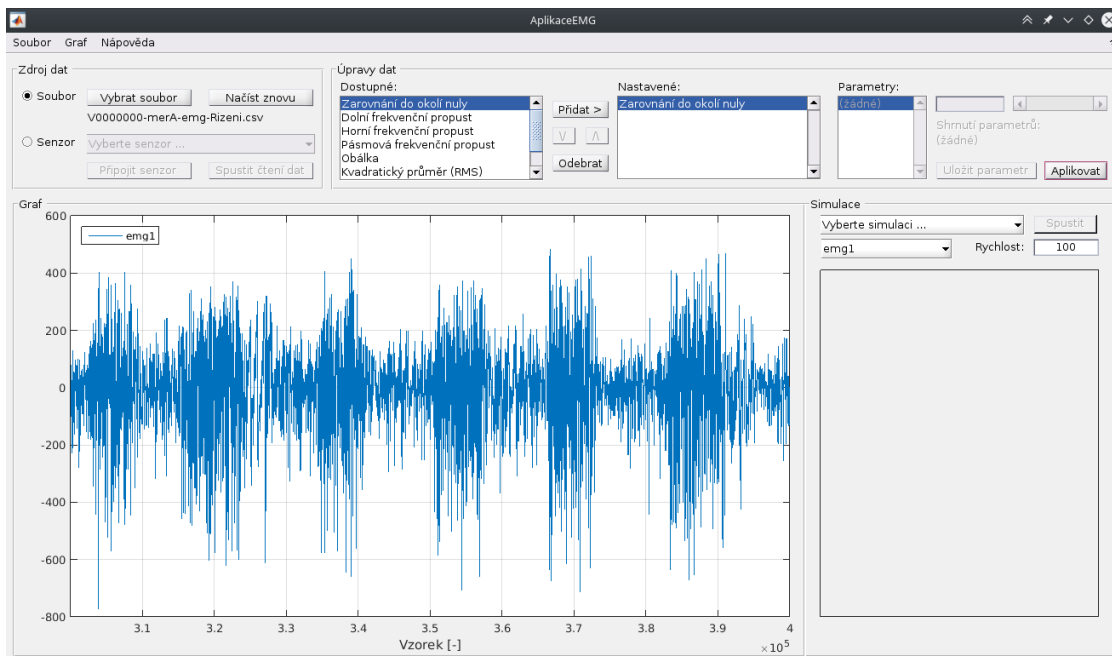
Druhá úprava ***Dolní frekvenční propust*** byla zařazena pro vyfiltrování pouze frekvencí, které nás zajímají při povrchovém měření svalové aktivity. Těmi jsou frekvence do 500 Hz . Pro úpravu tedy byly nastaveny uživatelsky nastavitelné parametry *Vzorkovací [Hz]* a *Mezní [Hz]*. Vzorkovací frekvence byla v našem případě 4000 Hz a mezní frekvence zmíněných 500 Hz . Signál po předešlé a této úpravě viz obrázek 5.3.3 na straně 67.

Jelikož nás pro řízení robotického chapadla zajímala pouze míra kontrakce svalu, bylo dále cílem získat obalovou křivku dosavadního signálu. Za tímto účelem byla přidána úprava ***Obálka***. Úpravě byl též vyplněn dostupný parametr *Počet vz. mezi lok. max.* na hodnotu 2300 vzorků, kterým byla nastavena požadovaná členitost obálky. Signál po dosavadních úpravách viz obrázek 5.3.4 na straně 67.

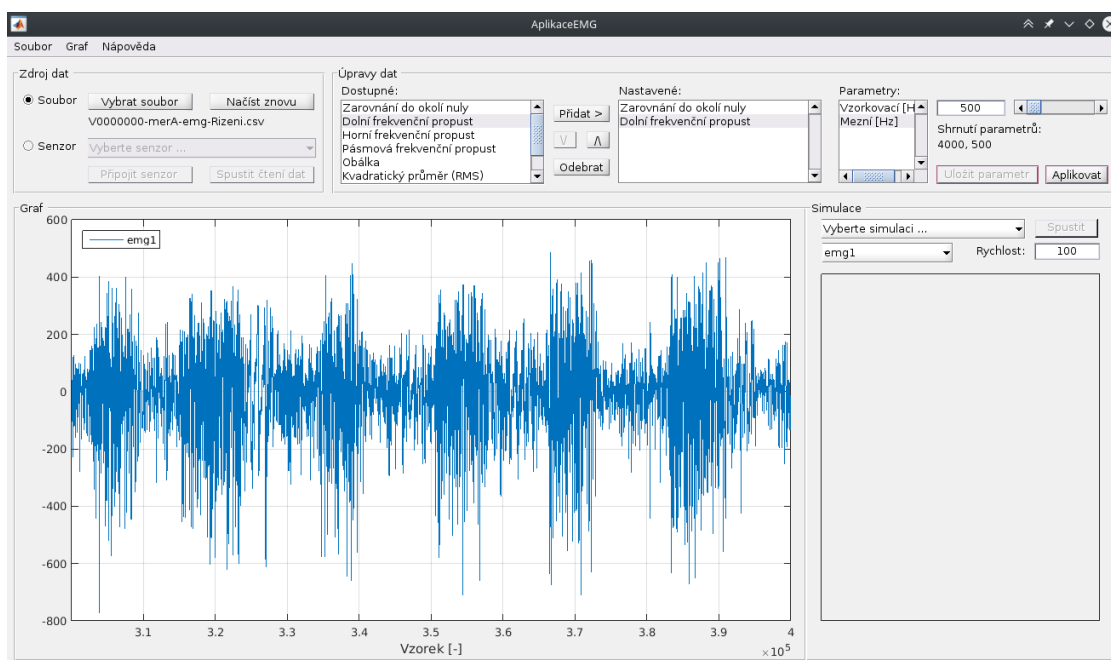
Poslední úprava ***Posun do kladných hodnot*** uskutečnila posun signálu, kdy nejnižší hodnota signálu byla položena na nulu. Tato úprava je vhodná pro plánované řízení robotického chapadla, aby byl využit celý rozsah otevření chapadla (nulová hodnota signálu odpovídá úplnému otevření chapadla). Signál po dosavadních úpravách viz obrázek 5.3.5 na straně 68.



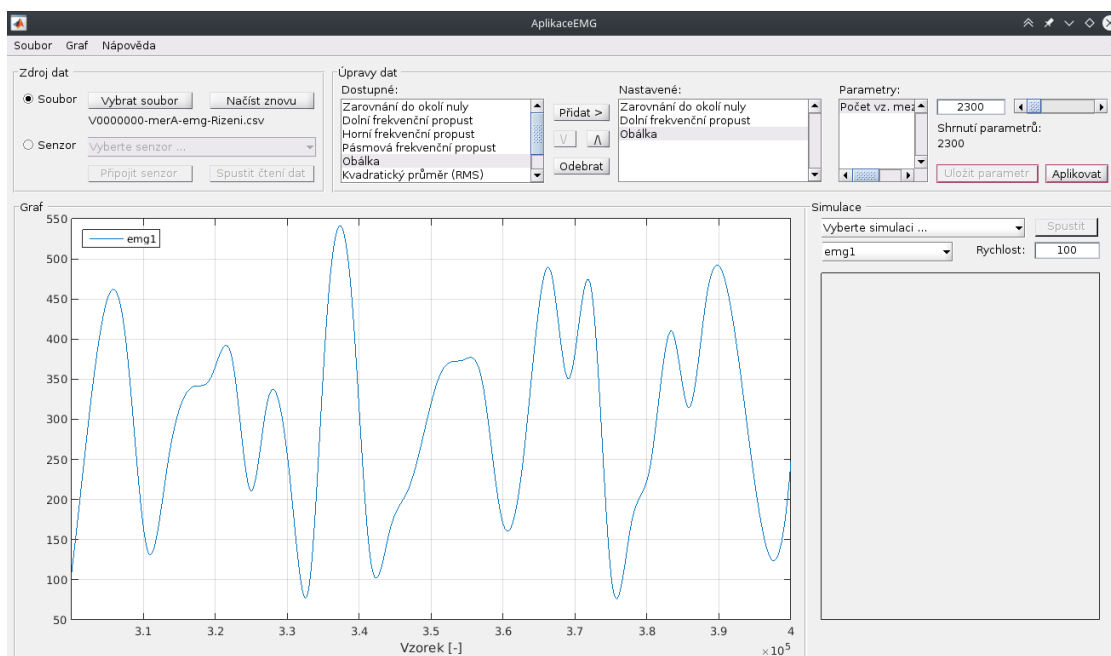
Obrázek 5.3.1: Příklad používání aplikace – po načtení naměřených dat ze souboru.



Obrázek 5.3.2: Příklad používání aplikace – po provedení úpravy *Zarovnání do okolí nuly*.

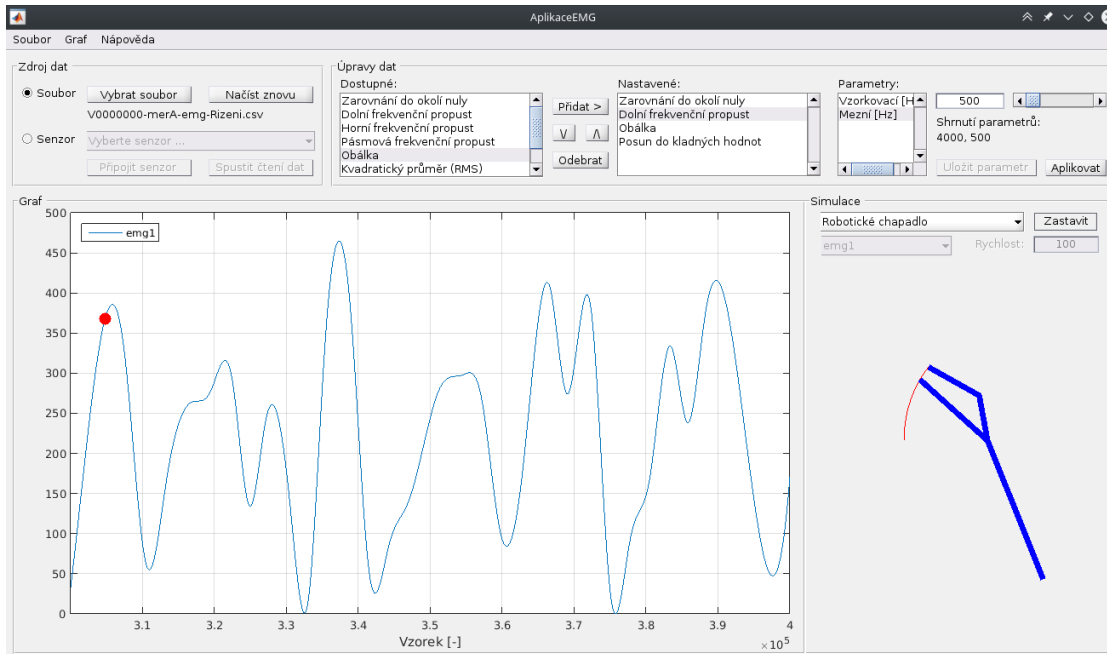


Obrázek 5.3.3: Příklad používání aplikace – po provedení úprav *Zarovnání do okolí nuly* a *Dolní frekvenční propust*.



Obrázek 5.3.4: Příklad používání aplikace – po provedení úprav *Zarovnání do okolí nuly*, *Dolní frekvenční propust* a *Obálka*.

Kliknutím na tlačítko *Aplikovat* v tomto panelu se vykonaly vždy nastavené úpravy a zpracovaný signál se vykreslil do grafu. Pokud zpracovaný signál nevyhovoval požadovanému výsledku, bylo možné se vrátit k původní (načtené) verzi signálu pomocí tlačítka *Načíst znovu* nacházejícího se vedle tlačítka pro výběr souboru a poté opět pokračovat v nastavení požadovaných úprav dat. Po dosažení vyhovujícího výsledku zpracování signálu bylo ověřeno řízení chapadla pomocí aktuálně zobrazeného signálu. V panelu *Simulace* byla tedy vybrána položka simulace *Robotické chapadlo* a simulace byla s výchozím nastavením přehrávání spuštěna. Signál po dosavadních úpravách a spuštěná simulace viz obrázek 5.3.5.



Obrázek 5.3.5: Příklad používání aplikace – po provedení úprav *Zarovnaní do okolí nuly*, *Dolní frekvenční propust*, *Obálka* a *Posun do kladných hodnot* a spuštění simulace *Robotické chapadlo*.

Kapitola 6

Závěr

Sestavení experimentálního systému určeného být jen pro základní práci s EMG je poměrně obsáhlý úkol. Práce se zaměřila na dílčí problémy tohoto téma a splnila následující cíle:

- navrhnout a ověřit základní hardware vhodný pro měření EMG signálu,
- umožnit přenos naměřených dat do PC a MATLAB pro další zpracování,
- vytvořit aplikaci v MATLAB pro prvotní experimenty se získanými daty,
- demonstrovat využitelnost těchto výsledků na praktickém příkladu.

První navržené a testované zařízení bylo postaveno na senzoru Muscle sensor v3 napojeném na Arduino Uno. Toto řešení sice bylo schopno základního měření svalové aktivity, avšak pro požadované účely nebylo dostačující, neboť vzhledem ke své konstrukci poskytovalo pouze obalovou křivku měřeného signálu.

Následně bylo přistoupeno k použití specializovanějšího obvodu, kterým byl integrovaný obvod ADS1298 firmy Texas Instruments. Podle informací dostupných z webových stránek výrobců kvalitnějších zařízení pro snímání EMG signálů (případně ECG, EEG) je velmi často využíván právě tento integrovaný obvod především pro svou přesnost a rychlost měření (8 diferenčních měřících vstupů a 24-bitových A / D převodníků, rychlost přenosu dat až 32 kSPS) a rovněž nízkou spotřebu. Jelikož konstrukčně podobné zařízení s obvodem ADS1298 je využíváno pro měření mozkové aktivity laboratorních zvířat v Akademii věd ČR, bylo toto zařízení zapůjčeno a upraveno pro měření EMG signálu. Toto bylo zajištěno úpravou vstupní analogové části pro impedanční přízpůsobení použitým elektrodám a frekvenčnímu rozsahu signálu. Po ověření činnosti takto upraveného zařízení bylo možné konstatovat, že i takto minimalistické zařízení (ADS1298 a ARM) zcela postačuje i pro velké množství experimentů s EMG signálem. Cena obvodu ADS1298 se pohybuje v dnešní době kolem 1 tisíce Kč. Z těchto důvodů je vybrané zařízení zcela vyhovující pro účely zde vytvářeného experimentálního systému.

Pro přenos dat z externího zařízení do PC a dále do MATLAB byla použita již existující aplikace SensorsAppBase. Ta byla doplněna o vlastní programový kód umožňující příjem dat z externích zařízení pro EMG a snímání dat pomocí akcelerometru mobilního telefonu, a jejich převod do MATLAB.

Stěžejní prvek celé práce spočíval ve vytvoření aplikace v MATLAB vhodné pro základní experimenty s EMG signály. Aplikace poskytuje načtení, zobrazení, úpravy

dat a několik ukázkových způsobů (simulací) využívajících naměřené EMG signály. Hlavní myšlenkou při návrhu a tvorbě aplikace byla možnost snadného připojení vlastního měřicího zařízení a doplnění funkcí pro úpravu dat a simulaci. Tedy obecnost a konfigurovatelnost aplikace pro konkrétní potřeby vykonávaných experimentů.

Jako názorná ukázka využitelnosti zde navrhovaného a popisovaného experimentálního systému pro EMG byl vybrán jeden příklad z odvětví řízení a jeden z odvětví analýzy signálu: řízení robotického chapadla a měření svalové únavy při posilování svalu. Oba příklady jsou popsány pouze jako ukázky schopností zde vytvořené práce, nikoli z pohledu zpracování a hodnocení dat.

Ze zde uvedených úspěchů lze konstatovat vhodnost navrženého a částečně vytvořeného systému pro prvotní experimenty v oblasti EMG. Mezi nejcennější přínosy lze zařadit možnost využití téměř libovolného měřicího hardware, možnost experimentovat s předpřipravenou sadou funkcí ve vytvořené aplikaci v MATLAB nebo si individuální funkce do aplikace snadno doplnit. Výhodou je rovněž možnost simulace koncového využití EMG signálu jako je například vytvořená simulace řízení robotického chapadla či měření svalové únavy. Tento systém je tedy vhodným pro základní experimenty s EMG signály, kdy není cílem vytvářet vše od začátku, ale pouze pracovat na konkrétní části a zde vytvořený systém použít pro ověření navržených experimentů a metod.

V budoucích verzích by bylo vhodné zohlednit způsob napájení a komunikace měřicího zařízení s počítačem, na kterém je spuštěna aplikace v MATLAB, pro možnost volného pohybu. Komunikaci a napájení pomocí USB kabelu tedy v budoucnu nahradit bezdrátovou komunikací (například přes Bluetooth) a baterií.

Příloha A

Obsah příloženého CD

data/ – Naměřená data.

src/ – Zdrojové kódy.

Thesis/appendixes – Dokumentace k použitému hardware.

Thesis/figures – Obrázky uvedené v tomto textu v původní velikosti.

Thesis/Kufnerova_DP.pdf – Tento text ve formátu PDF.

Literatura

- [1] *Interpolační spline*, 2000.
<http://www-troja.fjfi.cvut.cz/~limpouch/numet/aprox/node8.html>. 4.4.1
- [2] *Návrh analogových kmitočtových filtrů*, 2000.
<http://www.elektrorevue.cz/clanky/00006/index.html>. 4.4.1
- [3] *Úvod do číslicového zpracování signálů*, 2001.
<http://noel.feld.cvut.cz/vyu/ucz/cv4>. 4.4.1
- [4] *Arduino I. - Linux Software*, 2003-2016.
http://www.linuxsoft.cz/article.php?id_article=1881. 3.1.2
- [5] *ICSP - význam zkratky, obor Technika | zkratky.cz - významy zkratek*, 2006.
<http://www.zkratky.cz/icsp/14319>. 3.2.1
- [6] *Elektromyografie*, 2016.
http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendum/biomechanika/experiment_metody_emg.php. 2.3
- [7] *Elektromyografie - Wikipedie (obrázky)*, 2016.
<https://cs.wikipedia.org/wiki/Elektromyografie>. 2.3
- [8] *NEURIS predaj a servis zdravotníckej techniky - Elektromyografy EMG spoločnosti NEURIS*, 2016.
<http://cs.neuris.cz/m/emg-16/>. 1
- [9] *MATLAB - MathWorks*, © 1994-2017 The MathWorks, Inc.
<http://www.mathworks.com/products/matlab>. 4
- [10] *MATLAB Documentation*, © 1994-2017 The MathWorks, Inc.
<https://www.mathworks.com/help>. 4.4.1
- [11] *Analog, Embedded Processing, Semiconductor Company, Texas Instruments*, © 1995-2016.
<http://www.ti.com/product/ADS1298/datasheet>. 3.2
- [12] *Arduino: vývojový kit pro hrátky s hardware - Root.cz - informace nejen ze světa Linuxu*, © 1998-2016.
<http://www.root.cz/clanky/arduino-vyvojovy-kit-pro-hratky-s-hardware>. 3.1.2

- [13] *Advancer Technologies, LLC: Muscle Sensor v3*, © 2010-2016.
<http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>. 3.1.1
- [14] *Myo Gesture Control Armband | Wearable Technology by Thalmic Labs*, © 2013-2016.
<https://www.myo.com>. 2.5.2
- [15] *Arduino - ArduinoBoardUno*, © 2014.
<http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>. 3.1.2
- [16] *Arduino Uno Rev3 :: HW Kitchen - Open Source Electronics Cooking*, © 2015.
<http://www.hwkitchen.com/products/arduino-uno-rev3>. 3.1.2
- [17] *Zdraví (obrázky)*, © 2017.
<http://www.zdravi-info.cz>. 2.4
- [18] Rozman Jiří a kolektiv. *Elektronické přístroje v lékařství*. Academia, Praha, 2006. 80-200-1308-3. 1
- [19] MUDr. Karel Kalous CSc. *Neurologie - elektrofyzilogické laboratoře - EMG vyšetření*, 2016.
<http://www.kalous.medikus.cz/o-nemocech/emg-vysetreni-2131>. 2
- [20] Jaroslav Dufek. *Elektromyografie*. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, Brno, 1995. 80-7013-208-6. 2.1
- [21] Jan Havlík. *Základy elektrofyzilogie - přednáška předmětu A0M31ZLE Základy lékařské elektroniky*, 2016.
<https://moodle.fel.cvut.cz/course/view.php?id=564>. 2.2, 2.2
- [22] Miroslav Husák. *Mikrosenzory a mikroaktuátory*. Academia, Praha, 2008. 978-80-200-1478-8. 3.3.1
- [23] Miroslav Husák. *Užití MEMS v průmyslu*, 2008.
<http://www.odbornecasopisy.cz/res/pdf/38277.pdf>. 3.3.1
- [24] Otakar Keller. *Obecná elektromyografie: fyziologické základy a elektrofyzilogická vyšetření se zvláštním zřetelem k rozboru potenciálu motorické jednotky*. Triton, Praha, 1999. 80-7254-047-5. 2.4, 2.5.1
- [25] Vlasta Kofránková. *Frekvenční analýza EMG dat u silových trojbojařů*. Univerzita Karlova v Praze, Praha, 2016. 2.2
- [26] Marek Penhaker; Martin Imramovský; Petr Tiefenbach. *Lékařské diagnostické přístroje*. VŠB - Technická univerzita Ostrava, Ostrava, 2004. 80-248-0751-3. 2.3