



ČVUT

ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE

F3

**Fakulta elektrotechnická
Katedra kybernetiky**

Bakalářská práce

Analýza EMG při hodnocení lokální fyzické zátěže

Tomáš Kysela

Lékařská elektronika a bioinformatika

Leden 2024

Draft: 24. 1. 2024

Poděkování / Prohlášení

TODO

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

V Praze dne 24. 1. 2024

.....

Abstrakt / Abstract

TODO

Klíčová slova: TODO

TODO

Keywords: TODO

/ Obsah

1 Úvod	1
2 Princip fungování EMG	2
2.1 Neuromuskulární systém	2
2.1.1 Kosterní svalstvo	2
2.1.2 Motorické neurony	3
2.1.3 Kontrakce a relaxace svalového vlákna	3
2.2 Hardwarové zpracování sig- nálu EMG	4
2.2.1 Elektrody	4
2.2.2 Zesilovač	5
2.2.3 Filtry	5
2.2.4 AD převodník	5
2.3 Umístění elektrod	6
2.3.1 Měření flexoru a exten- zoru předloktí	6
2.3.2 Měření extenzorů zápěstí	6
2.3.3 Měření flexoru zápěstí	7
3 Návrh a provedení experimentu	8
3.1 Příprava experimentu	8
3.2 Experiment	9
4 Zpracování signálů	10
4.1 Zpracování signálu z pří- stroje Shimmer	10
4.2 Vytvoření histogramů	13
5 Závěr	15
Literatura	16
A Seznam použitých zkratk	17

Tabulky / Obrázky

2.1 Typické hodnoty amplitudy, frekvencí BP a vzorkovací frekvence.....6	2.1 Schéma sarkomery2
3.1 Harmonogram aktivit v experimentu.....9	2.2 Kontrakce svalového vlákna3
	2.3 Schéma umístění elektrod pro měření flexoru a extenzoru předloktí.....6
	2.4 Schéma umístění elektrod pro měření extenzorů předloktí.....7
	2.5 Schéma umístění elektrod pro měření flexorů předloktí7
	3.1 Schéma umístění elektrod při experimentu na dorzální straně ..8
	3.2 Schéma umístění elektrod při experimentu na ventrální straně8
	4.1 Surová data z přístroje Shimmer 10
	4.2 Signál filtrovaný pásmovou propustí..... 11
	4.3 Obálka filtrovaného signálu.... 11
	4.4 Převzorkovaná obálka filtrovaného signálu..... 12
	4.5 Srovnání signálů mezi přístroji 12
	4.6 Histogram měření EMG 14

Kapitola 1

Úvod

Lokální nadměrná zátěž razantně zvyšuje únavu konkrétních svalů. To může následně způsobovat riziko některých úrazů. Mezi tyto úrazy se řadí mimo jiné syndrom karpálního tunelu, tenisový loket, tendinitida, či bursitida. [1] Za účelem předcházení výskytů těchto zranění mezi pracovníky v průmyslu bylo vydáno Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. To je dnes prověřováno za využití přístroje EMG Holter se softwarovým zpracováním v programu EMG Analyzer, oboje od společnosti GETA Centrum s.r.o., která má v oblasti měření fyziologie práce na našem území prakticky monopol.

V první části je vysvětleno fungování přístrojů pro měření EMG. Nejdříve je vysvětleno fungování neuromuskulárního systému a následně jeho obecné zpracování.

V druhé části práce je vysvětleno stávající řešení od společnosti GETA a následně shrnuto dané Nařízení vlády.

Ve třetí části se pak zabýváme návrhem softwaru pro zpracování signálu z přístroje Shimmer. Je zde také popsán experiment na kterém byla měřena kontrolní data jak na přístroji Shimmer, tak přístroji GETA.

Kapitola 2

Princip fungování EMG

2.1 Neuromuskulární systém

Neuromuskulární systém je základem pohybového aparátu člověka. Patří do něj kosterní svalstvo a nervy, které je ovládají.

2.1.1 Kosterní svalstvo

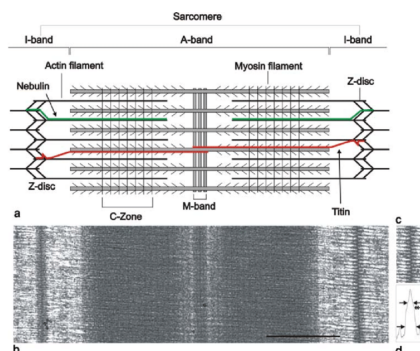
Každý sval se skládá ze svalových vláken, která jsou shlukována do svazků. Každý svazek je následně držen pojivovou tkání. Samotné svazky poté nejsou často vedeny pouze jedním směrem, nýbrž jsou různě pootočený tak, aby součet vektorů jejich sil dohromady tvořil požadovaný vektor.

Každé vlákno se následně skládá z ještě menších dílků zvaných myofibrily. Myofibrily jsou obaleny sarkoplazmatickým retikulem a jsou invaginovány T-tubulami. Každá myofibrila se následně skládá z tlustého a tenkého filamentu.

Tlustý filament je tvořen myosinem. Ten se skládá z šesti polypeptidů, kdy 2 tvoří jeden pár těžkých řetězců a 4 tvoří dva páry lehkých řetězců. Těžký řetězec je převážně stočen do alfa-šroubovice, kde tvoří ocásek myosinové molekule. Na konci každého z těžkých řetězců spolu s párem lehkých řetězců poté tvoří globulární myosinové hlavy.

Tenký filament se skládá převážně z aktinu. Aktin je v tenkém filamentu polymerizován do dvou vláken stočených do alfa-šroubovice. Na této šroubovici jsou místa k vázání myosinu. Tato místa jsou při relaxaci zakrytá tropomyosinem. Na něm jsou v pravidelných intervalech zavěšené komplexy troponinu. Jeho úkolem je při kontrakci navázat ionty vápníku, odstranit tropomyosin a dovolit navázání myosinových hlav na aktin.

Každá myofibrila je pruhované vlákno, ve kterém se jednotlivé sekce nazývají sarkomery. Ve střed sarkomery se vyskytuje A-pásmo. Zde se prolínají aktin a myosin. Ve středu A-pásma se nachází M-linie. Ty jsou tvořeny tmavě zbarvenými proteiny vázajícími jednotlivé molekuly myosinu k sobě. Na hranicích sarkomery pak leží I-pásma obsahující aktin. Uprostřed každého I-pásma se nachází Z-disk, který ohraničuje konce jednotlivých sarkomer. [2]



[fig:sarkomera]

Obrázek 2.1. Schéma sarkomery [3]

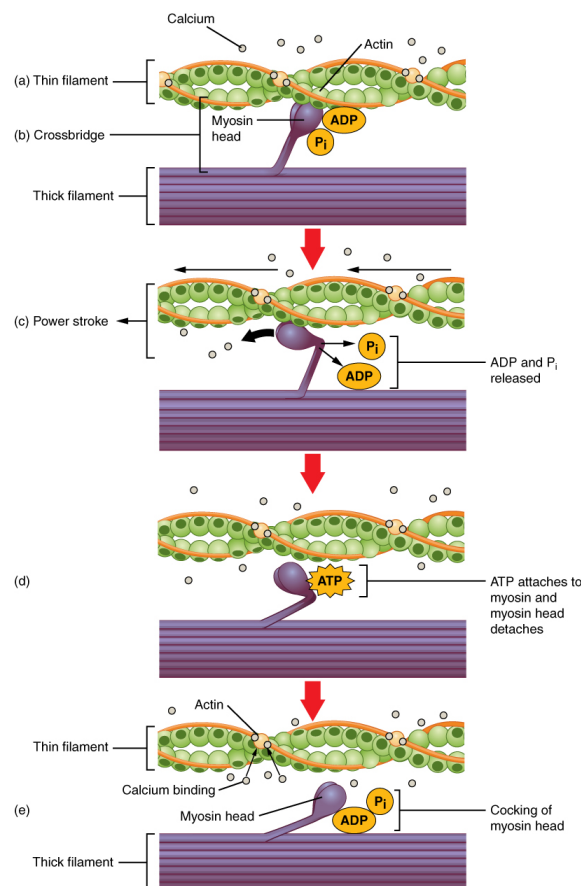
2.1.2 Motorické neurony

Ve svalu by nikdy neprobíhala kontrakce nebýt motorických neuronů. Motorické neurony jsou nervové buňky, které slouží k přenášení impulzů z kortexu mozku a mozkového kmene ke svalu. Dělí se na dva typy, horní a dolní. Horní motorické neurony jsou součástí CNS a vedou signál z kortexu mozku, mozkového kmene a mozečku míchou k jednotlivým dolním motorickým neuronům.

Dolní motorické neurony jsou poté nervové buňky, které mají za úkol přenášet signál od horních nervových neuronů. Existují tři hlavní typy dolních motorických neuronů: somatické motorické neurony, branchiální motorické neurony a viscerální motorické neurony. Somatické motorické neurony se dále dělí na tři podtypy: alfa, beta a gamma. Alfa motorické neurony inervují extrafuzální svalová vlákna a jsou primárními nosiči vzruchu při kontrakci kosterních svalů. Jejich těla leží v mozковém kmeni či v míše. Gamma motorické neurony naopak inervují svalová vřeténka a určují jejich citlivost. [4]

2.1.3 Kontrakce a relaxace svalového vlákna

V klidu jsou na myosinových hlavách připevněné molekuly ADP a P_i . Ty jsou záporně nabitě. Stejně tak jsou záporně nabitá vlákna aktinu, a tím pádem se myosin s aktinem slabě odpuzují. [5]



[fig:kontrakce]

Obrázek 2.2. Kontrakce svalového vlákna [6]

Kontrakce začíná přijetím nervového akčního potenciálu, který se z dolních motorických neuronů šíří do T-tubul. Depolarizace T-tubul způsobí otevření Ca^{++} kanálků

v sarkoplazmatickém retikulu. Ty vypouštějí ionty Ca^{++} , které se navazují na tropoin na tenkých filamentech, což posune tropomyosinem a odhalují se místa k vázání myosinu. Nyní začíná tzv. cross-bridge cyklus. Vypustí se ADP s P_i a myosinová hlava se přichytává k aktinu a následně se posouvá směrem k M-linii. To způsobuje pohyb aktinu a posun o cca 10 nm. Následně se na hlavu přichytává molekula ATP, která se štěpí na ADP a P_i . Energie z reakce narovná myosinovou hlavu do původní polohy a cyklus může začít znovu. [2, 5–6]

Při relaxaci pak dochází ke snížení koncentrace Ca^{++} za pomoci ATP-poháněných pump, které ionty odčerpávají zpět do sarkoplazmatického retikula, což způsobí opětovné navázání tropomyosinu na aktin a myosinová hlava se nemůže přichytit. Následně stejná polarita aktinu s ADP způsobuje odsunutí filamentů do počáteční polohy. [2, 5–6]

2.2 Hardwarové zpracování signálu EMG

Přístroje pro měření EMG měří změny potenciálu v jednotlivých svaích. Mohou být buď hodně obecné, či měřit konkrétní svalová vlákna. To záleží primárně na použité elektrodě a na filtrovaných frekvencích. Samotný přístroj je v podstatě voltmetr, který měří napětí velká řádově milivolty a následně je zesiluje na vhodné velikosti a potlačuje šum. Cesta signálu je poté z elektrod přes diferenciální zesilovač a filtry do AD převodníku.

2.2.1 Elektrody

Elektrody jsou způsob jak interagují elektrodiagnostické metody s lidským tělem. Dají se dělit na dva hlavní typy: povrchové a invazivní.

Povrchové elektrody začínaly jako měděné plošky či kroužky, dnes jsou tyto znovupoužitelné elektrody nahrazovány jednorázovými za účelem snížení rizika infekce. Existuje několik typů povrchových elektrod: elektrody s přímým kontaktem, plovoucí elektrody, hydrogelové elektrody a páskové elektrody.

Elektrody s přímým kontaktem jsou často měděné a drží připevněné za pomoci leukoplasti. Jejich velkou výhodou je citlivost u slabých signálů sEMG, tedy například měření klidových svalových činností, naopak se nehodí pro měření dynamických pohybů z důvodu omezení pohybu a jejich odlepování.

Plovoucí elektrody jsou téměř přesným opakem elektrod s přímým kontaktem. Samotná elektroda je zavěšena v malém kalíšku přibližně 1 mm nad pokožkou. Jejich nevýhodou je náročnost přípravy měření a nižší citlivost. Avšak výhodou je nízké omezení pohybu a tak jsou vhodné na dynamické měření.

Dnešním standardem jsou elektrody hydrogelové. Tyto elektrody jsou vyráběné z chloridu stříbrného a jsou přidělány slabou vrstvou vodivého hydrogelu. Díky němu mají nižší impedanci, což způsobuje vyšší šum. Jsou podobné elektrodám s přímým kontaktem, a tak jsou i vhodné na podobné měření, ale drží často lépe, je tedy možné je použít i na málo dynamické pohyby. Zároveň hydrogel je analergický, tedy vhodný pro pacienty s citlivou pokožkou.

Invazivní elektrody jsou hlavně dvou typů: bipolární a monopolární elektrody. Bipolární elektroda jsou prakticky dvě elektrody v jednom. Ve středu je drátková elektroda typicky z platiny s povrchem standardně velikosti mezi 0.01 a 0.09 mm², typicky 0.07 mm². Následně je obalená izolační vrstvou, a poté nerezovým povrchem který slouží jako druhá elektroda. Monopolární je naopak pouze nerezová jehla s potahem z teflonu s odhaleným 1-5 mm hrotu, který slouží jako elektroda o ploše cca 0.03 – 0.34 mm². [5, 7]

2.2.2 Zesilovač

V přístrojích pro měření EMG se využívá diferenciální zesilovač. To znamená, že nezvyšuje napětí na vstupech, ale rozdíl těchto napětí. Toto zesílení se nazývá gain. V ideálním zesilovači je zesílen pouze rozdíl. To však v reálném zesilovači nelze, společnou složku pouze potlačuje. Kvalitu tohoto potlačení určuje parametr CMRR daný vztahem (1).

$$\text{CMRR}_{\text{dB}} = 20 \times \log_{10} \left(\frac{\text{differential-mode gain}}{\text{common-mode gain}} \right) \quad [\text{eq:cmrr}] \quad (1)$$

CMRR je často kolem 120-150 dB při 50 Hz a s vyššími frekvencemi pak klesá.

Vstupy zesilovače jsou 3, 2 aktivní a jeden pasivní. Dnes jsou značeny E1 (černý vstup), E2 (červený vstup) a E0 (zelený vstup). Dříve se vyskytovalo značení G1, G2 a ground, či **active**, **reference** a **ground**. [5, 7]

2.2.3 Filtry

V zesíleném signálu se stále i po potlačení společné složky vyskytují šумы a artefakty. Artefakty jsou dvou typů, technologické a biologické. Mezi technologické se řadí **cable motion artefakt** (frekvence 1-10 Hz), šum z nedokonalého spojení elektrody s pokožkou danou převážně roztahováním pokožky či z biomedicínských zařízení (jako je např. kardiostimulátor). Mezi biologické se řadí převážně šum z okolních svalů (tzv. **crosstalk**). Tyto šумы je následně třeba odfiltrovat, či alespoň minimalizovat. Za tímto účelem se používá několik typů filtrů.

Pásmová zadrž se používá k odstranění artefaktů vzniklých interferencí 50 Hz z napájení. Tato zadrž je velmi úzká nato, aby odstranila pouze 50 Hz a jeho násobky, typicky široká jednotky Hz.

Horní propust odstraňuje nižší frekvence. To odstraňuje pomalu se měnící signály, zkreslení průběhu signálu a hlavně snižuje zpoždění k vrcholům průběhu. Naopak může sama způsobit vznik artefaktů z filtrování.

Dolní propust naopak filtruje vysoké frekvence za účelem snížení amplitudy, šumu a snižuje náběžný čas.

Obě tyto propusti se poté běžně spojují do pásmové propusti. Nejčastěji používané hodnoty jsou zaznamenány v tabulce 2.1. [5, 7]

2.2.4 AD převodník

Pro digitální zpracování je třeba analogový signál diskretizovat. Toho dosahujeme pomocí AD převodníku, který přiřazuje analogovému signálu v daných časech diskretní hodnotu. Pro zachování kvality signálu je třeba mít dostatečné rozlišení a vysokou vzorkovací frekvenci. Na druhou stranu zbytečně vysoké rozlišení a frekvence způsobí zbytečně velké využití paměti.

Nyquistův teorém říká, že vzorkovací frekvence by měla být alespoň dvakrát tak velká, jak nejvyšší sledovaná frekvence. V praxi je nejčastěji dvakrát až pětikrát vyšší, než nejvyšší sledovaná frekvence. Typicky používané frekvence v EMG jsou v tabulce 2.1.

Rozlišení je třeba stanovit takové, aby se neztratily sledované změny v signálu. Obecně uznávané minimum je 8 bitů, tedy 256 hodnot, jelikož jeden bit vyjadřuje znaménko. Dnes se často používají 24 bitové AD převodníky, které umí vyjádřit 16 777 216 hodnot. [7]

Metoda měření	Amplituda	Frekvence BP	Vzorkovací frekvence
Jehlové EMG	0 – 30 mV	2 Hz – 10 kHz	50 kHz
sfEMG	0 – 50 mV	500 Hz – 10 kHz	50 kHz
sEMG	0 – 10 mV	1 Hz – 1 kHz	5 kHz

[tab:filtfreq]

Tabulka 2.1. Typické hodnoty amplitudy, frekvencí BP a vzorkovací frekvence [7]

2.3 Umístění elektrod

Existuje mnoho možných poloh elektrod. Obecně je třeba vybrat vhodné místo pro E0, E1 a E2 a umístit je tak, aby mezi nimi byla měřená oblast, tedy typicky podél svalu, či svalové skupiny, popřípadě na opačné končetiny. Jelikož se v rámci práce zabývám pouze měřením u předloktí, uvedu zde možné umístění elektrod pro měření svalů předloktí.

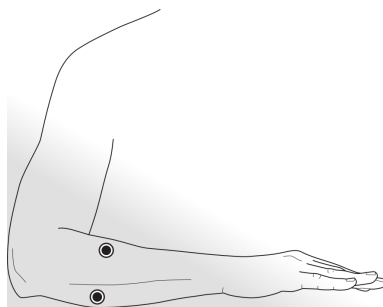
2.3.1 Měření flexoru a extenzoru předloktí

Toto umístění slouží k sledování nespecifického pnutí v předloktí. Využívá se toho k analýze zranění horní končetiny, např. z repetitivních činností.

První elektrodu umísťujeme nad extenzor zápěstí, tedy na dorzální stranu předloktí přibližně 5 cm od lokte. Vhodné místo nalezneme pohmatem, konkrétně položíme prsty na přibližnou lokaci a při extenzi zápěstí se jedná o střed zvýrazněné svalové skupiny.

Druhá elektroda se umísťuje nad flexor zápěstí, tedy ventrální stranu předloktí přibližně 5 cm od lokte. Místo nalezneme podobně jako u první elektrody, pouze zápěstí tentokrát přivedeme do flexe.

Samotné měření je náchylné na činnost ostatních svalových skupin horní končetiny a pronaci/supinaci zápěstí. Měřené hodnoty mohou být také ovlivněny polohou horní končetiny, kdy hodnota při složení rukou v sedě bude jiná, než při rukách volně visících podél těla při stání. [5]



[fig:flex-extenzor]

Obrázek 2.3. Schéma umístění elektrod pro měření flexoru a extenzoru předloktí [5]

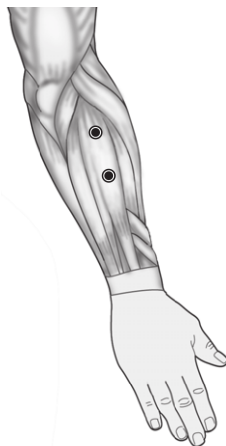
[sec:electrodes-extenzor]

2.3.2 Měření extenzorů zápěstí

Při tomto umístění měříme extenzory zápěstí, primárně extensor digitorum, dále pak extensor carpi radialis a extensor carpi ulnaris. Slouží k posouzení činnosti extenzorů zápěstí za účelem předcházení a léčby zranění způsobených repetitivními činnostmi.

Elektrody se umísťují nad extenzor zápěstí, tedy na dorzální stranu předloktí, přibližně 5 cm od lokte. Přesné umístění zjistíme pohmatem při extenzi zápěstí, kdy elektrody se umísťují do středu zvýrazněné svalové skupiny, 3-4 cm od sebe ve směru svalových vláken.

Je třeba brát na vědomí, že hodnoty mohou být ovlivněny polohou paže, zápěstí a prstů, a úrovní pronace/supinace zápěstí. [5]



[fig:extenzor]

Obrázek 2.4. Schéma umístění elektrod pro měření extenzorů předloktí [5]

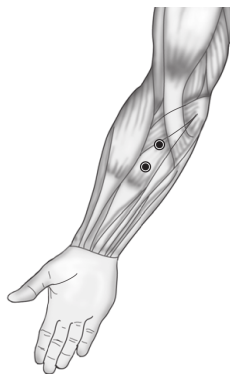
[sec:electrodes-flexor]

■ 2.3.3 Měření flexoru zápěstí

Tímto umístěním měříme flexory zápěstí pro sledování činnosti flexorů zápěstí při prevenci a léčbě zranění zápěstí.

Elektrody umístíme na flexory zápěstí, tedy ventrální stranu předloktí, přibližně 5 cm od lokte. Přesnou lokaci nalezneme pohmatem při flexi zápěstí, kdy elektrody dáváme do středu zvýrazněné svalové skupiny přibližně 3-4 cm od sebe ve směru svalových vláken.

Hodnoty mohou být ovlivněny polohou a podepřením ruky, prstů a paže, a úrovní pronace/supinace zápěstí. [5]



[fig:flexor]

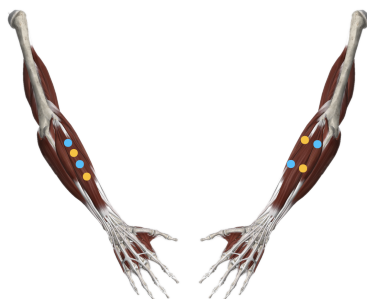
Obrázek 2.5. Schéma umístění elektrod pro měření flexorů předloktí [5]

Kapitola 3

Návrh a provedení experimentu

3.1 Příprava experimentu

Jelikož porovnáváme výsledky z měření dvou přístrojů, GETA Holter a Shimmer, je třeba změřit co nejsrovnatelněji oba při stejných činnostech. Jelikož Sval se experimentem unaví nelze provést měření nejdříve s jedním přístrojem a následně s druhým. Další možností bylo provést měření po částech vždy jedním a následně druhým přístrojem. To není ideální z důvodu nutnosti přepojovat elektrody mezi přístroji, což způsobuje dekalibraci přístroje GETA Holter a zároveň uvolnění elektrod na pokožce, tedy experiment také není validní. Jako nejlepší možnost bylo zvoleno měření zároveň, kdy jsme využili umístění elektrod dle 2.3.2 a 2.3.3. Toto umístění bylo mírně poupraveno pro naše potřeby. Na pravé ruce byly elektrody umístěny střídavě, na levé křížem. Toto rozložení bylo zvoleno z důvodu dosažení co nejvyšší přesnosti, kdy ideální zapojení nelze dosáhnout u obou, tak byla zvolena tato dvě pro porovnání. U obou přístrojů byla zemní elektroda přilepena na loket. Po přidělení elektrod a přístrojů GETA Holter a Shimmer byla provedena kalibrace přístroje GETA Holter dle manuálu.



[fig:experiment_ext]

Obrázek 3.1. Schéma umístění elektrod při experimentu na dorzální straně (oranzově Shimmer, modře GETA Holter)



[fig:experiment_flex]

Obrázek 3.2. Schéma umístění elektrod při experimentu na ventrální straně (oranzově Shimmer, modře GETA Holter)

3.2 Experiment

Aktivity v experimentu byly zvoleny tak, aby byly opakovatelné a jasně měřitelné, ale zároveň co nejvíce se připomínaly činnosti v praxi při měření na pracovištích. Po každé aktivitě vždy proběhlo 10 sekund odpočinku. Na začátku a na konci experimentu byla změřená referenční F_{max} pomocí dynamometru. Harmonogram experimentu je v tabulce 3.1. Měřená osoba při experimentu seděla u stolu na doraz tak, aby byla schopna položit lokty téměř do pravého úhlu. Aktivity typu přenášení bylo přenášení předmětů o různých vahách mezi dvěma body vzdálenými 30cm s položením na začátku a konci pohybu předmětu na stůl do rytmu metronomu nastaveného na 60 bpm. Měřilo se na obou předloktích zároveň.

délka (s)	činnost	váha (kg)
	Měření F_{max} na dynamometru	
5	Držení dynamometru na konstantní síle	10
5	Držení dynamometru na konstantní síle	20
5	Držení dynamometru na konstantní síle	30
10	Přenášení 4 puků slepených k sobě	0.65
10	Přenášení hřidel na činku	2.2
10	Přenášení hřidel na činku a kotouč 1.5 kg	3.7
10	Přenášení hřidel na činku a kotouč 2.5 kg	4.7
10	Přenášení hřidel na činku a 2 kotouče 1.5 kg	5.2
	Rotace zápěstí se závažím (pouze druhý průběh)	2.2
	Měření F_{max} na dynamometru	

[tab:experiment]

Tabulka 3.1. Harmonogram aktivit v experimentu

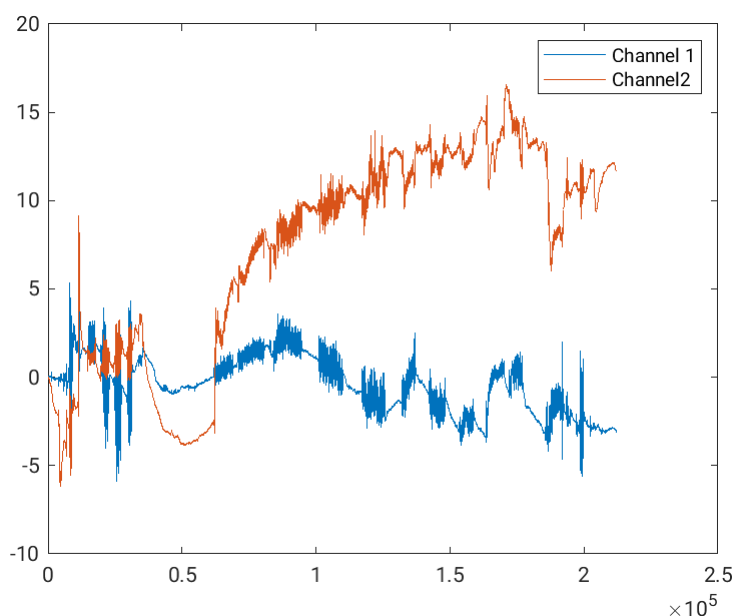
Kapitola 4

Zpracování signálů

4.1 Zpracování signálu z přístroje Shimmer

Shimmer ukládá data do souborů csv. Je tedy třeba je načíst a vybrat korektní sloupce (18 a 20) vytvořit z nich vektory.

```
data = readtable(shimmer_file);  
channel1 = table2array(data(:, 18));  
channel2 = table2array(data(:, 20));
```

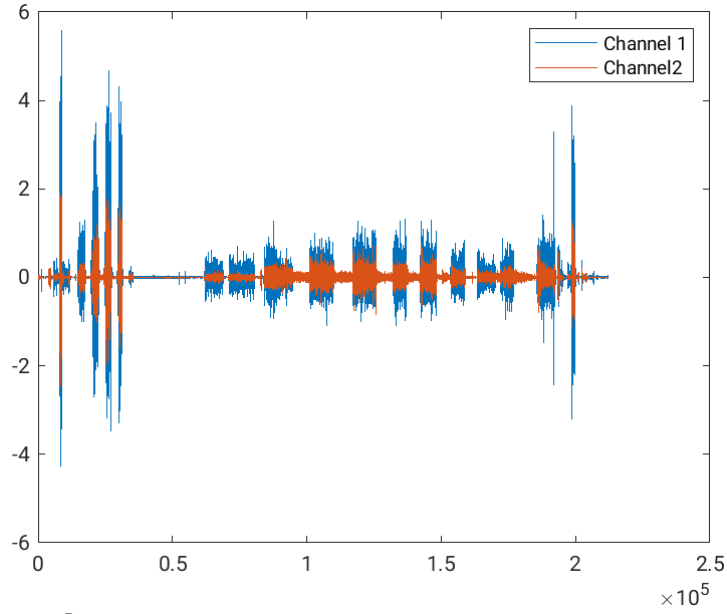


[fig:signal_raw]

Obrázek 4.1. Surová data z přístroje Shimmer

Následně filtrujeme šumy a artefakty ze signálu. Volíme BP na frekvencích 20 - 120 Hz. Pásmová zadrž není třeba použít díky napájení přístroje z baterií. Využíváme butterworthův filter 6. řádu.

```
high_pass_freq = 20;  
low_pass_freq = 120;  
  
[b, a] = butter(6, [high_pass_freq / fs_shimmer * 2 ...  
    low_pass_freq / fs_shimmer * 2]);  
  
channel1_bp = filter(b, a, channel1);  
channel2_bp = filter(b, a, channel2);
```

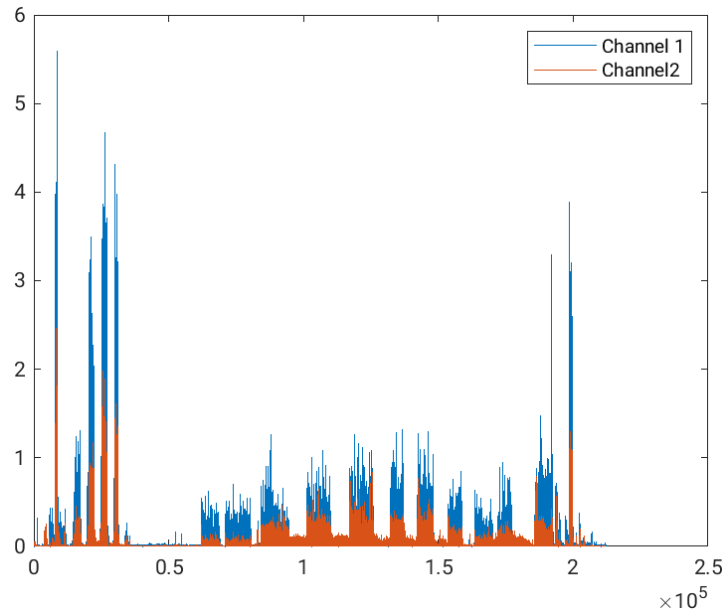



[fig:signal_bp]

Obrázek 4.2. Signál filtrovaný pásmovou propustí

Následně spočítáme obálku signálu. Ta se rovná absolutní hodnotě signálu.

```
envelope1=channel1_abs;
envelope2=channel2_abs;
```



[fig:signal_envelope]

Obrázek 4.3. Obálka filtrovaného signálu

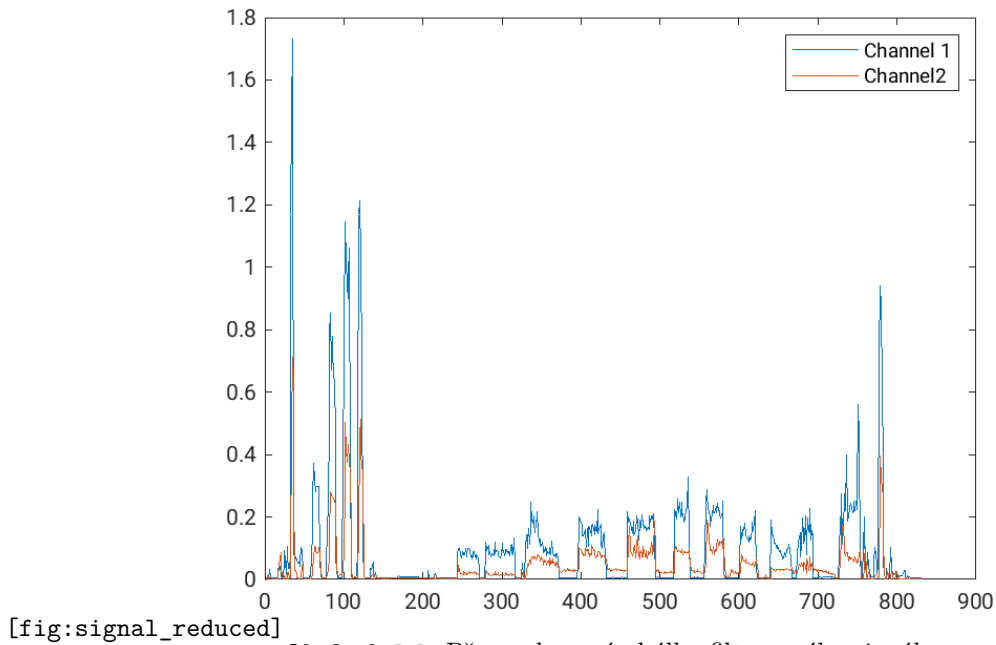
Tato obálka lze použít, pro porovnání se GETA je třeba převzorkovat signál ze vzorkovací frekvence 256 Hz na 1 Hz. To provedeme spočítáním RMS dle vzorce (1) pro každých 256 vzorků (tedy jednu sekundu signálu).

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{256} \sum_{i=1}^{256} x_i^2} \quad [\text{eq:rms}] \quad (1)$$

```

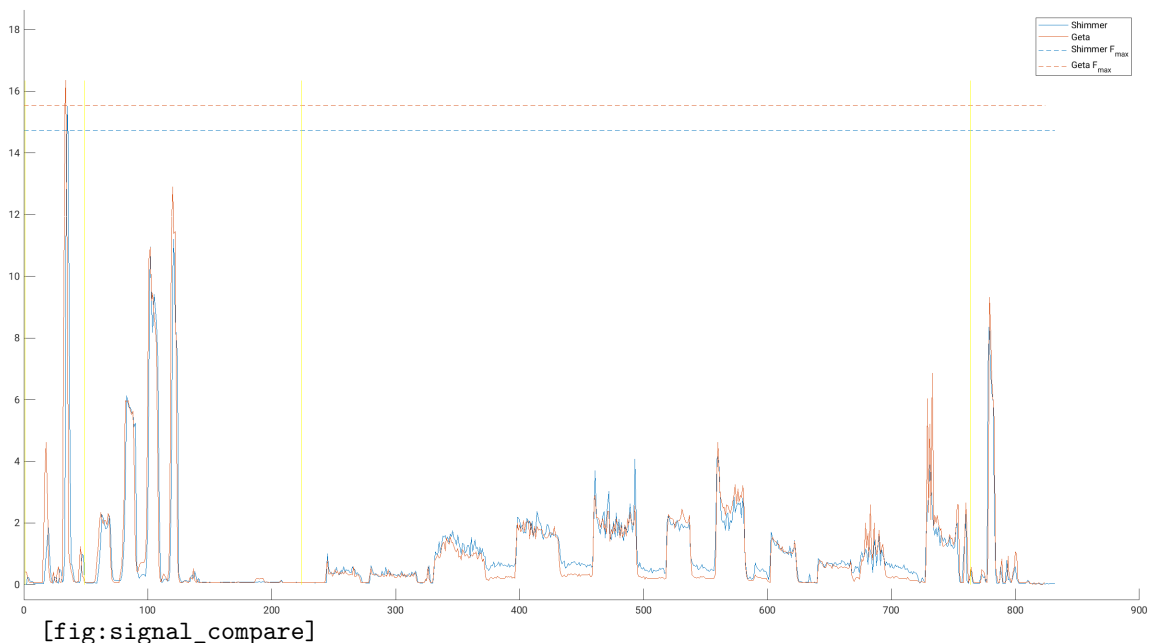
signal = envelope;
num_samples = length(signal);
reduced_signal = arrayfun(@(i) ...
    rms(signal(i:min(i + fs_shimmer - 1, num_samples))), ...
    1:fs_shimmer:num_samples)';

```



Obrázek 4.4. Převzorkovaná obálka filtrovaného signálu

Nyní můžeme porovnat náš zpracovaný signál z přístroje Shimmer s výsledkem z **blackboxu** systému GETA. Vidíme, že po normalizaci průměrnou hodnotou, jsou si signály podobné. Odchyly lze očekávat vzhledem k neideálním podmínkám měření.



Obrázek 4.5. Srovnání signálů mezi přístroji

4.2 Vytvoření histogramů

Histogramy hledáme pro násobky 5% maximální síly. Nejdříve spočítáme prahy jednotlivých binů a následně přiřadíme hodnoty počtu vyskytujících se vzorků mezi prahy do binů. Hodnoty větší než je maximální síla zahrnujeme do binu větší než 95

```
wanted = linspace(0, 95, 95/5+1);
wanted = [wanted, 1000];
thresholds = wanted / 100 * f_max;

bins = zeros(size(wanted));

for i = 1:length(signal)

    for j = 1:length(thresholds) - 1

        if (signal(i) >= thresholds(j) && signal(i) < thresholds(j + 1))
            bins(j) = bins(j) + 1;

            continue
        end

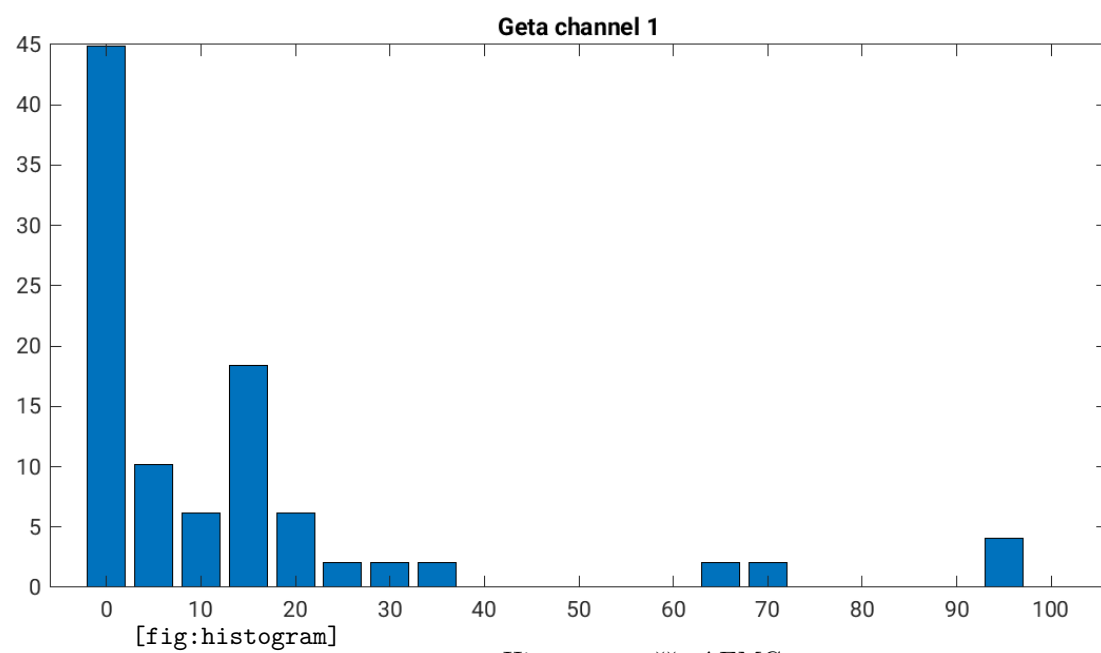
    end

end

max_value = max(bins) / 100;

bins = bins ./ sum(bins) * 100;

wanted(wanted == 1000) = 100;
```



Obrázek 4.6. Histogram měření EMG



Kapitola 5

Závěr

Literatura

- [1] HECHT, Marjorie. *Repetitive Strain Injury (RSI): Causes, Prevention, and More*. Dostupné na <https://www.healthline.com/health/repetitive-strain-injury>.
- [2] COSTANZO, Linda S. *Physiology*. Sixth edition vyd. Philadelphia, PA: Elsevier, 2018. ISBN 978-0-323-47881-6.
- [3] LUTHER, Pradeep. The vertebrate muscle Z-disc: Sarcomere anchor for structure and signalling. *Journal of muscle research and cell motility*. oct, 2009, ročník 30, s. 171–185. Dostupné na DOI 10/dcnf9m.
- [4] ZAYIA, Lindsay C. a Prasanna TADI. *Neuroanatomy, Motor Neuron*. Dostupné na <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK554616/>.
- [5] CRISWELL, Eleanor a Jeffrey R. CRAM. *Cram's introduction to surface electromyography*. 2. ed vyd. Sudbury, MA: Jones and Bartlett, 2011. ISBN 978-0-7637-3274-5.
- [6] MENEFEE, Whitney, Julie JENK, Chiara MAZZASETTE a Kim-Leiloni NGUYEN. *Human Anatomy*. Dostupné na [https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy_and_Physiology/Human_Anatomy_\(OERI\)](https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy_and_Physiology/Human_Anatomy_(OERI)).
- [7] TANKISI, Hatice, David BURKE, Liying CUI, Mamede DE CARVALHO, Satoshi KUWABARA, Sanjeev D. NANDEDKAR, Seward RUTKOVE, Erik STÅLBERG, Michel J.A.M. VAN PUTTEN a Anders FUGLSANG-FREDERIKSEN. Standards of instrumentation of EMG. *Clinical Neurophysiology*. jan, 2020, ročník 131, č. 1, s. 243–258. ISSN 13882457. Dostupné na DOI 10/gg8732.

Příloha A

Seznam použitých zkratek

P_i	■	Anorganická iontová forma fosfátu
ADP	■	Adenosindifosfát
ATP	■	Adenosintrifosfát
BP	■	Pásmová propust
CMRR	■	Common mode rejection ratio
CNS	■	Centrální nervová soustava
EMG	■	Elektromyografie
RMS	■	Root Mean Square
sEMG	■	Povrchová EMG
sfEMG	■	EMG jednoho svalového vlákna

Requests for correction

[rfc-1] Nechat?

[rfc-2] vymyslet možná lepší název

[rfc-3] Jak daleko to bylo?