



ČVUT

ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE

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.

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kysela** Jméno: **Tomáš** Osobní číslo: **503177**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající 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

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 23. 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 počítají vynaložené síly. Ty se spolu s počtem pohybů užívají 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 a 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 /

1 Úvod	1		
2 Neuromuskulární systém	2		
2.1 Kosterní svalstvo	2		
2.2 Motorické neurony	3		
2.3 Kontrakce a relaxace sva- lého vlákna	3		
2.4 Modelování svalové činnosti	4		
3 Signál EMG	6		
3.1 Součásti přístroje pro mě- ření EMG	6		
3.1.1 Elektrody	6		
3.1.2 Zesilovač	6		
3.1.3 Analogové filtry	7		
3.1.4 AD převodník	8		
3.2 Umístění elektrod	9		
3.2.1 Měření flexoru a exten- zoru předloktí	9		
3.2.2 Měření extenzorů zápěstí	9		
3.2.3 Měření flexoru zápěstí	10		
3.3 Modelování signálu EMG	11		
3.4 Digitální zpracování EMG	12		
3.4.1 Digitální filtry	12		
3.4.2 Křížová korelace signálu	13		
3.4.3 Obálka signálu	14		
4 Legislativa v oblasti pra- covní ergonomie	15		
4.1 Česká republika	15		
4.2 Slovenská republika	16		
5 Aktuální metodika měření	17		
5.1 Standardní postup pro pro- vádění měření	17		
5.2 Vyhodnocení měření	18		
6 Návrh a provedení experimentu	20		
6.1 Příprava experimentu	20		
6.2 Experiment	21		
7 Zpracování signálu	22		
7.1 Zpracování signálu z pří- stroje Shimmer	22		
7.2 Vytvoření histogramů	24		
8 Vyhledávání pohybů v sig- nálu EMG	25		
8.1 Vyhledání opakujících se vzorců	25		
8.2 Vyhledávání opakujících se vzorců v obálce signálu	29		
8.3 Spojení metod	31		
8.4 Využití při měření jiných signálů	32		
9 Závěr	33		
Literatura	34		
A Seznam použitých zkratek	37		
B Seznam a popis přílože- ných souborů	38		

Tabulky / Obrázky

3.1 Typické hodnoty amplitudy, frekvencí BP a vzorkovací frekvence.....9	2.1 Schéma sarkomery2
4.1 Přípustné a průměrné hygienické limity energetického výdeje při práci s celkovou fyzickou zátěží u mužů..... 15	2.2 Kontrakce svalového vlákna3
4.2 Přípustné a průměrné hygienické limity energetického výdeje při práci s celkovou fyzickou zátěží u žen 15	2.3 Schéma Hillova modelu svalu4
4.3 Průměrné hygienické limity pro směnové a minutové počty pohybů ruky a předloktí za průměrnou osmihodinnou směnu 16	3.1 Schéma fungování diferenciálního zesilovače.....7
6.1 Harmonogram aktivit v experimentu..... 21	3.2 Porovnání topologií filtrů8
8.1 Výsledky metody vyhledání opakujících se vzorců 29	3.3 Schéma umístění elektrod pro měření flexoru a extenzoru předloktí.....9
8.2 Výsledky metody vyhledávání opakujících se vzorců v obálce signálu 30	3.4 Schéma umístění elektrod pro měření extenzorů předloktí..... 10
8.3 Výsledky metodiky 31	3.5 Schéma umístění elektrod pro měření flexorů předloktí... 10
8.4 Výsledky metodiky aplikované na EKG 32	3.6 Schéma modelu pro generování EMG signálu 11
	3.7 Schéma obecného FIR filtru ... 12
	3.8 Schéma obecného IIR filtru.... 13
	3.9 Grafické znázornění korelace... 13
	3.10 Porovnání obálek..... 14
	5.1 Ukázka křivky v programu EMG Analyzer za užití přístroje EMG Holter 18
	5.2 Ukázka frekvenční analýzy v programu EMG Analyzer za užití přístroje EMG Holter . 18
	5.3 Ukázka výsledků měření v programu EMG Analyzer za užití přístroje EMG Holter . 19
	6.1 Schéma umístění elektrod při experimentu na dorzální straně 20
	6.2 Schéma umístění elektrod při experimentu na ventrální straně 20
	7.1 Surová data z přístroje Shimmer 22
	7.2 Signál filtrovaný pásmovou propustí..... 22
	7.3 Usměrněný filtrovaný signál ... 23
	7.4 Převzorkovaná obálka filtrovaného signálu..... 23
	7.5 Srovnání signálů mezi přístroji 23
	7.6 Histogram měření EMG 24

8.1	Vstupní signál posunutý do nuly	26
8.2	Signál filtrovaný horní propustí 0,35 Hz	26
8.3	Autokorelační funkce signálu s nalezenými lokálními maximy	27
8.4	Vybraný vzorek reprezentující jednu periodu	27
8.5	Korelační koeficient pohyblivého okna a vzorku	28
8.6	Výsledek metody vyhledání opakujících se vzorců	28
8.7	Signál filtrovaný pásmovou propustí 20 - 120 Hz a jeho obálka.....	29
8.8	Výsledek detekce opakujících se úseků obálky	30
8.9	Detekované cykly pomocí navržené metodiky.....	31
8.10	Výsledek aplikace metodiky na signál ECG.....	32

Kapitola 1

Úvod

Nemoci z povolání způsobené dlouhodobým přetěžováním končetin tvořily v letech 2013 až 2020 30 %, v roce 2017 dokonce 42 %, hlášených nemocí z povolání [1]. Mezi tyto nemoci se řadí například 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 souladu s legislativou 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 Centrum s.r.o. 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 od společnosti GETA Centrum s.r.o., 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 pohybových cyklů.

Kapitola 2

Neuromuskulární systém

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

2.1 Kosterní svalstvo

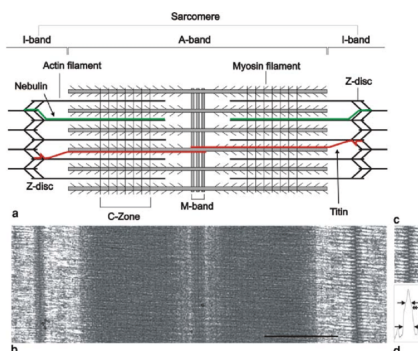
Každý sval se skládá ze svalových vláken, která jsou shlukována do svazků. Každý svazek je následně držen pojivovou tkání. Samotné svazky poté nejsou často vedeny pouze jedním směrem, nýbrž jsou různě pootočený tak, aby součet vektorů jejich sil dohromady tvořil požadovaný vektor.

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]



Obrázek 2.1. Schéma sarkomery [4]

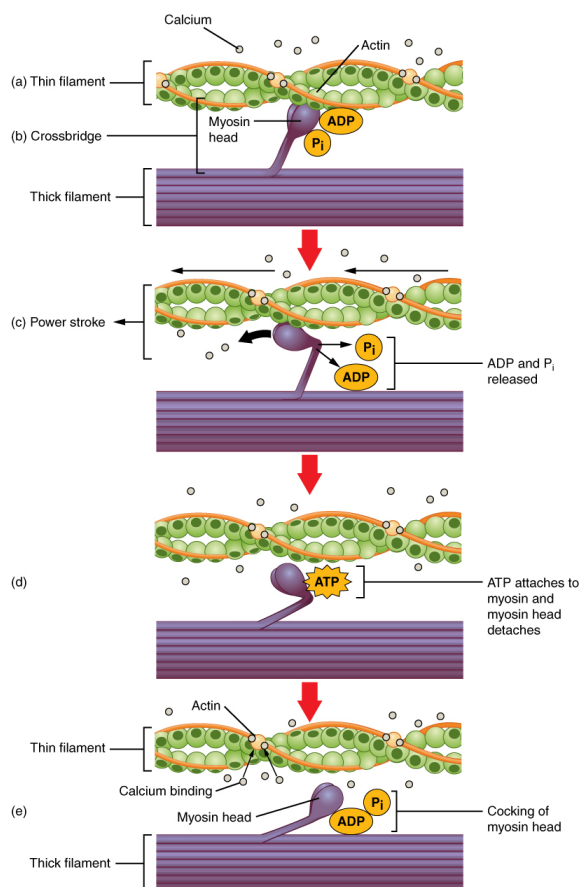
2.2 Motorické neurony

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]

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]



Obrázek 2.2. Kontrakce svalového vlákna [7]

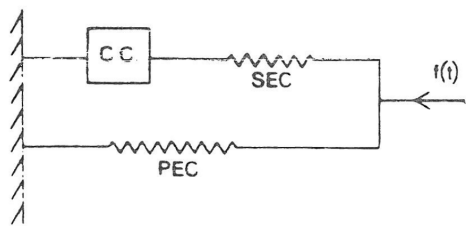
Kontrakce začíná přijetím nervového akčního potenciálu, který se z dolních motorických neuronů šíří do T-tubul. Depolarizace T-tubul způsobí otevření Ca^{++} kanálků

v sarkoplazmatickém retikulu. Ty vypouštějí ionty 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. [3, 6–7]

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. [3, 6–7]

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]



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 dán rovnicemi (1) a (2), kde F_{SEC} , ΔL_{SEC} a F_{PEC} , ΔL_{PEC} jsou síly a prodloužení prvků SEC, resp. PEC a SEC_{sh} a PEC_{sh} jsou tvarové funkce daných prvků.

$$F_{SEC} = \frac{F_{SEC \max}}{\exp(SEC_{sh}) - 1} \left(\exp\left(\frac{SEC_{sh} \cdot \Delta L_{SEC}}{\Delta L_{SEC \max}}\right) - 1 \right) \quad (1)$$

$$F_{PEC} = \frac{F_{PEC \max}}{\exp(PEC_{sh}) - 1} \left(\exp\left(\frac{PEC_{sh} \cdot \Delta L_{PEC}}{\Delta L_{PEC \max}}\right) - 1 \right) \quad (2)$$

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 prodloužování a délka CC, F_{\max} maximální síla CC a U normalizovaná úroveň aktivace.

$$F_{CC} = f_{FV}(V_{CC}) \cdot f_{FL}(L_{CC}) \cdot F_{\max} \cdot U \quad (3)$$

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

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

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

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

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

Kapitola 3

Signál 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 milivoly 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 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. 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, nejčastěji 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. [6, 10]

3.1.2 Zesilovač

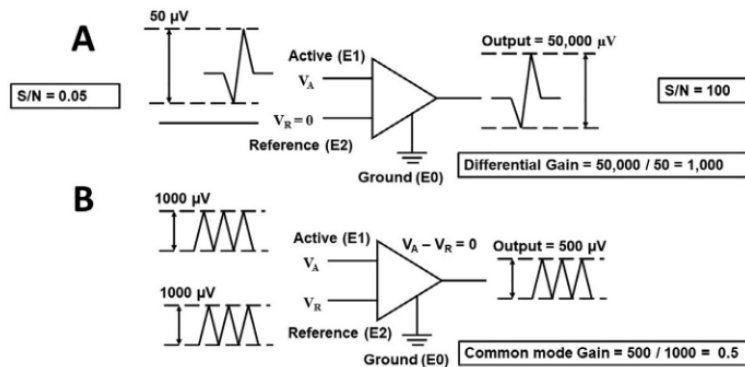
V přístrojích pro měření EMG se využívá diferenciální zesilovač. To znamená, že nezvyšuje napětí na vstupech, ale rozdíl těchto napětí. Toto zesílení se nazývá gain. V ideálním

zesilovači je zesílen pouze rozdíl. To však v reálném zesilovači nelze, společnou složku pouze potlačuje. Kvalitu tohoto potlačení určuje parametr CMRR daný vztahem (6).

$$\text{CMRR}_{\text{dB}} = 20 \times \log_{10} \left(\frac{\text{differential-mode gain}}{\text{common-mode gain}} \right) \quad (6)$$

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]



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

3.1.3 Analogové 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]

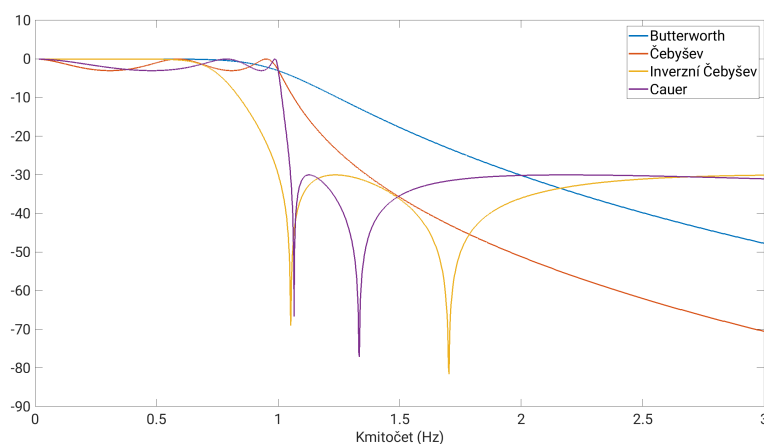
Základní charakteristikou všech filtrů je přenosová funkce definovaná vztahem (7), kde $s = j\omega$ a ω je úhlová frekvence. Jelikož cívky a kondenzátory mají impedanci závislou na frekvenci, je i přenosová funkce závislá na frekvenci vstupu a udává útlum při dané frekvenci.

$$H(s) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{\sum_{m=0}^M a_m s^m}{\sum_{n=0}^N b_n s^n} \quad (7)$$

Dalším parametrem, kterým se při návrhu řídíme, je mezní kmitočet. Ten je definován jako kmitočet, při kterém útlum dosahuje 3 dB. Od něj se následně odvíjí zádržné a propustné pásmo, kdy propustné pásmo je takový frekvenční rozsah, kde útlum je menší než 3 dB, popřípadě méně, a zádržné, kde je větší útlum. Typicky však vyžadujeme útlum větší než 3 dB, tedy mezi zádržné a propustné pásmo vkládáme ještě přechodné. Pokud je propustné pásmo na nižších frekvencích než zádržné, pak se jedná o filtr typu dolní propust. Jeho protikladem je horní propust. Tyto filtry lze kaskádově skládat za sebe, kdy v případě skládání filtrů stejného typu vytváříme strmější, popřípadě silnější filtry, zatímco složením filtrů rozdílných typů umíme vytvořit pásmovou propust, popřípadě zádrž. [11]

Analogové filtry působí ve spojitém čase a lze je často snadno vytvořit pomocí diskrétních součástek, jako jsou kondenzátory, rezistory, cívky či operační zesilovače. Zde se setkáváme s dělením na pasivní a aktivní, kdy pasivní filtr se skládá pouze z pasivních prvků. Typickým pasivním filtrem je tzv. RLC filtr složený z rezistorů, cívek a kondenzátorů. Aktivní filtr pak využívá nejen rezistorů a kondenzátorů, ale i součástky vyžadující externí napájení, jako je operační zesilovač, typicky se zpětnou vazbou. [12, 11]

Tyto filtry pak mají několik základních topologií. První z nich je Butterworthův filtr. Tento filtr není zvlněn v propustném ani zádržném pásmu. Jeho nevýhodou pak je široká přechodná zóna. Přesným opakem je Cauerův filtr, anglicky elliptic filter, který obětuje plochou přenosovou funkcí za úzkou přechodnou zónu. Mezi nimi je tzv. Čebyševův filtr (někdy označován jako typ 1), který je zvlněn pouze v zádržném pásmu a následně má užší přechodnou zónu. Jeho inverze, označována také jako typ 2, je pak zvlněna v zádržném pásmu, nikoli v propustném. Porovnání přenosových funkcí je v obrázku 3.2. [12, 11]



Obrázek 3.2. Porovnání topologií filtrů

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 pětkrát 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 různá využití EMG využívají jiných informací, což způsobuje, že často jsou využívány nižší vzorkovací frekvence než jsou 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]

Tabulka 3.1. Typické hodnoty amplitudy, frekvencí BP a vzorkovací frekvence [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

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.

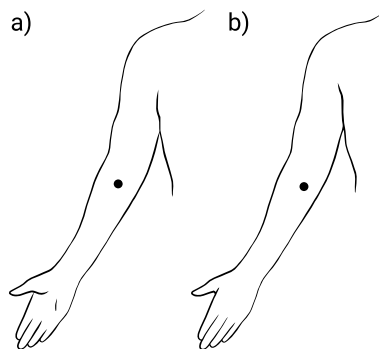
3.2.1 Měření flexoru a extenzoru předloktí

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]



Obrázek 3.3. Schéma umístění elektrod pro měření flexoru a extenzoru jednoho předloktí. a) mediální strana levé pažce, b) laterální strana levé pažce; Obrázek převzat od Kateřiny Doubkové¹; Data převzata od E. Criswell [6]

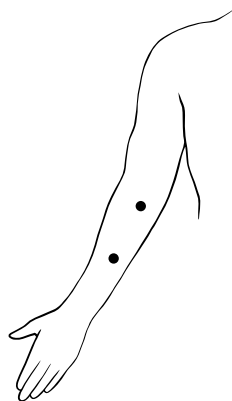
3.2.2 Měření extenzorů zápěstí

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.

¹ Převzato se souhlasem autorky z neveřejných zdrojů

Elektrody se umísťujú 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]



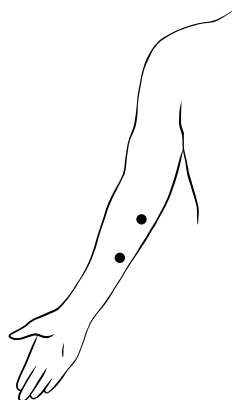
Obrázek 3.4. Schéma umístění elektrod pro měření extenzorů předloktí. Obrázek převzat od Kateřiny Doubkové²; Data převzata od E. Criswell [6]

■ 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]



Obrázek 3.5. Schéma umístění elektrod pro měření flexorů předloktí. Obrázek převzat od Kateřiny Doubkové³; Data převzata od E. Criswell [6]

² Převzato se souhlasem autorky z neveřejných zdrojů

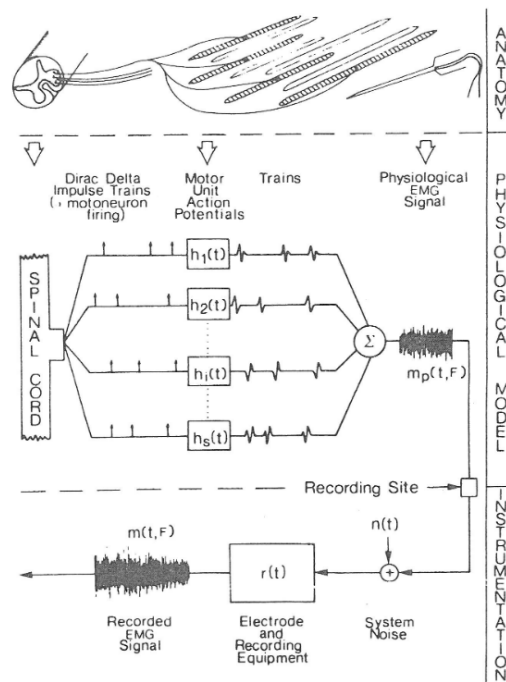
³ Převzato se souhlasem autorky z neveřejných zdrojů

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 akčních potenciálů a šumů, které 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 svalem. Pro jednotlivé tkáně a přístroje se vytváří přenosové funkce, nakonec se přidává i šum. Schéma takového modelu je ukázáno v obrázku 3.6. Generovaný signál EMG takovýmto modelem lze popsat rovnicí (8), zatímco změřený signál rovnicí (9), 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]

$$S(t) = n_1(t) + \int_0^t K_1 \cdot h(t - \tau) \cdot V(\tau) d\tau \quad (8)$$

$$W(t) = n_2(t) + \int_0^t K_2 \cdot r(t - \tau) \cdot S(\tau) d\tau \quad (9)$$



Obrázek 3.6. 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 v motorickém neuronu a umístění elektrod. Všechny tyto vlastnosti vyjadřuje funkce $G\left(\frac{\omega}{\nu}\right)$, kde ω je úhlová frekvence a ν rychlost akčního potenciálu. Výkonové spektrum pak vyjadřuje rovnice (10). Tento model navíc spojuje spektrální posuv, který se vyskytuje při únavě, přímo s nižší rychlostí vedení akčních potenciálů. [8]

$$W = \nu^{-2} \cdot G\left(\frac{\omega}{\nu}\right) \quad (10)$$

Dalším možným přístupem je 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.

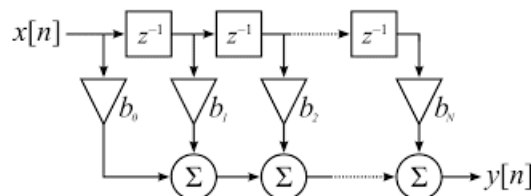
3.4 Digitální zpracování EMG

3.4.1 Digitální filtry

Oproti analogovým filtrům popsaným v sekci 3.1.3 pracují digitální filtry se signálem, který byl již diskretizován pomocí ADC (viz sekce 3.1.4). Díky tomu lze dosáhnout i filtrací, které nejsou v analogovém světě možné. Základní dělení digitálních filtrů 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 (11), princip je znázorněn obrázkem 3.7. 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. [13–14]

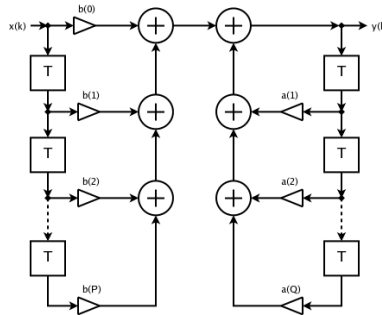
$$y(n) = \sum_{k=0}^N b_k \cdot x(n - k) \quad (11)$$



Obrázek 3.7. Schéma obecného FIR filtru [14]

Oproti tomu IIR filtry využívají zpětnou vazbu a tedy k výpočtu využívají i předchozí výstupní hodnoty. Výstupní hodnota je pak dána rovnicí (12), což lze znázornit obrázkem 3.8. 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 , kdy platí, že pokud jsou všechny koeficienty uvnitř jednotkové kružnice, tedy $|a_k| < 1$, je systém stabilní. [13–14]

$$y(n) = \sum_{k=0}^P b_k \cdot x(n - k) - \sum_{k=1}^Q a_k \cdot y(n - k) \quad (12)$$



Obrázek 3.8. Schéma obecného IIR filtru [14]

3.4.2 Křížová korelace signálu

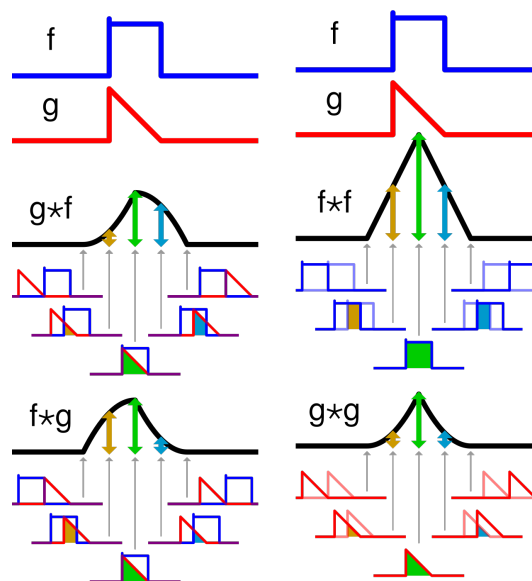
Křížová korelace je matematická metoda pro určení podobnosti dvou signálů. Matematický předpis křížové korelace dvou na sobě nezávislých signálů $x(t)$ a $y(t)$ je dán rovnicí (13), resp. (14) pro diskrétní signály, kde x^* značí komplexní sdružení.

$$R_{xy}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)y^*(t - \tau)dt \quad (13)$$

$$R_{xy}[m] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]y^*[n - m] \quad (14)$$

V praxi to znamená, že postupně posouváme signál o m a spočítáme průnik ploch pod grafem. Výsledkem je funkce, ze které lze odečíst nejen podobnost signálu, ale například zpoždění signálu, které se projeví jako první lokální maximum této funkce, jelikož v daném posunutí si budou funkce nejpodobnější.

Pokud jsou oba signály stejné, nazýváme tuto operaci autokorelací. Zde při posunutí 0 dostáváme vždy maximální korelaci, avšak v případě periodického signálu se objeví v autokorelační funkci další lokální maxima. V takovém případě jsme schopni zjistit délku periody ze vzdálenosti jednotlivých maxim. [15]



Obrázek 3.9. Grafické znázornění korelace; Převzato z [16]

3.4.3 Obálka signálu

Obálkou signálu je funkce, která tvoří ohraničení signálu. Díky tomu lze získat mnoho informací, mezi něž patří demodulace amplitudou modulovaného signálu, či vyhlazení šumů u nízkofrekvenčních signálů.

Existuje několik definic obálky, zejména pak analytická, či RMS. Analytická obálka využívá Hilbertovu transformaci. Ta je definována jako konvoluce signálu se signálem $\frac{1}{\pi t}$, tedy

$$\hat{g}(t) = \mathcal{H}[g(t)] = g(t) * \frac{1}{\pi t} = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{g(t-\tau)}{\tau} d\tau \quad (15)$$

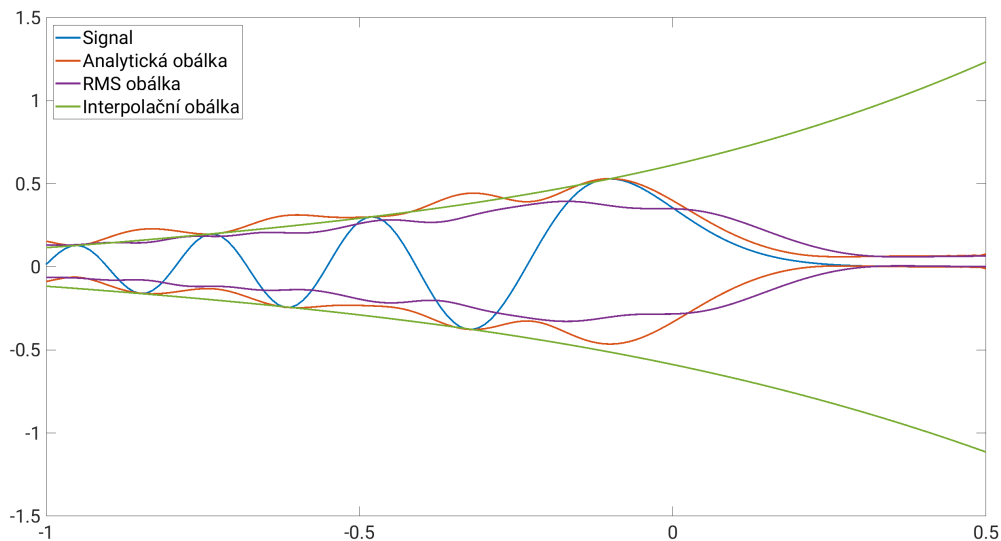
Z ní následně dostáváme analytickou obálku $m(t)$ danou rovnicí (16). [17–18]

$$m(t) = [g^2(t) + \hat{g}^2(t)]^{1/2} \quad (16)$$

Další variantou je obálka získaná pomocí interpolací lokálních extrémů funkce. K tomu se obecně užívá interpolace spline křivkou druhého řádu. [18]

Poslední variantou je využití RMS filtru. Obálka v čase t je pak hodnota RMS okna velikosti $2T + 1$ soustředěného kolem času t . Taková obálka je dána přepisem (17).

$$m(t) = \left[\frac{1}{2T+1} \int_{t-T}^{t+T} g^2(t) \right]^{1/2} \quad (17)$$



Obrázek 3.10. Porovnání různých metod získání obálek

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 tehdy, není-li okamžitá hodnota vyšší než 28 tepů za minutu oproti klidové. [19]

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

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

Data převzata z Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. [19]

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

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

Data převzata z Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. [19]

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. [19]

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

% 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

Data převzata z Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. [19]

4.2 Slovenská republika

Ve Slovenské republice je povinnost dodržovat hygienické limity, kterou udává zákon č. 355/2007 Z. z. o ochrane, podpore a rozvoji verejného zdravia, přesněji §30 a §38. 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. [20–21]

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.

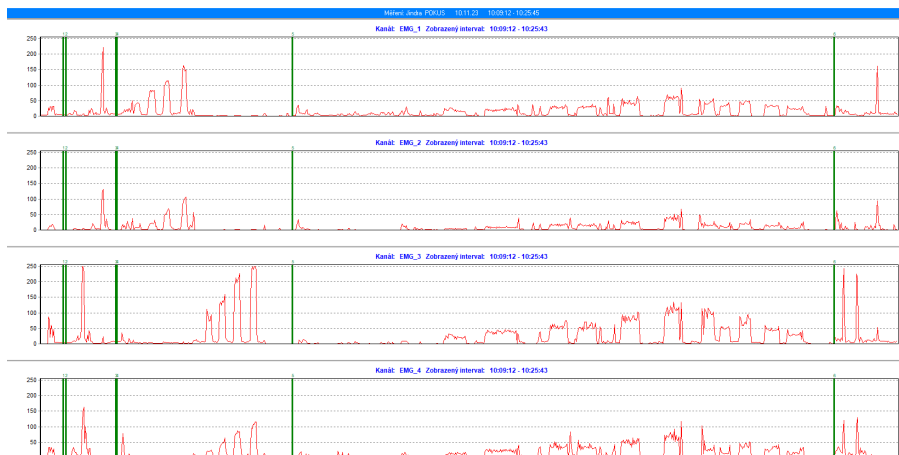
Podle daného Metodického návodu se měří každá činnost pro celou průměrnou směnu. Pokud probíhá řízená rotace pracovníků, kdy interval je maximálně jednodenní, pak se pro výpočet užívá časově vážený průměr všech pozic. Měření se provádí minimálně u dvou osob stejného pohlaví, kdy se preferují praváci, kteří byli již dostatečně zapracováni. [22]

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° a neutrální poloha zápěstí, poté stoj, neutrální poloha v rameni, flexe v lokti 90° 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 činností, 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. [22]



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

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.

Frekvenční analýza Měření: Jindra/ POKUS

Měření: Jindra/ POKUS OPERACE: Jindra - Souhrnná délka: 00:13:23 Počet vzorků: 803

	EMG_1			EMG_2			EMG_3			EMG_4		
	%	Počet	Počet./čas	%	Počet	Počet./čas	%	Počet	Počet./čas	%	Počet	Počet./čas
0 - 5	60,52	486	17431	64,88	521	18686	64,51	518	18578	61,64	495	17753
5 - 10	13,08	105	3766	13,45	108	3873	5,73	46	1650	8,59	69	2475
10 - 15	11,83	95	3407	10,34	83	2977	5,11	41	1470	7,72	62	2224
15 - 20	6,23	50	1793	4,98	40	1435	7,22	58	2080	6,85	55	1973
20 - 25	3,11	25	897	1,74	14	502	4,86	39	1399	5,11	41	1470
25 - 30	2,37	19	681	1,37	11	395	2,49	20	717	2,99	24	861
30 - 35	0,75	6	215	1,12	9	323	2,24	18	646	2,49	20	717
35 - 40	0,62	5	179	0,62	5	179	1,87	15	538	1,25	10	359
40 - 45	0,25	2	72	0,25	2	72	2,12	17	610	0,87	7	251
45 - 50	0,25	2	72	0,37	3	108	1,12	9	323	1,00	8	287
50 - 55	0,37	3	108	0,25	2	72	0,75	6	215	0,37	3	108
55 - 60	0,00	0	0	0,00	0	0	0,12	1	36	0,37	3	108
60 - 65	0,00	0	0	0,12	1	36	0,25	2	72	0,12	1	36
65 - 70	0,37	3	108	0,12	1	36	0,00	0	0	0,25	2	72
70 - 75	0,25	2	72	0,12	1	36	0,00	0	0	0,37	3	108
75 - 80	0,00	0	0	0,12	1	36	0,37	3	108	0,00	0	0
80 - 85	0,00	0	0	0,12	1	36	0,25	2	72	0,00	0	0
85 - 90	0,00	0	0	0,00	0	0	0,12	1	36	0,00	0	0
90 - 95	0,00	0	0	0,00	0	0	0,12	1	36	0,00	0	0
> 95	0,00	0	0	0,00	0	0	0,75	6	215	0,00	0	0
Čas (min)	13,4	13,4	480	13,4	13,4	480	13,4	13,4	480	13,4	13,4	480

Volby tabulky: 480 Čas přečtu (min)

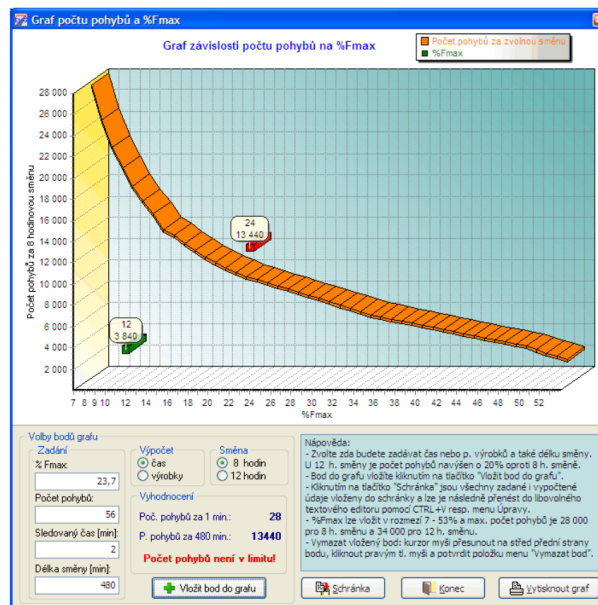
Způsob zobrazení údajů: Kumulativní součty Absolutní hodnoty

Zobrazit sloupce: Procenta Počet Počet za čas přečtu Hodnoty času v palčice

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.



Obrázek 5.3. Ukázka výsledků měření v programu EMG Analyzer za užití přístroje EMG Holter [23]

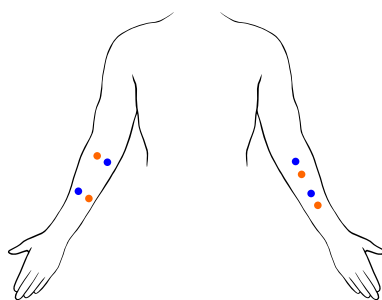
Při hodnocení lokální svalové zátěže ve směnách delších než 480 minut se provádí navýšení limitů vynakládaných sil v rozmezí 55-70 % Fmax a průměrné směnové počty pohybů ruky a předloktí a to vždy o 2,5 % za každých započatých 30 minut práce nad 480 minut. [22]

Kapitola 6

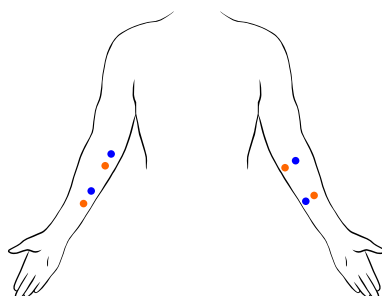
Návrh a provedení experimentu

6.1 Příprava experimentu

Jelikož porovnáváme výsledky z měření dvou přístrojů, GETA Holter a Shimmer, je třeba změřit co nejsrovnatelněji oba při stejných činnostech. Protože 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 upraveno 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.



Obrázek 6.1. Schéma umístění elektrod při experimentu na dorzální straně (oranžově Shimmer, modře GETA Holter). Obrázek převzat od Kateřiny Doubkové¹



Obrázek 6.2. Schéma umístění elektrod při experimentu na ventrální straně (oranžově Shimmer, modře GETA Holter). Obrázek převzat od Kateřiny Doubkové¹

¹ Převzato se souhlasem autorky z neveřejných zdrojů

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.

Tabulka 6.1. Harmonogram aktivit v experimentu

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	-

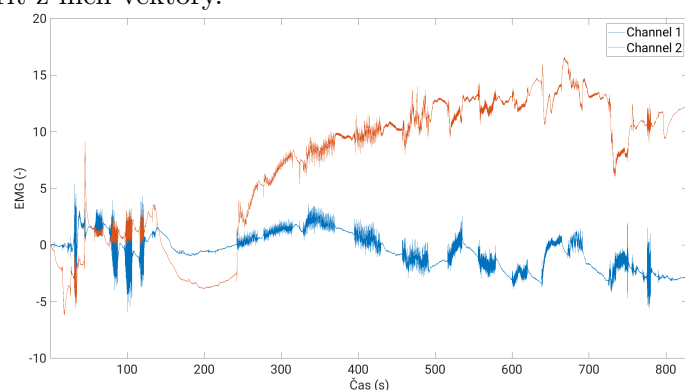
Kapitola 7

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. Můj příspěvek je porovnání výstupů algoritmu s výstupy z GETA.

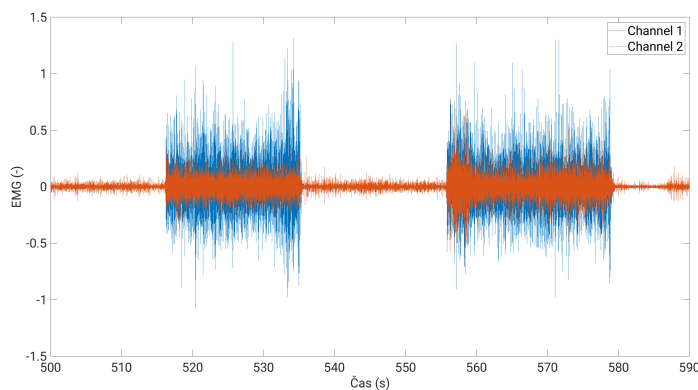
7.1 Zpracování signálu z přístroje Shimmer

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



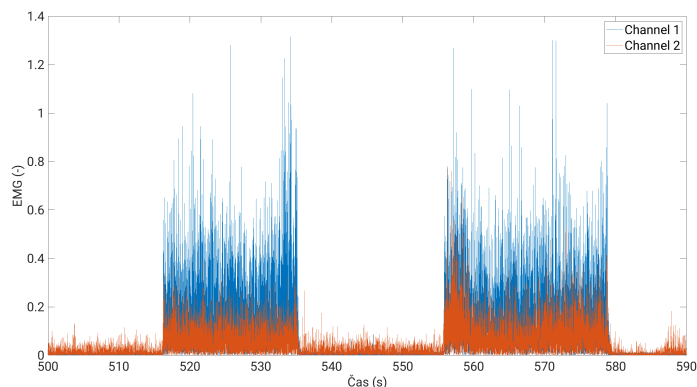
Obrázek 7.1. Surová data z přístroje Shimmer

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



Obrázek 7.2. Signál filtrovaný pásmovou propustí

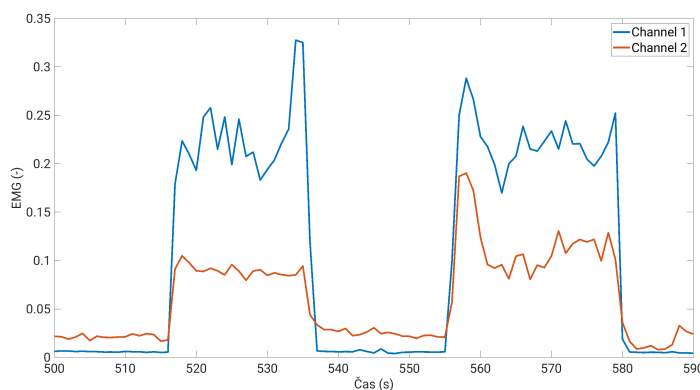
Následně usměrníme signál, tedy spočítáme absolutní hodnotu signálu.



Obrázek 7.3. Usměrněný filtrovaný signál

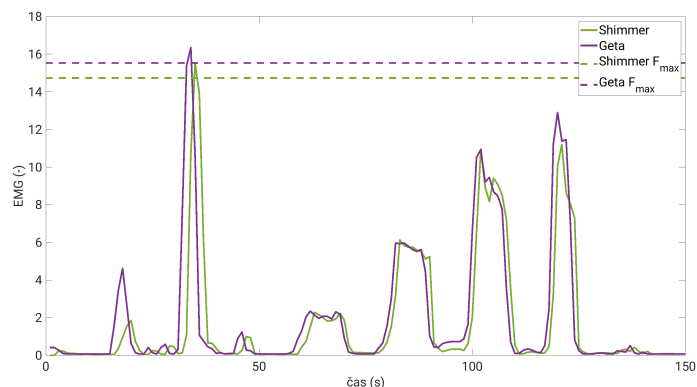
Následně nalezneme obálku. To provedeme spočítáním RMS dle vzorce (18) pro každých 256 vzorků (tedy jednu sekundu signálu). Velikost okna rms jsme zvolili tak, aby byla obálka porovnatelná s výstupem z přístroje GETA Holter, který má vzorkovací frekvenci 1 Hz.

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{256} \sum_{i=1}^{256} x_i^2} \quad (18)$$



Obrázek 7.4. Převzorkovaná obálka filtrovaného signálu

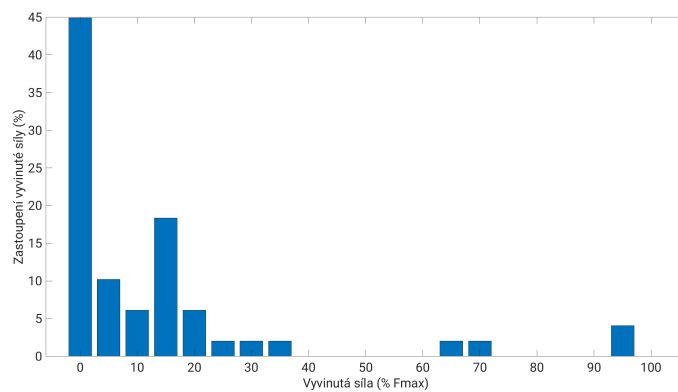
Nyní můžeme porovnat náš zpracovaný signál z přístroje Shimmer s výsledkem z blackboxu systému GETA. Vidíme, že po normalizaci průměrnou hodnotou, jsou si signály podobné. Odchytky lze očekávat vzhledem k neideálním podmínkám měření.



Obrázek 7.5. Srovnání signálů mezi přístroji

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.



Obrázek 7.6. Histogram měření EMG

Kapitola 8

Vyhledávání pohybů v signálu EMG

Jelikož, jak bylo popsáno v části 5.1, jsou pohyby detekovány pracovníkem akreditované laboratoře fyziologie práce 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.

Cílem je vytvořit pomůcku pro pracovníka akreditované laboratoře fyziologie pro počítání pohybů, která detekuje pohyby, resp. pohybové cykly ve změřeném signálu EMG. Výsledkem je tedy seznam indexů začátků a konců jednotlivých pohybů, ze kterých jde jednak zobrazit zvláště zřetelné pohyby a zároveň lze z délky seznamu zjistit počet pohybů, resp. pohybových cyklů.

Protože se jedná o doplněk k současné metodice, nikoli její náhradu, kterou ani Ministerstvo zdravotnictví ČR v závazném metodickém návodu nedovoluje, rozhodl jsem se pro několik kompromisů. Prvním z nich je detekce cyklů, nikoli pohybů. Důvodem pro to je, že každý pohyb má jinou sekvenci aktivace svalů, tedy směr tam není pouze opačný oproti zpět. Přesný počet pohybů lze pak dopočítat vynásobením cyklů konstantou, která vyjadřuje počet pohybů v daném cyklu. Dalším kompromisem byla volba úrovně automatizace a to na poloautomatickou, kdy pracovník na konci vybere lépe sedící kanály a metody.

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. U těchto měření jsem pak označil manuálně začátky a konce cyklů, které jsem poté využíval k testování přesnosti algoritmu.

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

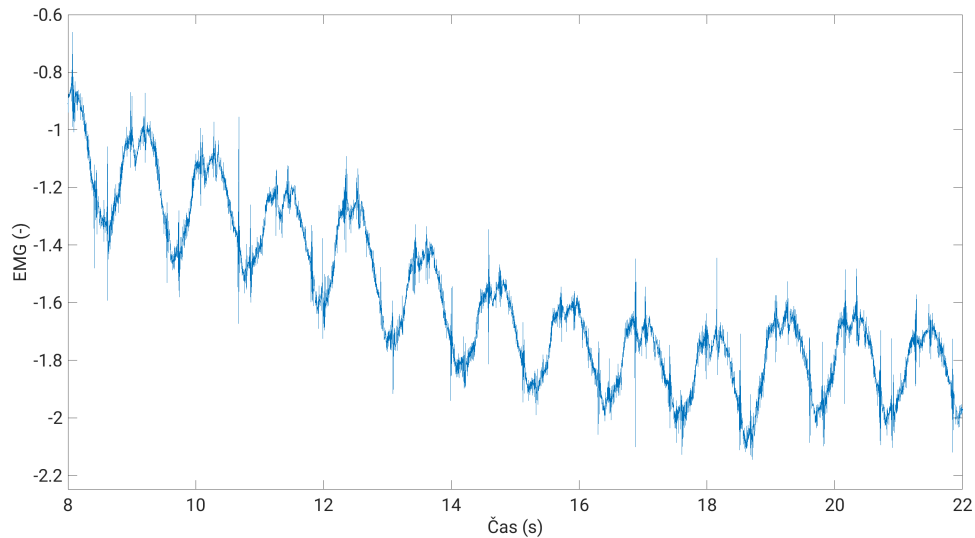
8.1 Vyhledání opakujících se vzorců

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

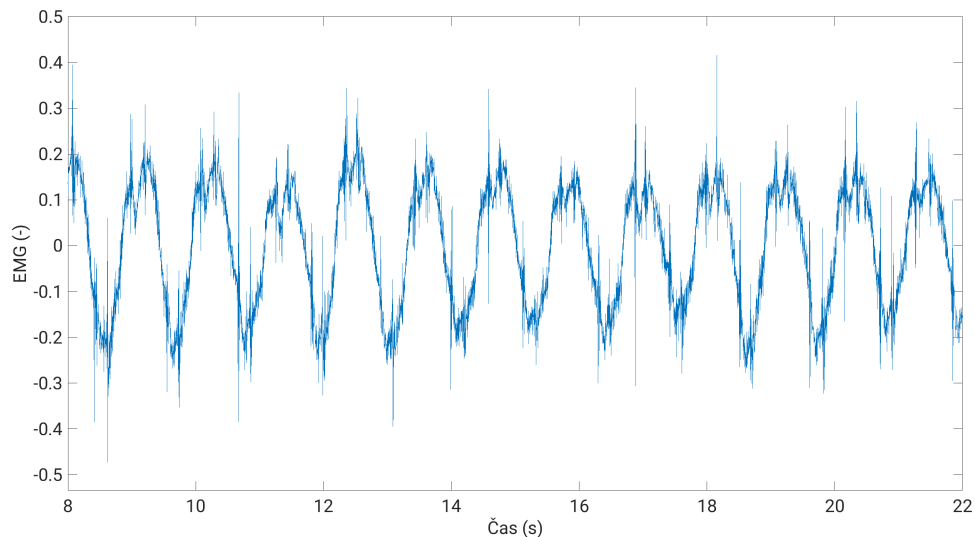
Na tomto filtrovaném signálu používám křížovou autokorelaci s maximálním posunem o 30 sekund dle rovnice (19), kde $x[n]$ je filtrovaný signál a f_s vzorkovací frekvence signálu. [24]

$$R_{xx}(r) = \sum_{n=-30f_s}^{30f_s} x[r+n] s^*[n] \quad (19)$$

Jelikož je signál repetitivní, je možné z autokorelační funkce odečíst periodu opakující se sekvence, která se ukazuje jako vzdálenost lokálních maxim. Lokální maxima hledám



Obrázek 8.1. Vstupní signál posunutý do nuly



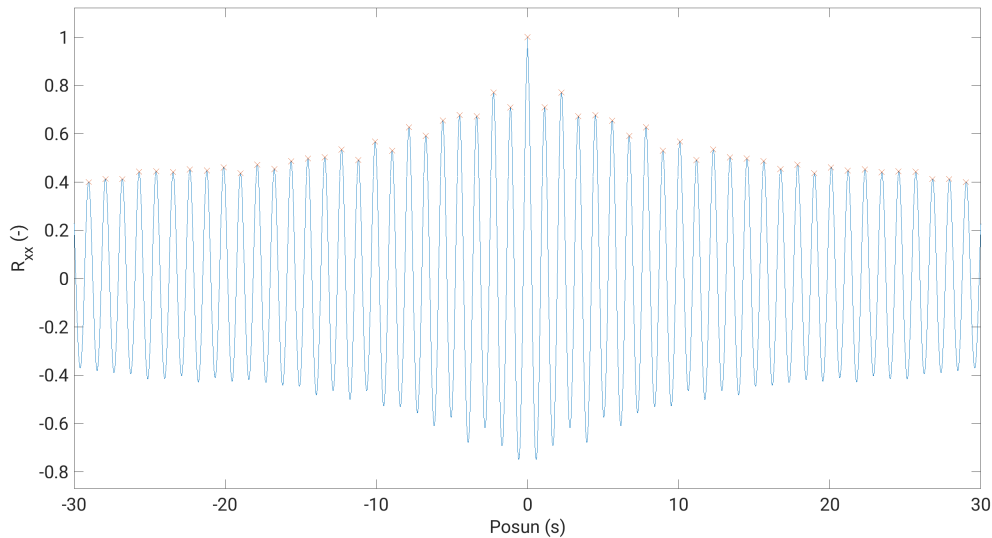
Obrázek 8.2. Signál filtrovaný horní propustí s mezním kmitočtem 0,35 Hz

s minimální vzdáleností 1/4 sekundy, abych předešel nalezení i periody případných šumů. Při hledání rovnou počítám i prominenci jednotlivých vrcholů, která říká, jak moc jednotlivé vrcholy vyčnívají mezi ostatními. To se počítá jako rozdíl hodnoty maxima a hodnoty ref určené rovnicí (20), kde L a R jsou intervaly od nejbližšího maxima vyššího než právě vyšetřované doleva, resp doprava, popřípadě konec signálu.

$$ref = \max(\min L, \min R) \quad (20)$$

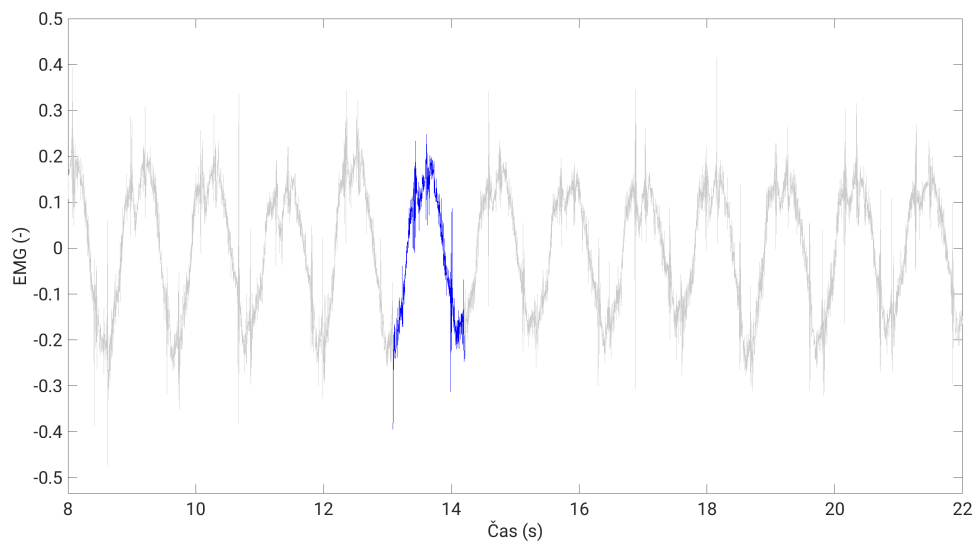
Následně zvolím pouze ty vrcholy, jejichž prominence je větší či rovna průměrné prominenci, což zaručí, že vyberu celou periodu nikoli její část, tedy v praxi vyberu celý cyklus pohybu tam a zpět, nikoli tam či zpět. To je nežádoucí, jelikož každý z těchto pohybů může mít jinou sekvenci aktivací svalů 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.

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



Obrázek 8.3. Autokorelační funkce signálu s nalezenými lokálními maximy

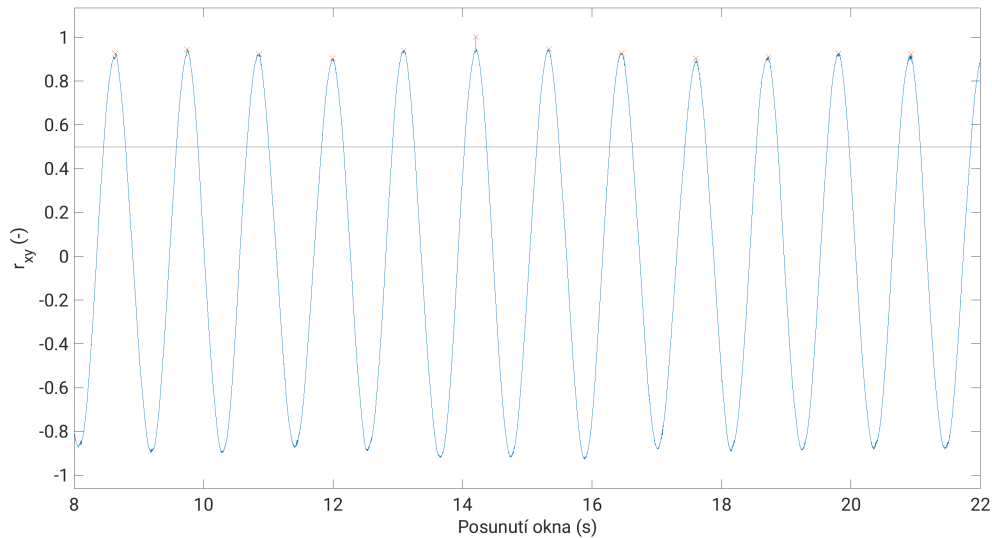
lená alespoň $3/4$ periody. Následně z nich vyberu to, které je nejbližší jejich mediánu. Vybraný bod označím jako počátek úseku a konec určím jako bod o jednu periodu dále. Ukázka takto vybraného úseku je obrázek 8.4. Pro výběr lze použít chytřejší algoritmy, či nechat pracovníka laboratoře vybrat manuálně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



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 (21), kde x je úsek vstupního signálu délky N začínající v čase m , y je referenční vzorek také délky N . Velikost kroku je jeden bod. Spočítané korelační koeficienty ukazují podobnost daných úseků s vybraným vzorkem.

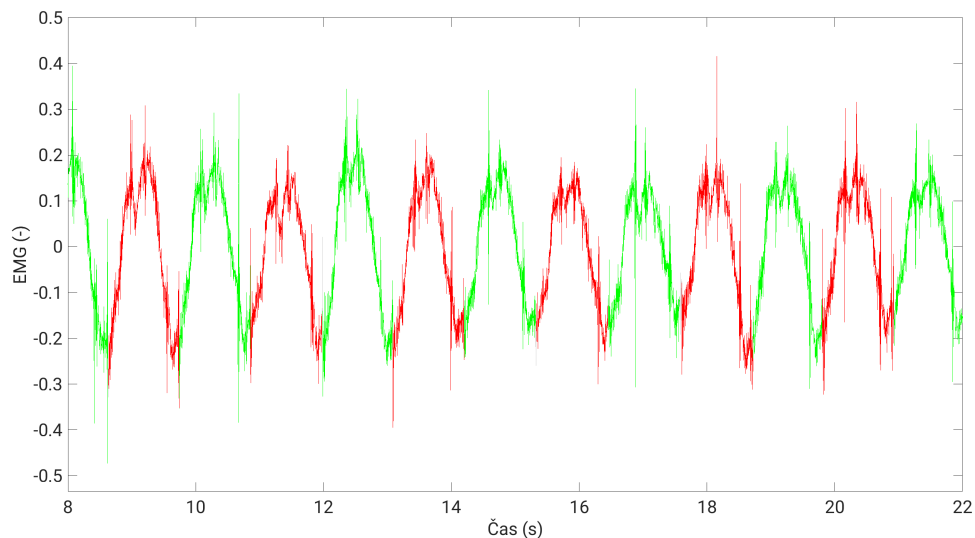
$$R_{xy}[m] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n+m]y^*[n] \quad (21)$$



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

Nyní najdeme lokální maxima korelačních koeficientů s podmínkou, že jsou od sebe vzdálená alespoň $2/3$ délky vzorku a z jejich indexu dopočítáme počáteční indexy nalezených segmentů obsahujících detekované cykly.

Na závěr vyberu kanál s lepší detekcí. Zde jsem využíval možnosti výběru pracovníkem laboratoře. V případě že je nastaven parametr pro interaktivní běh skriptu na `true`, 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



Obrázek 8.6. Výsledek metody vyhledání opakujících se vzorců

Tato metoda má nevýhodu, že ji může rozhodit nízké SNR, tedy nízký poměr signálu k šumu. Nicméně v takových případech, kdy je SNR vysoké, 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, jelikož potřebuje počet cyklů, nikoli přesné hranice.

Tabulka 8.1. Výsledky metody vyhledání opakujících se vzorců

Subjekt	TP ^a	FP ^b	FN ^c	Senzitivita (%)
1	164	2	6	96,47
2	340	4	2	99,42
3	342	6	0	100
4	158	4	6	96,34
5	4	158	162	2,41
6	306	4	28	91,62
7	144	6	28	83,72
8	160	6	10	94,12
9	0	166	166	0
10	2	2	268	0,74
11	6	0	266	2,21

Volba kanálu proběhla manuálně.

^a Počet úspěšně detekovaných cyklů

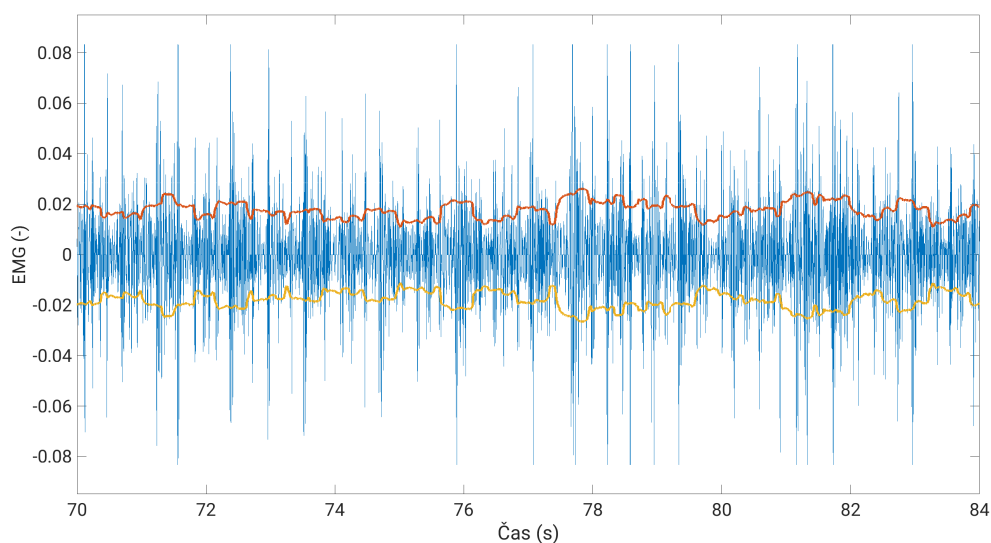
^b Počet nepravdivě detekovaných cyklů

^c Počet nedetekovaných pohybů

8.2 Vyhledávání opakujících se vzorců v obálce signálu

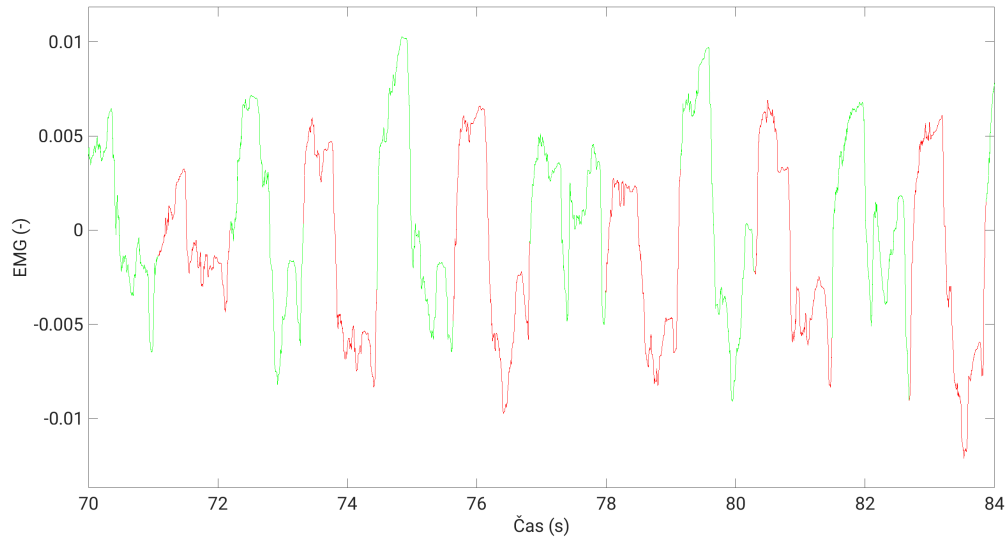
Jak jsem zmínil, minulá metoda je náchylná na velikost SNR. Tuto nevýhodu lze částečně eliminovat vyhledáváním opakujících se vzorců místo v samotném signálu v jeho obálce signálu. Pro vyhledání obálky nejdříve přefiltruji signál Čebyševovým filtrem 10. řádu typu pásmová propust s propustným pásmem 20 - 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.



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

Pro další výpočet používám pouze horní obálku. Opět ji posunu do nuly a následně postupuji podobně jako v sekci 8.1, tedy odstráním 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 pracovník laboratoře vybere vhodnější kanál a v něm chybějící informace doplním z druhého kanálu. Výsledně detekované úseky obálky jsou ukázány v obrázku 8.8.



Obrázek 8.8. Výsledek detekce opakujících se úseků obálky

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.

Tabulka 8.2. Výsledky metody vyhledávání opakujících se vzorců v obálce signálu

Subjekt	TP ^a	FP ^b	FN ^c	Senzitivita (%)
1	64	118	108	37,21
2	160	16	184	46,51
3	318	34	36	89,83
4	156	12	8	95,12
5	162	6	6	96,43
6	284	50	56	83,53
7	126	58	58	68,48
8	168	0	2	98,82
9	164	2	2	98,8
10	270	2	0	100
11	272	0	0	100

Volba kanálu proběhla manuálně.

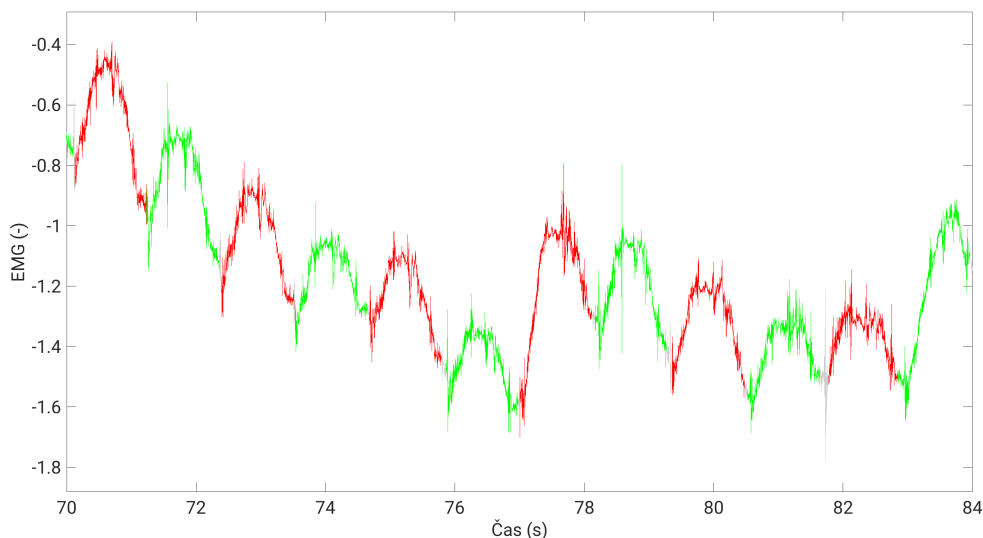
^a Počet úspěšně detekovaných cyklů

^b Počet nepravdivě detekovaných cyklů

^c Počet nedetekovaných pohybů

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 výběru lepších kanálů, kdy pracovník laboratoře buď vybere manuálně lepší metodu a jeho výběr se uloží pro příští spuštění skriptu na tom samém datasetu, po případě se použije metoda s vyšším počtem cyklů. Detekované cykly po spojení jsou znázorněny v obrázku 8.9.



Obrázek 8.9. Detekované cykly pomocí navržené metodiky

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.

Tabulka 8.3. Výsledky metodiky s kombinací metod 8.1 a 8.2

Subjekt	TP ^a	FP ^b	FN ^c	Senzitivita (%)
1	174	10	0	100
2	340	4	2	99,42
3	344	12	0	100
4	162	4	2	98,78
5	166	10	4	97,65
6	348	10	6	98,31
7	174	20	10	94,57
8	168	2	2	98,82
9	164	2	2	98,8
10	270	0	0	100
11	272	0	0	100

Volba kanálů i metod proběhla manuálně.

^a Počet úspěšně detekovaných markerů

^b Počet nepravdivě detekovaných markerů

^c Počet nedetekovaných markerů

8.4 Využití při měření jiných signálů

Navrženou metodiku jsem zkusil aplikovat i na jiné signály, než měřené EMG. Algoritmus tak, jak je napsán, detekuje obecné cykly, jelikož každý pracovník má jinou náplň práce, popřípadě jiný postup. Díky tomu lze při drobných úpravách, jako je posunutí propustného pásma pásmové propusti v sekci 8.2, aplikovat tento algoritmus na jiné repetitivní signály, např. EKG zdravého člověka. Nevýhodou však je, že při abnormalitách v signálu se nezvládá algoritmus adaptovat. Toto jsem ověřil na datasetu ECG-ID [25]. Zde nebylo třeba upravovat parametry, obálka 20 - 120 Hz velmi dobře ukázala jednotlivé R-špičky. Výsledné detekce dosahuje specifity 93 %, viz tabulka 8.4. Zvýrazněné pohyby jsou ukázány v obrázku 8.10.

Tabulka 8.4. Výsledky metodiky aplikované na EKG

Nahrávka ^a	TP ^b	FP ^c	FN ^d	Senzitivita (%)
Person_01/rec_1 (100)	52	0	4	92,86
Person_01/rec_2 (101)	50	0	2	96,15
Person_01/rec_3 (102)	50	2	0	100
Person_02/rec_1 (103)	48	2	0	100
Person_02/rec_2 (104)	56	0	2	96,55
Person_02/rec_3 (105)	58	2	0	100
Person_03/rec_1 (106)	46	2	2	95,83
Person_03/rec_2 (107)	50	0	2	96,15
Person_03/rec_3 (108)	44	2	2	95,65

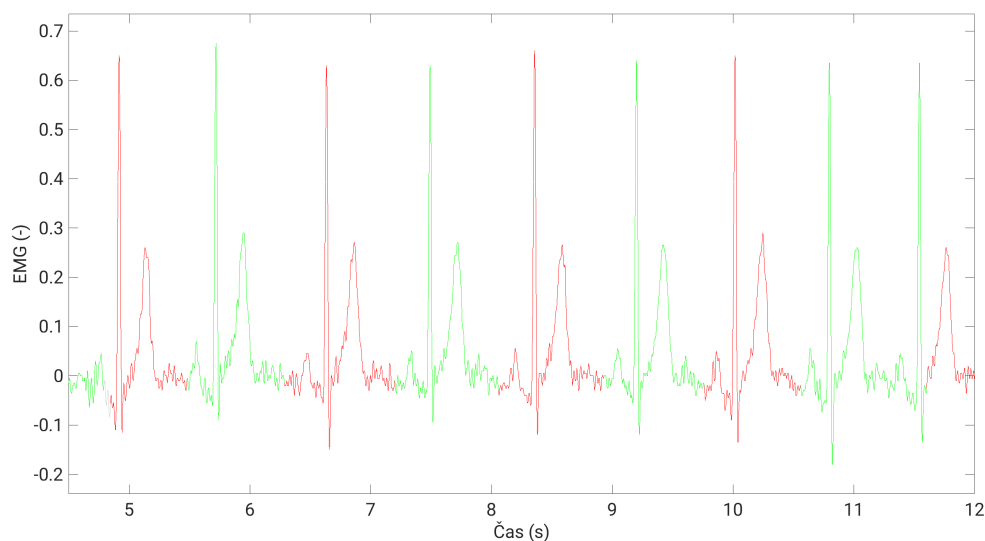
Volba kanálů i metod proběhla manuálně.

^a Údaj v závorce je číslo subjektu v příložených souborech viz příloha B

^b Počet úspěšně detekovaných markerů

^c Počet nepravdivě detekovaných markerů

^d Počet nedetekovaných markerů



Obrázek 8.10. Výsledek aplikace metodiky na signál EKG

Kapitola 9

Závěr

Kontrola plnění hygienických limitů lokální zátěže při repetitivní zátěži je klíčová 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 směnový a minutový počet pohybů. Procenta maximální svalové síly jsou zjišťována pomocí sEMG, průměrné směnové a minutové pohyby jsou počítány manuálně na místě, popřípadě za využití videozáznamu.

Tato práce nejdříve popisuje návrh programu, který má za účel nabídnout alternativu k ekosystému 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. Na závěr aplikuje navrženou metodiku na signál EKG, kde získává úspěšnost detekce cyklů 93 %, čímž ukazuje aplikovatelnost metodiky na další signály a pohyby.

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] ANALOG DEVICES. *CHAPTER 8: ANALOG FILTERS*. Dostupné na https://www.analog.com/analog_filters?doc=ADA4661-2.pdf.
- [12] YOUNG, Philippa. *Designing an Analogue Low Pass Filter System for a Quantum Ion Trap*. Dostupné na <https://users.sussex.ac.uk/~pjly20/ras100.html>.
- [13] SARPAL, Sanjeev. *Difference between IIR and FIR filters: a practical design guide*. Dostupné na <https://www.advsoled.com/difference-between-iir-and-fir-filters-a-practical-design-guide/>.
- [14] *FIR vs IIR Digital Filter*. Dostupné na <https://www.hwe.design/theories-concepts/signal-processing/fir-vs-iir-digital-filter>.

- [15] SNEHA, H.L. *Understanding Correlation - Technical Articles*. Dostupné na <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/understanding-correlation/>.
- [16] CMGLEE. *Visual comparison of convolution, cross-correlation and autocorrelation*. Dostupné na https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Comparison_convolution_correlation.svg.
- [17] KSCHISCHANG, Frank R. *The Hilbert Transform*. Dostupné na <https://www.comm.utoronto.ca/~frank/notes/hilbert.pdf>.
- [18] YANG, Yanli. A Signal Theoretic Approach for Envelope Analysis of Real-Valued Signals. *IEEE Access*. 2017, ročník 5, s. 5623–5630. ISSN 2169-3536. Dostupné na DOI 10/gtvvfr.
- [19] 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 nařízení vlády č. 452/2023 Sb. Dostupné na <https://www.e-sbirka.cz/sb/2007/361/2024-01-01>.
- [20] HALÁSOVÁ, Simona a Vladimíra LIPŠOVÁ. *Posuzování lokální svalové zátěže v jednotlivých Státech EU a v ostatních státech světa se zaměřením na syndrom karpálního tunelu*. Dostupné na https://szu.cz/wp-content/uploads/2023/02/posuzovani_LSZ_ve_statech_EU.pdf.
- [21] Zákon č. 355/2007 Z. z. o ochraně, podpoře a rozvoji veřejného zdraví. Dostupné na <https://www.slov-lex.sk/pravne-predpisy/SK/ZZ/2007/355/20130701.html>.
- [22] MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ ČR. *Věstník 6/2022*. Dostupné na https://mzd.gov.cz/wp-content/uploads/2022/05/Vestnik-MZ_6-2022.pdf.
- [23] GETA CENTRUM S.R.O. *EMG Analyzer Uživatelský Manuál*.
- [24] SEDLÁČEK, Miloš. *Zpracování signálů v měřící technice*. Praha: ČVUT, 1993. ISBN 978-80-01-00900-0.
- [25] LUGOVAYA, Tatiana. *Biometric human identification based on electrocardiogram*. Petrohrad, Ruská federace: Faculty of Computing Technologies and Informatics, Electrotechnical University "LETI", 2005. Diplomová práce. Dostupné na <https://www.physionet.org/physiobank/database/ecgiddb/biometric.shtml>.

Příloha A

Seznam použitých zkratk

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 ručně označenými cykly
├── 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
```