



**F3**

**Fakulta elektrotechnická  
Katedra teorie obvodů**

**Bakalářská práce**

# **Analýza EMG při hodnocení lokální fyzické zátěže**

**Tomáš Kysela**

**Lékařská elektronika a bioinformatika**

**Květen 2024**

**Vedoucí práce: Ing. Jaromír Doležal, Ph.D.**

**Draft: 17. 5. 2024**



## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kysela**

Jméno: **Tomáš**

Osobní číslo: **503177**

Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**

Zadávací katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**

Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Analýza EMG při hodnocení lokální fyzické zátěže**

Název bakalářské práce anglicky:

**EMG analysis in the assessment of local physical load**

Pokyny pro vypracování:

Cílem práce je navrhnout a implementovat SW pro hodnocení lokální svalové zátěže v souladu se zavedenou metodikou v praxi. Práce má vést k přesnějším vyhodnocení při různých typech fyzických činností. Měření a vyhodnocení se pro účely pracovního lékařství řídí metodikou v Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. Prostudujte aktuální stav problematiky měření a vyhodnocení lokální svalové zátěže v ergonomii. Navrhněte a realizujte vhodnou metodu (metody) pro analýzu EMG. Navrhněte experimentální měření opakujících se fyzických operací, prováděných horními končetinami. Měření realizujte pomocí dodaného HW zařízení SHIMMER. Otestujte navrženou metodu na měřených datech.

Seznam doporučené literatury:

Nařízení vlády č. 361/2007 Sb., dostupné online: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2007-361>  
Tankisi, H. et al. Standards of instrumentation of EMG. Clinical Neurophysiology 131(2020), 243-258, Elsevier.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.07.025>  
Ranaldi, S., De Marchis, C., S.Conforto. An automatic, adaptive, information-based algorithm for the extraction of the sEMG envelope. Journal of Electromyography and Kinesiology 42 (2018) 1–9. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.06.001>

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Jaromír Doležal, Ph.D. CIIRC ČVUT v Praze**

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **16.02.2024**

Termín odevzdání bakalářské práce: **24.05.2024**

Platnost zadání bakalářské práce: **21.09.2025**

Ing. Jaromír Doležal, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

\_\_\_\_\_  
Datum převzetí zadání

\_\_\_\_\_  
Podpis studenta

**Draft: 17. 5. 2024**



## Poděkování / Prohlášení

Tímto bych chtěl poděkovat především vedoucímu mé práce panu Ing. Jaromíru Doležalovi, Ph.D., a to za ochotu se pravidelně a často scházet ke konzultacím, podporu při řešení všech potíží spojených s psaním bakalářské práce a za velmi milý přístup.

Dále bych chtěl poděkovat Ing. Jindřichovi Adolfovi, za ochotu a přístup při provádění experimentů a konzultace při porovnávání přístrojů Shimmer a GETA.

Dále velké poděkování patří paní doc. Ing. Lence Lhotské, CSc. za zprostředkování této práce a Ing. Iloně Kačerové, Ph.D. za ochotu a rady při měření a poskytnutí přístroje GETA.

Na závěr bych chtěl poděkovat rodině a přátelům, kteří mne v průběhu psaní této práce nemálo podporovali.

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 17. 5. 2024

.....

## Abstrakt / Abstract

Detekce rizikových pracovních procesů je klíčová pro prevenci onemocnění z povolání spojených s nadměrnou dlouhodobou jednostrannou zátěží končetin. Tato práce zkoumá současnou metodiku měření pracovníků za účelem detekce rizikových procesů pomocí elektromyografie, z které se počítá vynaložené síly. Ta se spolu s počtem pohybů užívá k porovnání s hygienickými limity. Následně navrhuje novou poloautomatizovanou metodu detekce pohybových cyklů, kterou ověřuje na naměřených experimentálních datech.

**Klíčová slova:** EMG, detekce pohybů, MATLAB, fyziologie práce

Detection of high-risk work processes is crucial in preventing occupational diseases associated with prolonged one-sided strain on limbs. This thesis examines the current methodology of measuring workers to detect such processes using electromyography, from which exerted force is calculated. This force in relation to number of movements is used in determining hygienic limits. Then, it proposes a new semi-automated method for detecting movement cycles, which is validated using experimental data.

**Keywords:** EMG, movement detection, MATLAB, work physiology

**Title translation:** EMG analysis in the assessment of local physical load

# Obsah /

<b>1 Úvod</b>	<b>1</b>		
<b>2 Neuromuskulární systém</b>	<b>2</b>		
2.1 Kosterní svalstvo . . . . .	2		
2.2 Motorické neurony . . . . .	3		
2.3 Kontrakce a relaxace svalového vlákna . . . . .	3		
2.4 Modelování svalové činnosti . . . .	4		
<b>3 Měření a modelování signálu EMG</b>	<b>6</b>		
3.1 Součásti přístroje pro měření EMG . . . . .	6		
3.1.1 Elektrody . . . . .	6		
3.1.2 Zesilovač . . . . .	6		
3.1.3 Filtry . . . . .	7		
3.1.4 AD převodník . . . . .	8		
3.2 Umístění elektrod . . . . .	9		
3.2.1 Měření flexoru a extenzoru předloktí . . . . .	9		
3.2.2 Měření extenzorů zápěstí . . . . .	10		
3.2.3 Měření flexoru zápěstí . . . . .	10		
3.3 Modelování signálu EMG . . . . .	10		
<b>4 Legislativa v oblasti pracovní ergonomie</b>	<b>13</b>		
4.1 Česká republika . . . . .	13		
4.2 Slovenská republika . . . . .	13		
<b>5 Aktuální metodika měření</b>	<b>15</b>		
5.1 Standardní postup pro provádění měření . . . . .	15		
5.2 Vyhodnocení měření . . . . .	16		
<b>6 Návrh a provedení experimentu</b>	<b>18</b>		
6.1 Příprava experimentu . . . . .	18		
6.2 Experiment . . . . .	19		
<b>7 Zpracování signálu</b>	<b>20</b>		
7.1 Zpracování signálu z přístroje Shimmer . . . . .	20		
7.2 Vytvoření histogramů . . . . .	21		
<b>8 Vyhledávání pohybů v signálu EMG</b>	<b>24</b>		
8.1 Vyhledání opakujících se vzorců . . . . .	24		
8.2 Vyhledávání opakujících se vzorců v obálce signálu . . . . .	27		
8.3 Spojení metod . . . . .	28		
8.4 Využití při měření jiných signálů . . . . .	29		
<b>9 Závěr</b>	<b>32</b>		
<b>Literatura</b>	<b>33</b>		
<b>A Seznam použitých zkratk</b>	<b>35</b>		
<b>B Seznam a popis příložených souborů</b>	<b>36</b>		

## Tabulky / Obrázky

<b>3.1</b>	Typické hodnoty amplitudy, frekvencí BP a vzorkovací frekvence.....	9	<b>2.1</b>	Schéma sarkomery .....	2
<b>4.1</b>	Přípustné a průměrné hygienické limity energetického výdeje při práci s celkovou fyzickou zátěží u mužů.....	13	<b>2.2</b>	Kontrakce svalového vlákna .....	3
<b>4.2</b>	Přípustné a průměrné hygienické limity energetického výdeje při práci s celkovou fyzickou zátěží u žen .....	13	<b>2.3</b>	Schéma Hillova modelu svalu ....	4
<b>4.3</b>	Průměrné hygienické limity pro směnové a minutové počty pohybů ruky a předloktí za průměrnou osmihodinovou směnu .....	14	<b>3.1</b>	Schéma fungování diferenciálního zesilovače.....	7
<b>6.1</b>	Harmonogram aktivit v experimentu.....	19	<b>3.2</b>	Schéma obecného FIR filtru .....	8
<b>8.1</b>	Výsledky metody vyhledání opakujících se vzorců .....	28	<b>3.3</b>	Schéma obecného IIR filtru.....	8
<b>8.2</b>	Výsledky metody vyhledávání opakujících se vzorců v obálce signálu .....	29	<b>3.4</b>	Schéma umístění elektrod pro měření flexoru a extenzoru předloktí.....	9
<b>8.3</b>	Výsledky metodiky .....	30	<b>3.5</b>	Schéma umístění elektrod pro měření extenzorů předloktí.....	10
			<b>3.6</b>	Schéma umístění elektrod pro měření flexorů předloktí ...	11
			<b>3.7</b>	Schéma modelu pro generování EMG signálu .....	11
			<b>5.1</b>	Ukázka křivky v programu EMG Analyzer za užití přístroje EMG Holter .....	16
			<b>5.2</b>	Ukázka frekvenční analýzy v programu EMG Analyzer za užití přístroje EMG Holter .	16
			<b>5.3</b>	Ukázka výsledků měření v programu EMG Analyzer za užití přístroje EMG Holter .	17
			<b>6.1</b>	Schéma umístění elektrod při experimentu na dorzální straně .....	18
			<b>6.2</b>	Schéma umístění elektrod při experimentu na ventrální straně .....	18
			<b>7.1</b>	Surová data z přístroje Shimmer .....	20
			<b>7.2</b>	Signál filtrovaný pásmovou propustí.....	21
			<b>7.3</b>	Obálka filtrovaného signálu....	21
			<b>7.4</b>	Převzorkovaná obálka filtrovaného signálu.....	22
			<b>7.5</b>	Srovnání signálů mezi přístroji .....	22
			<b>7.6</b>	Histogram měření EMG .....	23
			<b>8.1</b>	Vstupní signál posunutý do nuly .....	24
			<b>8.2</b>	Signál filtrovaný horní propustí 0,35 Hz .....	25



<b>8.3</b>	Autokorelační funkce signálu s nalezenými lokálními maxi- my .....	25
<b>8.4</b>	Vybraný vzorek reprezentující jednu periodu .....	26
<b>8.5</b>	Korelační koeficient pohybu- jícího se okna a vzorku .....	27
<b>8.6</b>	Výsledek metody vyhledání opakujících se vzorců .....	27
<b>8.7</b>	Signál filtrovaný pásmovou propustí 20 - 120 Hz a jeho obálka.....	28
<b>8.8</b>	Výsledek detekce opakujících se úseků obálky .....	29
<b>8.9</b>	Detekované cykly pomocí na- vržené metodiky.....	30
<b>8.10</b>	Výsledek aplikace metodiky na signál ECG.....	31



# Kapitola 1

## Úvod

Nemoci z povolání způsobené dlouhodobým přetěžováním končetin tvořili v letech 2013 až 2020 30 %, v roce 2017 dokonce 42 %, hlášených nemocí z povolání. [1] Mezi tyto nemoci se řadí mimo jiné syndrom karpálního tunelu, tenisový loket, tendinitida, či bursitida. [2] Za účelem předcházení výskytů mimo jiné těchto zranění z povolání bylo vydáno Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. Pro kontrolu pracovních procesů a jejich vyhovění legislativě se využívá přístroje EMG Holter se softwarovým zpracováním v programu EMG Analyzer, oboje od společnosti GETA Centrum s.r.o., která má v oblasti měření ergonomie 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. Nejdříve navrhujeme metodu zpracování, na jejímž konci máme stejné výsledky jako stávající řešení, aby šlo nový přístroj využít ve stávajících procesech měřících laboratoří. Následně se pokusíme nalézt nové informace za využití detailnějšího signálu z přístroje Shimmer, konkrétně detekci repetitivních vzorů a tedy opakujících se cyklů pohybu.

## Kapitola 2

## Neuromuskulární systém

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

[sec:muscles]

### 2.1 Kosterní svalstvo

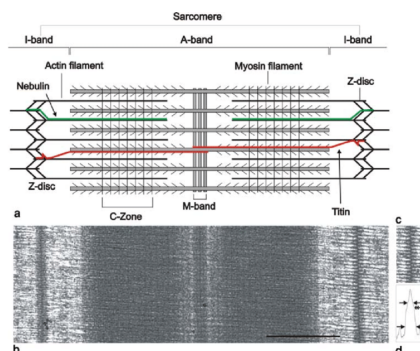
Každý sval se skládá ze svalových vláken, která jsou shlukována do svazků. Každý svazek je následně držen pojivovou tkání. Samotné svazky poté nejsou často vedeny pouze jedním směrem, nýbrž jsou různě pootočený tak, aby součet vektorů jejich sil dohromady tvořil požadovaný vektor.

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-pásmo obsahující aktin. Uprostřed každého I-pásma se nachází Z-disk, který ohraničuje konce jednotlivých sarkomer. [3]



[fig:sarkomera]

Obrázek 2.1. Schéma sarkomery [4]

[sec:neurons]

## 2.2 Motorické neurony

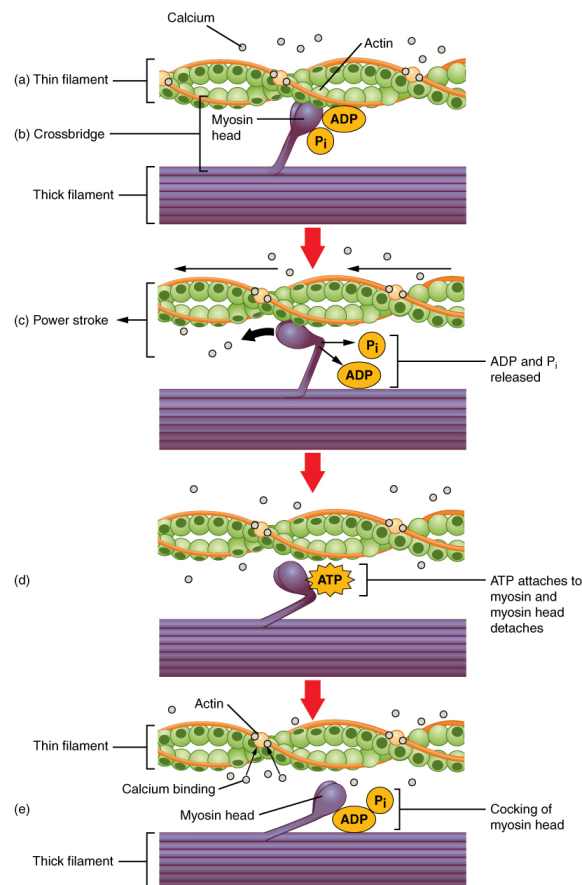
Ve svalu by nikdy neprobíhala kontrakce nebýt motorických neuronů. Motorické neurony jsou nervové buňky, které slouží k přenášení impulzů z kortexu mozku a mozkového kmene ke svalu. Dělí se na dva typy, horní a dolní. Horní motorické neurony jsou součástí CNS a vedou signál z kortexu mozku, mozkového 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 mozkovém kmeni či v míše. Gamma motorické neurony naopak inervují svalová vřetenka a určují jejich citlivost. [5]

[sec:contraction]

## 2.3 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. [6]



[fig:kontrakce]

**Obrázek 2.2.** Kontrakce svalového vlákna [7]

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

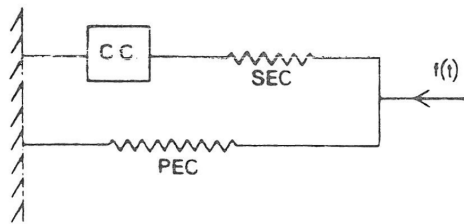
v sarkoplazmatickém retikulu. Ty vypouštějí ionty  $\text{Ca}^{++}$ , které se navazují na tropoin na tenkých filamentech, což posune tropomyosinem a odhalují se místa k vázání myosinu. Nyní začíná tzv. cross-bridge cyklus. Vypustí se  $\text{ADP}$  s  $\text{P}_i$  a myosinová hlava se přichytává k 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  $\text{ATP}$ , která se štěpí na  $\text{ADP}$  a  $\text{P}_i$ . Energie z reakce narovná myosinovou hlavu do původní polohy a cyklus může začít znovu. [3, 6–7]

Při relaxaci pak dochází ke snížení koncentrace  $\text{Ca}^{++}$  za pomoci  $\text{ATP}$ -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  $\text{ADP}$  způsobuje odsunutí filamentů do počáteční polohy. [3, 6–7]

[sec:muscle-model]

## 2.4 Modelování svalové činnosti

Činnost svalů se nejčastěji modeluje pomocí Hillova modelu. Ten se skládá ze sériového elastického prvku (SEC), paralelního elastického prvku (PEC) a kontrakčního prvku (CC). Jejich uspořádání je ukázáno v obrázku 2.3. [8]



[fig:hill-model]

**Obrázek 2.3.** Schéma Hillova modelu svalu [9]

CC a PEC simulují samotný sval, kde PEC představuje neaktivní vlákna a CC aktivovaná vlákna. SEC představuje úpon svalu, který se díky své tuhosti může občas vynechat. Vztah síly a prodloužení těchto komponentů je pak dána rovnicemi (1) a (2), kde  $F_{SEC}$ ,  $\Delta L_{SEC}$  a  $F_{PEC}$ ,  $\Delta L_{PEC}$  jsou síly a prodloužení prvků SEC, resp. PEC a  $SEC_{sh}$  a  $PEC_{sh}$  jsou tvarové funkce daných prvků.

$$F_{SEC} = \frac{F_{SEC \max}}{\exp(SEC_{sh}) - 1} \left( \exp\left(\frac{SEC_{sh} \cdot \Delta L_{SEC}}{\Delta L_{SEC \max}}\right) - 1 \right) \quad [\text{eq:fsec}] \quad (1)$$

$$F_{PEC} = \frac{F_{PEC \max}}{\exp(PEC_{sh}) - 1} \left( \exp\left(\frac{PEC_{sh} \cdot \Delta L_{PEC}}{\Delta L_{PEC \max}}\right) - 1 \right) \quad [\text{eq:fpec}] \quad (2)$$

CC je charakterizován pomocí vztahů síla-délka a síla-rychlost, které jsou popsány rovnicí (3), kde  $F_{CC}$  je síla vynaložená prvkem CC,  $f_{FL}$  a  $f_{FV}$  jsou funkce pro vztahy síla-délka a síla-rychlost,  $V_{CC}$  a  $L_{CC}$  jsou rychlost prodlužování a délka CC,  $F_{\max}$  maximální síla CC a  $U$  normalizovaná úroveň aktivace.

$$F_{CC} = f_{FV}(V_{CC}) \cdot f_{FL}(L_{CC}) \cdot F_{\max} \cdot U \quad [\text{eq:fcc}] \quad (3)$$

$f_{FL}$  je dána předpisem (4), kde  $L_0$  je klidová délka komponentu CC

$$f_{FL} = \exp \left( -0,5 \left( \frac{\left( \frac{L_{CC}}{L_0} - 1,05 \right)^2}{0,19} \right) \right) \quad [\text{eq:ffl}] \quad (4)$$

$f_{FV}$  je dána předpisem (5), kde  $V_{\max}$  je maximální rychlost komponenty CC při dané úrovni aktivace  $U$ .

$$f_{FV} = \frac{0,1433}{0,1074 + \exp \left( -1,409 \sinh \left( \frac{3,2V_{CC}}{V_{\max}} + 1,6 \right) \right)} \quad [\text{eq:ffv}] \quad (5)$$

Celková síla  $F_m$  je pak dána součtem  $F_{CC}$  a  $F_{PEC}$ , jelikož síla generovaná v SEC a CC jsou stejné. [9]

## Kapitola 3

### Měření a modelování signálu EMG

#### 3.1 Součásti přístroje pro měření EMG

Přístroje pro měření EMG měří změny potenciálu v jednotlivých svaích. Specificita měření se může velmi lišit, od měření jednotlivých vláken, přes svaly, až po celé svalové skupiny. 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.

##### 3.1.1 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 bývaly dříve často měděné a připevněny za pomoci leukoplastu. 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 mm<sup>2</sup>, typicky 0,07 mm<sup>2</sup>. 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 mm<sup>2</sup>. [6, 10]

##### 3.1.2 Zesilovač

V přístrojích pro měření EMG se využívá diferenciální zesilovač. To znamená, že nezesiluje napětí na vstupech, ale rozdíl těchto napětí. Toto zesílení se nazývá gain. V ideálním

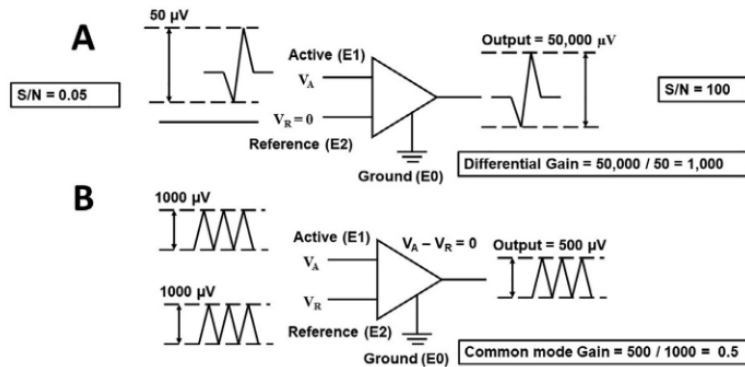


zesilovači je zesílen pouze rozdíl. To však v reálném zesilovači nelze, společnou složku pouze potlačuje. Kvalitu tohoto potlačení určuje parametr CMRR daný vztahem (1).

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

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. [6, 10]



[tab:diff-amp]

**Obrázek 3.1.** Schéma fungování diferenciálního zesilovače; A) Rozdílové zesílení; B) Souhlasné zesílení [10]

[sec:emg-hw-filters]

### 3.1.3 Filtry

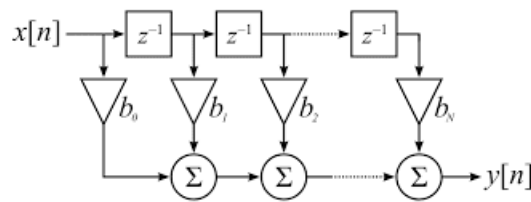
V zesíleném signálu se stále i po potlačení společné složky vyskytují šумы a artefakty. Artefakty jsou dvou typů, technologické a biologické. Mezi technologické se řadí **cable motion artefakt** (frekvence 1-10 Hz), šum z nedokonalého spojení elektrody s pokožkou danou převážně roztahováním pokožky či 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. [6, 10]

Filtry se primárně dělí na analogové a digitální. Analogové filtry působí ve spojitém čase a lze je často snadno vytvořit pomocí diskretních součástek, jako jsou kondenzátory, rezistory, iduktory či operační zesilovače. Zde se setkáváme s dělením na pasivní a aktivní, kdy pasivní filtr se skládá pouze z pasivních prvků, zatímco aktivní vyžaduje externí napájení, ale zase díky němu jsme schopni dosáhnout vyšší filtrace s menším řádem.

Digitální filtry pak filtrují signál, který byl již diskretizován pomocí ADC (viz sekce ??). Díky tomu lze dosáhnout i filtrace, které nejsou v analogovém světě možné. Základní dělení digitálních filtrů pak je dle jejich impulzní odezvy a to na filtry s konečnou impulzní odezvou (FIR) a nekonečnou impulzní odezvou (IIR).

FIR filtry mají výstup závislý pouze na aktuálních a minulých hodnotách vstupního signálu. Jejich matematický popis je dán rovnicí (2), princip je znázorněn obrázkem 3.2. Díky tomu mají lineární fázový posun, tedy všechny frekvence jsou posunuty stejně a zachovávají se fázové charakteristiky vstupního signálu. Další výhodou je jejich stabilita nezávisle na vstupním signálu. [11??]

$$y(n) = \sum_{k=0}^N b_k \cdot x(n-k) \quad [\text{eq:fir}] \quad (2)$$

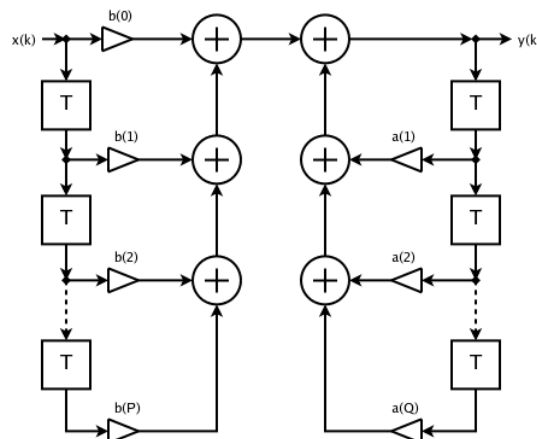


[fig:fir]

**Obrázek 3.2.** Schéma obecného FIR filtru [??]

Oproti tomu IIR filtry využívají zpětnou vazbu a tedy k výpočtu využívají i předchozí výstupní hodnoty. Výstupní hodnota je pak dána rovnicí (3), což lze znázornit obrázkem 3.3. Jejich výhodou je primárně nižší využití paměti, nižší zpoždění či možnost analogové implementace. Naopak je třeba si dát pozor na nelineární fázový posun a hlavně na stabilitu systému. Zpětná vazba může systém rozkmitat a ačkoli vstup byl konečně velký, výstup může nabývat nekonečných hodnot. Stabilitu systému lze vyhodnotit pomocí koeficientů  $a_k$ , kde pro koeficienty uvnitř jednotkové kružnice, tedy  $|a_k| < 1$  je systém stabilní. [11??]

$$y(n) = \sum_{k=0}^P b_k \cdot x(n-k) - \sum_{k=1}^Q a_k \cdot y(n-k) \quad (3) \quad [\text{eq:iir}]$$



[fig:iir]

**Obrázek 3.3.** Schéma obecného IIR filtru [??]

[sec:emg-hw-adc]

### 3.1.4 AD převodník

Pro digitální zpracování je třeba analogový signál diskretizovat. Toho dosahujeme pomocí AD převodníku, který přiřazuje analogovému signálu v daných časech diskrétní 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 3.1. V této tabulce jsou uváděny hodnoty, které zachovávají všechny sledované informace, avšak různé využití EMG využívají jiných informací, což způsobuje, že často jsou využívány nižší vzorkovací frekvence než uváděny v tabulce.

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. [10]

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 3.1.** Typické hodnoty amplitudy, frekvencí BP a vzorkovací frekvence [10]

[sec:electrodes]

## 3.2 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.

[sec:electrodes-flex\_ext]

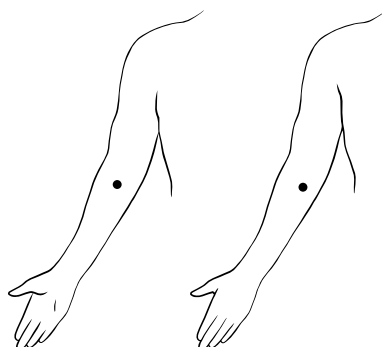
### 3.2.1 Měření flexoru a extenzoru předloktí

Toto umístění slouží k sledování celkového 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. [6]



[fig:flex-extenzor]

**Obrázek 3.4.** Schéma umístění elektrod pro měření flexoru a extenzoru předloktí. Obrázek převzat od Kateřiny Doubkové<sup>1</sup>; Data převzata z [6]

<sup>1</sup> Převzato se souhlasem autorky z neveřejných zdrojů

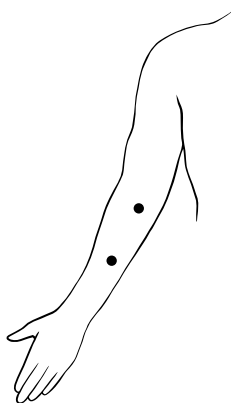
[sec:electrodes-extenzor]

### ■ 3.2.2 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. [6]



[fig:extenzor]

**Obrázek 3.5.** Schéma umístění elektrod pro měření extenzorů předloktí. Obrázek převzat od Kateřiny Doubkové<sup>2</sup>; Data převzata z [6]

[sec:electrodes-flexor]

### ■ 3.2.3 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. [6]

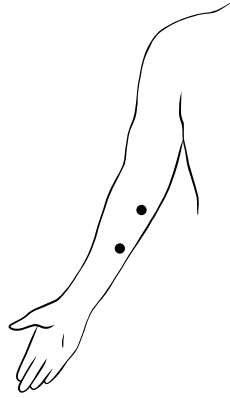
[sec:emg-model]

## ■ 3.3 Modelování signálu EMG

Jedním ze základních přístupů k modelování signálu EMG je zvažovat jednotlivé akční potenciály motorických neuronů samostatně, bez ovlivnění od okolních a šumů, které se následně spojíme pomocí konvoluční funkce. V modelu vyvozeném Sherifem a Gregorem v roce 1986 se předpokládá, že průměrný počet nervových impulzů je závislý na čase a síle vyvinuté svalu. Pro jednotlivé tkáně a přístroje se vytváří přenosové funkce, nakonec se přidává i šum. Schéma takového modelu je ukázáno v obrázku 3.7. Generovaný signál EMG takovýmto modelem lze popsat rovnicí (4), zatímco

<sup>2</sup> Převzato se souhlasem autorky z neveřejných zdrojů

<sup>3</sup> Převzato se souhlasem autorky z neveřejných zdrojů



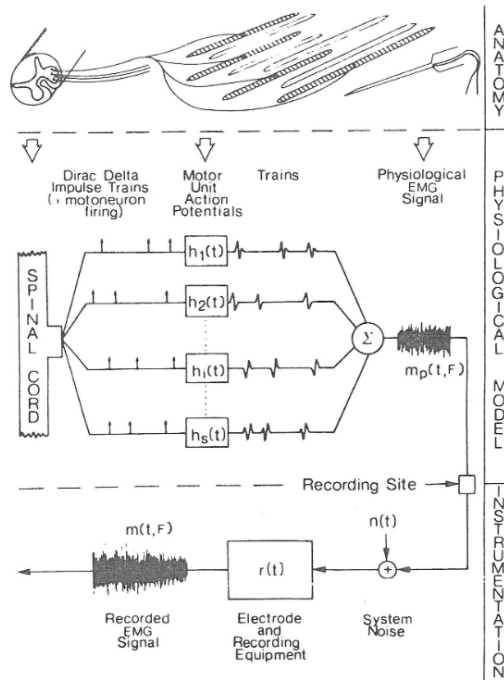
[fig:flexor]

**Obrázek 3.6.** Schéma umístění elektrod pro měření flexorů předloktí. Obrázek převzat od Kateřiny Doubkové<sup>3</sup>; Data převzata z [6]

změřený signál rovnicí (5), kde  $h(t)$  je přenosová funkce tkání,  $K_1$  a  $K_2$  konstanty,  $r(t)$  přenosová funkce přístrojů a  $n_1(t)$  s  $n_2(t)$  jsou šumové funkce. [8]

$$S(t) = n_1(t) + \int_0^t K_1 \cdot h(t - \tau) \cdot V(\tau) d\tau \quad [\text{eq:emgst}] \quad (4)$$

$$W(t) = n_2(t) + \int_0^t K_2 \cdot r(t - \tau) \cdot S(\tau) d\tau \quad [\text{eq:emgt}] \quad (5)$$



[fig:sherif-gregor-model]

**Obrázek 3.7.** Schéma modelu pro generování EMG signálu [8]

Lindström následně odvodil rovnici pro modelování výkonového spektra EMG v homogenním médiu. Dokázal, že spektrum závisí na tvaru a rychlosti vedení akčního potenciálu, součtu všech přispívajících signálů ve motorickém neuronu a umístění elektrod. Všechny tyto vlastnosti vyjadřuje funkce  $\mathbf{G}(\frac{\omega}{\nu})$ , kde  $\omega$  je úhlová frekvence a  $\nu$

rychlost akčního potenciálu. Výkonové spektrum pak vyjadřuje rovnice (6). Tento model navíc spojuje spektrální posuv, který se vyskytuje v při únavě, přímo s nižší rychlostí vedení akčních potenciálů. [8]

$$\mathbf{W} = \nu^{-2} \cdot \mathbf{G}\left(\frac{\omega}{\nu}\right) \quad [\text{eq:w-omega}] \quad (6)$$

Dalším možným přístupem je možné považovat signál EMG za stochastický výstup systému řízeného Gaussovským šumem. Pro lineární fitting se pak používají různé modely, například AR (autoregresivní), ARMA (autoregresivní klouzavý průměr) či ARIMA (autoregresivní integrovaný klouzavý průměr). Hlavní výhodou této metody je popis všech důležitých vlastností EMG signálu pomocí lineárního modelu. Tyto metody se uplatní primárně pro klasifikaci segmentů signálu EMG.

# Kapitola 4

## Legislativa v oblasti pracovní ergonomie

### 4.1 Česká republika

Hygienické limity u fyzické zátěže stanoví v České republice nařízení vlády č. 361/2007 Sb., konkrétně hlava IV.

Její první díl se zabývá celkovou fyzickou zátěží, neboli zátěží při dynamické fyzické práci vykonávané velkými svalovými skupinami, při které je zatěžováno více než 50 % svalové hmoty. Limity jsou stanoveny za užití energetického výdeje, viz tabulky 4.1 a 4.2, a srdeční frekvence, která nesmí průměrně přesáhnout 102 tepů za minutu a jednorázově 110 tepů za minutu. Obě tyto hodnoty platí pouze není-li okamžitá hodnota vyšší než 28 tepů za minutu oproti klidové. [12]

Energetický výdej	15 - 16 let	16 - 17 let	17 - 18 let	18 a více let
Směnový průměrný [MJ]	5,9	6,9	7,9	6,8
Směnový přípustný [MJ]	6,2	7,3	8,5	8
Roční průměrný [MJ]	1390	1620	1860	1600
Minutový přípustný [W]	440	500	540	575

[tab:energy-man]

**Tabulka 4.1.** Přípustné a průměrné hygienické limity energetického výdeje při práci s celkovou fyzickou zátěží u mužů [12]

Energetický výdej	15 - 16 let	16 - 17 let	17 - 18 let	18 a více let
Směnový průměrný [MJ]	3,7	3,8	4,8	4,5
Směnový přípustný [MJ]	4,4	4,6	5,0	5,4
Roční průměrný [MJ]	870	890	1130	1060
Minutový přípustný [W]	350	370	375	395

[tab:energy-woman]

**Tabulka 4.2.** Přípustné a průměrné hygienické limity energetického výdeje při práci s celkovou fyzickou zátěží u žen [12]

Druhý díl se pak zabývá zatížením lokálním. Limity při lokálním zatížení, tedy zatížení malých svalových skupin při práci končetinami, jsou posuzovány na základě počtu pohybů vztahených k průměrné časově vážené hodnotě vynakládaných svalových sil vyjádřené v procentech maximální svalové síly ( $F_{max}$ ). Tento vztah je vyjádřen v tabulce 4.3. [12]

### 4.2 Slovenská republika

Ve Slovenské republice je povinnost dodržovat hygienické limity udává zákon č. 355/2007 Z. z. o ochrane, podpore a rozvoji verejného zdravia, přesněji §30 a §38.

% Fmax	Průměrný počet pohybů	Průměrný minutový počet pohybů
7	27600	58
8	24300	51
9	21800	44
10	19800	41
11	18100	37
12	16700	34
⋮	⋮	⋮
48	3200	7
49	3000	7
50	2700	7
51	2400	7
52	2100	7
53	1800	7

[tab:movement]

**Tabulka 4.3.** Průměrné hygienické limity pro směnové a minutové počty pohybů ruky a předloktí za průměrnou osmihodinovou směnu [12]

Podle nich je zaměstnavatel povinen zajistit posouzení fyzické zátěže při práci, dodržovat nejvyšší přípustné hodnoty vynakládaných svalových sil a frekvence pohybů a dodržovat nejvyšší přípustné hodnoty celkové a lokální zátěže zaměstnanců. Hodnocení se provádí zejména u prací malých svalových skupin horních končetin s vysokými počty pohybů, kde se porovnává podobně jako v ČR počet pohybů vztažených k průměrné časově vážené hodnotě vynakládaných svalových sil vyjádřené v procentech maximální svalové síly. [13–14]



# Kapitola 5

## Aktuální metodika měření

V současnosti probíhá měření při každé změně pracovních procesů certifikovanou laboratorii. Za účelem sjednocení postupů při měření všemi laboratoři, vydalo Ministerstvo zdravotnictví České republiky ve svém Věstníku 6/2022 Metodický návod k zajištění jednotného postupu při autorizované měření, posuzování a interpretaci výsledků měření lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie.

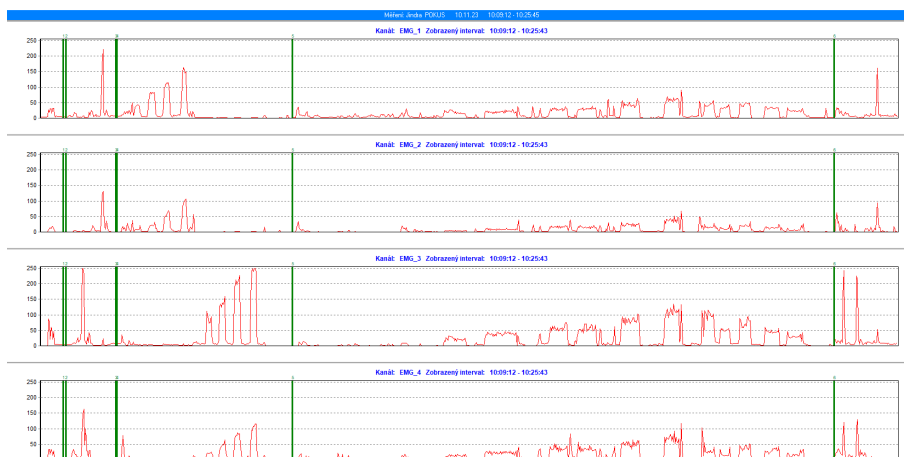
Podle daného Metodického návodu se měří každá činnost pro celou průměrnou směnu. Pokud probíhá řízená rotace pracovníků, kdy interval je maximálně jednodenní, pak se pro výpočet užívá časově vážený průměr všech pozic. Měření se provádí minimálně u dvou osob stejného pohlaví, kdy se preferují praváci, kteří byli již dostatečně zapracováni. [15]

### 5.1 Standardní postup pro provádění měření

Nejdříve se odmastí povrch pokožky abrazivní pastou, následně se elektrody umístí na předloktí pro měření svalových skupin flexorů a extenzorů, jak jsme popsali v sekcích 3.2.2 a 3.2.3. Přístroj i elektrody lze případně připevnit pomocí náplasti či prubanu.

Po připevnění elektrod se určí velikost  $F_{max}$  pomocí dynamometru. Měření probíhá v definovaných polohách a to stoj, neutrální poloha v rameni, flexe v lokti  $90^\circ$  a neutrální poloha zápěstí, poté stoj, neutrální poloha v rameni, flexe v lokti  $90^\circ$  a stisk podhmatem, a závěrem stoj a neutrální poloha v ramenu, v lokti i zápěstí. Při určení je palec v opozici, stisk probíhá všemi prsty se zapojením palce. Měření probíhá s minutovým intervalem v každé poloze dvakrát s délkou stisku 2 sekundy. V okamžiku stisku dynamometru nastavíme zesílení přístroje tak, aby hodnota  $F_{max}$  byla v  $1/3$  až  $2/3$  rozsahu, kdy zesílení při hodnotě  $F_{max}$  musí být stejné jako v průběhu měření.

Po nastavení zesílení a určení hodnoty  $F_{max}$  probíhá samotné měření. V jeho průběhu dochází k popisu pracovních činností, zejména časové charakteristiky, odpočinkové časy a určení podílu statické a dynamické složky práce, a záznam počtu pohybů rukou a předloktí. To lze provádět buď na místě, či pomocí videozáznamu. videozáznam lze následně synchronizovat se záznamem EMG, což dává možnost vytipovat rizikové úkony. Počítání pohybů na místě se provádí opakovaně a v náhodných intervalech, kdy na konci se provede aritmetický průměr. Následně se vynásobením průměru hodnot danou výkonnostní normou vypočítá celosměnový počet pohybů. Při počítání se upřednostňuje zjištění počtu pohybů vztahených na 1 úkon, operaci, cyklus nebo kus. V případě že to není možné, lze vycházet z počtu pohybů vztahených na 1 časovou jednotku. Délka měření vždy vychází z požadavku, aby byly vyhodnoceny všechny činnosti prováděné v průměrné pracovní směně. Doporučená délka měření činnosti, kde perioda cyklu nepřekračuje 2 minuty, je minimálně 20 minut. Pokud je perioda delší než 2 minuty, či se střídá větší množství činností, pak se doporučuje měření alespoň 40 minut. [15]



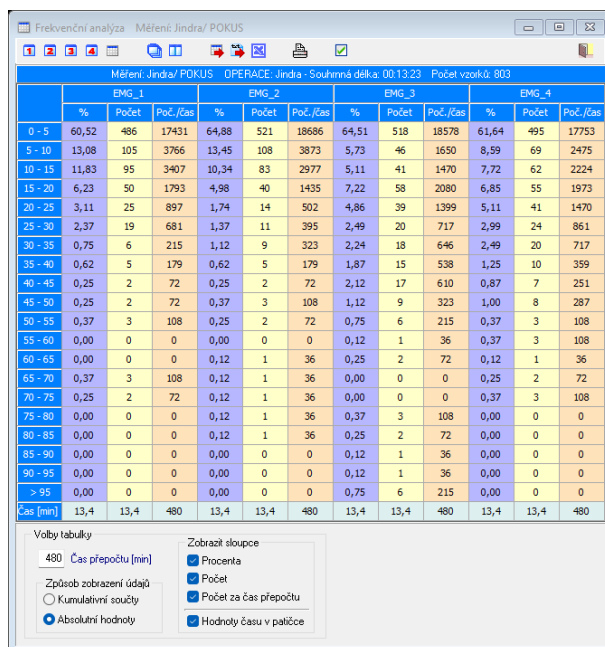
[fig:geta-mereni]

**Obrázek 5.1.** Ukázka křivky v programu EMG Analyzer za užití přístroje EMG Holter

[sec:current-outcome]

## 5.2 Vyhodnocení měření

Naměřené hodnoty procent Fmax se časově převáží dle zaznamenaných časových charakteristik na průměrnou směnu. Do časového vážení se nezapočítává zákonná přestávka na jídlo a odpočinek. Bezpečnostní a technologické přestávky se do průměrné směny započítávají také a to hodnotou 5 % Fmax, vykonával-li pracovník o přestávce nenáročné drobné operace, a 3 % nevykonával-li žádnou činnost. Činnosti jako úklid a příprava pracoviště se měřit nemusí, avšak ani v takovém případě je nelze vynechat z časového vážení a požívá se hodnota 5 až 8 % Fmax. Výběr hodnoty provádí odhadem odborný pracovník autorizované fyziologické laboratoře v závislosti na náročnosti dané činnosti.

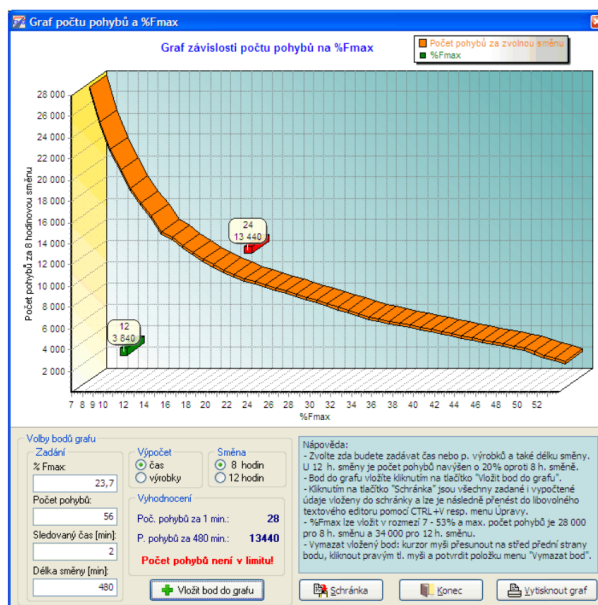


[fig:geta-frek]

**Obrázek 5.2.** Ukázka frekvenční analýzy v programu EMG Analyzer za užití přístroje EMG Holter

Převážené průměrné výsledky jsou následně porovnány s hygienickými limity. Svalové síly nad 70 % Fmax jsou považovány za nadlimitní zátěž u prací s převahou dynamické složky, u práce s převahou statické složky je nadlimitní zátěž nad 45 % Fmax.

V případě, že na dané pozici pracují jak muži, tak ženy, nelze výsledek měření přepočítávat. Avšak pokud měření uskutečněné u žen nepřekračuje hygienické limity, pak lze výsledek interpretovat tak, že nepřekračuje hygienické limity ani u mužů. Naopak pokud hodnoty naměřené u mužů překračují nějaké hygienické limity, pak lze kategorizovat práci u žen shodně jako u mužů. V případech, kdy měření u žen překročilo hygienické limity, či měření u mužů limity nepřekročilo, je třeba provést měření samostatně pro obě pohlaví.



[fig:geta-res]

**Obrázek 5.3.** Ukázka výsledků měření v programu EMG Analyzer za užití přístroje EMG Holter [16]

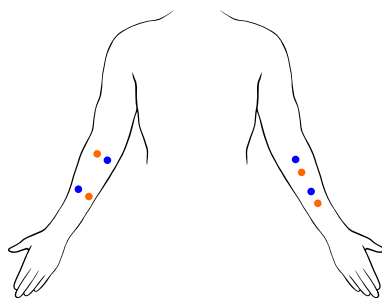
Při hodnocení lokální svalové zátěže ve směnách delších než 480 minut se provádí navýšení limitů vynakládaných sil v rozmezí 55-70 % Fmax a průměrné směnové počty pohybů ruky a předloktí a to vždy o 2,5 % za každých započatých 30 minut práce nad 480 minut. [15]

# Kapitola 6

## Návrh a provedení experimentu

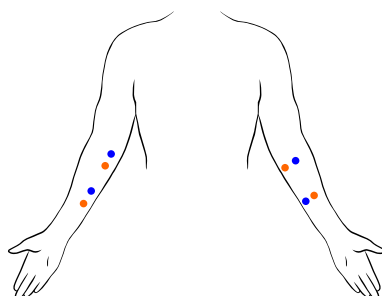
### 6.1 Příprava experimentu

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 3.2.2 a 3.2.3. 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 6.1.** Schéma umístění elektrod při experimentu na dorzální straně (oranžově Shimmer, modře GETA Holter). Obrázek převzat od Kateřiny Doubkové<sup>1</sup>



[fig:experiment\_flex]

**Obrázek 6.2.** Schéma umístění elektrod při experimentu na ventrální straně (oranžově Shimmer, modře GETA Holter). Obrázek převzat od Kateřiny Doubkové<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Převzato se souhlasem autorky z neveřejných zdrojů

[sec:experiment]

## 6.2 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 6.1. 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 55 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 hřídele na činku	2,2
10	Přenášení hřídele na činku a kotouč 1,5 kg	3,7
10	Přenášení hřídele na činku a kotouč 2,5 kg	4,7
10	Přenášení hřídele 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 6.1.** Harmonogram aktivit v experimentu

[chap:signal]

# Kapitola 7

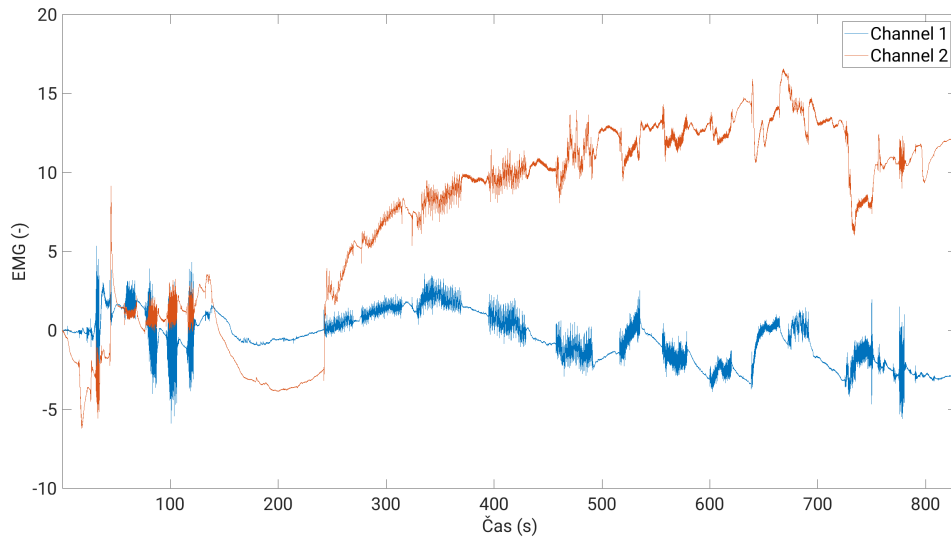
## Zpracování signálu

V této kapitole je popsán algoritmus pro zpracování signálu z přístroje Shimmer, tak, aby výsledky byly stejné s ekosystémem GETA. Algoritmus byl vytvořen týmem vedoucího práce a v době psaní není publikován. Můj příspěvek bylo porovnání výstupů algoritmu s výstupy z GETA.

[sec:signal-shimmer]

### 7.1 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.



[fig:signal\_raw]

**Obrázek 7.1.** Surová data z přístroje Shimmer

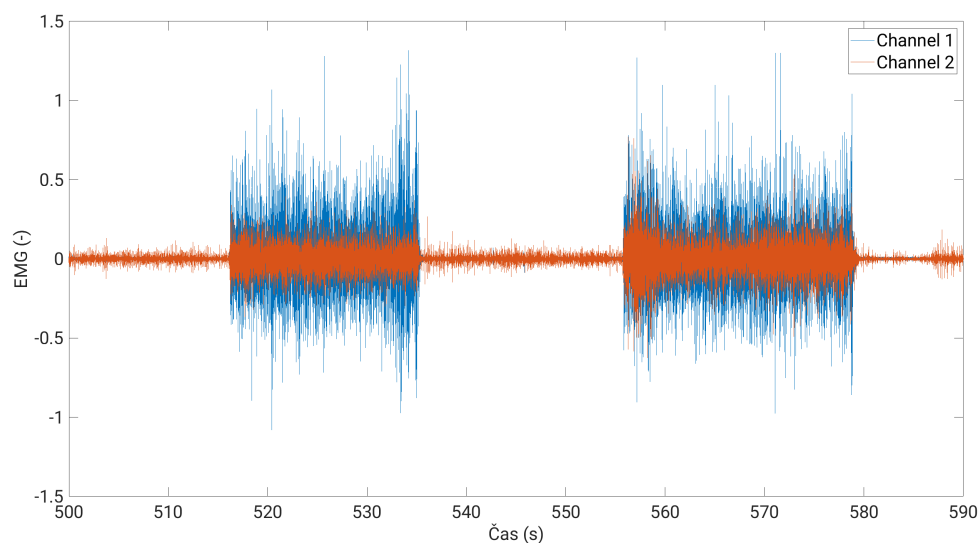
Následně filtrujeme šumy a artefakty ze signálu. Volíme BP na frekvencích 20 - 120 Hz. Pásmová zadrž není třeba použít díky napájení přístroje z baterií. Využíváme butterworthův filter 6. řádu.

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

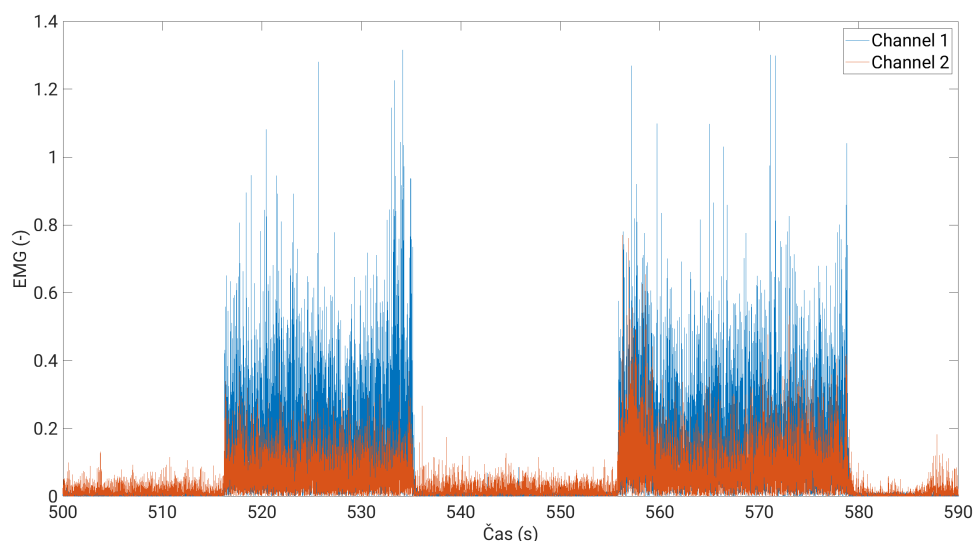
Tato obálka lze použít, pro porovnání se GETA je třeba převzorkovat signál ze vzorkovací frekvence 256 Hz na 1 Hz. To provedeme spočítáním RMS dle vzorce (1) pro každých 256 vzorků (tedy jednu sekundu signálu).

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

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.



[fig:signal\_bp]

**Obrázek 7.2.** Signál filtrovaný pásmovou propustí

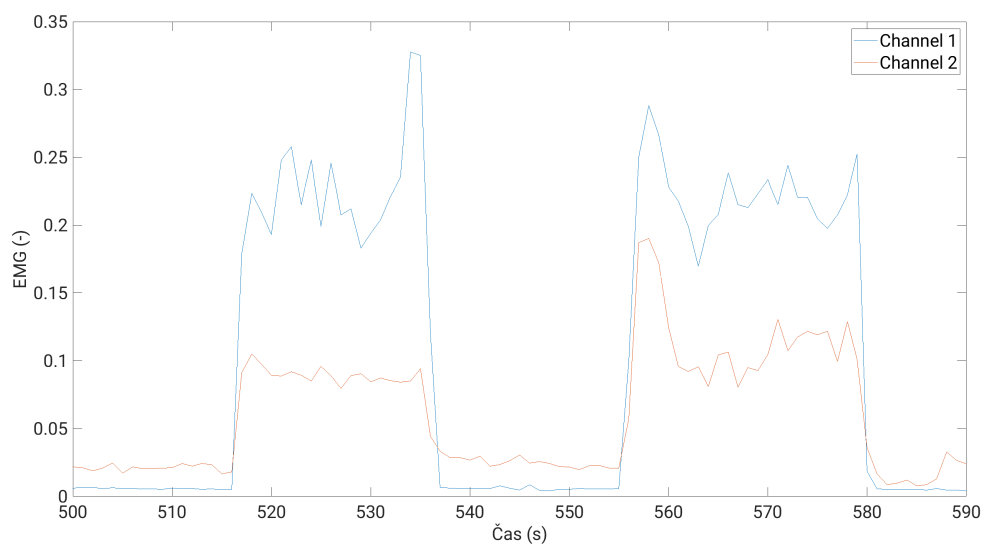
[fig:signal\_envelope]

**Obrázek 7.3.** Obálka filtrovaného signálu

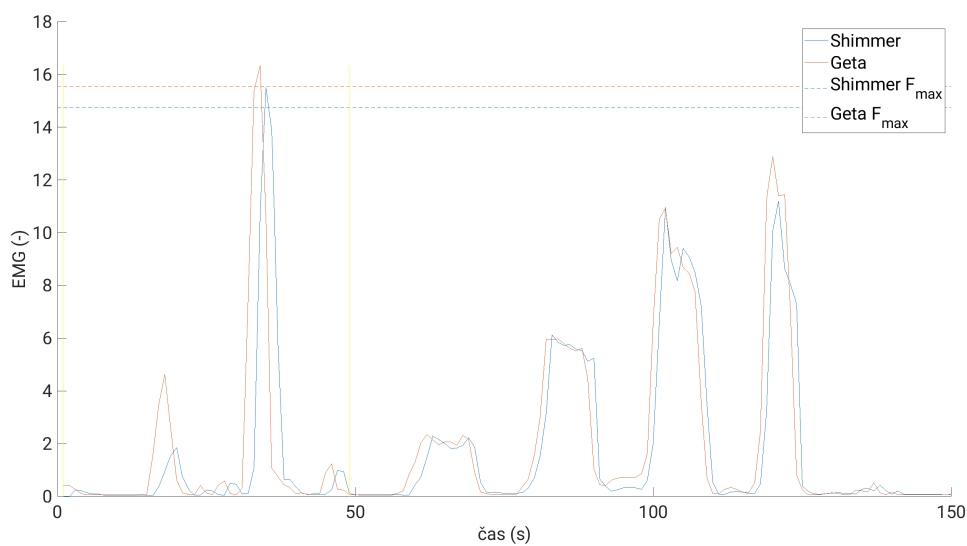
[sec:signal-histogram]

## 7.2 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 %. Následně pak normalizujeme velikosti histogramu tak, aby sčítal do 100.



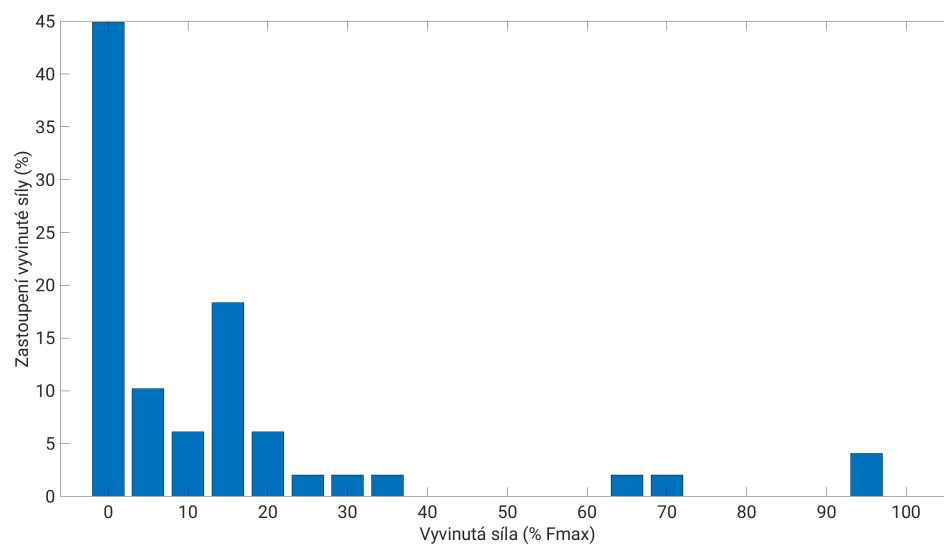
[fig:signal\_reduced]

**Obrázek 7.4.** Převzorkovaná obálka filtrovaného signálu

[fig:signal\_compare]

**Obrázek 7.5.** Srovnání signálů mezi přístroji





[fig:histogram]

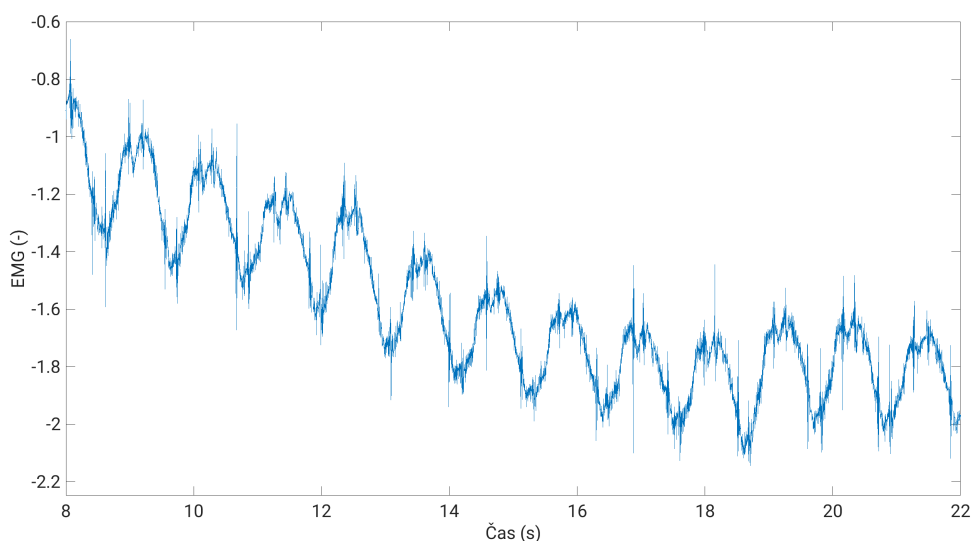
**Obrázek 7.6.** Histogram měření EMG

## Kapitola 8

### Vyhledávání pohybů v signálu EMG

Jelikož aktuálně se pohyby detekují pouze manuálně na místě, popřípadě z videozáznamu, rozhodl jsem se posunout aktuální metodiku právě v této oblasti a vytvořit pomůcku pro pracovníky laboratoří fyziologie pro detekci pohybů. Vycházel jsem ze signálů změřených v průběhu vývoje skriptu v kapitole 7, jelikož tato sekce ho doplňuje. Z těchto měření využívám pouze část s pohybem puků popsaných v sekci 6.2. Délka každého měření byla přibližně 3 minuty. Jelikož se zaměřujeme na prevenci nemoci z povolání způsobených [DNJZ] končetin, vycházel jsem z předpokladu, že skript nebude úplně autonomní, avšak bude sloužit pouze jako pomůcka pracovníkovi, který například sám určí množství pohybů v cyklu, či zvolí přesnější výsledek.

Před samotnou detekcí pohybů posunu odečtením prvního vzorku od signálu a tedy v jsem přešel v dalších úpravách a filtracích zákmitům (viz obrázek 8.1). Následně navrhuji několik metod, pro detekci cyklů v signálu. Tyto metody jsou popsány v následujících sekcích.



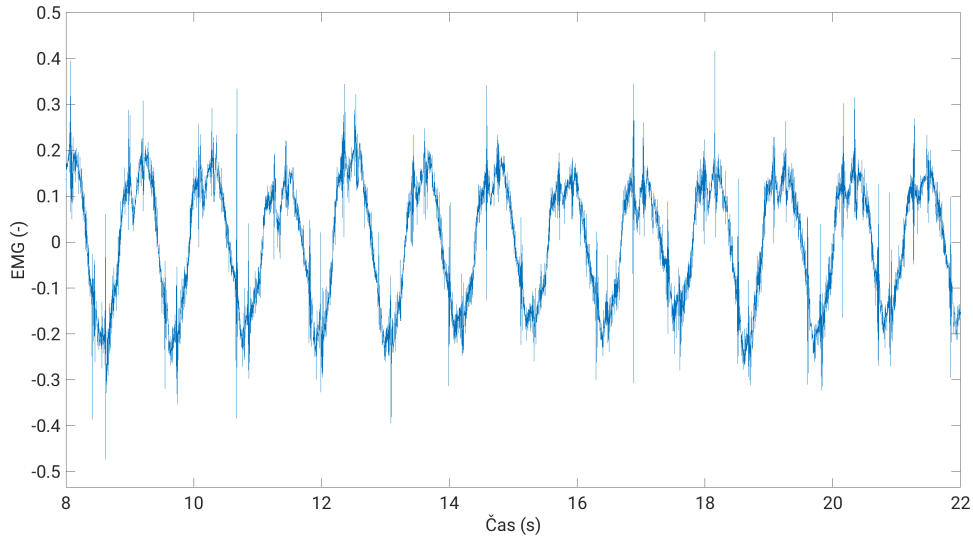
[fig:pohyb-zero]

Obrázek 8.1. Vstupní signál posunutý do nuly

### 8.1 Vyhledání opakujících se vzorců

V této metodě hledám opakující se cykly přímo z měřeného signálu. Před samotným vyhledáváním odfiltruji stejnosměrnou složku pomocí inverzního Čebyševova filtru desátého řádu typu horní propust, s mezním kmitočtem 0,35 Hz a minimálním útlumem v zádržném pásmu 40 dB. Filtrovaný signál je vykreslen v obrázku 8.2

Na tomto filtrovaném signálu používám křížovou autokorelaci s maximálním posunem o 30 sekund dle rovnice (1), kde  $x[n]$  je filtrovaný signál a  $f_s$  vzorkovací frekvence signálu. [17]

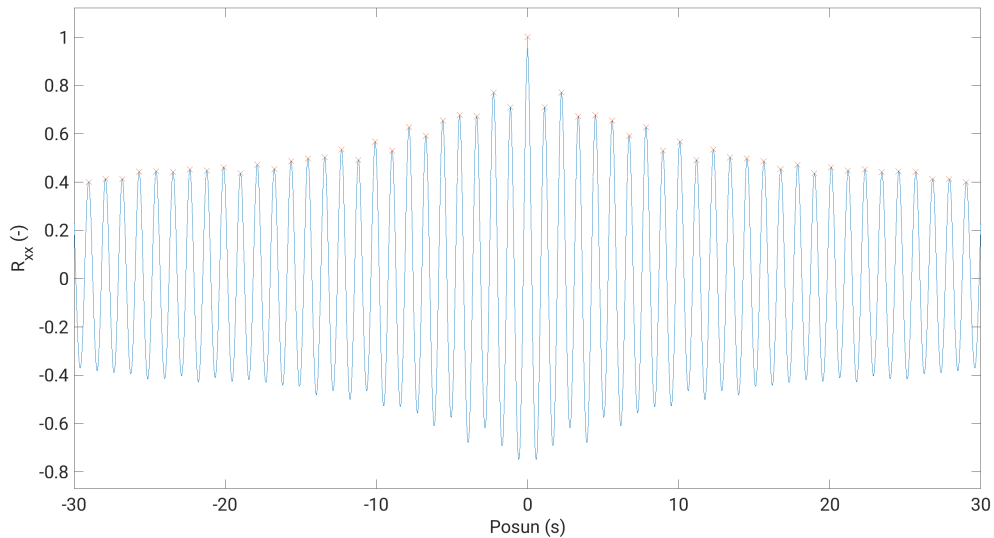


[fig:pohyb-corr-filter]

**Obrázek 8.2.** Signál filtrovaný horní propustí s mezním kmitočtem 0,35 Hz

$$R_{xx}(r) = \sum_{n=-30f_s}^{30f_s} x[r+n] s^*[n] \quad [\text{eq:autocorr}] \quad (1)$$

Jelikož je signál repetitivní, je možné z autokorelační funkce odečíst periodu opakující se sekvence, která se ukazuje jako vzdálenost lokálních maxim. Lokální maxima hledám s minimální vzdáleností 1/4 sekundy, abych předešel nalezení i periody případných šumů. Následně zvolím pouze ty vrcholy, jejichž prominence je větší či rovna průměrné prominenci, což zaručí, že vyberu celou periodu nikoli její část, tedy v praxi vyberu celý cyklus pohybu tam a zpět, nikoli tam či zpět. To je nežádoucí, jelikož každý z těchto pohybů může mít jinou sekvenci aktivací svalů v zápěstí a tedy bych našel pouze tento pohyb a ne vždy ty zbylé. Nalezené vrcholy a autokorelační funkce jsou znázorněny v obrázku 8.3.

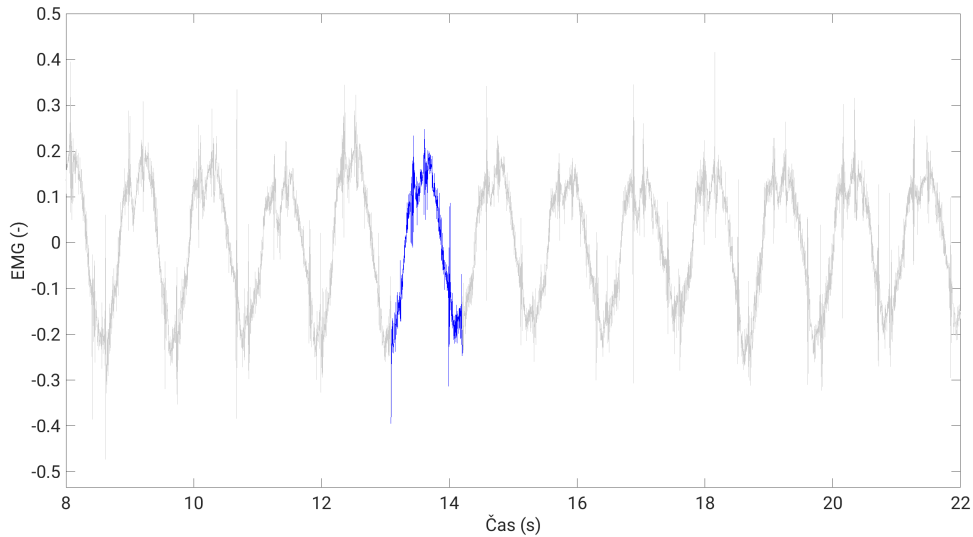


[fig:pohyb-corr-xcorr]

**Obrázek 8.3.** Autokorelační funkce signálu s nalezenými lokálními maximy

Díky známé periodě cyklu, je možné vybrat vhodný úsek, který reprezentuje daný cyklus. Toho docílím tak, že najdu všechna lokální minima, která jsou od sebe vzdá-

lená alespoň 3/4 periody. Následně z nich vyberu to, které je nejbližší jejich mediánu. Vybraný bod označím jako počátek úseku a konec určím jako bod o jednu periodu dále. Ukázka takto vybraného úseku je obrázek 8.4. Pro výběr lze použít chytřejší algoritmy, či nechat pracovníka laboratoře vybrat manuálně začátek, popřípadě i konec a přeskočit tak potřebu hledání periody, ukázalo se, že tato metoda, je dostatečně přesná.



[fig:pohyb-corr-sample]

**Obrázek 8.4.** Vybraný vzorek reprezentující jednu periodu

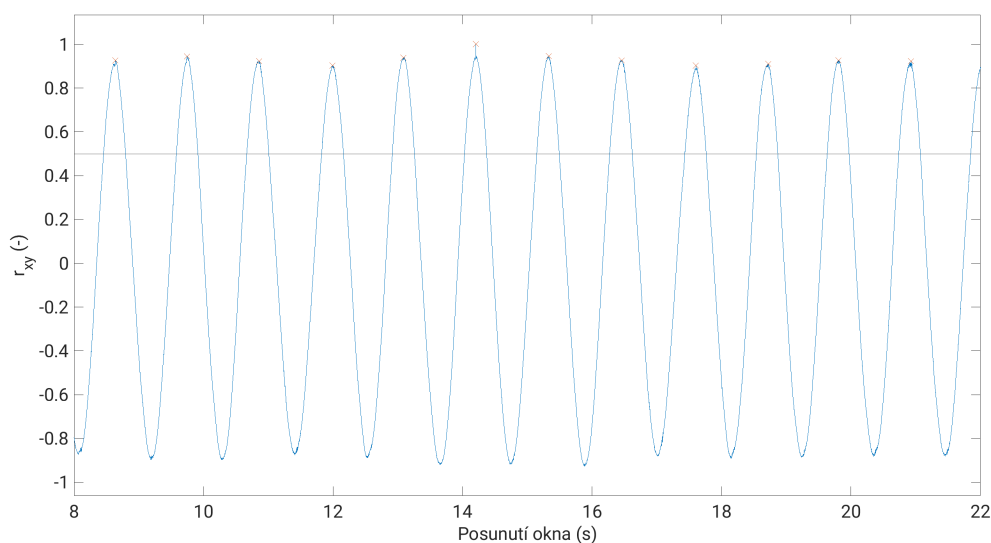
Nyní mám reprezentativní vzorek jednoho cyklu a mohu hledat ostatní cykly. Za tím účelem počítám korelaci vybraného vzorku s pohybujícím se oknem stejné délky jako je vzorek dle rovnice (2), kde  $x$  je úsek vstupního signálu délky  $n$ ,  $y$  je referenční vzorek také délky  $n$ ,  $\bar{x}$  a  $\bar{y}$  jsou průměry daných signálů. [18] Velikost kroku je jeden bod. Spočítané korelační koeficienty ukazují podobnost daných úseků s vybraným vzorkem.

$$r_{xy} = \frac{\sum_{k=1}^n (x[k] - \bar{x})(y[i] - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x[i] - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y[i] - \bar{y})^2}} \quad \text{[eq:corr]} \quad (2)$$

Nyní najdeme lokální maxima korelační koeficientů s podmínkou, že jsou od sebe vzdálená alespoň 3/4 délky vzorku a z jejich indexu dopočítáme počáteční indexy nalezených segmentů obsahující detekované cykly.

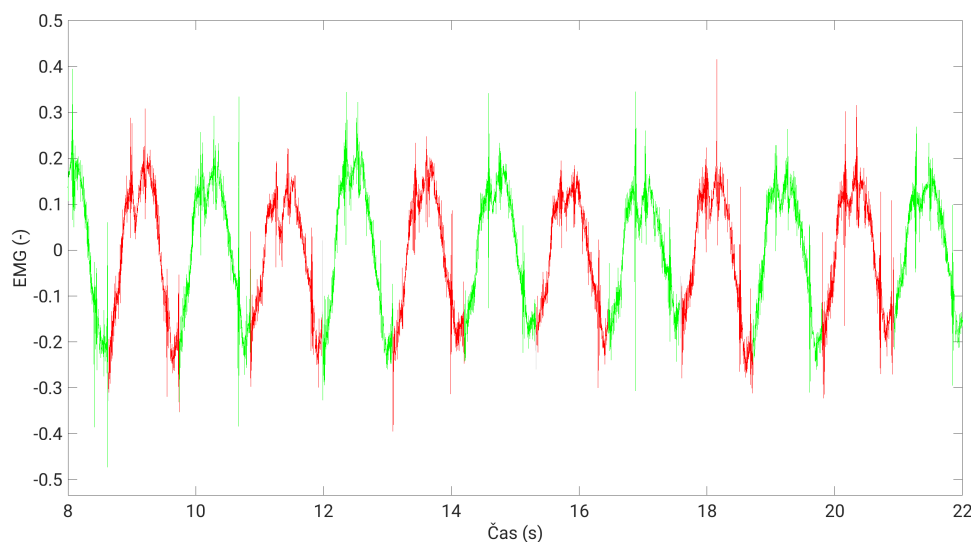
Na závěr vyberu kanál s lepší detekcí. Zde jsem využíval možnosti výběru pracovníkem laboratoře. V případě že je označena vlaječka pro interaktivní běh skriptu, pak pracovník vybere lepší kanál a uložím jeho výběr, v opačném případě buď nahraji uložené dřívější rozhodnutí obsluhy, či vyberu kanál, kde je více detekovaných cyklů. Následně doplním hluchá místa informacemi z druhého kanálu. Výsledek je ukázán v obrázku 8.6

Tato metoda má nevýhodu, že ji může rozhodit nízké SNR, tedy nízký poměr signálu k šumu. Nicméně v takovýchto případech je velmi spolehlivá. Nedostatky této metody se ukazují v tabulce 8.1 u subjektů 10 a 11. U subjektů 5 a 9 byly detekované cykly posunuty o 1/2 periody oproti manuálně označeným hodnotám, nicméně i tato data mohou být v praxi užitečná pro pracovníka, kde potřebuje počet cyklů, nikoli přesné hranice.



[fig:pohyb-corr-score]

**Obrázek 8.5.** Korelační koeficient pohybujícího se okna a vybraného vzorku s detekovanými lokálními maximy



[fig:pohyb-corr-res]

**Obrázek 8.6.** Výsledek metody vyhledání opakujících se vzorců

[sec:emg]

## 8.2 Vyhledávání opakujících se vzorců v obálce signálu

Jak jsem zmínil, minulá metoda je náchylná na velikost SNR. Tuto nevýhodu lze částečně eliminovat vyhledáváním opakujících se vzorců místo v samotném signálu v jeho obálce singálu. Pro vyhledání obálky nejdříve přefiltruji signál Čebyševovým filtrem 10. řádu typu pásmová propust s propustným pásmem 20 - 120 Hz a minimálním útlumem v zádržném pásmu 40 dB. Tento signál je ukázán v obrázku 8.7

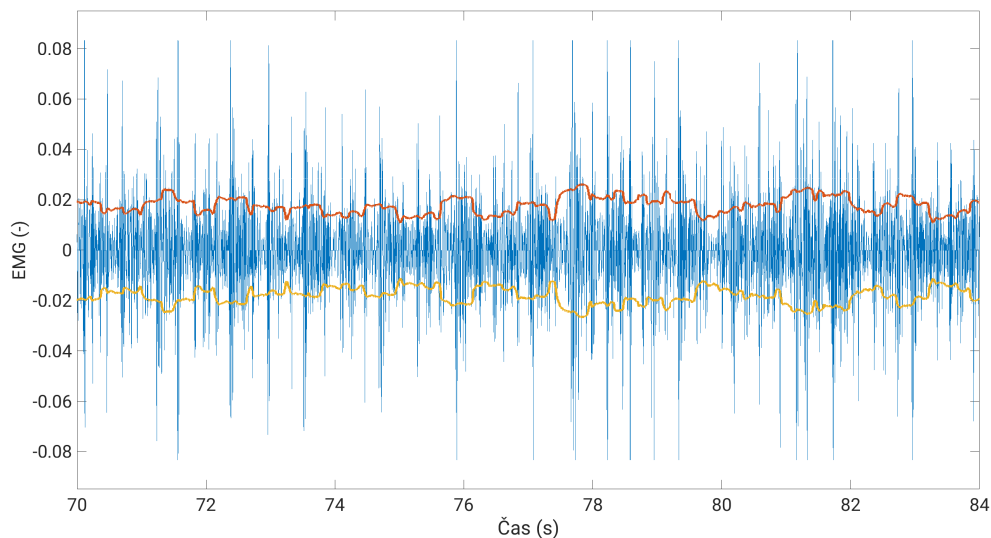
Dalším krokem je vyhledání zmíněné obálky. K tomu využívám RMS filtr s velikostí okna  $1/2$  sekundy. Dolní obálka je počítána stejně, avšak pro signál vynásobený  $-1$ .

Pro další výpočet používám pouze horní obálku, tedy ji opět posunu do nuly a následně postupuji podobně jako v sekci 8.1, tedy odstraním stejnosměrnou složku horní propustí s mezní frekvencí 0,35 Hz, naleznu pomocí křížové korelace periodu repetice a vyberu reprezentativní vzorek a najdu všechny jemu podobné úseky. Následně pracov-

Subjekt	TP	FP	FN	Senzitivita (%)
1	328	4	12	96,47
2	680	8	4	99,42
3	684	12	0	100
4	316	8	12	96,34
5	8	316	324	2,41
6	612	8	56	91,62
7	288	12	56	83,72
8	320	12	20	94,12
9	0	332	332	0
10	4	4	536	0,74
11	12	0	532	2,21

[tab:pohyb-corr-res]

**Tabulka 8.1.** Výsledky metody vyhledání opakujících se vzorců; Volba kanálu proběhla manuálně; TP - Počet spěšně detekovaných cyklů; FP - Počet nepravdivě detekovaných cyklů; FN - Počet nedetekovaných pohybů



[fig:pohyb-emg-envelope]

**Obrázek 8.7.** Signál filtrovaný pásmovou propustí 20 - 120 Hz a jeho obálka

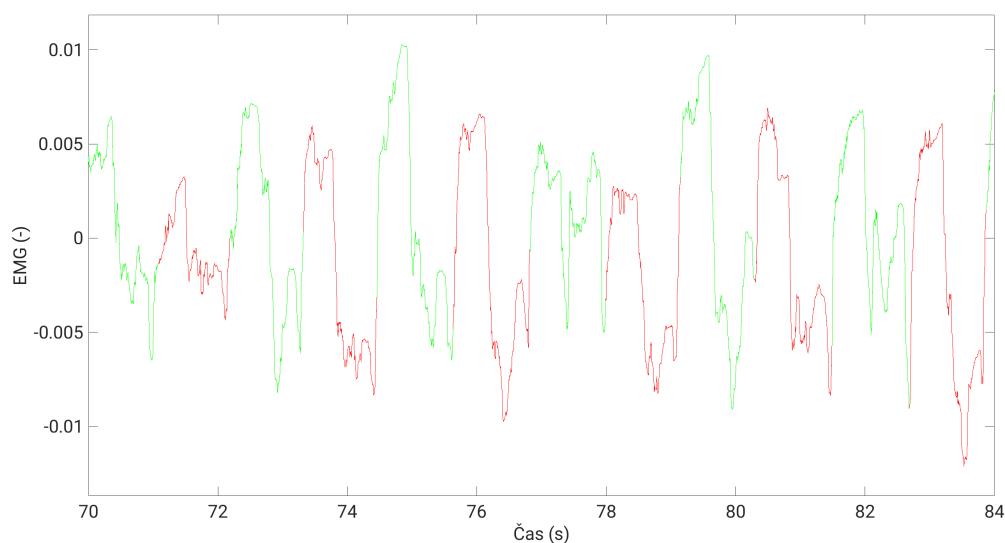
ník laboratoře vybere vhodnější kanál a v něm chybějící informace doplním z druhého kanálu. Výsledně detekované úseky obálky jsou ukázány v obrázku 8.8.

Tato metoda je značně spolehlivější u signálu s vyšším šumem, nicméně u činností, kde je nízká vynaložená síla ztrácí dostatek dat. To lze pozorovat v tabulce 8.2 u subjektů 1 a 2. Naopak subjekty 10 a 11 mají na rozdíl od tabulky 8.1 velmi vysokou úspěšnost.

[sec:merge\_methods]

### 8.3 Spojení metod

Jednotlivé dříve popsané metody mají své výhody a nevýhody a jsou úspěšnější pro jiný typ signálu. Díky tomu je třeba opět vybrat lepší metodu a následně doplnit případná chybějící data pomocí zbylých metod. K tomu používám podobný způsob rozhodování jako při výberu lepších kanálů, kdy pracovník laboratoře buď vybere manuálně lepší metodu a jeho výběr se uloží pro příští spuštění skriptu na tom samém datasetu, po-



[fig:pohyb-emg-envelope-res]

**Obrázek 8.8.** Výsledek detekce opakujících se úseků obálky

Subjekt	TP	FP	FN	Senzitivita (%)
1	124	232	216	36,47
2	320	32	368	46,51
3	636	68	72	89,83
4	312	24	16	95,12
5	324	12	12	96,43
6	568	100	112	83,53
7	252	116	116	68,48
8	336	0	4	98,82
9	328	4	4	98,8
10	540	0	0	100
11	544	0	0	100

[tab:pohyb-emg-res]

**Tabulka 8.2.** Výsledky metody vyhledávání opakujících se vzorců v obálce signálu; Volba kanálu proběhla manuálně; TP - Počet spěšně detekovaných cyklů; FP - Počet nepravdivě detekovaných cyklů; FN - Počet nedetekovaných pohybů

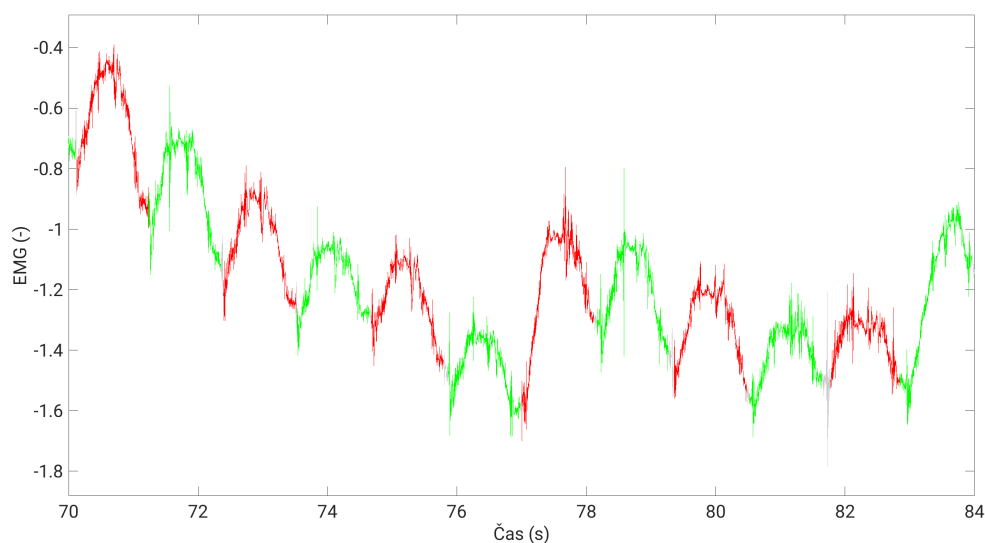
případě se použije metoda s vyšším počtem cyklů. Detekované cykly po spojení jsou znázorněny v obrázku 8.9.

Kombinace těchto metod s manuální volbou jak kanálů, tak metod, je velmi efektivní a dosahuje specifity 95 %, jak je ukázáno v tabulce 8.3. Ukazuje se také, že subjekty 1, 4 a 6 se zlepšili oproti tabulce 8.1 díky využití výsledků z metody vyhledávání opakujících se vzorců na obálce.

[sec:other\_signal]

## 8.4 Využití při měření jiných signálů

Navrženou metodiku jsem zkusil aplikovat i na jiné signály, než pouze EMG a to na EKG, konkrétně na dataset ECG-ID. [19] Ukazuje se, že metodika by při ladění jednotlivých parametrů, jako je vzdálenost vrcholů, či jednotlivé prahy měla fungovat. Výsledek je ukázán v obrázku 8.10.



[fig:pohyb-res]

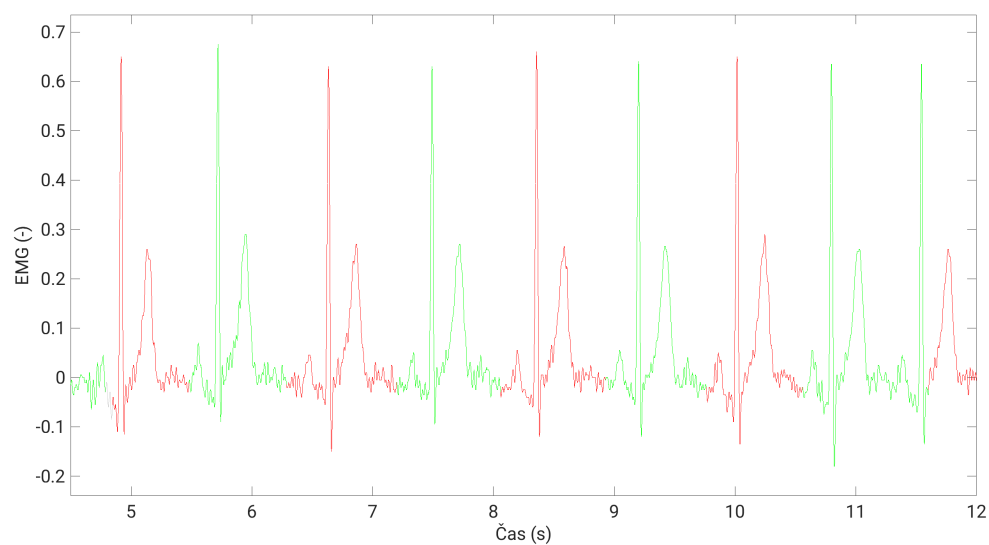
**Obrázek 8.9.** Detekované cykly pomocí navržené metodiky

Subjekt	TP	FP	FN	Senzitivita (%)
1	348	16	0	100
2	680	8	4	99,42
3	688	24	0	100
4	324	8	4	98,78
5	332	20	8	97,65
6	696	20	12	98,31
7	348	40	20	94,57
8	336	4	4	98,82
9	328	8	4	98,8
10	540	0	0	100
11	544	0	0	100

[tab:pohyb-res]

**Tabulka 8.3.** Výsledky metodiky s kombinací metod 8.1 a 8.2; Volba kanálů i metod proběhla manuálně; TP - Počet spěšně detekovaných cyklů; FP - Počet nepravdivě detekovaných cyklů; FN - Počet nedetekovaných pohybů





[fig:ecg]

**Obrázek 8.10.** Výsledek aplikace metodiky na signál ECG

## Kapitola 9

### Závěr

Kontrola plnění hygienických limitů lokální zátěže při repetitivní zátěži je klíčové pro ochranu zdraví pracovníků a předcházení nemocí z povolání a případným trvalým následkům. Aktuální metodika v rámci ČR využívá procenta maximální svalové síly vztažené na průměrný směnnový a minutový počet pohybů. Procenta maximální svalové síly jsou zjišťována pomocí sEMG, průměrné směnnové a minutové pohyby jsou počítány manuálně na místě, popřípadě za využití videozáznamu.

Tato práce nejdříve popisuje návrh program, který má za účel nahradit ekosystém od společnosti GETA Centrum s.r.o., který má nedostatky dané z velké části jeho stářím. Následně je tento program vylepšen metodikou pro vyhledání pohybů přímo v signálu EMG, což může sloužit jako pomůcka pro pracovníky laboratoří fyziologie, při počítání pohybů. Tato metodika kombinuje dvě metody, které se navzájem doplňují, což zajišťuje detekci cyklů s úspěšností 95 %. Tato chyba od správného počtu zajišťuje přesnost v rámci jednoho procenta  $F_{max}$  dle tabulky v příloze Nařízení vlády č. 361/2007 Sb.

## Literatura

- [1] FENCLOVÁ, Zdenka, Dana HAVLOVÁ, Michaela VOŘÍŠKOVÁ, Pavel URBAN a Jan ŽOFKA. *Nemoci z povolání v České republice v roce 2022*. Dostupné na <https://szu.cz/wp-content/uploads/2023/04/V-roce-2022.pdf>.
- [2] HECHT, Marjorie. *Repetitive Strain Injury (RSI): Causes, Prevention, and More*. Dostupné na <https://www.healthline.com/health/repetitive-strain-injury>.
- [3] COSTANZO, Linda S. *Physiology*. 6. vyd. Philadelphia, PA: Elsevier, 2018. ISBN 978-0-323-47881-6.
- [4] LUTHER, Pradeep. The vertebrate muscle Z-disc: Sarcomere anchor for structure and signalling. *Journal of muscle research and cell motility*. 2009, ročník 30, s. 171–185. Dostupné na DOI 10/dcnf9m.
- [5] ZAYIA, Lindsay C. a Prasanna TADI. *Neuroanatomy, Motor Neuron*. Dostupné na <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK554616/>.
- [6] CRISWELL, Eleanor a Jeffrey R. CRAM. *Cram's introduction to surface electromyography*. 2. vyd. Sudbury, MA: Jones and Bartlett, 2011. ISBN 978-0-7637-3274-5.
- [7] 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)/).
- [8] NIEMINEN, Hannu. *Methods for the analysis of surface EMG in ergonomic evaluations*. Espoo: Valtion Teknillinen Tutkimuskeskus, 1989. Tutkimuksia / Valtion Teknillinen Tutkimuskeskus. ISBN 978-951-38-3603-0.
- [9] ROSEN, Jacob, Moshe B. FUCHS a Mircea ARCAN. Performances of Hill-Type and Neural Network Muscle Models—Toward a Myosignal-Based Exoskeleton. *Computers and Biomedical Research*. 1999, ročník 32, č. 5, s. 415–439. ISSN 00104809. Dostupné na DOI 10/fbctwm.
- [10] 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*. 2020, ročník 131, č. 1, s. 243–258. ISSN 13882457. Dostupné na DOI 10/gg8732.
- [11] SARPAL, Sanjeev. *Difference between IIR and FIR filters: a practical design guide*. Dostupné na <https://www.advsolned.com/difference-between-iir-and-fir-filters-a-practical-design-guide/>.
- [12] Nařízení vlády č. 361/2007 Sb., kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci ve znění nařízení vlády č. 68/2010 Sb., nařízení vlády č. 93/2012 Sb., nařízení vlády č. 9/2013 Sb., nařízení vlády č. 32/2016 Sb., nařízení vlády č. 246/2018 Sb., nařízení vlády č. 41/2020 Sb., nařízení vlády č. 467/2020 Sb., nařízení vlády č. 195/2021 Sb., nařízení vlády č. 303/2022 Sb., nařízení vlády č. 330/2023 Sb. a

ova2022posuzovani]

- [2007zakon]

[mzcr2022vestnik]

[geta2015analyzer]

ek1993zpracovani]

on2008correlation]

raya2005biometric]

## Příloha A

### Seznam použitých zkratek

$P_i$	■	Anorganická iontová forma fosfátu
ADP	■	Adenosindifosfát
ATP	■	Adenosintrifosfát
BP	■	Pásmová propust
CC	■	Kontrakční prvek (Hillův model)
CMRR	■	Common mode rejection ratio
CNS	■	Centrální nervová soustava
DNJZ	■	Dlouhodobá nadměrná jednostranná zátěž
EKG	■	Elektrokardiografie
EMG	■	Elektromyografie
FIR	■	Konečná impulzní odezva
IIR	■	Nekonečná impulzní odezva
PEC	■	Paralelní elastický prvek (Hillův model)
RMS	■	Root Mean Square
SEC	■	Sériový elastický prvek (Hillův model)
sEMG	■	Povrchová EMG
sfEMG	■	EMG jednoho svalového vlákna
SNR	■	Signal to noise ratio

## Příloha B

### Seznam a popis přiložených souborů

- data - obsahuje csv soubory číslované podle subjektů
  - markers - obsahuje mat soubory s pozicemi ručně umístěných značek konců a začátků pohybů
- meta - obsahuje mat soubory s jednotlivými rozhodnutími pracovníka
- main.m
- apply\_threshold.m
- draw\_corr.m
- draw\_envelope.m
- draw\_graph.m
- draw\_sample.m
- draw\_segments.m
- draw\_sim.m
- envelope\_calculation.m
- evaluate\_results.m
- filtering.m
- find\_freq.m
- find\_sample.m
- find\_similar.m
- get\_markers.m
- load\_data.m
- load\_markers.m
- merge\_channels.m
- merge\_methods.m
- start\_zero.m



## **Requests for correction**