VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

# DETEKCE ÚNAVY Z ELEKTROMYOGRAMU

FATIGUE EVALUATION USING ELECTROMYOGRAPHY

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE Bc. JITKA MOŠNEROVÁ
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE Ing. OTO JANOUŠEK
SUPERVISOR

BRNO 2014

**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií**

**Ústav biomedicínského inženýrství**

# Diplomová práce

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

| | | | |
|---|---|---|---|
| ***Studentka:*** | Bc. Jitka Mošnerová | ***ID:*** | 125059 |
| ***Ročník:*** | 2 | ***Akademický rok:*** | 2013/2014 |

**NÁZEV TÉMATU:**

## Detekce únavy z elektromyogramu

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Proveďte literární rešerši v oblasti hodnocení únavy z elektromyografického (EMG) signálu. 2) Navrhněte optimální metodiku pro hodnocení únavou vyvolaných změn EMG záznamu. 3) Seznamte se s akvizičním systémem Biopac a navrhněte způsob záznamu EMG. 4) Zaznamenejte EMG signál skupiny dobrovolníků. Vytvořte databázi záznamů. 5) V programovém prostředí LabView nebo Matlab vytvořte aplikaci pro analýzu EMG. Aplikaci navrhněte s ohledem na její využití jako výukovou úlohu. 6) Vyhodnoťte změny EMG způsobené únavou a výsledky statisticky zpracujte. Dále proveďte detekci únavy na základě získaných parametrů. 7) Proveďte diskusi získaných výsledků a srovnejte mezi sebou parametry EMG ve vztahu k jejich schopnosti detekovat únavu. Na základě zjištěných skutečností vytvořte ucelený návod k laboratorním cvičením věnujícím se hodnocení únavy z elektromyogramu.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

[1] PFLANZER, Richard, a kol. BIOPAC SYSTEM, Inc. Biopac student lab: Laboratory Manual. 1. vyd. Goleta, CA, 2007.
[2] HONZÍKOVÁ, Nataša. Biologie člověka, Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2003.

| | | | |
|---|---|---|---|
| ***Termín zadání:*** | 10.2.2014 | ***Termín odevzdání:*** | 23.5.2014 |

***Vedoucí práce:*** Ing. Oto Janoušek
***Konzultanti diplomové práce:***

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**
*Předseda oborové rady*

**UPOZORNĚNÍ:**

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

# Abstrakt

Cílem diplomové práce je navržení a realizace metod pro detekci únavy z elektromyogramu. Nejprve je provedena literární rešerše v oblasti hodnocení únavy z elektromyografického (EMG) signálu. Měření únavou vyvolaných změn v EMG signálu probíhá na deseti dobrovolnících pomocí systému Biopac©. Dále je v diplomové práci řešen výběr optimální metodiky pro hodnocení únavou vyvolaných změn EMG záznamu pomocí statistického testování. V poslední části diplomové práce je diskuze nad výsledky statistického testování metod, vytvoření uživatelského rozhraní v programovém prostředí Matlab© a uceleného návodu pro laboratorní úlohu věnující se hodnocení únavy v EMG signálu.



# Klíčová slova

Elektromyografie, únava, Biopac



# Abstract

The aim of the diploma thesis is the design and implementation of methods for detecting fatigue in electromyogram (EMG). At first is done a literature review on the topic of fatigue detection in electromyography (EMG). Measurement of fatigue-induced changes in the EMG signal is performed on ten subjects using the Biopac ©. Next is in the thesis solved the selection of the optimal methods of evaluating the fatigue-induced changes in EMG recording using statistical testing. In the final part of the thesis is discussion on the results of statistical testing, creation a user interface in Matlab © and comprehensive instructions for laboratory focused on the topic of fatigue in the EMG signal.



# Key words

Electromyography, fatigue, Biopac

# Bibliografická citace

MOŠNEROVÁ, J. *Detekce únavy z elektromyogramu.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 75 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Oto Janoušek..

# Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma DETEKCE ÚNAVY Z ELEKTROMYOGRAMU jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 23.5.2014 .....

podpis autora

# Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Otovi Janouškovi za rychlou korespondenci, pomoc a ochotu při řešení jakéhokoliv problému. Děkuji také za rady a připomínky při zpracování textové části diplomové práce.

V Brně dne 23.5.2014 .....

podpis autora

# OBSAH

**Obsah** **iv**

**Seznam obrázků** **vii**

**Seznam tabulek** **x**

**Úvod** **1**

**1 Svalová soustava** **2**

1.1 Anatomie svalu ... 2

1.2 Histologie svalu ... 3

1.3 Kontrakce a nervové řízení ... 4

1.4 Elektrické projevy kontrakce ... 5

1.5 Svalová únava ... 6

1.6 Elektrické projevy únavy ... 6

**2 Elektromyografie** **8**

2.1 Zpracování EMG v časové oblasti ... 8

2.1.1 Rektifikace EMG ... 9

2.1.2 Vyhlazení rektifikovaného EMG ... 9

2.1.3 Efektivní hodnota ... 10

2.1.4 Integrace ... 11

2.2 Zpracování EMG ve frekvenční oblasti ... 11

**3 Detekce únavy** **12**

3.1 Koncept únavy ... 12

3.2 Hodnocení únavy ve frekvenční oblasti ... 12

3.2.1 Posun spektra ... 12

3.2.2 Poměrový parametr ... 14

3.2.3 Průběhy spektrálních momentů ... 14

3.2.4 Rozdělení signálu bankou filtrů ... 16
3.3 Hodnocení únavy v časové oblasti ... 17
3.3.1 Průchod nulou ... 17
3.3.2 Další parametry ... 17

**4 Měření EMG signálu 18**

4.1 Nastavení zesilovače a filtrů ... 18
4.2 Svodové vodiče a elektrody ... 19
4.3 Dynamometr ... 21

**5 Protokol měření 23**

5.1 Úvod k měření ... 23
5.2 Příprava před zahájením měření ... 25
5.3 Měření před cvičením ... 26
5.3.1 Dominantní horní končetina ... 26
5.3.2 Nedominantní horní končetina ... 27
5.4 Měření po cvičení ... 27

**6 Realizace detekce únavy 28**

6.1 Frekvenční oblast ... 28
6.1.1 Metoda dvou úseků ... 28
6.1.2 Metoda více úseků ... 30
6.1.3 Poměrová metoda ... 31
6.1.4 Analýza spektrálních momentů ... 32
6.2 Časová oblast ... 34
6.2.1 Počet průchodů nulou ... 34
6.2.2 Metoda Špička-špička ... 35

**7 Statistické vyhodnocení 36**

7.1 Úvod ... 36
7.2 Metoda dvou úseků ... 37
7.3 Metoda více úseků ... 39
7.4 Poměrový parametr ... 42

7.5 Analýza spektrálních momentů ... 43
7.6 Počet průchodů nulou ... 45
7.7 Špička-špička ... 47
7.8 Závěr statistického hodnocení ... 50

**8 Popis programu 55**

8.1 Načtení signálu ... 56
8.2 Předzpracování a výběr parametrů ... 57
8.3 Metody pro detekci únavy ... 59

**9 Závěr 62**

**Literatura 63**

**Přílohy 65**

**A Obsah přiloženého CD 65**

**B Laboratorní úloha 66**

B.1 Úvod ... 66
B.2 Záznam EMG signálu ... 67
Pomůcky ... 67
Umístění elektrod a zapojení ... 67
Postup a ukládání ... 69
B.3 Analýza v programovém prostředí ... 70
Načtení ... 71
Předzpracování a výběr parametrů ... 71
Metody pro detekci únavy ... 72

**C Dotazník 74**

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1 Makroskopická stavba svalu; převzato z [19] ..... 3

Obr. 1.2 Mikroskopická struktura kosterního svalu, převzato z [1] ..... 4

Obr. 1.3 Schéma nervosvalové ploténky; převzato z [20] ..... 5

Obr. 1.4 Změna tvaru akčního napětí motorické jednotky při únavě; červená – před únavou, zelená – při únavě ..... 7

Obr. 2.1 Nezpracovaný EMG signál ..... 9

Obr. 2.2 Ukázka zpracování signálu pomocí ARV a RMS, převzato z [21] ..... 10

Obr. 3.1 Diagram vysvětlující spektrální změny, které se vyskytují v EMG signálu během vytrvalé únavy; převzato z [12] ..... 13

Obr. 3.2 Graf znázorňuje spektrum posunuté doleva (červenou tečkovanou čárou), doprava (zelenou čerchovanou čárou) a rovnoměrné rozložení (uprostřed) [26] ..... 16

Obr. 4.1 Schéma reprezentující typické výkonové spektru EMG, převzato z [14] ..... 19

Obr. 4.2 SS2L Svodový vodič ..... 20

Obr. 4.3 Povrchové elektrody ..... 20

Obr. 4.4 Umístění elektrod, převzato z [15] ..... 21

Obr. 4.5 Dynamometr SS2LA ..... 22

Obr. 5.1 Měření EMG signálu, úlohy I až III budou popsány dále ..... 23

Obr. 5.2 Umístění elektrod na musculus abductor pollicis brevis, převzato z [23] ..... 24

Obr. 5.3 Umístění elektrod na musculus biceps brachii (nahoře) a na musculus flexor carpi radialis (dole), převzato z [23] ..... 25

Obr. 5.4 Nastavení parametrů pro snímání EMG a síly pomocí dynamometru ..... 26

Obr. 6.1 Blokové schéma Metody dvou úseků ..... 29

Obr. 6.2 Výběr úseku, začátek v 5 s, konec v 55 s, délka úseku 2 s ..... 29

Obr. 6.3 Blokové schéma Metody více úseků ..... 30

Obr. 6.4 Lineární aproximace průběhu mediánů ..... 31

Obr. 6.5 Blokové schéma Poměrové metody ..... 32

Obr. 6.6 Blokové schéma Analýzy spektrálních momentů ..... 33

Obr. 6.7 Blokové schéma metody Počet průchodů nulou ..... 34
Obr. 6.8 Blokové schéma metody Špička-špička ..... 35
Obr. 7.1 T-test, p=0,2105 ..... 38
Obr. 7.2 T-test, p=0,0025 ..... 41
Obr. 7.3 T-test, p=0,1172 ..... 42
Obr. 7.4 T-test, p=0,0283 ..... 45
Obr. 7.5 T-test, p=0,3665 ..... 47
Obr. 7.6 T-test, p=0,0623 ..... 49
Obr. 7.7 Délky úseků a jejich četnost při statisticky významném testování ..... 51
Obr. 7.8 Časový průběh poklesu mediánu (Metoda více úseků) ..... 51
Obr. 7.9 Délky úseků a jejich četnost při statisticky významném testování ..... 52
Obr. 7.10 Délky úseků a jejich četnost při statisticky významném testování u všech metod ..... 53
Obr. 7.11 Předzpracování a jeho četnost výskytu při statisticky významném testování u všech metod ..... 54
Obr. 7.12 Překryv a jeho četnost výskytu při statisticky významném testování u všech metod ..... 54
Obr. 8.1 Celé uživatelské rozhraní ..... 55
Obr. 8.2 Část uživatelského rozhraní pro načítání signálu ..... 56
Obr. 8.3 Ukázka EMG signálu při načtení z databáze (požadavky: pravá+biceps) ..... 57
Obr. 8.4 Část uživatelského rozhraní pro předzpracování signálu ..... 58
Obr. 8.5 Ukázka zpracování signálu pomocí integrace ..... 58
Obr. 8.6 Ukázka výběru metody pro detekci únavy PO unavování ..... 59
Obr. 8.7 Ukázka výběru metody pro detekci únavy PŘED unavováním ..... 59
Obr. 8.8 Ukázka výpisu parametrů (Metoda více úseků) ..... 59
Obr. 8.10 Grafický výstup: spektrum EMG signálu po únavě ..... 60
Obr. 8.9 Grafický výstup: spektrum EMG signálu před únavou ..... 60
Obr. 8.11 Tlačítko pro nejlepší výsledek ..... 61
Obr. 9.1 Motorická jednotka [7] ..... 66
Obr. 9.3 Umístění elektrod na dvojhlavý sval pažní (nahoře) a na sval zevního ohýbače zápěstí (dole), převzato z [23] ..... 68

Obr. 9.2 Nastavení parametrů akviziční jednotky pro snímání EMG a síly stisku dynamometru ..... 68

Obr. 9.4 Řazení signálů při správně uloženém souboru.txt ..... 70

Obr. 9.5 Část uživatelského rozhraní pro předzpracování signálu ..... 72

Obr. 9.6 Ukázka výpisu parametrů (Metoda více úseků) ..... 72

Obr. 9.7 Tlačítko „Zlatý standard“ ..... 73

# SEZNAM TABULEK

Tabulka 2.1 Upřesnění charakteristik EMG signálu ..... 8

Tabulka 4.1 Nastavení akviziční jednotky při snímání EMG signálu ..... 18

Tabulka 6.1 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení Metody dvou úseků ..... 28

Tabulka 6.2 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení Metody více úseků ..... 30

Tabulka 6.3 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení metody Poměrová metoda31

Tabulka 6.4 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení Analýzy spektrálních momentů ..... 33

Tabulka 6.5 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení metody Počet průchodů nulou ..... 34

Tabulka 6.6 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení metody Špička-špička ..... 35

Tabulka 7.1 Zvažované podmínky nastavení a jejich možnosti ..... 37

Tabulka 7.2 T-test, hodnoty p ..... 38

Tabulka 7.3 Zvažované podmínky nastavení a jejich možnosti ..... 39

.Tabulka 7.4 T-test, p hodnoty, nejlepší výsledky pro všechny případy ..... 40

Tabulka 7.5 T-test, p hodnoty, nejlepší výsledky ..... 42

Tabulka 7.6 Zvažované podmínky nastavení a jejich možnosti ..... 43

Tabulka 7.7 T-test, p hodnoty, nejlepší výsledky ..... 43

Tabulka 7.8 Podmínky nastavení a jejich možnosti ..... 46

Tabulka 7.9 T-test, p hodnoty, nejlepší výsledky ..... 46

Tabulka 7.10 Podmínky nastavení a jejich možnosti ..... 47

Tabulka 7.11 T-test, p hodnoty, nejlepší výsledky ..... 48

Tabulka 7.12 Přehled vybraných metod ..... 50

Tabulka 7.13 Přehled statisticky významných výsledků metody Analýza spektrálních momentů ..... 52

Tabulka 7.14 Přehled četností výskytu jednotlivých nastavení u konkrétních metod ..... 53

Tabulka 8.1 Nastavení a parametry zlatého standardu ..... 61

Tabulka 9.1 Přehled řazení dat v uloženém souboru txt ..... 69

# ÚVOD

Cílem diplomové práce je návrh a realizace metody pro hodnocení únavy z EMG signálu. Práce je rozdělena do pěti celků. V první části je popsaná teorie potřebná k pochopení anatomie a fyziologie kosterního svalstva. Druhá část je zaměřena na popis a zpracování EMG signálu v časové a frekvenční oblasti. Kapitoly třetí části jsou věnovány teorii únavy ve vztahu k EMG a metodám, které jsou navrženy pro hodnocení únavy. V další části je popsán obecný způsob záznamu EMG signálu a návrh protokolu pro měření únavou vyvolaných změn v EMG signálu. Poslední část je zaměřena na realizaci vybraných metod detekce únavy v programovém prostředí Matlab©. Výsledky metod jsou statisticky testovány a na základě toho jsou vybrány metody, které budou součástí výukového programu pro hodnocení únavy s uživatelským rozhraním.

Při svalové únavě dochází k nahromadění metabolických odpadů, především kyseliny mléčné (acidóza). Acidóza ovlivňuje pohyb iontů na buněčných membránách, a tím zpomaluje rychlost vedení akčního napětí (AN). Dále dochází ke snížení frekvence AN. Únava způsobuje typické změny v EMG signálu, které můžeme pomocí vhodných parametrů odhalit. Nejčastěji používané metody hodnocení únavy jsou založeny na základě pozorování posunu spektra k nižším frekvencím. [10][11][12][13] a další.

V podrobném protokolu měření EMG signálu je popsán způsob záznamu EMG signálu a úkoly, které dobrovolníci vykonávaly, aby z nich mohla být hodnocena únava svalů horní končetiny. Série měření probíhala na 10 dobrovolnících pomocí systému Biopac©.

Jednotlivé metody a jejich realizace v programovém prostředí Matlab© jsou popsány v kapitolách 3 a 6. Na základě statistického testování jsou vybrány dvě metody: Metoda více úseků (6.1.2 a 7.3) a Analýza spektrálních momentů (6.1.4 a 7.5). Obě metody pracují se signálem ve spektrální oblasti a opírají se o základní myšlenku posunu spektra únavového EMG signálu k nižším frekvencím.

Výsledkem práce je program s uživatelským rozhraním pro hodnocení únavy a ucelený návod k laboratorní úloze věnující se hodnocení únavy. Program má sloužit studentům při výuce a má jim umožnit hodnocení vlastních naměřených EMG signálů (dle návodu) nebo signálu z databáze, která byla v rámci diplomové práce vytvořena

# 1 SVALOVÁ SOUSTAVA

S ohledem na řešení problému detekce únavy v elektromyogramu budou nejprve uvedeny základní informace o anatomii a fyziologii svalu a jeho nervovém řízení.

## 1.1 Anatomie svalu

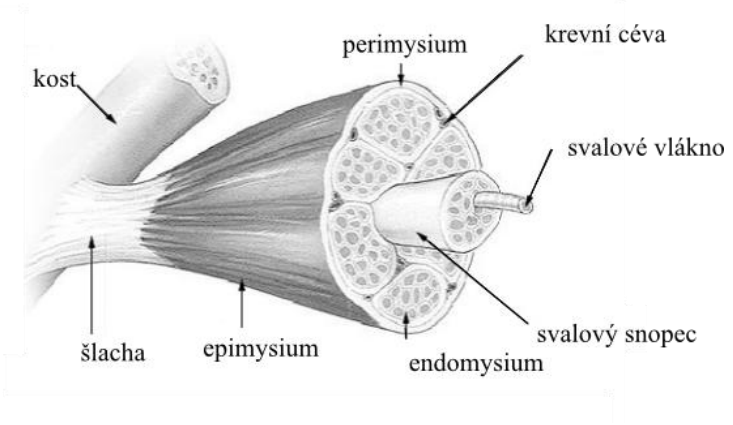
Svaly spolu s kosterní soustavou tvoří důležitou složku pohybového aparátu. Hlavní funkcí svalů je aktivní podíl na udržování polohy a pohybu celého těla nebo jeho částí. Míru pohybu ovlivňuje elastičnost svalové tkáně, schopnost kontrakce a relaxace.[18]

V lidském těle se nachází tři druhy svalové tkáně:

- Srdeční svalovina: nachází se pouze v srdci a umožňuje mechanickou práci srdce, buňky jsou v tkáni srdce propojeny, aby docházelo k co nejrychlejšímu přenosu akčního napětí.
- Hladká svalovina: tvoří stěny některých orgánů, dutin a cév, nemá příčné pruhování a není ovladatelná vůli, její funkcí je motilita vnitřních orgánu umožňující přirozené fyziologické funkce jako je dýchání, trávení, oběh krve a další.
- Kosterní svalovina: je připojena ke kosterní soustavě a kontrakce této svaloviny vede k pohybu určité části těla. [15]

Kosterní sval má část svalovou (svalové bříško) z příčně pruhované svaloviny a část přecházející ve vazivové šlachy, které upínají sval na kost. Povrch svalu je kryt vazivovou blánou, tzv. povázkou. Každý sval je bohatě cévně a nervově zásoben. [18]

Základní jednotkou svalového bříška jsou svalové buňky vláknitého tvaru, tzv. svalová vlákna (svalové buňky). Tato vlákna jsou dohromady spojena vazivovou tkání ve svazky zvané snopečky. Snopečky se spojují ve snopce a více snopců tvoří svalové bříško. Na Obr. 1.1 je zobrazena makroskopická struktura svalu, epimysium je vazivový obal na povrchu svalu, perimysium je vazivový obal obklopující svalové snopce a edomysium se nachází na povrchu svalových vláken [18]

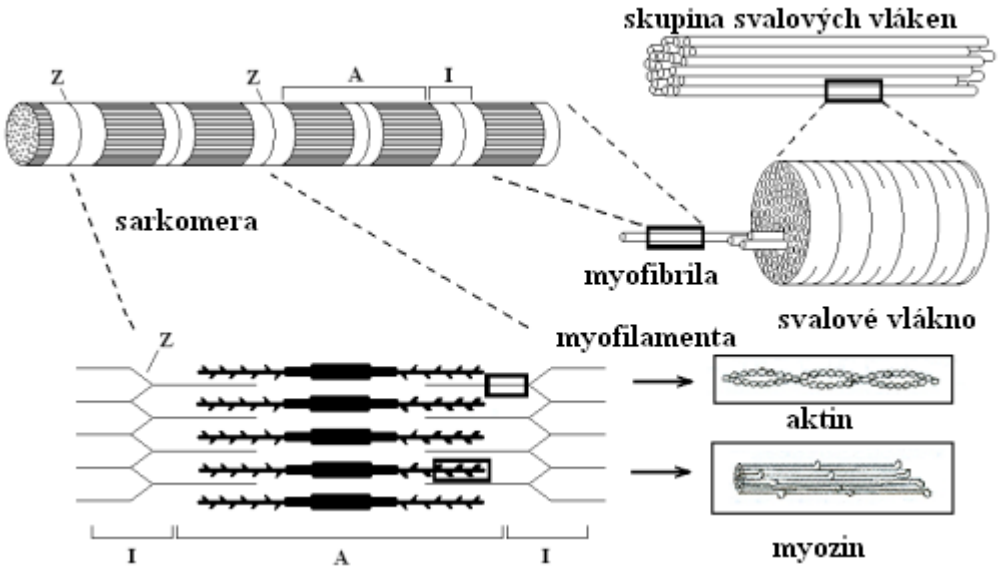



Obr. 1.1 Makroskopická stavba svalu; převzato z [19]

## 1.2 Histologie svalu

Jednotlivá svalová vlákna jsou od okolního prostředí oddělena membránou zvanou sarkolema. Ta obklopuje cytoplasmu, kde se nachází buněčná jádra, mitochondrie, a stažlivé vláknité struktury myofibrily. Cytoplazma obsahuje velké množství glykogenu, který slouží jako zásobárna energie. Jednotlivé myofibrily jsou obklopeny hustou sítí sarkoplazmatického retikula ve kterém se nachází ionty $Ca^{2+}$, nezbytné pro uskutečnění svalového stahu. [18]

Každá myofibrila je Z-liniemi rozčleněna na asi 2μm dlouhé úseky zvané sarkomery **(**Obr. 1.2**)**. Toto střídání je dobře viditelné i ve světelném mikroskopu. Oblasti značené jako I (izotropní oblasti) obsahují pouze myozin a oblasti označené A (anizotropní) ohraničené Z-linii, obsahují aktin i myozin a právě zde dochází ke změnám při svalové kontrakci (Obr. 1.2).[2]




Obr. 1.2 Mikroskopická struktura kosterního svalu, převzato z [1]

## 1.3 Kontrakce a nervové řízení

Svalová kontrakce je řízena nervovým systémem. Impulz ke svalu přichází prostřednictvím axonů alfa-motoneuronu míšních nervů. Soubor svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem se nazývá motorická jednotka.[18]

V jednotlivých svalech se nacházejí motorické jednotky různých velikostí, tzn. s větším či menším počtem svalových vláken. To má své fyziologické opodstatnění i praktický význam. Při jemné motorice jsou využity malé motorické jednotky, které inervují menší počet svalů. Tím je dosaženo větší kontroly kontrakce. Pro větší svalový výkon je třeba velké motorické jednotky, kde je zapojeno více svalových vláken, avšak dostatečná síla se uplatňuje na úkor jemnosti a obratnosti. [8]

Vazbu motoneuronu na sarkolemu zajišťuje tzv. nervosvalová ploténka (Obr. 1.3). Po vláknu motoneuronu přichází vzruch až k ploténce. Pro vznik AN (akčního napětí) je důležitý nadprahový impulz, anebo více podprahových nervových vzruchů, kdy díky sumaci těchto impulzů může vzniknout akční napětí.

Kontrakce svalu se děje na základě přeměny chemické energie na kinetickou. Nejprve dochází k uvolnění mediátoru (acetylcholinu) z váčků umístěných na zakončení motoneuronu do synaptické štěrbiny. Následně je acetylcholin navázán na receptory na sarkolemě a dochází k depolarizaci sarkolemy. Vzruch se šíří po celé membráně a vzniká akční napětí. Ten rychle proniká do nitra svalové buňky a vyvolává masivní

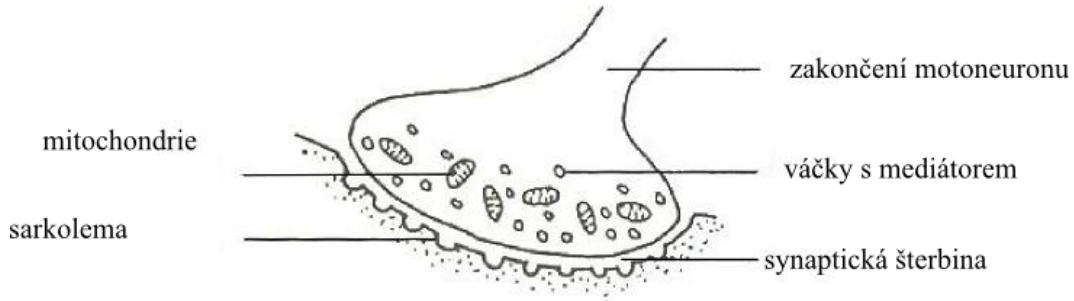
uvolnění $Ca^{2+}$. Ionty vápníku se váží na troponin (je součástí aktinových vláken), mění konformaci aktinu a umožňuje tak spojení myozinu s aktinem. Důsledkem je zkracování sarkomery a kontrakce svalových vláken.[18]

Po skončení příchodu vzruchu z motoneuronu, dochází k polarizaci membrány svalu, odčerpání $Ca^{2+}$, zrušení vazby mezi aktinem a myozinem. Výsledkem je relaxace, a návrat sarkomery do původní délky.

Pro zahájení kontrakce svalu je důležitá dostatečná přítomnost iontů vápníků v cytoplasmě svalové buňky a dostatečné množství energie ve formě ATP. [2]

Stupeň kontrakce příčně pruhovaného svalu je regulována:

1. počtem aktivovaných motorických jednotek (při nutnosti zesílit kontrakci je aktivován větší počet motorických jednotek),
2. frekvencí akčních napětí produkovaných každou motorickou jednotkou. [15]




Obr. 1.3 Schéma nervosvalové ploténky; převzato z [20]

## 1.4 Elektrické projevy kontrakce

Fyziologické procesy, které probíhající při kontrakci a práci svalu, způsobují změny v EMG signálu. Změny je možné pozorovat v časové oblasti, kde se jedná o změnu výchylky (zvýšení nebo snížení). Nebo v oblasti frekvenční, kde se jedná o posun spektra.

Při kontrakci jsou ovlivňovány primárně parametry MUAP. Sumací MUAP se změna projeví i v povrchovém EMG.

Při nástupu kontrakce a čím větší síla je požadována, tím rychleji musí do svalu přicházet impulzy z centrální nervové soustavy (zvyšuje se frekvence akčního napětí). Tím více musí být zapojeno motorických jednotek. Čím více je zapojeno motorických

jednotek, tím větší počet je MUAP, tedy v součtu větší amplituda EMG. [25]

## 1.5 Svalová únava

Únava je komplex dějů, při kterých nastává snížená odpověď tkání, buď na podněty stejné intenzity, nebo nutnosti užití větší intenzity podnětu při získání odpovědi stejné (pokles výkonu) [4]. Únava patří mezi obranné mechanismy zabraňující lidskému tělu přetěžovat organismus.

Příčinou svalové únavy je nedostatek ATP (energetických zásob), nebo přebytek nahromaděných kyselých katabolitů (laktát). Z hlediska rychlosti nástupu svalové únavy rozlišujeme dva typy únavy:

a) aerobní – dochází k ní při dostatečném přísunu kyslíku (tzn. aerobní podmínky), při těchto podmínkách jsou limitující pouze energetické zásoby ve formě glykogenu.[4]

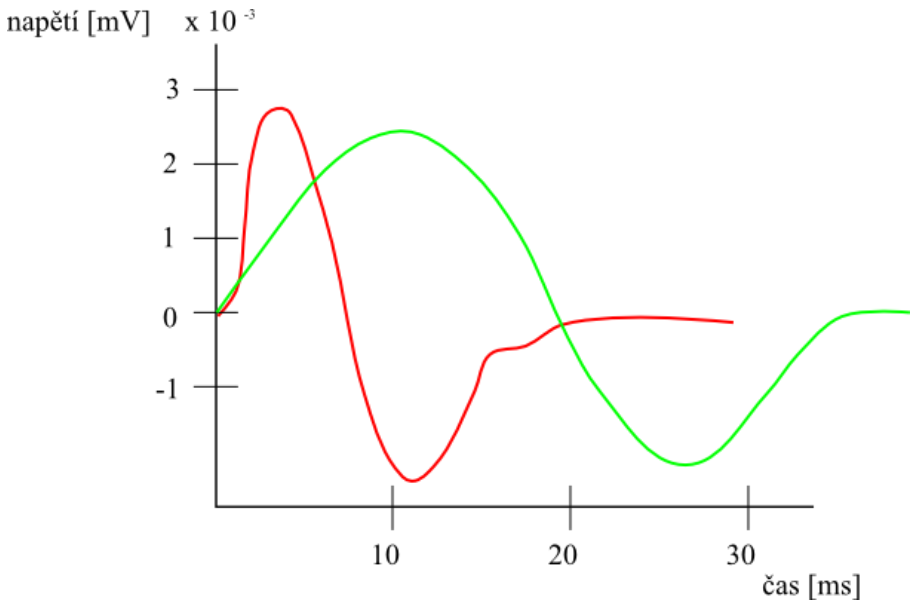
b) anaerobní – dochází k ní při zvyšující se aerobní svalové aktivitě. V tomto případě jsou kladeny vyšší požadavky na dodávku kyslíku, než je transportní systém schopen dodávat. Proto přechází svalová tkáň na anaerobní způsob získávání energie s nadprodukcí laktátu. Laktát (kyselina mléčná) způsobuje acidózu (překyselení organismu). Důsledkem je pokles glykolýzy a tvorby ATP. Acidóza způsobí ovlivnění pohybu iontů na buněčných membránách, zhoršuje podmínky pro vznik a vedení svalového napětí, zhoršuje kontraktilitu svalstva. [4]

Pokud je zatížení svalu přerušované, laktát je krví odplavován a dochází k postupnému zotavování. Limitujícím faktorem schopnosti kontrakce je kritický pokles glykogenových zásob (hypoglykémie) především v centrální nervové soustavě. [4]

## 1.6 Elektrické projevy únavy

Stejně jako u kontrakce je možné pozorovat změny EMG signálu v časové i frekvenční oblasti (více o hodnocení únavy v EMG signálu bude popsáno v kap. 3

Při udržovaní konstantní kontrakce po delší dobu dochází k zpomalení rychlosti vedení vzruchu (viz kap. 1.4). Proto bude trvat delší dobu, než depolarizační vlna šířící se podél svalového vlákna dojde až k detekční elektrodě. Důsledkem je prodloužení doby trvání MUAP (Obr. 1.4). Sníží se rychlost frekvence akčního napětí a spektrum EMG signálu se posune k nižším frekvencím. *Toto schéma odpovídá svalové únavě.*




Obr. 1.4 Změna tvaru akčního napětí motorické jednotky při únavě; červená – před únavou, zelená – při únavě

# 2 ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda, která využívá snímání elektrické aktivity svalu na povrchu kůže nebo intramuskulárně. Elektrická aktivita svalů je zaznamenávána jako odpověď na nervovou stimulaci. Odpověď na nervovou stimulaci může být přirozená, jako je tomu u řízení svalů při jejich činnosti (akční napětí motorické jednotky: MUAP), nebo umělá, vyvolaná pomocí stimulační elektrody. Sumu jednotlivých MUAP je možné měřit jako povrchové EMG.

Dva hlavní směry, kterými se elektromyografie ubírá, jsou: a) **diagnostika** svalových onemocnění, b) **terapie** pomocí tzv. myofeedbacku. Myofeedback je terapeutem vedená léčebná metoda, která učí jedince ovládat kontrakci svalu formou vizualizace dosahovaných výsledků. EMG signál je naměřen, zpracován a ve srozumitelné formě zobrazován pacientovi. Celý proces probíhá v reálném čase a díky srozumitelné zpětné vazbě umožňuje pacientovi ovlivnit úroveň svalového kontrakce. Opakovaným tréninkem se pacient naučí ovládat svaly vlastní vůlí. [7]

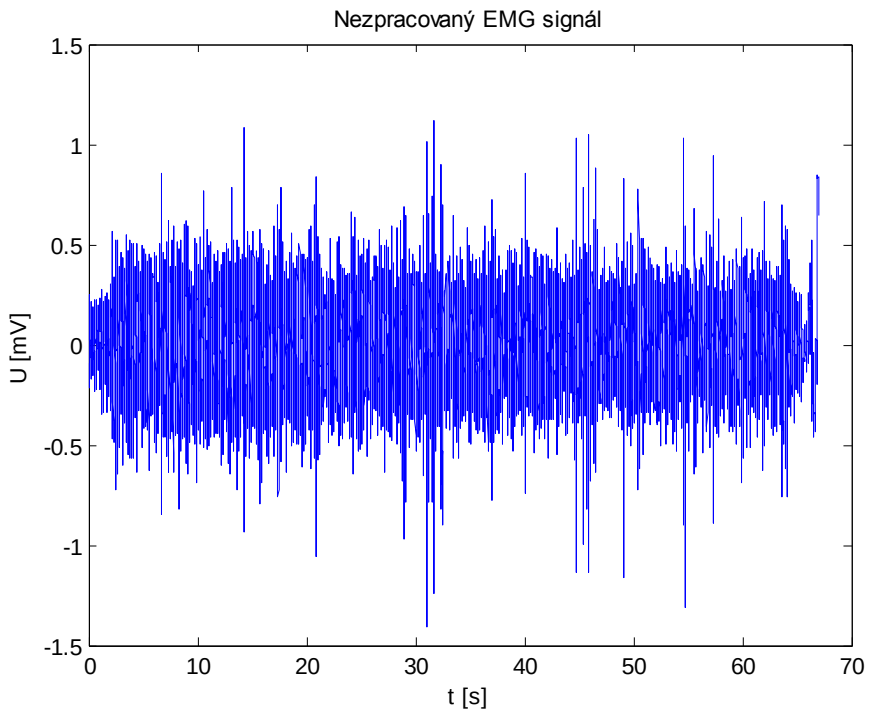
## 2.1 Zpracování EMG v časové oblasti

Surová naměřená data nejsou vhodná pro analýzu, nejprve je třeba signál zpracovat. Výchylka EMG signálu má náhodný charakter a nabývá kladných i záporných hodnot. (Obr. 2.1).

Základními charakteristikami EMG signálu jsou: výchylka signálu, frekvenční rozsah, doba trvání MUAP a tvar MUAP. Nejčastější je bifázický tvar, který má dva vrcholy s různou polaritou vrcholů. Upřesnění charakteristik je v Tabulka 2.1. [6][9][13]

Tabulka 2.1 Upřesnění charakteristik EMG signálu

| Parametr | Hodnoty |
|---|---|
| Výchylka signálu EMG | µV až mV |
| Frekvenční rozsah | 2 Hz – 10 kHz |
| Doba trvání MUAP | 1 až 3 ms |




Obr. 2.1 Nezpracovaný EMG signál

### 2.1.1 Rektifikace EMG

Rektifikace je jednoduchá metoda, která převede celý EMG signál do kladných hodnot. Rektifikace se děje buď úplným odstraněním záporných hodnot (half-wave rectification), nebo použitím záporných hodnot v absolutní hodnotě (ful-wave rectification). [21][13]

### 2.1.2 Vyhlazení rektifikovaného EMG

Rektifikace neodstraní ze signálu velké fluktuace signálu, proto je vhodné aplikovat nějaký vyhlazovací algoritmus. Vyhlazení se děje buď filtrací, nebo výpočtem průměrného trendu signálu.

V případě filtrace EMG signálu filtrem typu dolní propust (DP) dojde k odstranění vysokých frekvencí ze signálu. Čím užší pásmo DP je použito, tím větší je vyhlazení, ale tím je i větší ztráta důležitých informací EMG signálu.[13]

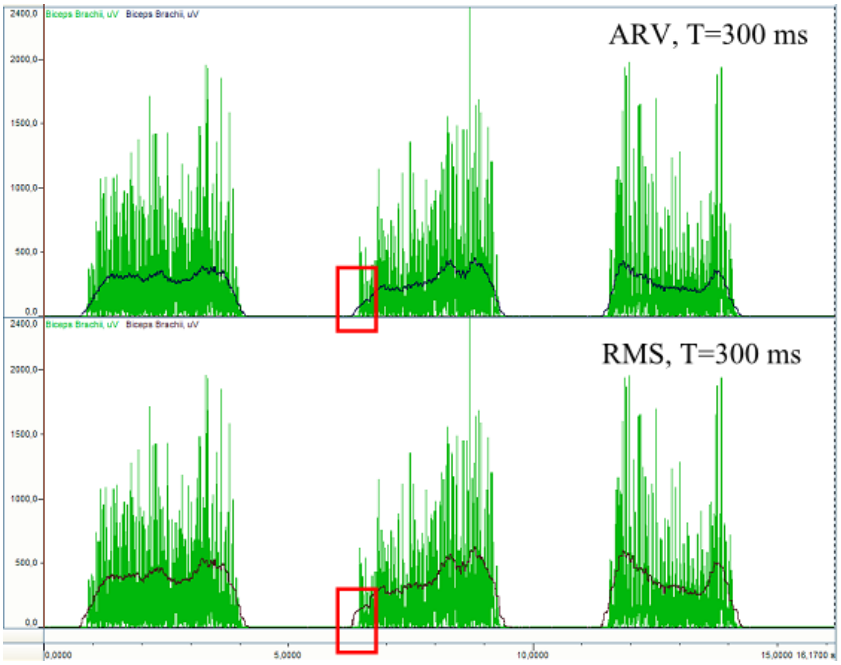
Průměrování signálu (ARV, z originálu: Average Rectified Value) odstraňuje větší fluktuace signálu. Průběh signálu pak dostává lineární charakter, tzv. lineární obálku (Obr. 2.2). Parametr ARV je počítán pomocí plovoucího okna, které má definovanou

šířku: $T = t_j - t_i$ , pro celý průběh signálu je výpočet dán rovnicí [13]:

$$ARV = \frac{1}{T}\int_{t}^{t+T} m(t)dt \tag{2.1}$$

$m(t)$ je rektifikovaný signál EMG, $t_i$ a $t_j$ definují šířku okna, $t$ je čas.

Čím menší bude časové okno, tím menší bude vyhlazení signálu. Pro výpočet ve spojité oblasti je doporučena šířka okna od 100 do 200ms. [13][21]




Obr. 2.2 Ukázka zpracování signálu pomocí ARV a RMS, převzato z [21]

### 2.1.3 Efektivní hodnota

Další metodou předzpracování EMG signálu je výpočet jeho efektivní hodnoty (RMS, tzv. kvadratický průměr nebo z originálu Root Mean Square value) viz Obr. 2.2. RMS vyjadřuje střední výkon signálu EMG a není zatížen fluktuací nezpracovaného EMG. [22][21] Výpočet pro celý průběh signálu je proveden pomocí plovoucího okna o délce T [13]:

$$RMS\{m(t)\} = \sqrt{\frac{1}{T}\int_{t}^{t+T} m^2(t)dt} \tag{2.2}$$

$T = t_j - t_i$, $t_i$ a $t_j$ definují šířku okna, $t$ je čas, $m(t)$ je signál EMG s korekcí

### 2.1.4 Integrace

Integrál je plocha pod křivkou EMG signálu. Při integraci se používá rektifikovaný signál, protože pro surový záznam EMG by byl integrál roven nule.[22][13] Výpočet je velmi podobný AVR s tím rozdílem, že při integraci není signál dělen délkou okna $\frac{1}{T}$. Výpočet je proveden podle rovnice [13]:

$$I\{m(t)\} = \int_{t}^{t+T} m(t)dt \tag{2.3}$$

$m(t)$ je rektifikovaný EMG signál

## 2.2 Zpracování EMG ve frekvenční oblasti

K převedení signálu z časové oblasti do frekvenční se používá Fourierova transformace. Ve frekvenční oblasti je možné hodnotit zastoupení frekvenčních složek signálu, tzv. spektrum signálu. Obecně je možný výpočet Fourierovy transformace podle rovnice [24]:

$$F\{f(t)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)\, e^{-j\omega t} dt \tag{2.4}$$

$f(t)$ je signál, $\omega$ je komplexní kmitočet.

Cílem frekvenční analýzy EMG signálu je odhad jeho průměrných frekvenčních vlastností.

Pojmem výkonové spektrum se rozumí souborová střední hodnota individuálních výkonových spekter přes všechny realizace signálu [24]:

$$S_{ff}(\omega) = E_w \left\{ \frac{1}{N} |F_w(\omega)|^2 \right\} \tag{2.5}$$

$E_w$ je souborová střední hodnota, $N$ je počet realizací a $F_w(\omega)$ je spektrum jedné realizace náhodného signálu.

Pro výpočet výkonového spektra se používají různé metody: např. metoda periodogramu, korelogramu a další.Parametry vhodné pro hodnocení výkonového spektra EMG signálu jsou: medián, průměrná frekvence a další. Jejich praktické použití pro detekci únavy bude popsáno v kap. 3.

# 3 DETEKCE ÚNAVY

## 3.1 Koncept únavy

Během vytrvalé kontrakce svalu dochází k postupnému unavování a v určitém časovém okamžiku dochází k takzvanému bodu selhání, kdy už není možné déle udržovat konstantní sílu na určité hladině a síla kontrakce postupně klesá. Bod selhání se objevuje ještě dříve, než je únava pozorovatelná vnějšími projevy únavy (pocení, zrudnutí, zvýšení tepu, atd.). Bod selhání se dá zjistit zpětně.

EMG signál získaný při vytrvalé kontrakci je rozdělen na stejně dlouhé úseky, v těch jsou počítána jednotlivá výkonová spektra. Z každého spektra se získá medián a zjišťuje se, zda medián získaný na začátku signálu bude mít větší hodnotu než medián z konce signálu. Dále se zjišťuje, v které části signálu hodnota mediánu poklesla nejvíce, tam je předpokládaný bod selhání [12][13]

## 3.2 Hodnocení únavy ve frekvenční oblasti

Nejvíce parametrů pro hodnocení únavy poskytuje analýza EMG spektrální oblasti. Přítomnost únavy ve svalech obecně způsobuje posun spektra směrem k nižším frekvencím.[10]

### 3.2.1 Posun spektra

Nejprve je třeba získat výkonové spektrum EMG signálu a dále vybrat parametr pro hodnocení únavy. Nejčastěji používané parametry jsou: medián frekvence, průměrná hodnota a modus frekvence. [13] Medián frekvence je hodnota, která rozděluje výkonové spektrum na dvě oblasti se stejným výkonem. Střední hodnota je chápána ve smyslu statistickém, jako průměrná hodnota frekvence ve výkonovém spektru. Modus je nejčastěji se vyskytující hodnota a odpovídá vrcholu křivky charakterizující výkonové spektrum.

Z těchto parametrů se nejméně používá modus. Důvodem jsou stochastické vlastnosti EMG signálu a variace spektra, které může značně ovlivnit odhad přesnosti modu v okolí vrcholu spektra. [13]

Nejčastěji je používán medián frekvence. Je spolehlivý, konzistentní a relativně objektivní parametr spektra. Medián je méně senzitivní k šumu a aliasingu než ostatní parametry, navíc má souvislost s rychlostí vedení vzruchu ve svalech.

Obecně jsou akceptovány medián i průměr, protože dobře reprezentují posun

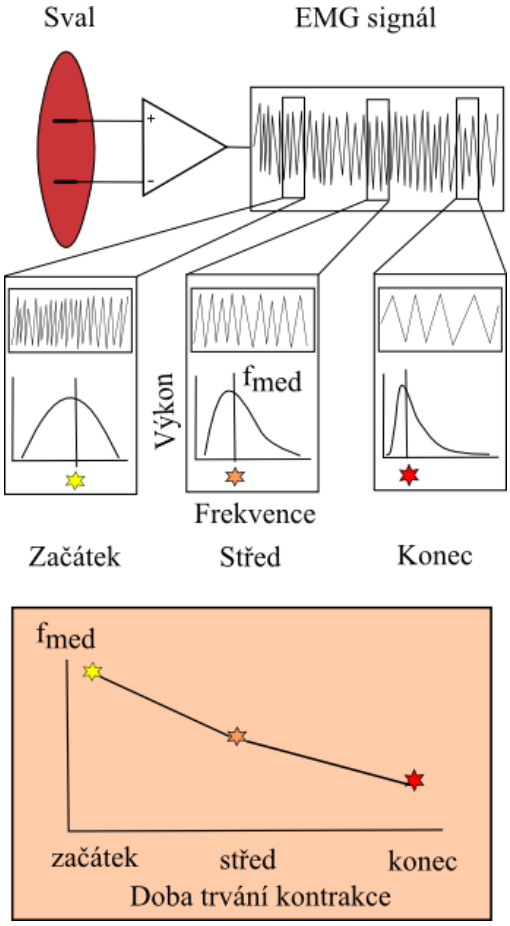
spektra k nižším frekvencím. Spolehlivost obou parametrů závisí na kvalitě EMG signálu a tvaru spektra. [12][13]

Samotné hodnocení únavy se děje v těchto krocích:

1. měření EMG signálu při vytrvalé kontrakci,
2. rozdělení signálu na stejně dlouhé úseky,
3. výpočet výkonového spektra ve všech úsecích,
4. nalezení dílčích mediánů frekvence ve spektrech
5. a porovnání hodnot jednotlivých mediánů.

Porovnáním mediánu v jednotlivých výkonových spektrech se zjišťuje, zda dojde k posunu spektra k nižším frekvencím. Tedy medián má menší hodnotu na konci signálu, než na začátku.

Tento přístup je při hodnocení únavy nejvíce používaný [10][11][12][13] . Podle [13] je tento přístup spolu s použitím parametru mediánu frekvence nadřazený všem jiným metodám. Proto je pro představu uveden postup i schéma na Obr. 3.1.




Obr. 3.1 Diagram vysvětlující spektrální změny, které se vyskytují v EMG signálu během

vytrvalé únavy; převzato z [12]

### 3.2.2 Poměrový parametr

Parametr reflektuje posun spektra k nižším frekvencím a je počítán jako poměr nízkých frekvenčních komponentů RMS1 a vysokých frekvenčních komponentů RMS2. [13] Výpočet zprostředkovává rovnice:

$$Poměrový\ parametr = \frac{RMS1}{RMS2} \tag{3.1}$$

Separační bod, ve kterém bude spektrum rozděleno na oblast nižších a vyšších frekvencí, může být určen pomocí jakékoliv vyhovující charakteristiky spektra, např. průměr frekvencí modus. [13]

Výhodou je poměrně jednoduchý výpočet a odpovídající změny parametru při posunu spektra při hodnocení únavy. Přes tyto výhody ukazují autoři [13] možné nedostatky této metody.

Poměrový parametr je citlivý na změnu tvaru EMG spektra. To je nevýhoda, protože v některých svalech se frekvenční složky signálu EMG při různé svalové kontrakci liší v důsledku nabírání motorových jednotek. Další překážkou v použití je nelineární závislost poměrového parametru na rychlosti vedení akčního napětí ve svalech.

### 3.2.3 Průběhy spektrálních momentů

Hodnocení spektrálních momentů patří mezi statistické charakteristiky. Jejich výhodou je, že poskytují informace o celkovém tvaru spektra a ne o jemných fluktuacích v průběhu spektra. Základní rovnice vztahující se ke spektrálním momentům je [16]:

$$m_n = \frac{1}{I}\sum_{l=c_1}^{c_2} S(l)\left(\frac{l}{N\Delta t}\right)^n \tag{3.2}$$

*N* je délka výkonového spektra, $\Delta t$ je vzorkovací frekvence, *S* výkonové spektrum, $I = c_2 - c_1 + 1$ je rozsah frekvencí ve kterých je spektrální moment určován, pokud je bráno celé spektrum je suma od *0* do *N/2*, *n* je řád momentu.

Různé řády charakterizují jednotlivé statistické vlastnosti spektra. Nultý moment je průměr

hodnot v intervalu $c_1$a $c_2$ a vyjadřuje průměrnou energii v tomto intervalu.

První moment charakterizuje váhovaný průměr spektrálních čar v intervalu $I$. Představuje těžiště rozložení energie ve spektru [25].

Pro hodnocení tvaru spektra ve vyšších momentech (druhý a výše) je třeba použít tzv. centrální moment, který se od prvního liší v uvažování další hodnoty $\bar{l}$. Tato hodnota je rovna průměru, je tedy rovna prvnímu momentu. Výpočet vyšších momentů je počítán podle rovnice (3.3) [26].

[16]

$$M_n = \frac{1}{I}\sum_{l=c_1}^{c_2} S(l)\left(\frac{l}{N\Delta t} - \bar{l}\right)^n \tag{3.3}$$

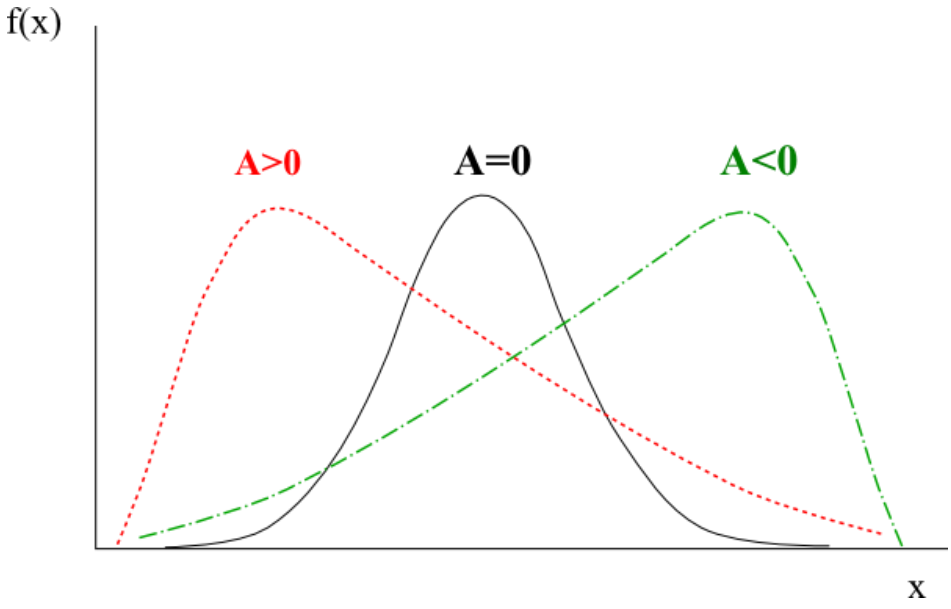
Za těchto předpokladů je druhý centrální moment interpretován jako rozptyl spektra a je indikátorem rozprostření spektra [25]. Třetí centrální moment charakterizuje šikmost (nesouměrnost) a čtvrtý špičatost. [16]

Pro účely hodnocení únavy ze spektra se používají první a druhý spektrální moment. Dále je vhodné použít 3. centrální moment pro hodnocení změny tvaru spektra a případnému posunu k nižším frekvencím. Třetí centrální moment (tzv. koeficient nesouměrnosti A) je možné spočítat, také podle rovnice [26]:

$$A = \frac{\sum_{i=1}^{N}\left(S_j - \bar{S}\right)^3}{(N-1)s^3} \tag{3.4}$$

$N$ je počet prvků v souboru, $S_j$ jsou jednotlivé hodnoty spektra, $\bar{S}$ je průměrná hodnota a $s$ je směrodatná odchylka.

Pokud je A<0, je vrchol křivky posunut doprava, když A>0 je vrchol křivky posunut doleva a v ideálním případě, kdy má křivka normální rozložení je A=0 (viz Obr. 3.2). Při zvyšování únavy by měl mít koeficient A kladnou hodnotu. [26]




Obr. 3.2 Graf znázorňuje spektrum posunuté doleva (červenou tečkovanou čárou), doprava (zelenou čerchovanou čárou) a rovnoměrné rozložení (uprostřed) [26]

### 3.2.4 Rozdělení signálu bankou filtrů

Poměrně nová metoda popsaná v [11] se snaží o hlubší porozumění projevů únavy v EMG signálu. Předpoklad posunu spektra k nižším frekvencím při únavě je stejný jako u jiných autorů. Podle autorů [11] je větším indikátorem únavy vzrůst výkonu spektra přímo v oblasti nízkých frekvencích 5-30 Hz. Toto frekvenční rozpětí odpovídá průměrné frekvenci akčního napětí motorických jednotek. Unavené motorické jednotky nebudou přesahovat průměrnou frekvenci, hodnota frekvence se sníží. Z toho vyplývá přesun největší energie výkonového spektra do oblasti 5-30 Hz.

Signál je nejprve rozdělen bankou filtrů do 6 zájmových frekvenčních pásem [11], jedno z nich je cílové (5-30 Hz). K tomuto účelu jsou použity dvě metody. První z nich je STFT (shor-time Fourier transform). V každém pásmu se spočítá výkonové spektrum. Suma výkonového spektra slouží jako parametr v hodnocení únavy.[11]

Druhá metoda rozdělí signál bankou filtrů pomocí Vlnkové transformace s použitím skupiny vlnek Daubechiesové. Každou sekundu je pro každou vlnku počítána hodnota RMS, která slouží jako parametr pro hodnocení únavy.

Oba parametry reflektují vzrůst energie spektra v nižších frekvencích a pokles ve vyšších frekvencích. Největší nárůst spektrálních čar je v oblasti od 13 do 25 Hz. Tím je splněn předpoklad, že největší nárůst bude v oblasti 5 až 30 Hz.

## 3.3 Hodnocení únavy v časové oblasti

### 3.3.1 Průchod nulou

Tato metoda počítá, kolikrát za určitý čas bude výchylka signálu buď na vrcholu, nebo bude procházet nulovou hodnotou signálu EMG. Díky jednoduchému výpočtu je snadná implementace.

Bohužel se tato metoda nehodí pro hodnocení EMG signálu, jako funkce síly ani při volbě konstantní kontrakce. Podle Lindstöm et al (1973) existuje pro slabou kontrakci lineární závislost mezi počtem průchodu signálu nulou a počtem akčních napětí motorických jednotek. Ovšem při vzrůstající síle kontrakce jsou nabírány další motorické jednotky a lineární závislost je narušena. [13]

### 3.3.2 Další parametry

Metody zpracování signálu popsané v kap 2.1 jako integrace a RMS přímo nereflektují fenomén únavy, ale mají vtah k fyziologickým dějům při kontrakci svalu. Používají se jako doplňkové metody k metodám detekce únavy. ARV, RMS a integrál EMG signálu závisí na počtu frekvencí akčního napětí [13]. Při zvyšující se kontrakci se hodnota RMS a integrovaná hodnota obvykle zvyšuje [27].

# 4 MĚŘENÍ EMG SIGNÁLU

Univerzitní učebny umožňují měření EMG signálu na systému Biopac®. K získání signálu je potřeba hardwarové i softwarové vybavení Biopacu®. Mezi hardwarové vybavení patří kabely, akviziční jednotka s vhodně zastavenými filtry a zesílením. Software slouží pro zobrazení a zpracování signálu. Data je možné kopírovat a zpracovávat v jiných kompatibilních programech (např. Matlab®, Excel®, a další).

## 4.1 Nastavení zesilovače a filtrů

Kvalitní a nezkreslený EMG záznam s sebou nese specifické požadavky na nastavení zesílení a použití filtrů. (Tabulka 4.1 [28])

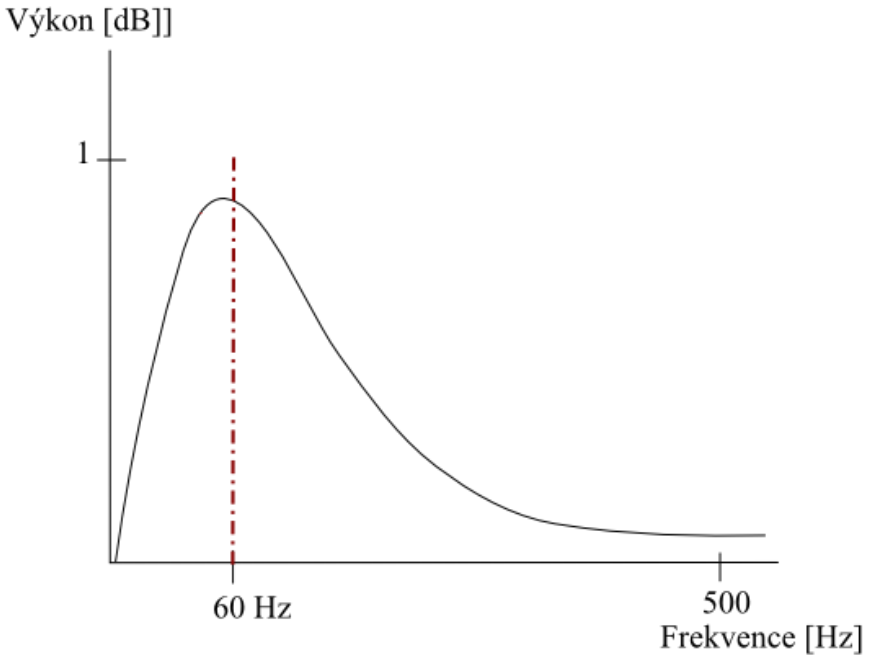
Tabulka 4.1 Nastavení akviziční jednotky při snímání EMG signálu

| Parametr | | Hodnota |
|---|---|---|
| Horní propust | Digitální | 30 Hz |
| | Hardwarová | 0.5 Hz |
| Dolní propust | Digitální | 500 Hz |
| | Hardwarová | 1 kHZ |
| Pásmová zádrž | | žádná |
| Vzorkovací frekvence | | 1000 Hz |
| Další specifika | | Možný automatický výpočet RMS a integrálu EMG |

Požadované zesílení při snímání EMG signálu je dáno poměrem mezi výstupním a vstupním napětím, jeho hodnota je 1000 až 2000 [28]. Důležitými vlastnostmi zesilovače je rovnoměrné zesílení v celém frekvenčním rozsahu EMG (2 Hz až 10 kHz) a potlačení soufázové složky. Vstupní impedance zesilovače musí být 100krát vyšší než impedance elektrod, protože vysoká impedance elektrod tvoří dolní propust a omezení horního kmitočtu signálu, tudíž zkreslení EMG. [9]

Ve výše uvedené tabulce (Tabulka 4.1) jsou uvedeny parametry filtrů používané při snímání povrchového EMG. Horní propust s dolní mezní hranicí 30 Hz zeslabuje pomalé komponenty EMG signálu, tím eliminuje pohybové artefakty a elektrochemickou nestabilitu. Dolní propust s horní mezní frekvencí 500 Hz zeslabuje vysoké frekvence a zabraňuje antialiasingu. Antialiasingový filtr omezí kmitočty vyšší než polovina vzorkovací frekvence, aby nedocházelo k zobrazování falešných signálu s vyšší frekvencí a deformaci signálu. [9][28]

Na zvážení je použití pásmové zádrže pro frekvenci 50 Hz, které na jednu stranu omezí síťové rušení (50 Hz v ČR), ale může zkreslit signál, protože největší výkon EMG signálu je kolem 60 Hz (Obr. 4.1). V našem případě není použit, protože záznam probíhal pomocí stíněných vodičů v místě, na kterém nedocházelo k rušení síťovými zdroji

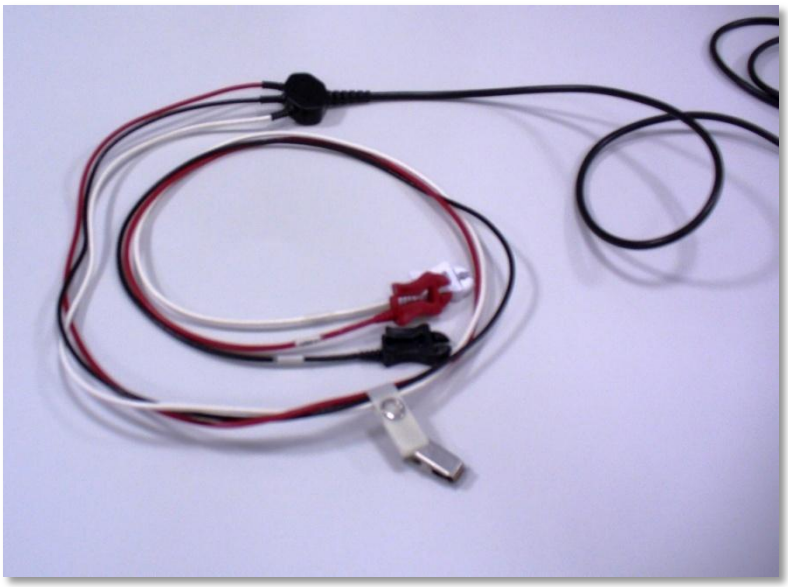



Obr. 4.1 Schéma reprezentující typické výkonové spektru EMG, převzato z [14]

## 4.2 Svodové vodiče a elektrody

**Svodové vodiče**

Tříelektrodový svodový vodič SS2L s vysokým stíněním je vhodný pro měření EMG signálu. Každé zakončení vodiče je uzpůsobeno k uchycení elektrody. Společný svod vodičů je možný připojit do akviziční jednotky. (Obr. 4.2)



Obr. 4.2 SS2L Svodový vodič

**Povrchové elektrody**

Elektrody by měly být nepolarizovatelné, proto se používají standardní Ag-AgCl (stejně jako se používají např.: u EKG, EEG). Impedance spojení elektroda-kůže by neměla přesahovat 5kΩ.

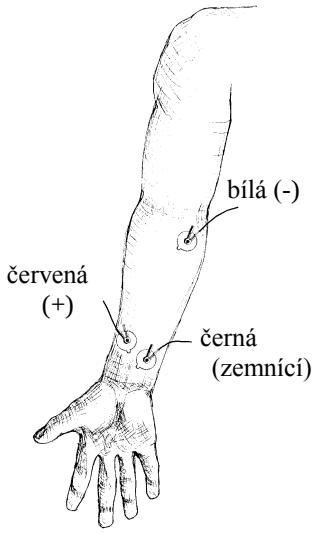
Problémům s dezinfekcí se lze vyhnout používáním jednorázových elektrod. Navíc pod jednorázové povrchové elektrody není potřeba aplikovat gel, je jeho součástí. Jednorázové elektrody jsou na Obr. 4.3.

Obr. 4.3 Povrchové elektrody

**Umístění elektrod**

Správným umístěním elektrod značně snížíme přeslechy z ostatních svalů. Aktivní snímací elektroda je umístěna nad svalovým bříškem. Referenční elektroda je umístěna nad šlachovým úponem svalu. Zemnící elektroda je umístěna na místo, kde nepředpokládáme výskyt velké svalové skupiny. Nejlépe na místo, kde je nejblíže kůži kost nebo jiné šlachy, neupínající zkoumaný sval. Na Obr. 4.4 je ukázka umístění

elektrod při měření EMG na svalu musculus flexor carpi radialis, tento sval umožňuje flexi (ohyb) zápěstí.




Obr. 4.4 Umístění elektrod, převzato z [15]

## 4.3 Dynamometr

Další zařízení, které bude při měření použito, je ruční dynamometr SS2LA (Obr. 4.5). Slouží k měření síly, kterou člověk vynaloží při stisku. Naměřenou jednotkou je newton, v uživatelském prostředí je možné pro lepší názornost zvolit přepočet na kilogramy (rozsah 0 až 90 kg). Před zahájením měření síly je vhodná kalibrace dynamometru.

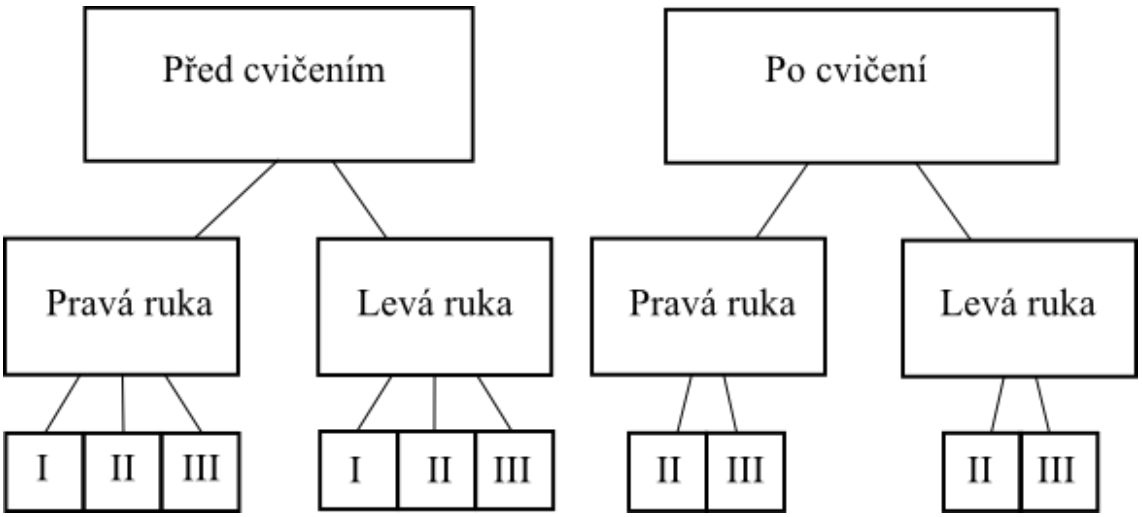
Obr. 4.5 Dynamometr SS2LA

# 5 PROTOKOL MĚŘENÍ

Práci svalu můžeme rozdělit na lokální dynamickou, celkovou dynamickou a statickou práci neboli práci proti odporu. Pro laboratorní měření je nejvhodnější statická práce, při níž se nemění délka svalu, mění se pouze napětí.[5] V následujících kapitolách budou nejprve popsány obecné podmínky společné všem měřením a dále jednotlivá měření.

## 5.1 Úvod k měření

Měření EMG signálu deseti osob bude prováděno za účelem prokázání únavy při kontrakci různých svalů horní končetiny. Všechna měření musí být uskutečněna za stejných podmínek, aby jednotlivá data mohla být mezi sebou porovnávána. Koncepce laboratorních úloh je na Obr. 5.1.




Obr. 5.1 Měření EMG signálu, úlohy I až III budou popsány dále

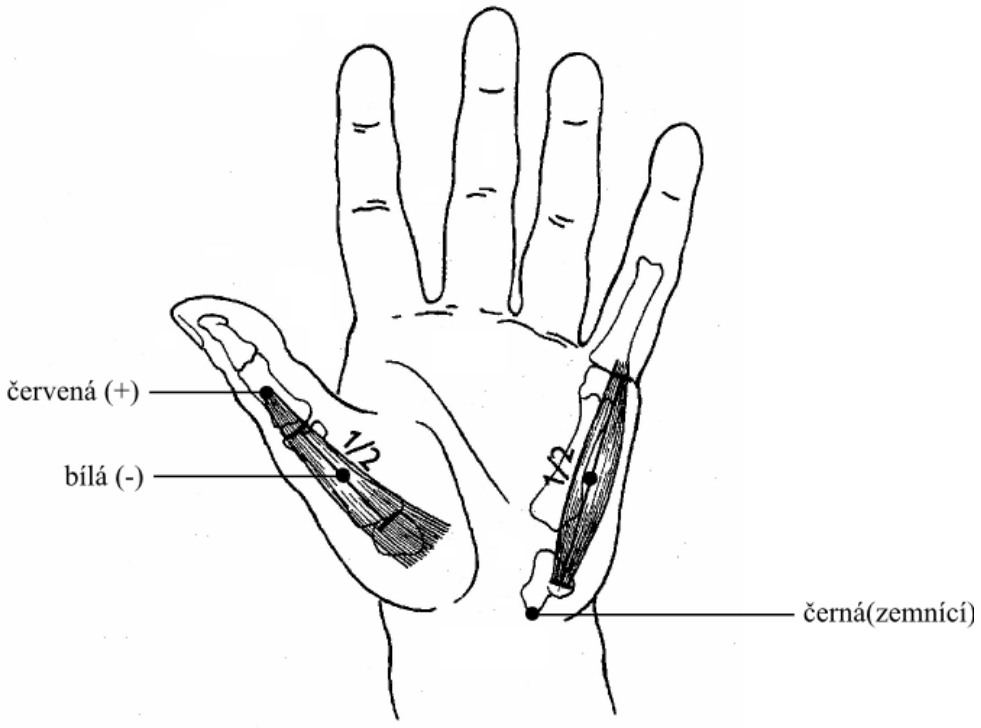
V prvním kroku probíhá snímání EMG bez předchozí fyzické zátěže. V jednotlivých úlohách sledujeme, jak se projevuje únava v EMG při stálé kontrakci proti odporu.. Měření EMG začíná na dominantní končetině.

. Jednotlivé úlohy I až III jsou následující:

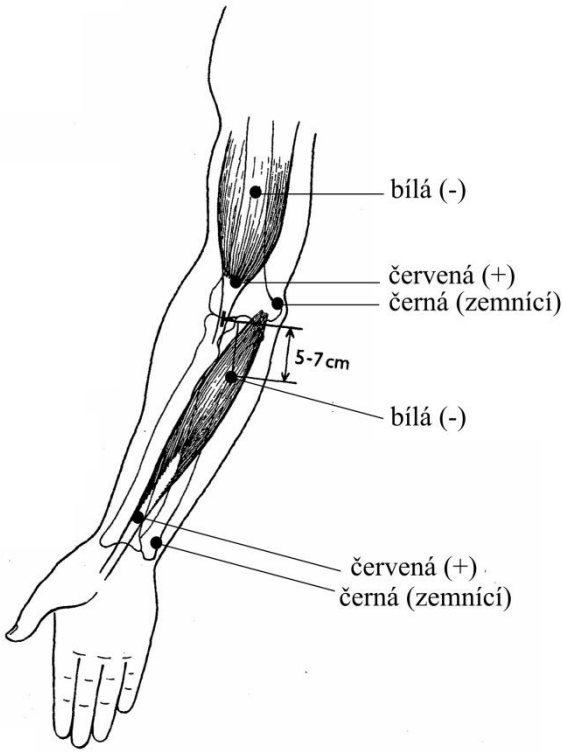
I. Práce krátkého odtahovače palce (musculusabductorpollicis brevis) proti odporu s maximálním úsilím. Obr. 5.2
II. Práce zevního ohybače zápěstí (musculus flexor carpiradialis) při stisku dynamometru s maximálním úsilím. Obr. 5.3
III. Práce dvojhlavého svalu pažního (na musculus biceps brachii) proti odporu s maximálním úsilím. Obr. 5.3

V dalším kroku osoba cvičí (kliky na rukou bez svodů). Počet kliků se odvíjí od zdatnosti jedince, osoba je vyzvána, aby počet kliků odpovídal pocitu unavenosti. Dále probíhá stejná série měření jako před únavou s drobnou úpravou. Už není snímán signál ze svalu krátkého odtahovače palce (pouze úlohy II a III). Je to z praktických důvodů, protože při cvičení se tyto elektrody oddělávají. Navíc při fyzické zátěži není tento malý sval unavován. Opět jsou pozorovány projevy únavy v EMG signálu při stálé kontrakci proti odporu. Předpokladem je, že po fyzické zátěži bude únava větší a síla kontrakce menší než před zátěží.

Před samotným měřením bude zaznamenán datum a čas. Dále bude osoba tázána na to, co během dne před měřením dělala. Sport nebo jiná fyzická zátěž soustředěná na horní končetiny, může mít vliv na výsledky měření. Další otázkou bude, v jaké míře se osoba věnuje sportu (profesionálně, rekreačně, vůbec, atd.), a jak často. K tomu účelu je vytvořen dotazník (viz příloha C).




Obr. 5.2 Umístění elektrod na musculus abductor pollicis brevis, převzato z [23]




Obr. 5.3 Umístění elektrod na musculus biceps brachii (nahoře) a na musculus flexor carpi radialis (dole), převzato z [23]

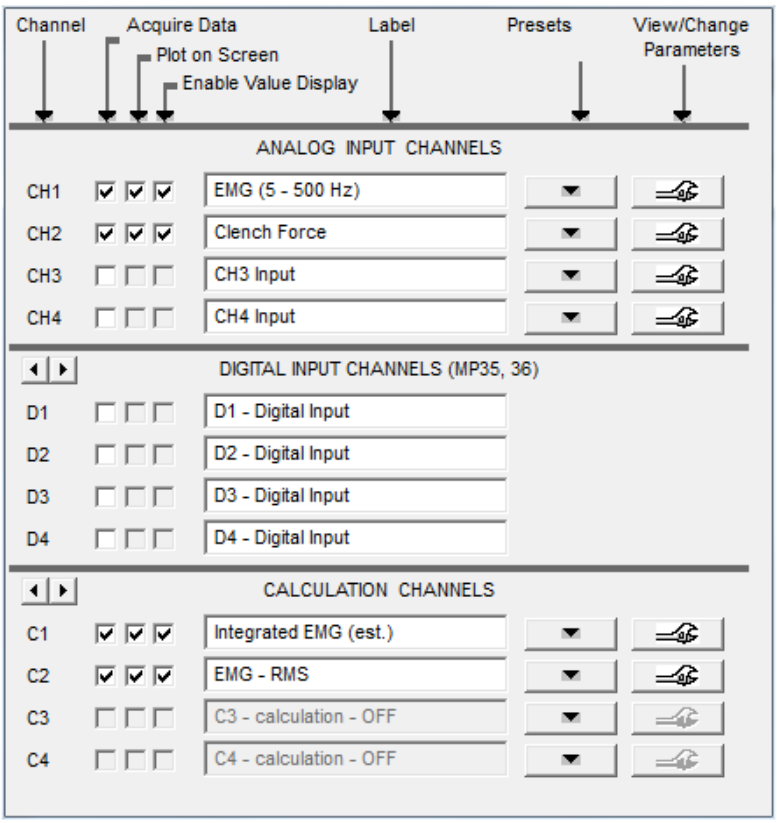
## 5.2 Příprava před zahájením měření

Pokud je osoba seznámena s měřením a jsou známy okolnosti měření, je možné přistoupit k jednotlivým laboratorním úlohám.

Nejprve jsou nalepeny elektrody na obě horní končetiny na všechny 3 oblasti měřených svalu (viz Obr. 5.2 a Obr. 5.3). V čase dalšího připravování laboratorních úloh stihne elektroda přilnout a vytvoří se elektrochemická stabilita mezi elektrodou a kůží.

Dále jsou povrchové elektrody propojeny s akviziční jednotkou pomocí kabelů SS2L (vstup akviziční jednotky CH1). Důležité je dodržování správné barvy kabelů při propojování jednotlivých elektrod (viz Obr. 5.1 a Obr. 5.2) K akviziční jednotce je připojen také ruční dynamometr SS2LA (vstup akviziční jednotky CH2).

Akviziční jednotka je ovládána programem BSL 3.7.7. Zde je nutné vybrat v záložce „Set Up Channels“ předvolbu pro snímání EMG od 5 do 500 Hz a předvolbu pro záznam hodnot z dynamometru (viz Obr. 5.4). Dále je vhodné zapnutí automatického počítání integrálu EMG a RMS v reálném čase. Nyní je možné přistoupit k vlastním laboratorním úlohám.




Obr. 5.4 Nastavení parametrů pro snímání EMG a síly pomocí dynamometru

## 5.3 Měření před cvičením

### 5.3.1 Dominantní horní končetina

**I.** Osoba má palec pravé horní končetiny umístěn shora na okraji pracovního stolu. Je vyzvána, aby s co největším úsilím vykonávala práci proti odporu (maximální statická kontrakce). To znamená, že bude tlačit palcem proti stolu. Je vhodné aby bylo vyvíjeno konstantní úsilí po celou dobu měření Doba měření je 1 minuta.

**II.** Osoba drží v pravé horní končetině dynamometr, loket má opřený o desku stolu (stejně jako na Obr. 4.5) Je vyzvána, aby s co největším úsilím dynamometr stiskla (maximální statická kontrakce). Je vhodné, aby bylo vyvíjeno konstantní úsilí po celou dobu měření. Doba měření je 1 minuta.

**III.** Osoba přiloží dynamometr ke spodku desky stolu. Je vyzvána, aby s co největším úsilím vykonávala práci proti odporu stolu s pomocí dynamometru (maximální statická kontrakce). To znamená, že bude tlačit směrem nahoru proti dynamometru, tak jako kdyby chtěla stůl

nadzvednout. Doba měření je 1 minuta.

### 5.3.2 Nedominantní horní končetina

Stejný postup bude proveden také pro nedominantní horní končetinu

## 5.4 Měření po cvičení

Laboratorní úlohy jsou stejné vyjma měření úlohy č. I., ta není po fyzickém cvičení zařazena.

# 6 REALIZACE DETEKCE ÚNAVY

V předchozí kapitole byl popsán způsob záznamu jednotlivých EMG signálů. V této kapitole je představen návrh a realizace metod pro detekci únavy z EMG signálu. Na základě zpracování literárních zdrojů je navrženo šest metod (kap. 3). Realizace probíhala v programovém prostředí Matlab©.

## 6.1 Frekvenční oblast

V následujících kapitolách budou popsány metody, které pracují se spektrem EMG signálu.

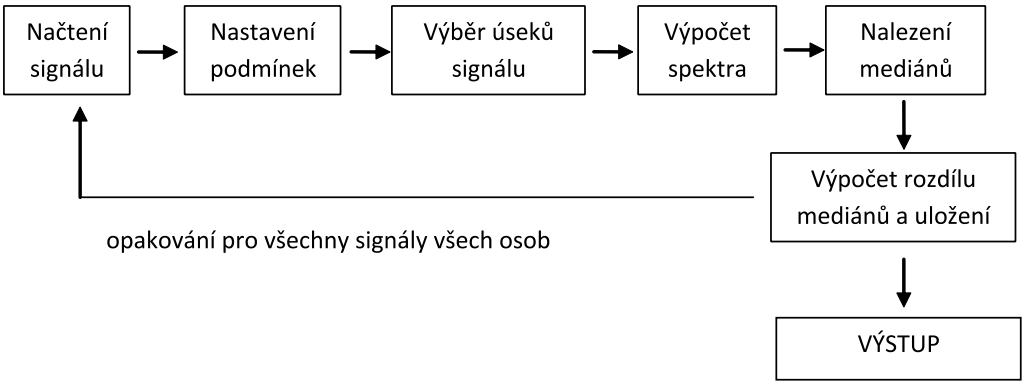
### 6.1.1 Metoda dvou úseků

Metoda je založena na principu posunu spektra únavového EMG k nižším frekvencím (kap. 3.2.1). Vstupem je zpracovaný, nebo nezpracovaný EMG signál a výstupem je *rozdíl* mediánů frekvencí na začátku a na konci signálu. Uživatelsky nastavitelné vstupní parametry metody jsou: volba způsobu předzpracování, délka úseku a čas počátečního a koncového úseku signálu. Nastavení Metody dvou úseků shrnuje Tabulka 6.1.

Tabulka 6.1 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení Metody dvou úseků

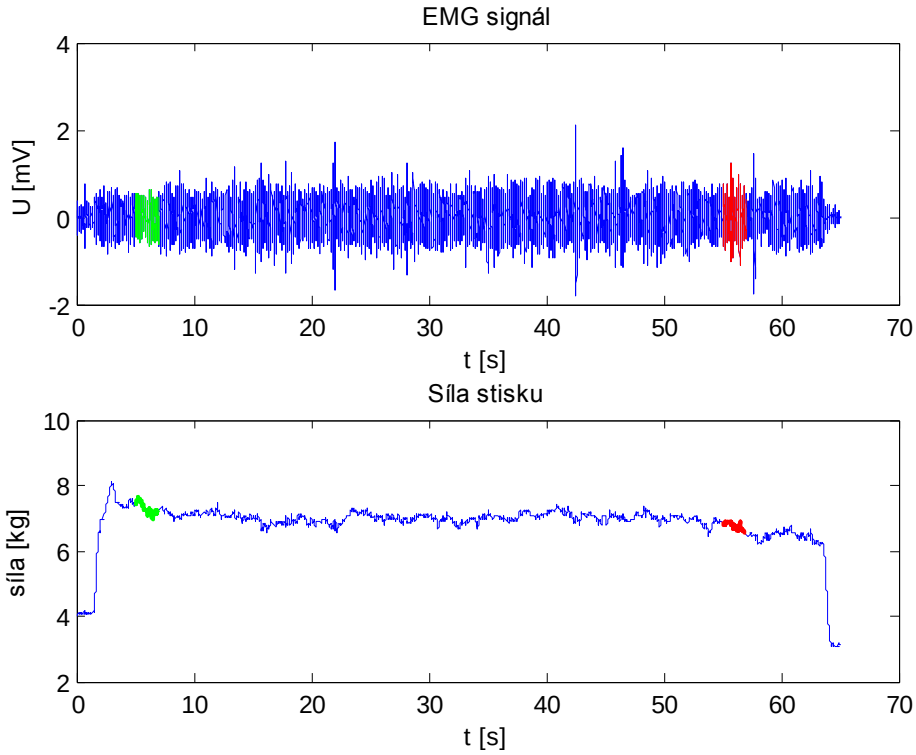
| | |
|---|---|
| Vstup | Surový nebo předzpracovaný EMG signál |
| Výstup=parametr | Rozdíl mediánu frekvencí |
| Nastavitelné podmínky | a) Způsob předzpracování,<br>b) délka úseku signálu,<br>c) čas, ve kterém se bere začátek a konec signálu |

Nejprve jsou vybrány úseky EMG signálu o definované délce na začátku a na konci signálu. Dále je spočteno spektrum v obou úsecích pomocí FFT a ve spektrech jsou nalezeny mediány a vypočten rozdíl. Medián je spočten jako frekvence, která rozděluje spektrum na dvě části, kde výkon spektra v každé části dosahuje 50% celkového výkonu. Blokové schéma algoritmické realizace Metody dvou úseků přibližuje Obr. 6.1.




Obr. 6.1 Blokové schéma Metody dvou úseků

Ukázka výběru úseků signálu je na Obr. 6.2




Obr. 6.2 Výběr úseku, začátek v 5 s, konec v 55 s, délka úseku 2 s

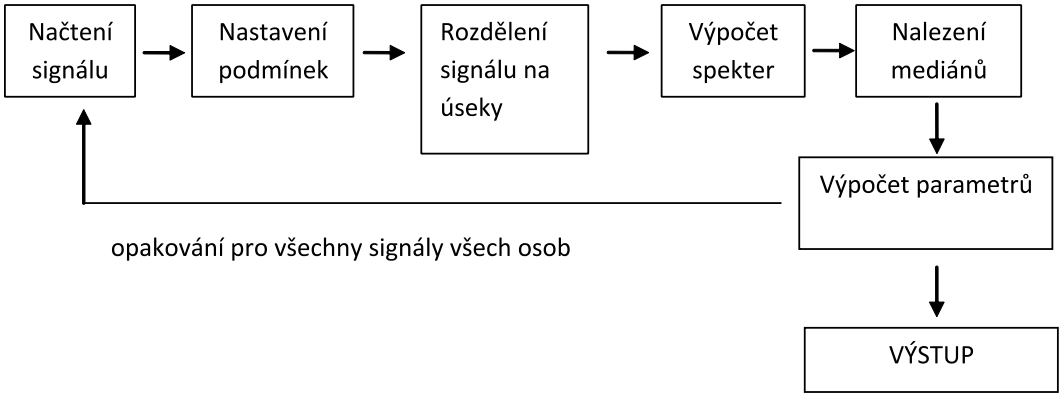
### 6.1.2 Metoda více úseků

Stejně jako předchozí metoda je Metoda více úseků založena na principu posunu spektra k nižším frekvencím (viz kap. 3.2.1). Vstupem je zpracovaný, nebo nezpracovaný EMG signál a výstupy jsou: *průměr, směrodatná odchylka* vektoru mediánů frekvencí a *směrnice* přímky (viz Obr. 6.4), která je proložena průběhem mediánu v jednotlivých úsecích signálu. Uživatelsky nastavitelné vstupní parametry metody jsou: volba způsobu předzpracování, délka úseku a překryv úseků. Nastavení Metody více úseku shrnuje Tabulka 6.2.

Tabulka 6.2 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení Metody více úseků

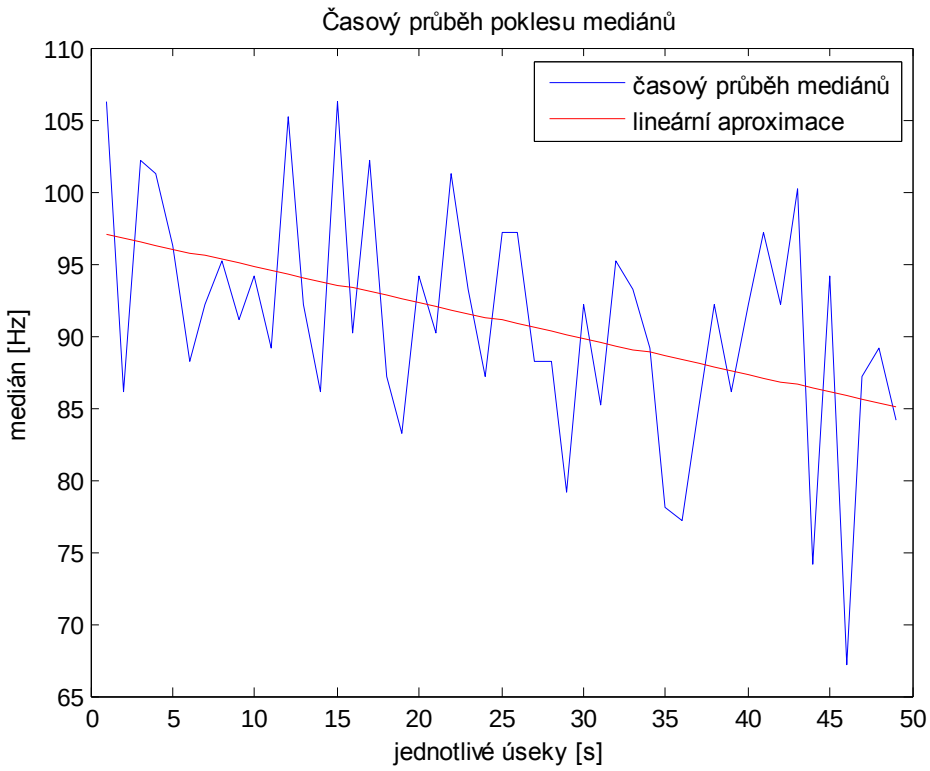
| | |
|---|---|
| Vstup | Surový nebo předzpracovaný EMG signál |
| Výstup=parametry | Průměr, směrodatná odchylka a směrnice |
| Nastavitelné podmínky | a) Způsob předzpracování,<br>b) délka úseku signálu,<br>c) překryv úseků. |

Nejprve je EMG signál rozdělen na stejně dlouhé úseky. V každém úseku se spočítá spektrum pomocí FFT a ve spektrech jsou nalezeny mediány. Medián je spočten jako frekvence, která rozděluje spektrum na dvě části, kde výkon spektra v obou částech dosahuje 50% celkového výkonu. Všechny mediány jsou uloženy do vektoru a jsou vypočítány výstupní parametry. Blokové schéma algoritmické realizace Metody více úseků přibližuje Obr. 6.3.




Obr. 6.3 Blokové schéma Metody více úseků

Na Obr. 6.4 je ukázka grafického výstupu Metody více úseků. Časový průběh mediánu je proložen přímkou. Nastavené podmínky jsou: délka úseku 1s, překryv žádný, předzpracování žádné.




Obr. 6.4 Lineární aproximace průběhu mediánů

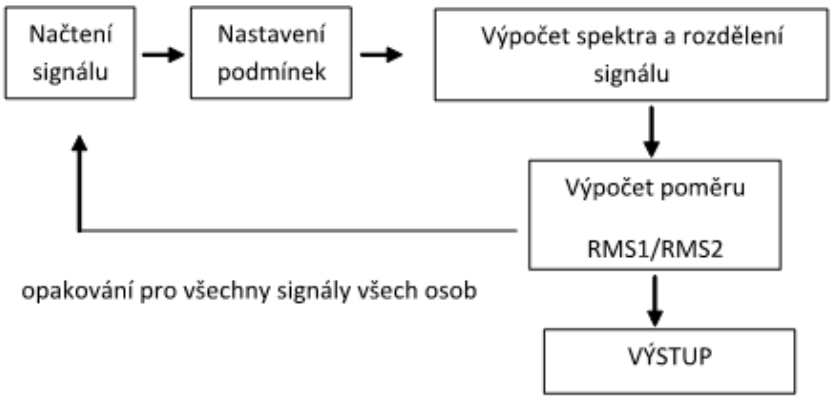
### 6.1.3 Poměrová metoda

Tato metoda vychází z teoretických předpokladů popsaných v kap. 3.2.2. Vstupem je zpracovaný, nebo nezpracovaný EMG signál a výstupem je *poměr* RMS nízkých a vysokých frekvenčních složek. Uživatelsky nastavitelný vstupní parametr metody je volba způsobu předzpracování. Nastavení Poměrové metody shrnuje Tabulka 6.3.

Tabulka 6.3 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení metody Poměrová metoda

| | |
|---|---|
| Vstup | Surový nebo předzpracovaný EMG signál |
| Výstup=parametr | Poměr RMS1/RMS2 |
| Nastavitelné podmínky | Způsob předzpracování |

Nejprve proběhne výpočet spektra celého signálu. Spektrum je dále rozděleno pomocí mediánu na nízké a vysoké frekvenční složky. Nalezení mediánu je stejné jako v předchozích metodách. V nízkých i vysokých frekvenčních složkách je spočten RMS (RMS1 a RMS2). Výstupní parametr metody je poměr RMS1/RMS2. Blokové schéma algoritmické realizace Poměrové metody přibližuje Obr. 6.5.




Obr. 6.5 Blokové schéma Poměrové metody

### 6.1.4 Analýza spektrálních momentů

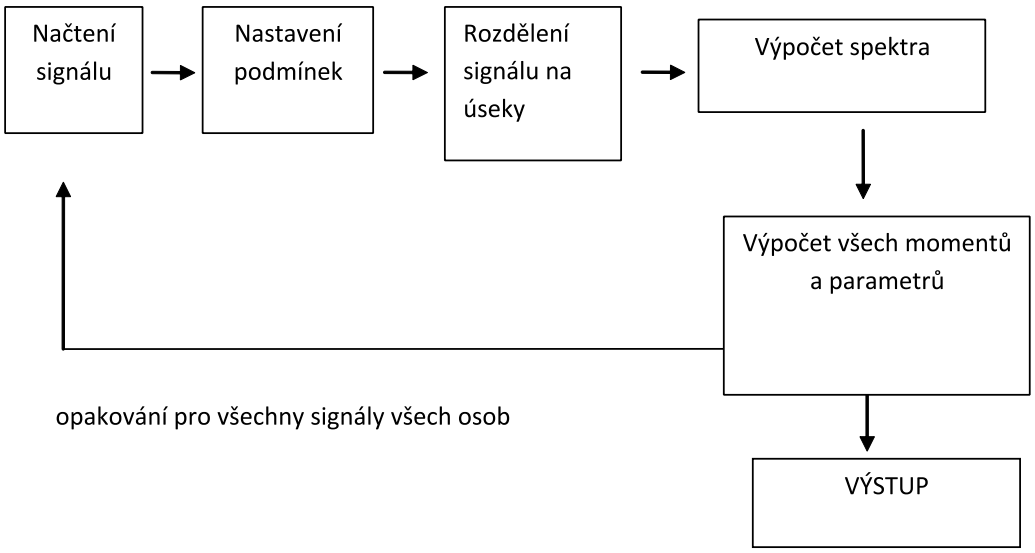
Jednotlivé spektrální momenty představují různé statistické charakteristiky spektra. Analyzovány budou první tři spektrální momenty (kap. 3.2.3). První spektrální moment odpovídá průměrné hodnotě a vzhledem ke spektru představuje těžiště rozložení energie ve spektru. Druhý spektrální moment je analogický statistickému rozptylu a je indikátorem rozprostření spektra. Třetí spektrální moment představuje nesouměrnost (posun doprava nebo doleva, viz Obr. 3.2).

Vstupem je nezpracovaný, nebo zpracovaný EMG signál a výstupem jsou *směrnice* přímek, které jsou proloženy průběhem prvního i druhého spektrálního momentu v jednotlivých úsecích. Dále je výstupem *průměr* a *směrodatná odchylka* pro vektor prvních i druhých spektrálních momentů v jednotlivých úsecích. Poslední z výstupů je *třetí spektrální moment*, který se počítá pouze jeden z celého signálu. Uživatelsky nastavitelné vstupní parametry metody jsou: volba způsobu předzpracování, délka úseku a překryv úseků. Nastavení Analýzy spektrálních momentů shrnuje Tabulka 6.4.

Tabulka 6.4 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení Analýzy spektrálních momentů

| | |
|---|---|
| Vstup | Surový nebo předzpracovaný EMG signál |
| Výstup=parametry | a) Průměr, směrodatná odchylka a směrnice pro první spektrální moment<br>b) Průměr, směrodatná odchylka a směrnice pro druhý spektrální moment<br>c) Třetí spektrální moment |
| Nastavitelné podmínky | a) Způsob předzpracování,<br>b) délka úseku signálu,<br>c) překryv úseků |

Nejprve je EMG signál rozdělen na stejně dlouhé úseky. V každém úseku se spočítá spektrum pomocí FFT a v dílčích spektrech je spočten první a druhý spektrální moment. Dílčí momenty jsou uloženy do vektoru a následně jsou spočítány výstupní parametry. Třetí spektrální moment je spočten pro celé spektrum signálu. Blokové schéma algoritmické realizace Analýzy spektrálních momentů přibližuje Obr. 6.6.




Obr. 6.6 Blokové schéma Analýzy spektrálních momentů

## 6.2 Časová oblast

V následujících kapitolách budou popsány metody, které pracují s EMG signálem v časové oblasti.

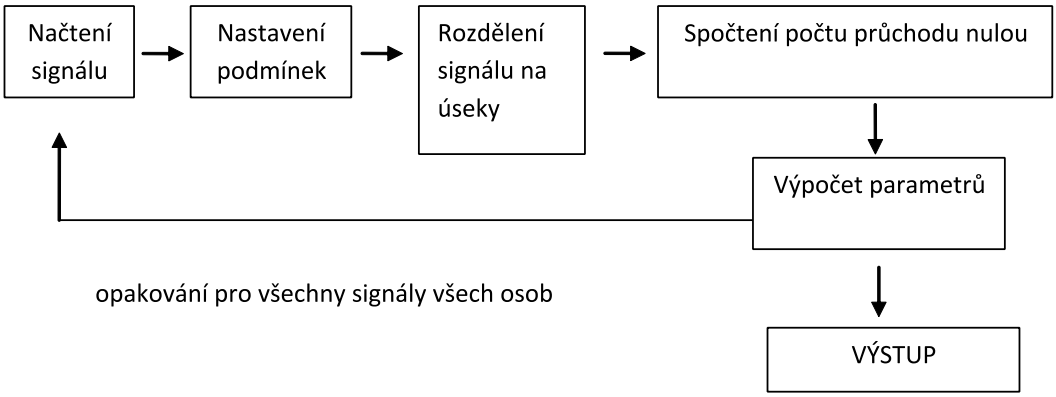
### 6.2.1 Počet průchodů nulou

Tato metoda hodnotí počet průchodu EMG signálu nulou. Vstupem je nezpracovaný signál (počítá s kladnými i zápornými hodnotami EMG signálu) a výstupní parametry jsou: *průměr*, *směrodatná odchylka* počtů průchodů nulou a *směrnice* přímky, která je proložena průběhem počtu průchodů nulou v jednotlivých úsecích. Uživatelsky nastavitelné vstupní parametry metody jsou: délka úseku a překryv úseků. Nastavení metody Počet průchodů nulou shrnuje Tabulka 6.5.

Tabulka 6.5 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení metody Počet průchodů nulou

| | |
|---|---|
| Vstup | Surový EMG signál |
| Výstup=parametry | Průměr, směrodatná odchylka a směrnice |
| Nastavitelné podmínky | a) délka úseku signálu<br>b) překryv úseků |

Signál je nejprve rozdělen na stejně dlouhé úseky. V každém úseku je spočten počet průchodu signálu EMG nulou. Všechny počty průchodů nulou jsou uloženy do vektoru a jsou spočteny výstupní parametry. Blokové schéma algoritmické realizace metody Počtu průchodů nulou přibližuje Obr. 6.7.




Obr. 6.7 Blokové schéma metody Počet průchodů nulou

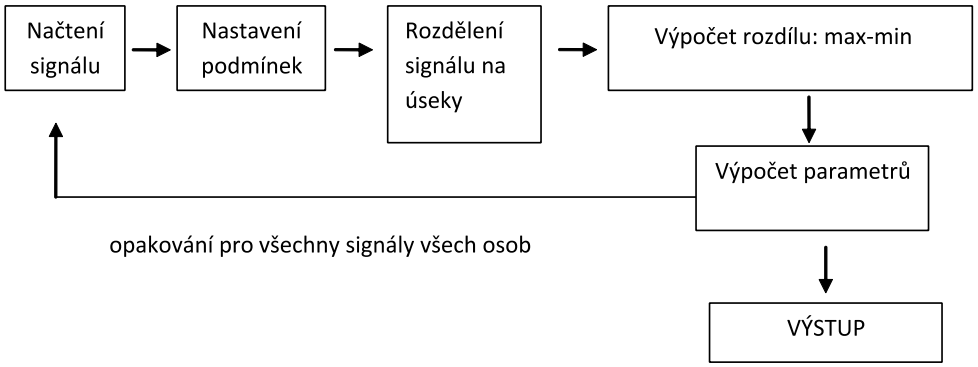
### 6.2.2 Metoda Špička-špička

Tato metoda sleduje rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou v daném úseku EMG signálu. Vstupem je nezpracovaný EMG signál a výstupy jsou: *průměr, směrodatná odchylka* vektoru rozdílů maximální a minimální hodnoty v jednotlivých úsecích signálu a *směrnice* přímky, která je proložena průběhem rozdílů max-min v jednotlivých úsecích. Uživatelsky nastavitelné vstupní parametry metody jsou: délka úseku a překryv úseků. Nastavení metody Špička-špička shrnuje Tabulka 6.6.

Tabulka 6.6 Přehled vstupů, výstupů a podmínek nastavení metody Špička-špička

| | |
|---|---|
| Vstup | Surový EMG signál |
| Výstup=parametry | Průměr, směrodatná odchylka a směrnice |
| Nastavitelné podmínky | a) délka úseku signálu<br>b) překryv úseků |

EMG signál je rozdělen na jednotlivé úseky a v každém z nich je spočten rozdíl maximální a minimální hodnoty EMG signálu. Vektor všech těchto rozdílů je uložen a jsou spočteny výstupní parametry. Blokové schéma algoritmické realizace metody Špička-špička přibližuje Obr. 6.8.




Obr. 6.8 Blokové schéma metody Špička-špička

# 7 STATISTICKÉ VYHODNOCENÍ

## 7.1 Úvod

Statistické testování je zaměřeno na vyhodnocení statistické významnosti detekčních schopností jednotlivých metod. Testovány byly výstupní parametry jednotlivých metod a statistickým testováním byly vybrány jen ty metody, které dokážou statisticky významně identifikovat únavu v EMG záznamu.

Všechny výše popsané metody a jejich parametry jsou testovány na všech EMG signálech deseti osob, kromě EMG signálu ze svalu palce. Důvodem je skutečnost, že EMG signál ze svalu palce není naměřen před a po únavě. Do procesu statistického testování vstupují EMG signály konkrétní kombinace měření (např. biceps na pravé ruce) před a po únavě. Celkem jsou 4 případy: svaly předloktí na levé ruce, biceps na levé ruce a to stejné na pravé ruce.

Používané zkratky:

- svaly předloktí na levé ruce před únavou: PRED_L_2
- svaly předloktí na levé ruce po únavě: PO_L_2
- biceps na levé ruce před únavou: PRED_L_3
- biceps na levé ruce po únavě: PO_L_3
- svaly předloktí na pravé ruce před únavou: PRED_P_2
- svaly předloktí na pravé ruce po únavě: PO_P_2
- biceps na pravé ruce před únavou: PRED_P_3
- biceps na pravé ruce po únavě: PO_P_3

Výstupem statistického hodnocení je *p hodnota*, podle které se rozhoduje, zda je zvolený parametr statistický významný. Pro hodnocení dat je zvolen t-test, který předpokládá normalitu dat a dvě kategorie rozdělení dat (data před a po). Použita je vestavená funkce v Matlabu© s názvem `ttest2`.

Vstupem jsou dva vektory hodnot (v našem případě výsledek parametru před a po únavě) a výstupem jsou hodnoty p a h. Pokud je h=1 znamená to, že nulovou hypotézu zamítáme na hladině statistické významnosti 5%, když je h=0 nezamítáme nulovou hypotézu na hladině statistické významnosti 5%. Nulová hypotéza v tomto případně předpokládá, že data jsou nezávislé a náhodné vzorky.

Dále se předpokládá, že rozptyly vstupních vektorů hodnot nejsou ekvivalentní, proto je ve funkci `ttest2` parametr: `'unequal'`, testová statistika: rovnice (7.1).

$$t = \frac{\bar{x} - \bar{y}}{\sqrt{\frac{s_x^2}{n} + \frac{s_y^2}{m}}} \tag{7.1}$$

kde $\bar{x}$ a $\bar{y}$ jsou průměry hodnot vektorů parametrů *před* a *po*, $s_x$ a $s_y$ jsou směrodatné odchylky vektoru *před* a *po*, $n$ a $m$ jsou délky vektoru *před* a *po*.

K celkovému testování je třeba zmínit, že data, která jsou k dispozici (10 osob), nejsou tak velký vzorek a může se stát, že jeden z případů do testování vnese chybu, která ovlivní výsledek celého statistického testu.

Statistické testování je často zkresleno inter-individuálními vlivy, protože každý jedinec má jinou svalovou výbavu. V dalších kapitolách bude uvedeno statistické vyhodnocení jednotlivých metod detekce únavy.

## 7.2 Metoda dvou úseků

U této metody je testován parametr *rozdíl* mediánů spektra na začátku a na konci signálu. Testování bylo provedeno pro sérii dat lišících se od sebe výběrem vstupních podmínek: předzpracování signálu, časový okamžik úseku začátku a konce EMG signálu a délka úseku. Dále se předpokládá, že rozdíl je větší než nula, protože se odčítá medián na konci signálu od mediánu na začátku signálu. Medián na konci signálu je předpokládán menší, protože s únavou se spektrum posouvá k nižším frekvencím.

Z toho důvodu byly z testovacího souboru vyloučeny ty výsledky, u kterých nastavení podmínek způsobuje větší výskyt záporných hodnot parametru. Nastavitelné podmínky jsou popsány v Tabulka 7.1. Zeleně jsou ty, co vyhovují výše popsaným předpokladům a byly použity ve statistickém testování, červeně jsou nevyhovující.

Tabulka 7.1 Zvažované podmínky nastavení a jejich možnosti

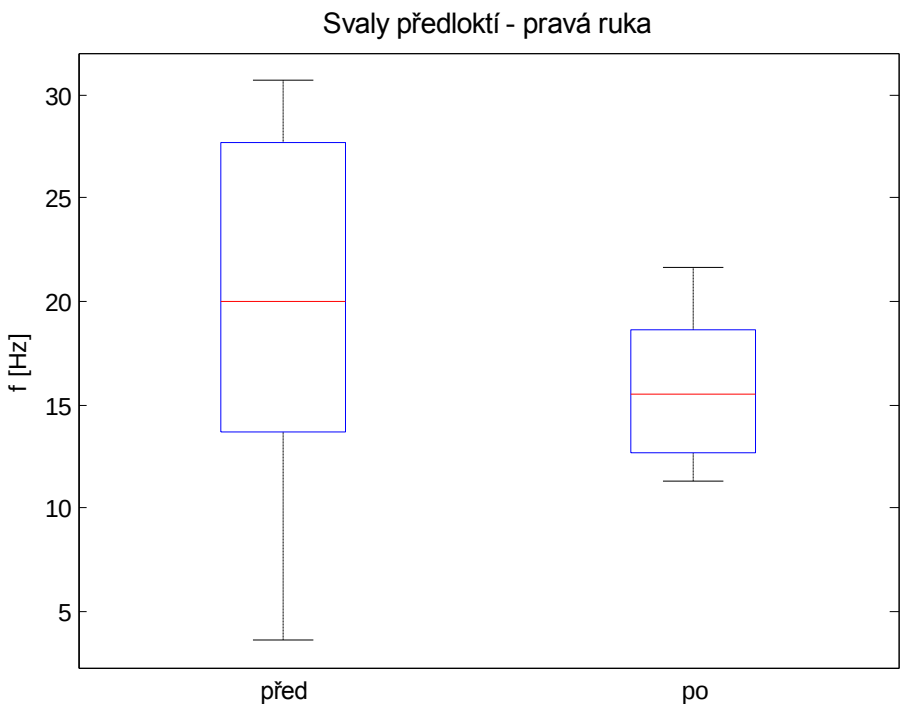
| **Podmínka** | **Možnosti nastavení** |
|---|---|
| Předzpracování | **žádné, integrace, RMS** |
| Začátek a konec [s] | **5 a 55** |
| | **10 a 50** |
| | **15 a 45** |
| | **20 a 40** |
| | **25 a 35** |
| Délka úseku [s] | **1,2,3,4 a 5** |

Přes zohlednění těchto podmínek vyšla u všech případu h=0, to znamená, že na hladině statistické významnosti 5% nezamítáme nulovou hypotézu o tom, že data jsou náhodná a mají shodný průměr. Tomu odpovídá krabicový graf na Obr. 7.1. Nastavení podmínek u Obr. 7.1 je: předzpracování žádné, začátek=5s, konec=55s a délka úseku je 3s.

Nejmenší hodnota p při statistickém testování pomocí t-testu je 0,2105 a největší je 0,9836. Přehled výsledků t-testu je v Tabulka 7.2.

Tabulka 7.2 T-test, hodnoty p

| **Horní končetina** | *Levá* | | *Pravá* | |
|---|---|---|---|---|
| **Délka úseku [s]** | *Svaly předloktí* | *Biceps* | *Svaly předloktí* | *Biceps* |
| 1 | 0,5403 | 0,6678 | 0,3321 | 0,8139 |
| 2 | 0,5878 | 0,7587 | 0,4182 | 0,5832 |
| 3 | 0,4898 | 0,6234 | 0,2105 | 0,8388 |
| 4 | 0,7224 | 0,5911 | 0,3686 | 0,8248 |
| 5 | 0,6319 | 0,6342 | 0,4864 | 0,9836 |




Obr. 7.1 T-test, p=0,2105

## 7.3 Metoda více úseků

V metodě více úseku jsou sledovány hodnoty mediánu v celém signálu, na rozdíl od předchozí metody, kde se počítá medián ve dvou úsecích. Statisticky testované parametry jsou: *směrnice* přímky, *průměrná hodnota* mediánů a *odchylka*. Testování bylo provedeno pro sérii dat lišících se od sebe výběrem vstupních nastavitelných podmínek: předzpracování signálu, délka úseku a překryv úseků. Přehled nastavení je v Tabulka 7.3.

Výsledkem statistického testování je výběr parametru a nastavení, při kterém bude hodnota p menší než 0,05 a tím pádem bude parametr statisticky významný pro hodnocení únavy v EMG signálu.

Tabulka 7.3 Zvažované podmínky nastavení a jejich možnosti

| Podmínka | Možnosti nastavení |
|---|---|
| Předzpracování | **žádné, integrace, RMS** |
| Překryv [s] | **žádný** |
| | **0,3*délka úseku** |
| | **0,6*délka úseku** |
| | **0,9*délka úseku** |
| Délka úseku [s] | **1,2,3,4 a 5** |

Kombinací podmínek nastavení (Tabulka 7.3), pro každý ze tří parametrů této metody vzniklo 180 různých výsledků statistického testování pro jeden případ (např. biceps na pravé ruce). Celkově ze statistického testování vyšlo 720 různých p hodnot.

Přes vysoký počet výsledků t-testu a zohlednění podmínek, má statistický význam pro hodnocení únavy pouze parametr *směrnice* a *odchylka* sledovaný na bicepsu pravé ruky. Výsledky t-testu pro jednotlivé případy a podmínky nastavení jsou v Tabulka 7.4. Pro každý případ jsou zeleně označeny p hodnoty, které se nejvíce blíží p=0,05. U parametru směrnice na bicepsu pravé ruky jsou vypsány všechny statisticky významné výsledky

Ze statistického testování metody více úseků vyplývá, že biceps na pravé ruce je nejvhodnější k posuzování svalové únavy. Při měření EMG signálu na bicepsu se místo přiložení elektrody určí snadno a je téměř jisté že EMG signál bude pocházet pouze z bicepsu. Proto není EMG signál rušen ostatními svalovými skupinami, jak tomu může být u snímání EMG signálu ze svalu předloktí.

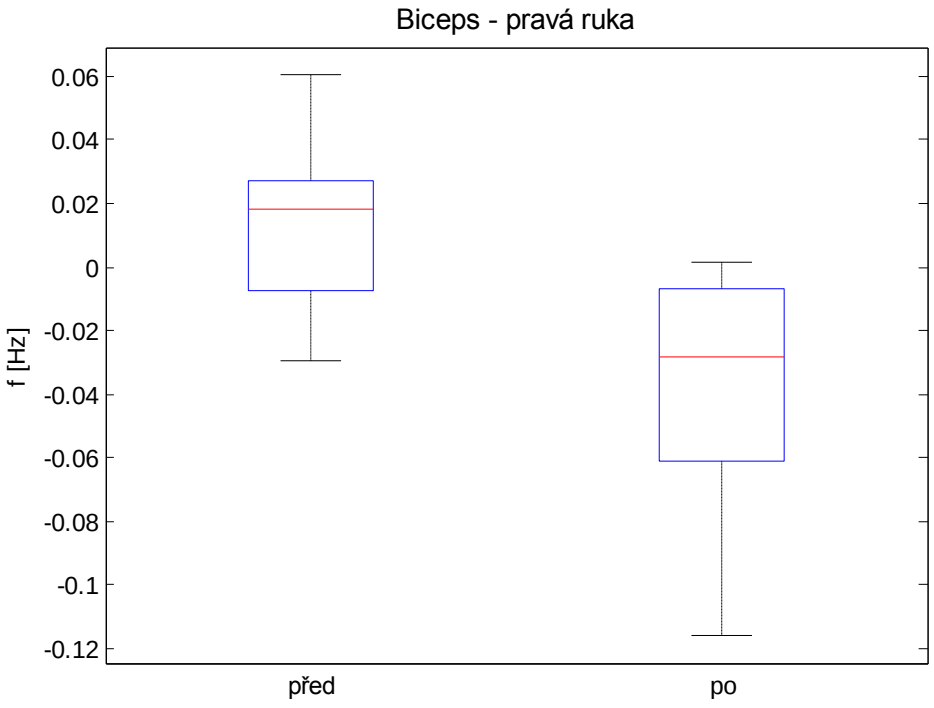
U dalších naměřených EMG signálů je těžké posoudit, zda existuje nějaká kombinace podmínek, která by dávala statisticky významnější výsledky. Deset zkoumaných osob je malý vzorek a vhodnost dalších parametrů by se ukázala při vyhodnocení většího vzorku lidí.

.Tabulka 7.4 T-test, p hodnoty, nejlepší výsledky pro všechny případy

| Parametr | Hodnota p | Předzpracování | Překryv | Délka úseku |
|---|---|---|---|---|
| *Svaly předloktí – levá ruka* | | | | |
| *Směrnice* | 0,4181 | integrace | 0,3*délka úseku | 3 s |
| *Průměr* | 0,3749 | integrace | 0,6*délka úseku | 5 s |
| *Odchylka* | 0,0550 | RMS | 0,3*délka úseku | 5 s |
| *Biceps – levá ruka* | | | | |
| *Směrnice* | 0,2577 | integrace | žádný | 1 s |
| *Průměr* | 0,3154 | RMS | žádný | 2 s |
| *Odchylka* | 0,0875 | RMS | žádný | 4 s |
| *Svaly předloktí – pravá ruka* | | | | |
| *Směrnice* | 0,1017 | RMS | 0,6*délka úseku | 4 s |
| *Průměr* | 0,3741 | integrace | žádný | 2 s |
| *Odchylka* | 0,1649 | žádné | žádný | 3 s |
| *Biceps – pravá ruka* | | | | |
| *Průměr* | 0,2644 | integrace | 0,3*délka úseku | 2 s |
| *Odchylka* | 0,0083 | RMS | 0,3*délka úseku | 1 s |
| Směrnice | 0,0157 | integrace | žádný | 3 s |
| | 0,0307 | integrace | žádný | 4 s |
| | 0,0194 | integrace | 0,3*délka úseku | 2 s |
| | 0,0025 | integrace | 0,3*délka úseku | 3 s |
| | 0,0319 | integrace | 0,3*délka úseku | 4 s |
| | 0,0181 | integrace | 0,6*délka úseku | 2 s |
| | 0,0265 | integrace | 0,6*délka úseku | 3 s |
| | 0,0394 | integrace | 0,6*délka úseku | 4 s |
| | 0,0149 | integrace | 0,9*délka úseku | 2 s |
| | 0,0152 | integrace | 0,9*délka úseku | 3 s |
| | 0,0141 | integrace | 0,9*délka úseku | 4 s |
| | 0,0351 | integrace | 0,9*délka úseku | 5 s |
| | 0,0284 | RMS | 0,3*délka úseku | 2 s |
| | 0,0181 | RMS | 0,3*délka úseku | 3 s |

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| | 0,0375 | RMS | 0,6*délka úseku | 2 s |
| | 0,0431 | RMS | 0,9*délka úseku | 1 s |
| | 0,0112 | RMS | 0,9*délka úseku | 2 s |

Krabicový graf hodnot, ze kterých vyšel nejlepší výsledek t-testu je na Obr. 7.2.



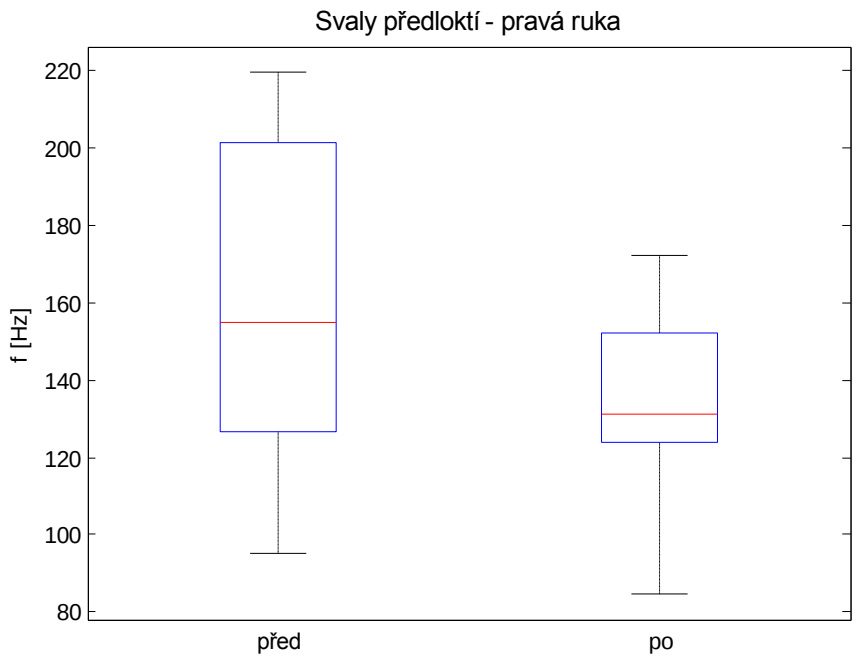

Obr. 7.2 T-test, p=0,0025

## 7.4 Poměrový parametr

Parametrem této metody je *poměr*, jak je popsáno v kap. 6.1.3. Podmínkou nastavení je pouze předzpracování signálu: žádné, integrace, RMS a průměrování (AVR). Jak už bylo zmíněno, metoda není příliš doporučována, její testování bylo pouze zkušební. Po vyhodnocení statistických výsledků t-testu nedochází k nezamítnutí nulové hypotézy na hladině statistické významnosti 5% o tom, že data jsou náhodná a mají shodný průměr. Výsledkem statistického testování je, že data jsou náhodná a pro hodnocení únavy se nehodí. Výsledky p hodnot t-testu jsou v Tabulka 7.5. Na Obr. 7.3 je krabicový graf nejlepšího výsledku t-testu.

Tabulka 7.5 T-test, p hodnoty, nejlepší výsledky

| **Horní končetina** | *Levá* | | *Pravá* | |
|---|---|---|---|---|
| **Předzpracování** | *Svaly předloktí* | *Biceps* | *Svaly předloktí* | *Svaly předloktí* |
| Žádné | 0,8363 | 0,1822 | 0,6207 | 0,4656 |
| Integrace | 0,8068 | 0,5987 | 0,8690 | 0,7494 |
| RMS | 0,8560 | 0,6845 | 0,9484 | 0,6936 |
| AVR | 0,3019 | 0,1247 | 0,1172 | 0,5711 |




Obr. 7.3 T-test, p=0,1172

## 7.5 Analýza spektrálních momentů

Jak bylo popsáno v kap. 6.1.4 do statistického testování vstupují první tři spektrální momenty. Pro první dva spektrální momenty probíhá statistické testovaní s těmito parametry: *směrnice* přímky, *průměrná hodnota* spektrálních momentů a *odchylka*. Podmínky, které jsou u této metody zohledněny, jsou: předzpracování signálu, délka úseku a překryv úseků. Přehled nastavení je v Tabulka 7.6.

Tabulka 7.6 Zvažované podmínky nastavení a jejich možnosti

| Podmínka | Možnosti nastavení |
|---|---|
| Předzpracování | **žádné, integrace, RMS** |
| Překryv [s] | **žádný** |
| | **0,3*délka úseku** |
| | **0,6*délka úseku** |
| | **0,9*délka úseku** |
| Délka úseku [s] | **1,2,3,4 a 5** |

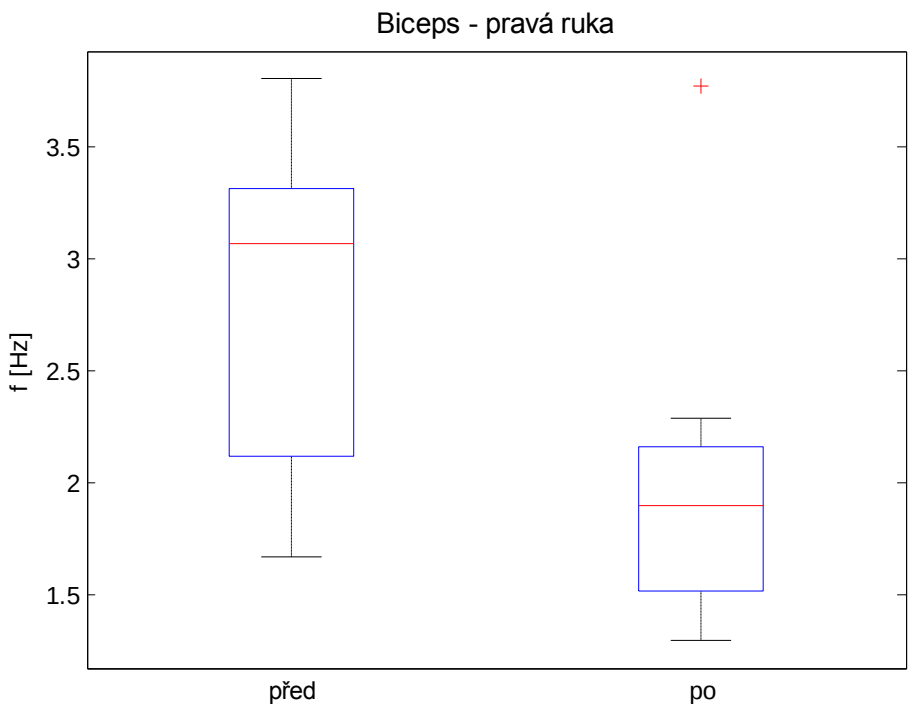
Ze statistického testování vyplývá, že pro hodnocení únavy v EMG signálu má největší význam biceps na pravé ruce, dále svaly na předloktí na pravé ruce a biceps na levé ruce. V Tabulka 7.7 jsou u každého případu zeleně označeny p hodnoty, které se nejvíce blíží hodnotě 0,05 a u bicepsu na pravé ruce jsou u parametru odchylka označeny všechny statisticky významné výsledky a jejich podmínky nastavení. U všech případů je statisticky nejvýznamnější první spektrální moment. Z výsledků je vidět, že nejvýznamnější statistické výsledky vychází opět u bicepsu pravé ruky.

Tabulka 7.7 T-test, p hodnoty, nejlepší výsledky

| Spektrální moment | Parametr | Hodnota p | Předzpracování | Překryv | Délka úseku |
|---|---|---|---|---|---|
| *Svaly předloktí – levá ruka* | | | | | |
| *První* | *Směrnice* | 0,2793 | integrace | 0,3*délka úseku | 1 s |
| | *Průměr* | 0,3406 | RMS | žádný | 1 s |
| | *Odchylka* | 0,1151 | integrace | 0,6*délka úseku | 3 s |
| *Druhý* | *Směrnice* | 0,1493 | žádné | 0,3*délka úseku | 5 s |
| | *Průměr* | 0,2893 | žádné | 0,3*délka úseku | 1 s |
| | *Odchylka* | 0,2126 | žádné | žádný | 3 s |

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| *Třetí* | | 0,1727 | žádné | 0,9*délka úseku | |
| *Biceps – levá ruka* | | | | | |
| *První* | *Směrnice* | 0,2119 | integrace | 0,3*délka úseku | 3 s |
| | *Průměr* | 0,2052 | RMS | 0,3*délka úseku | 5 s |
| | *Odchylka* | 0,0302 | RMS | 0,6*délka úseku | 3 s |
| *Druhý* | *Směrnice* | 0,0882 | RMS | žádný | 4 s |
| | *Průměr* | 0,3863 | RMS | 0,6*délka úseku | 4 s |
| | *Odchylka* | 0,3938 | RMS | 0,3*délka úseku | 5s |
| *Třetí* | | 0,2925 | integrace | 0,3*délka úseku | |
| *Svaly předloktí – pravá ruka* | | | | | |
| *První* | *Směrnice* | 0,0305 | RMS | 0,3*délka úseku | 5 s |
| | *Průměr* | 0,3070 | integrace | žádný | 2 s |
| | *Odchylka* | 0,1513 | RMS | 0,9*délka úseku | 5 s |
| *Druhý* | *Směrnice* | 0,3741 | RMS | 0,3*délka úseku | 5 s |
| | *Průměr* | 0,0870 | RMS | žádný | 5 s |
| | *Odchylka* | 0,1006 | RMS | žádný | 1 s |
| *Třetí* | | 0,4982 | žádné | 0,9*délka úseku | |
| *Biceps – pravá ruka* | | | | | |
| *První* | *Směrnice* | 0,1087 | RMS | 0,3*délka úseku | 5 s |
| | *Průměr* | 0,4731 | RMS | 0,6*délka úseku | 1 s |
| | *Odchylka* | 0,0283 | RMS | 0,3*délka úseku | 5 s |
| | | 0,0330 | RMS | žádný | 5 s |
| | | 0,0482 | integrace | žádný | 5 s |
| *Druhý* | *Směrnice* | 0,0531 | RMS | 0,3*délka úseku | 3 s |
| | *Průměr* | 0,8082 | RMS | žádný | 4 s |
| | *Odchylka* | 0,3352 | žádné | 0,9*délka úseku | 4 s |
| *Třetí* | | 0,1780 | žádné | 0,6*délka úseku | |

Na Obr. 7.4 je krabicový graf hodnot, ze kterých vyšel nejlepší výsledek v t-testu.




Obr. 7.4 T-test, p=0,0283

## 7.6 Počet průchodů nulou

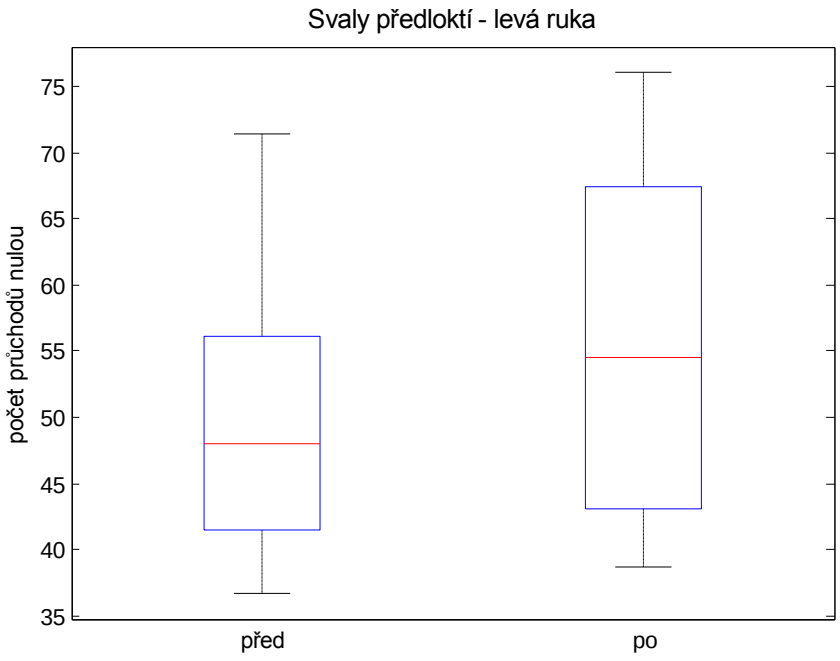
Metoda počítá v daném úseku EMG signálu počet průchodů EMG signálu nulou. Statisticky testované parametry jsou: *směrnice* přímky, *průměrná hodnota* počtu průchodu nulou a *odchylka*. Testování bylo provedeno pro sérii dat lišících se od sebe výběrem vstupních nastavitelných podmínek: délka úseku a překryv. Přehled nastavení je v Tabulka 7.8. Bohužel ani jeden z parametrů není statisticky významný. Výsledky t-testu pro jednotlivé případy a podmínky nastavení jsou v Tabulka 7.9. Pro každý případ jsou zeleně označeny p hodnoty, které se nejvíce blíží hodnotě p=0,05. Krabicový graf dat, u kterých vyšla p hodnota t-testu nejblíže hodnotě p=0,05, je na Obr. 7.5 (svaly předloktí – pravá ruka, parametr: *odchylka*).

Tabulka 7.8 Podmínky nastavení a jejich možnosti

| Podmínka | Možnosti nastavení |
|---|---|
| Předzpracování | **žádné** |
| Překryv [s] | **žádný** |
| | **0,3*délka úseku** |
| | **0,6*délka úseku** |
| | **0,9*délka úseku** |
| Délka úseku [s] | **1,2,3,4 a 5** |

Tabulka 7.9 T-test, p hodnoty, nejlepší výsledky

| Parametr | Hodnota p | Překryv | Délka úseku |
|---|---|---|---|
| *Svaly předloktí – levá ruka* | | | |
| *Směrnice* | 0,4272 | 0,3*délka úseku | 4 s |
| *Průměr* | 0,9764 | 0,3*délka úseku | 5 s |
| *Odchylka* | 0,3665 | žádný | 3 s |
| *Biceps – levá ruka* | | | |
| *Směrnice* | 0,7775 | 0,6*délka úseku | 2 s |
| *Průměr* | 0,5894 | 0,3*délka úseku | 1 s |
| *Odchylka* | 0,3927 | 0,9*délka úseku | 1 s |
| *Svaly předloktí – pravá ruka* | | | |
| *Směrnice* | 0,4811 | 0,6*délka úseku | 4 s |
| *Průměr* | 0,6449 | 0,6*délka úseku | 4 s |
| *Odchylka* | 0,6788 | žádný | 4 s |
| *Biceps – pravá ruka* | | | |
| *Směrnice* | 0,4985 | 0,3*délka úseku | 1 s |
| *Průměr* | 0,6335 | 0,3*délka úseku | 1 s |
| *Odchylka* | 0,6299 | 0,6*délka úseku | 1 s |




Obr. 7.5 T-test, p=0,3665

## 7.7 Špička-špička

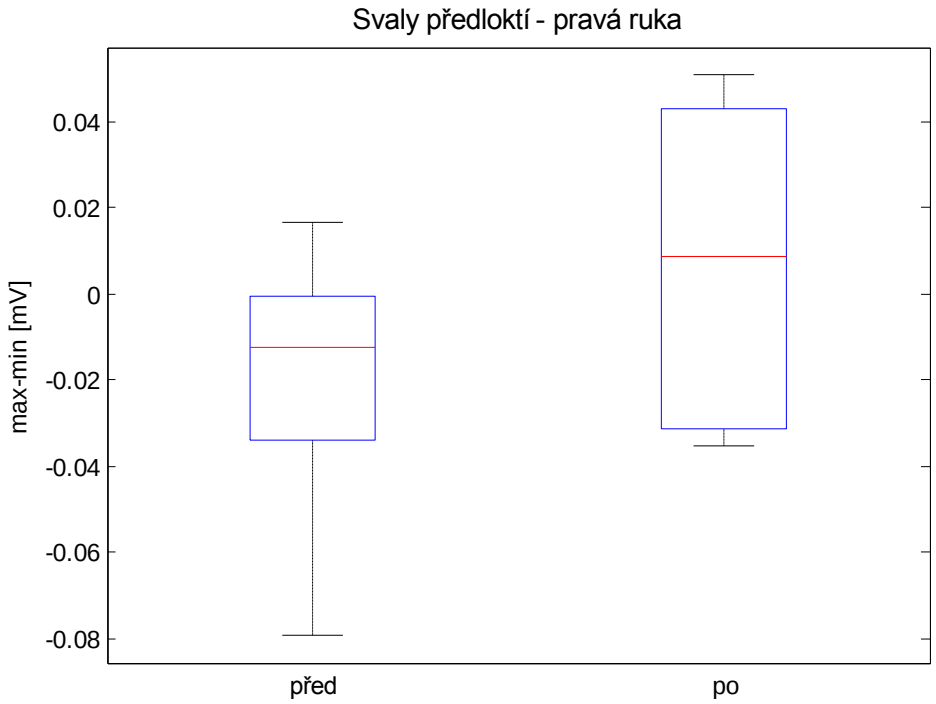
Metoda Špička-špička hodnotí v daném úseku signálu rozdíl maximální a minimální hodnoty EMG signálu. Statisticky testované parametry jsou: *směrnice* přímky, *průměrná hodnota* rozdílu maximální a minimální hodnoty EMG signálu a *odchylka*. Podmínky, které jsou u této metody zohledněny, jsou: předzpracování signálu, délka úseku a překryv úseků. Přehled nastavení je v Tabulka 7.10. Metoda Špička-špička není statisticky významná pro hodnocení únavy. Přehled výsledků t-testu, které se nejvíce blíží hladině statistické významnosti p=0,05, jsou v Tabulka 7.11 (zeleně označeny). Krabicový graf hodnot, pro které se p hodnota t-testu nejvíce blíží hodnotě 0,05, je na Obr. 7.6.

Tabulka 7.10 Podmínky nastavení a jejich možnosti

| Podmínka | Možnosti nastavení |
|---|---|
| Předzpracování | **žádné** |
| Překryv [s] | **žádný** |
| | **0,3*délka úseku** |
| | **0,6*délka úseku** |
| | **0,9*délka úseku** |
| Délka úseku [s] | **1,2,3,4 a 5** |

Tabulka 7.11 T-test, p hodnoty, nejlepší výsledky

| **Parametr** | **Hodnota p** | **Překryv** | **Délka úseku** |
|---|---|---|---|
| *Svaly předloktí – levá ruka* | | | |
| *Směrnice* | 0,3874 | 0,3*délka úseku | 3 s |
| *Průměr* | 0,6057 | 0,3*délka úseku | 5 s |
| *Odchylka* | 0,1217 | žádný | 1 s |
| *Biceps – levá ruka* | | | |
| *Směrnice* | 0,5295 | 0,3*délka úseku | 5 s |
| *Průměr* | 0,2935 | žádný | 1 s |
| *Odchylka* | 0,5402 | 0,3*délka úseku | 2 s |
| *Svaly předloktí – pravá ruka* | | | |
| *Směrnice* | 0,0623 | žádný | 5 s |
| *Průměr* | 0,5413 | žádný | 1 s |
| *Odchylka* | 0,2761 | 0,3*délka úseku | 5 s |
| *Biceps – pravá ruka* | | | |
| *Směrnice* | 0,1872 | žádný | 5 s |
| *Průměr* | 0,4577 | žádný | 4 s |
| *Odchylka* | 0,2605 | 0,3*délka úseku | 5s |




Obr. 7.6 T-test, p=0,0623

## 7.8 Závěr statistického hodnocení

Ze statistického testování vyplývá, že nejvíce se pro hodnocení únavy v EMG signálu hodí biceps na pravé ruce. Jak bylo zmíněno v kap. 7.3 o Metodě více úseků, při měření EMG signálu z bicepsu nedochází k rušení ostatními svalovými skupinami. Obecně vychází významnější statistické výsledky při hodnocení pravé horní končetiny, to proto, že větší počet měřených osob byly praváci

Celkem bylo realizováno a statisticky ohodnoceno šest metod, z nichž byly vybrány dvě, které mají statistický význam pro hodnocení únavy: Metoda více úseků a Analýza spektrálních momentů (Tabulka 7.12).

Tabulka 7.12 Přehled vybraných metod

| Název metody | Statistická významnost | Parametr |
|---|---|---|
| Metoda dvou úseků | NE | |
| Metoda více úseků | **ANO** | Směrnice a odchylka |
| Poměrová metoda | NE | |
| Analýza spektr. momentů | **ANO** | Směrnice a odchylka (1. spektr. mom) |
| Počet průchodů nulou | NE | |
| Špička – špička | NE | |

METODA VÍCE ÚSEKŮ

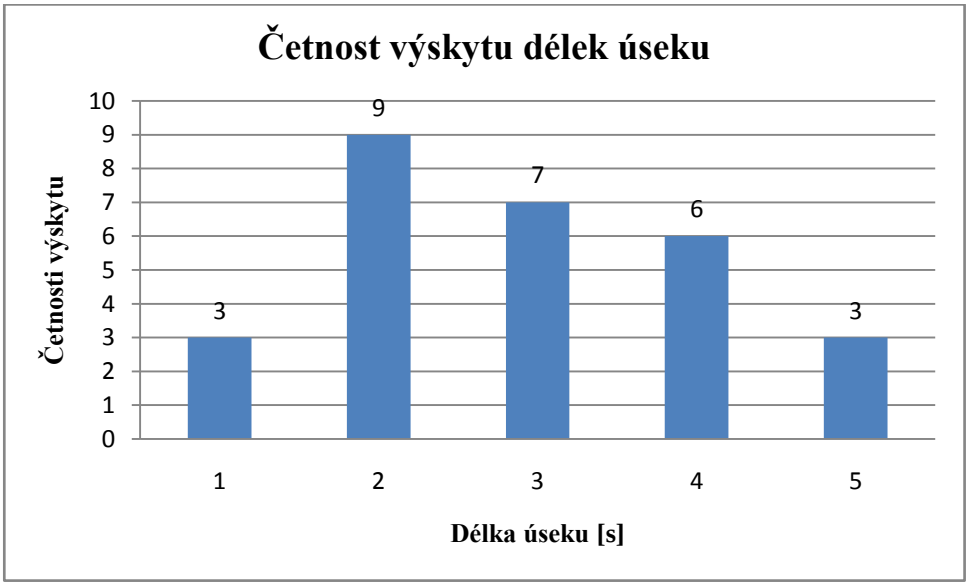
U Metody více úseků je nejvýznamnější parametrem *odchylka*, který je testovaný na EMG signálech bicepsu pravé ruky. Nastavitelné podmínky jsou:

1. předzpracování: RMS,
2. překryv: 0,3*délka úseku,
3. délka úseku: 1 s.

U parametru *směrnice* vychází statistická významnost při různém nastavení podmínek, jak ukazuje Tabulka 7.4 v kap. 7.3.

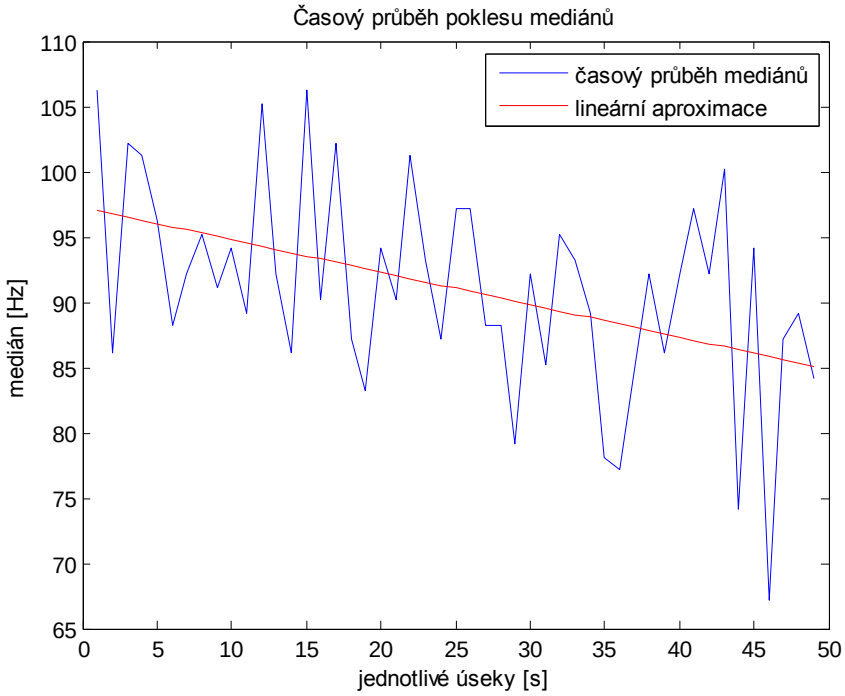
Obecně u této metody vychází dobrá statistická významnost u těchto nastavitelných podmínek:

1. předzpracování: integrace a RMS
2. překryv: žádný a 0,3*délka úseku
3. délka úseku: Obr. 7.7




Obr. 7.7 Délky úseků a jejich četnost při statisticky významném testování

Metoda více úseků má podle očekávání vycházející z teorie (kap. 3.2.1) nejvyšší detekční účinnost únavy v EMG signálu. Parametr *směrnice*, který má nejvíce statisticky významných výsledků při různém nastavení podmínek, odráží fyziologicky daný posun mediánů spektra únavového EMG signálu k nižším frekvencím. Pokles hodnot mediánů spektra EMG signálu v průběhu signálu je vidět na Obr. 7.8. Směrnice přímky ukazuje, jak velký pokles je. Hodnoty mediánů frekvence na Obr. 7.8 jsou: na začátku EMG signálu 106 Hz a na konci EMG signálu 85 Hz.




Obr. 7.8 Časový průběh poklesu mediánu (Metoda více úseků)

ANALÝZA SPEKTRÁLNÍCH MOMENTŮ

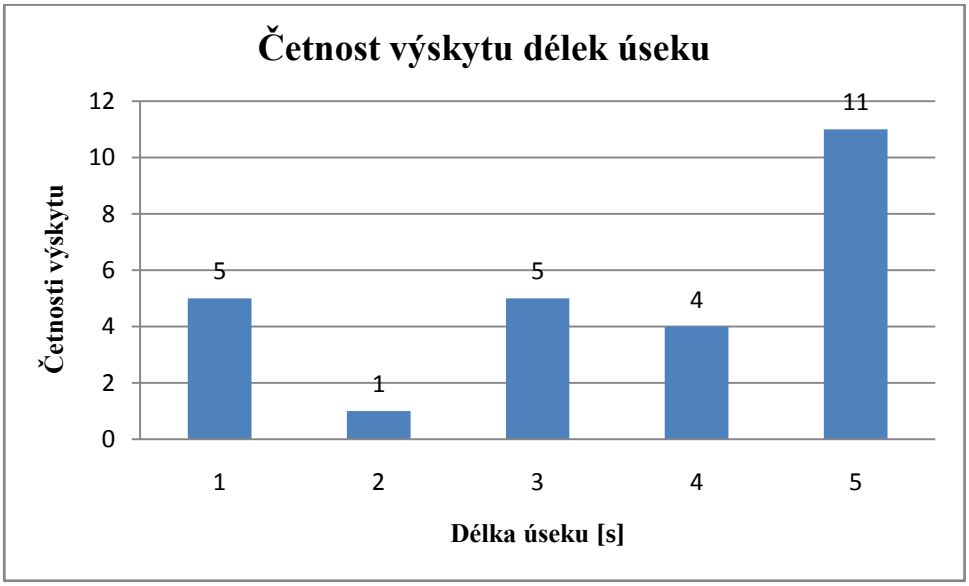
U Analýzy spektrálních momentů jsou nejvýznamnější parametry *odchylka* a *směrnice*, oba pro první spektrální moment, testované na různých EMG signálech, při různém nastavení podmínek. (Tabulka 7.13).

Tabulka 7.13 Přehled statisticky významných výsledků metody Analýza spektrálních momentů

| **Horní končetina** | **Parametr** | **Hodnota p** | **Předzpracování** | **Překryv** | **Délka úseku** |
|---|---|---|---|---|---|
| *Biceps – L* | *Odchylka* | 0,0302 | RMS | 0,6*délka úseku | 3 s |
| *Předloktí – P* | *Směrnice* | 0,0305 | RMS | 0,3*délka úseku | 5 s |
| *Biceps – P* | *Odchylka* | 0,0283 | RMS | 0,3*délka úseku | 5 s |
| | | 0,0330 | RMS | žádný | 5 s |
| | | 0,0482 | integrace | žádný | 5 s |

Obecně u této metody vychází dobrá statistická významnost při nastavení podmínek:

1. předzpracování: RMS
2. překryv: žádný a 0.3*délka úseku
3. délka úseku: Obr. 7.9




Obr. 7.9 Délky úseků a jejich četnost při statisticky významném testování

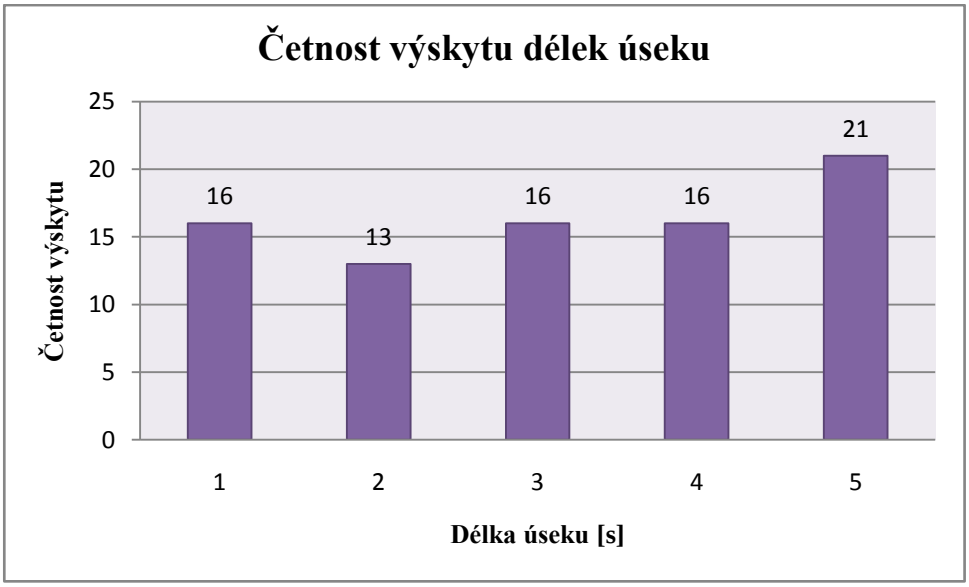
OBECNÝ PŘEHLED VŠECH METOD

Na závěr je předložen přehled nastavitelných podmínek u kterých docházelo k nejlepším statistickým výsledkům (u všech metod). V Tabulka 7.14 je přehled četnosti výskytu jednotlivých nastavení ve statisticky významných výsledcích. Metoda 1 až 6 jsou seřazeny tak jsou popsány v kap. 7.2 až 7.7. Zkratky ž=žádný(é); int=integrace; 0,3; 0,6 a 0,9 jsou zkratky pro překryv, např.: 0,3=0,3*délka úseku.

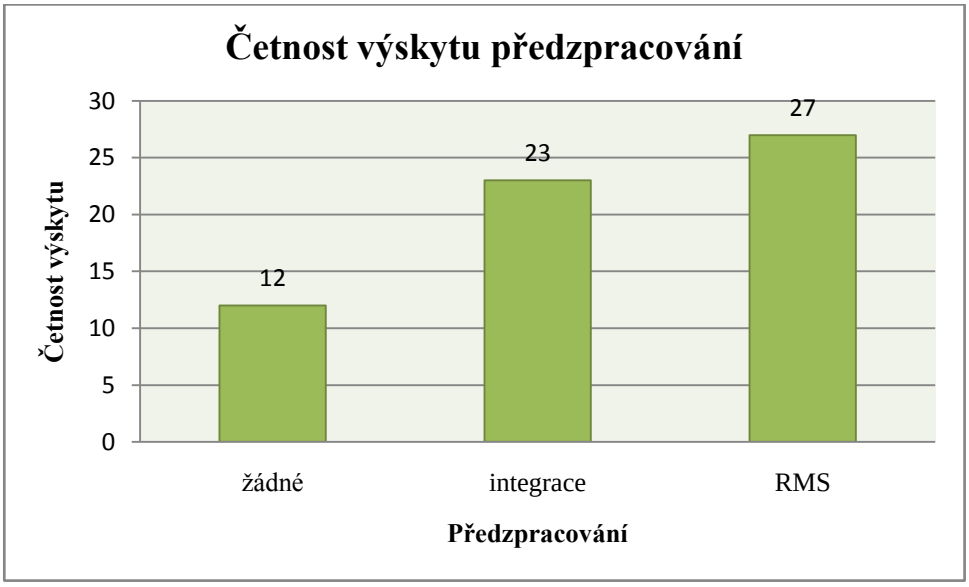
Tabulka 7.14 Přehled četností výskytu jednotlivých nastavení u konkrétních metod

| | *Délka úseku [s]* | | | | | *Předzpracování* | | | *Překryv* | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| *Metoda* | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | ž | int. | RMS | ž | 0,3 | 0,6 | 0,9 |
| 1. | 0 | 1 | 2 | 1 | 0 | 4 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2. | 3 | 9 | 7 | 6 | 3 | 1 | 17 | 10 | 7 | 9 | 6 | 6 |
| 3. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 4. | 5 | 1 | 5 | 4 | 11 | 6 | 6 | 17 | 9 | 12 | 5 | 4 |
| 5. | 5 | 1 | 1 | 4 | 1 | 0 | 0 | 0 | 2 | 5 | 4 | 1 |
| 6. | 3 | 1 | 1 | 1 | 6 | 0 | 0 | 0 | 6 | 6 | 0 | 0 |
| Suma | 16 | 13 | 16 | 16 | **21** | 12 | 23 | **27** | 24 | **32** | 15 | 11 |

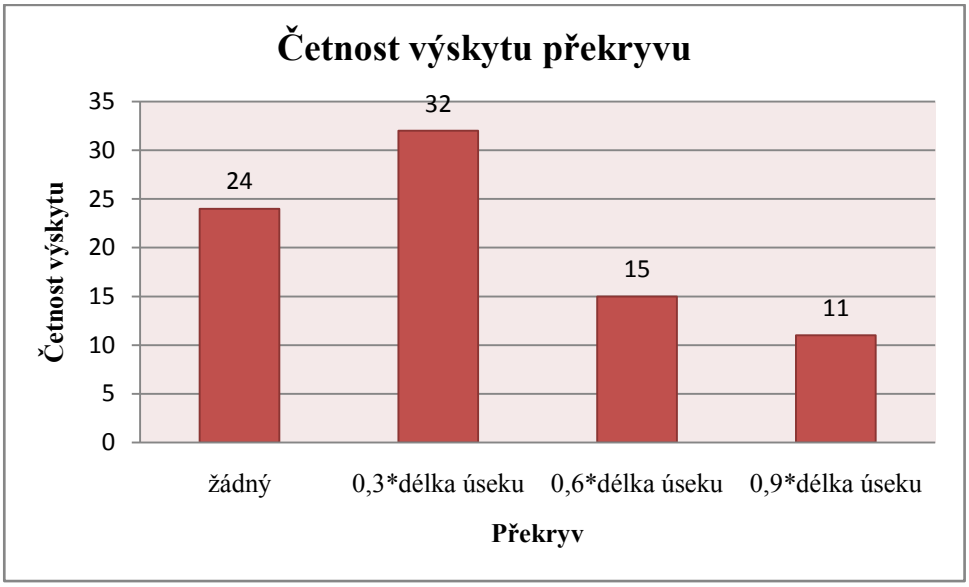
Na Obr. 7.10, Obr. 7.11 a Obr. 7.12 je znázorněna četnost výskytu jednotlivých nastavení pro všechny metody.




Obr. 7.10 Délky úseků a jejich četnost při statisticky významném testování u všech metod




Obr. 7.11 Předzpracování a jeho četnost výskytu při statisticky významném testování u všech metod

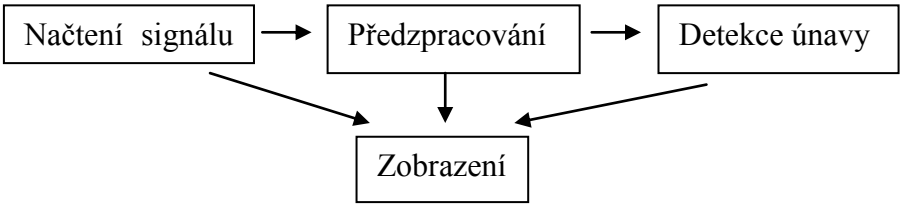


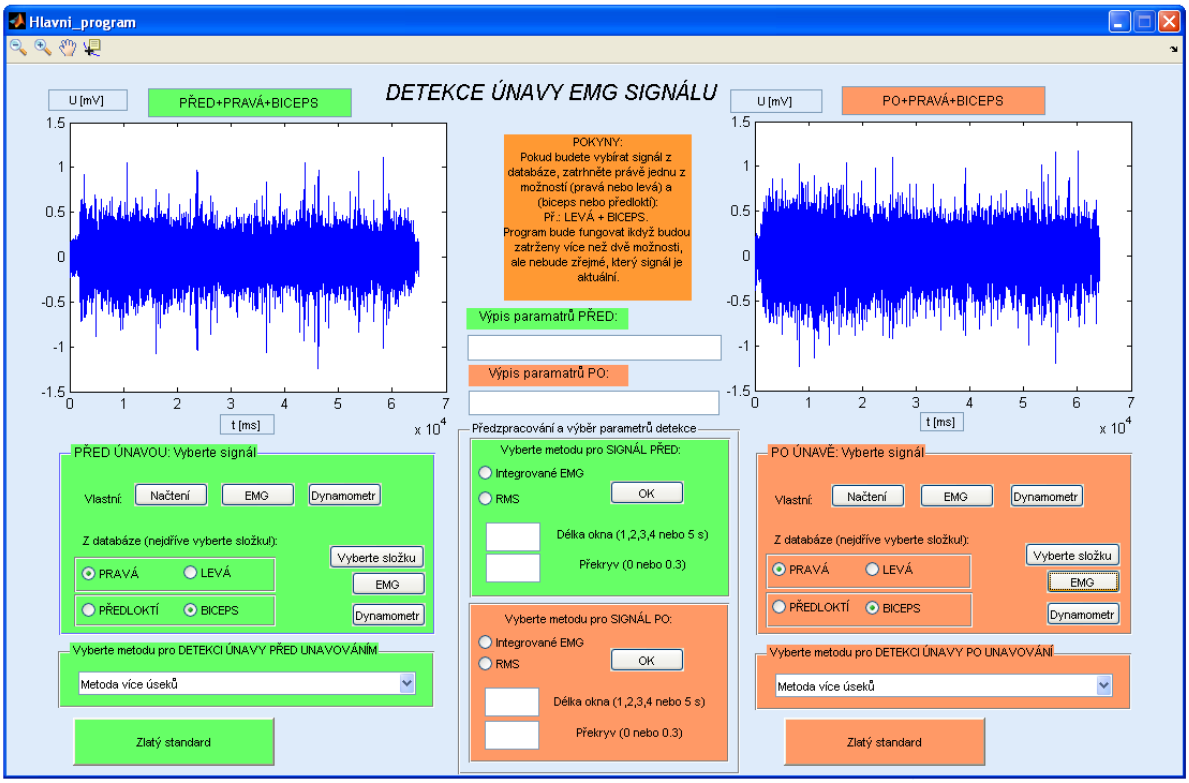

Obr. 7.12 Překryv a jeho četnost výskytu při statisticky významném testování u všech metod

# 8 POPIS PROGRAMU

Cílem diplomové práce je navržení a realizace programu s uživatelským rozhraním (GUI) v programovém prostředí Matlab©. Tento program bude sloužit studentům ve výuce k názorné analýze EMG signálu a detekci únavy.

Vytvořené uživatelské rozhraní umožňuje porovnání dvou signálů. Uživateli je nabídnuta možnost srovnat současně průběhy a parametry EMG signálu před zátěží a po zátěži (na Obr. 8.1 zelené bloky: před únavou, oranžové: po únavě). Uživatelské rozhraní (Obr. 8.1) je rozděleno na čtyři části. První slouží k načtení, následuje předzpracování signálu EMG, aplikace metod pro detekci únavy v EMG signálu a zobrazení výsledků v grafu. Graf je propojen s dílčími operacemi, to znamená, že uživatel vidí postupné změny signálu v grafu (viz blokové schéma níže).

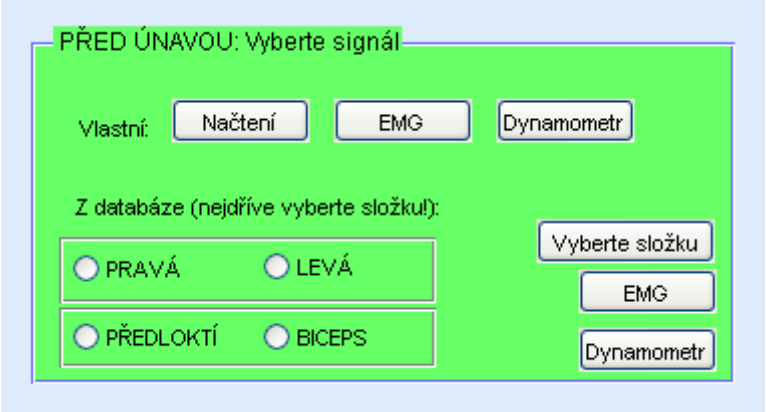



Obr. 8.1 Celé uživatelské rozhraní

## 8.1 Načtení signálu

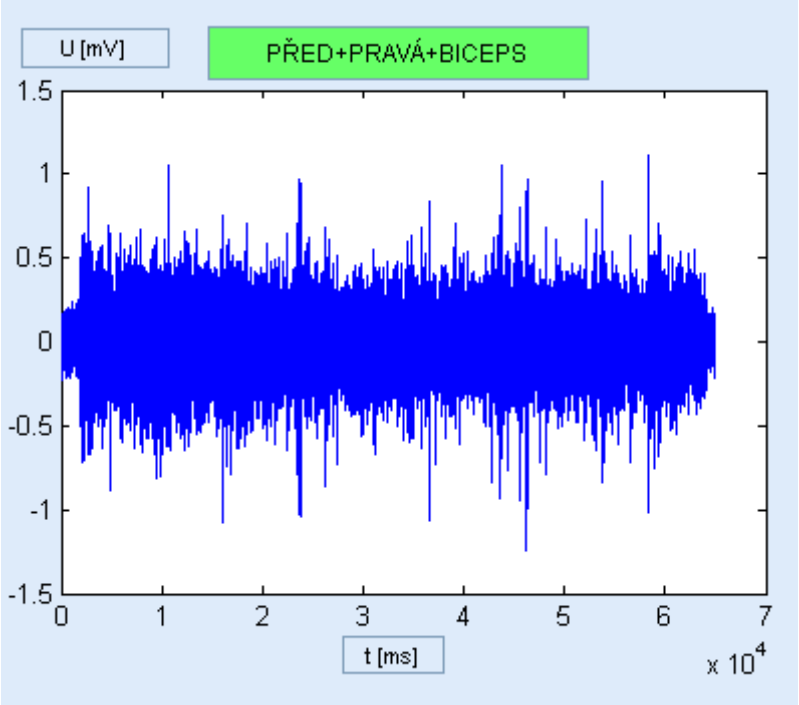
Uživatel má dvě možnosti, jak načíst signál. Buď načtení vlastního EMG záznamu, nebo načtení signálu z databáze EMG záznamů, která byla vytvořena v rámci diplomové práce. (viz kap 5). Vlastní signál se načítá pomocí tlačítka Načtení, signál se uloží a zobrazí pomocí tlačítka EMG. Možnost zobrazení signálu síly stisku dynamometru je přes tlačítko Dynamometr. Přehled bloku načítání dat je na Obr. 8.2




Obr. 8.2 Část uživatelského rozhraní pro načítání signálu

Pokud uživatel načítá signál z databáze, nejprve zvolí osobu pomocí tlačítka Vyberte složku a následně kombinací požadavků (pravá, levá, předloktí, biceps), vybere jednu variantu, která určuje, jaký signál chce vidět (Obr. 8.3). Stiskem tlačítka EMG se signál uloží a zobrazí zároveň. I v tomto případě je možnost zobrazení signálu síly stisku dynamometru.

Na Obr. 8.2 a Obr. 8.3 jsou ukázky výběru a zobrazení EMG signálu před únavou. Stejně tak je možné vybrat a zobrazit EMG signál po únavě (druhá část uživatelského rozhraní oranžově zvýrazněna: Obr. 8.1).



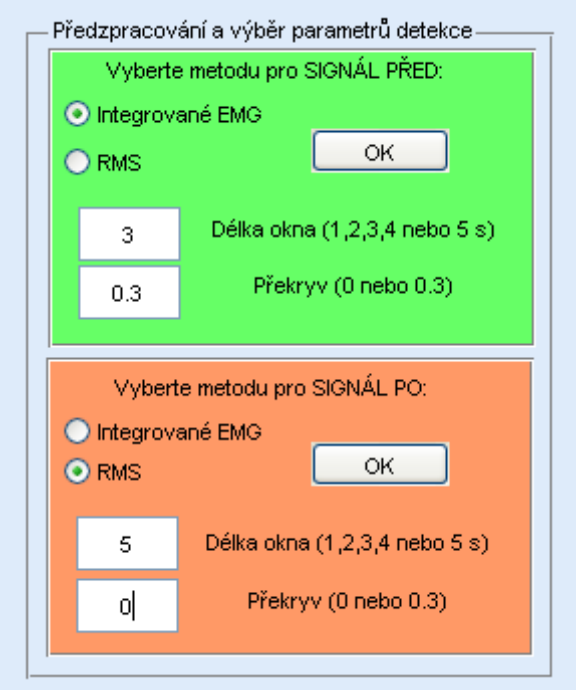

Obr. 8.3 Ukázka EMG signálu při načtení z databáze (požadavky: pravá+biceps)

## 8.2 Předzpracování a výběr parametrů

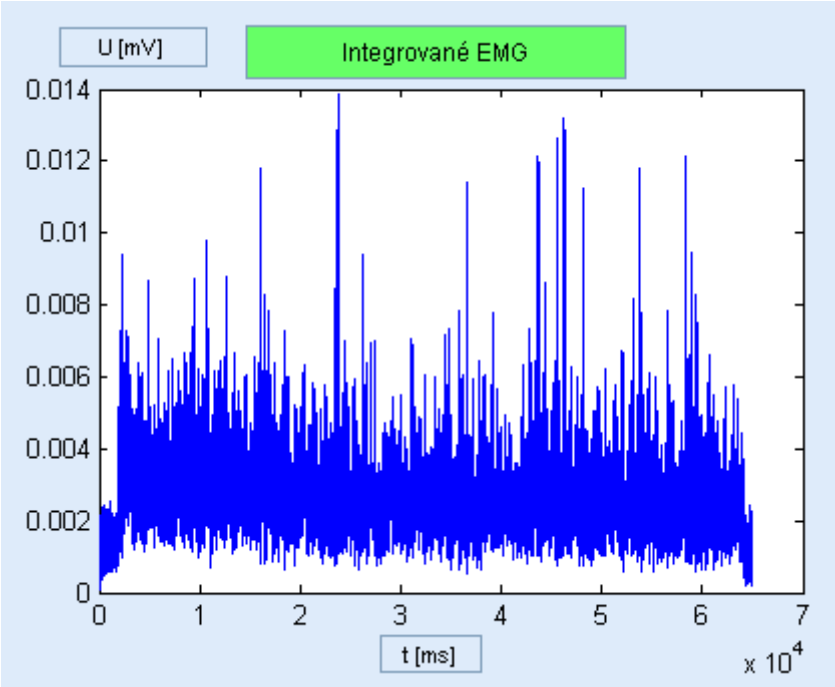
V bloku předzpracování je možné si vybrat jednu metodu, která upraví první, nebo druhý zvolený EMG záznam, případně oba. Metody předzpracování jsou: integrace (viz kap. 2.1.4) a efektivní hodnota (root mean square – viz kap. 2.1.3). Zatržení jedné z možností a stiskem tlačítka „OK“ se provede úprava EMG záznamu a zároveň se zobrazí. Celý blok je na Obr. 8.4, výsledek zpracování na Obr. 8.5.

Pokud uživatel nezvolí ani jedno z předzpracování, do analýzy únavy vstupuje signál nezpracovaný.

Dále zde probíhá nastavení délky okna: 1, 2, 3, 4 a 5 s a překryvu, který je možný buď 0.3*délka úseku nebo 0*délka úseku= žádný (desetinná čísla s tečkou). Jiné hodnoty délky okna a překryvu program nepovoluje. Nastavení délky okna a překryvu vstupují do metod analýzy únavy.



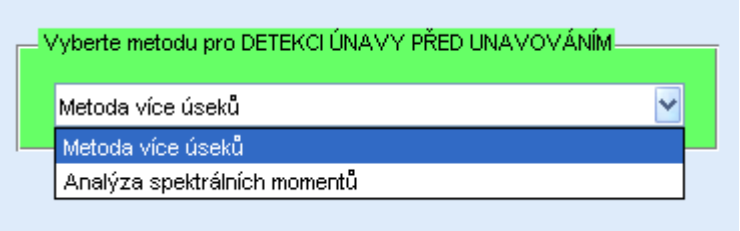

Obr. 8.4 Část uživatelského rozhraní pro předzpracování signálu



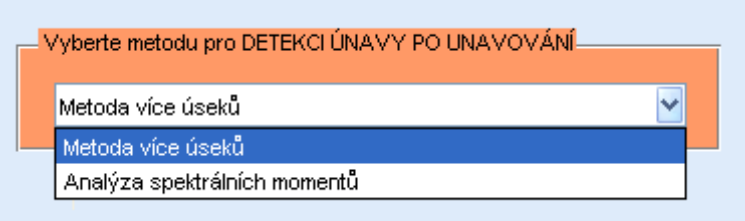

Obr. 8.5 Ukázka zpracování signálu pomocí integrace

## 8.3 Metody pro detekci únavy

V tomto bloku je možné si vybrat mezi dvěma metodami detekce únavy (Obr. 8.7 a Obr. 8.6). Vstupem metody je předzpracovaný signál a nastavení, které bylo vybráno v předchozím bloku (kap. 8.2). Výsledky jsou interpretovány v grafu a výpisem parametrů. Metody jsou založeny na principech popsaných v kap. 3. Popis realizace těchto metod v Matlabu© a blokové schéma je v kap. 7.3 a 7.5.

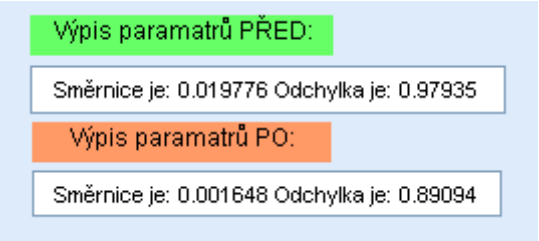



Obr. 8.7 Ukázka výběru metody pro detekci únavy PŘED unavováním




Obr. 8.6 Ukázka výběru metody pro detekci únavy PO unavování

Po výběru metody v jednom, nebo druhém případě dojde k výpočtu parametrů a jejich výpisu (Obr. 8.8). U Metody více úseků i u metody Analýza spektrálních momentů jsou parametry stejné: *směrnice* a *odchylka* (kap. 7.3 a 7.5).



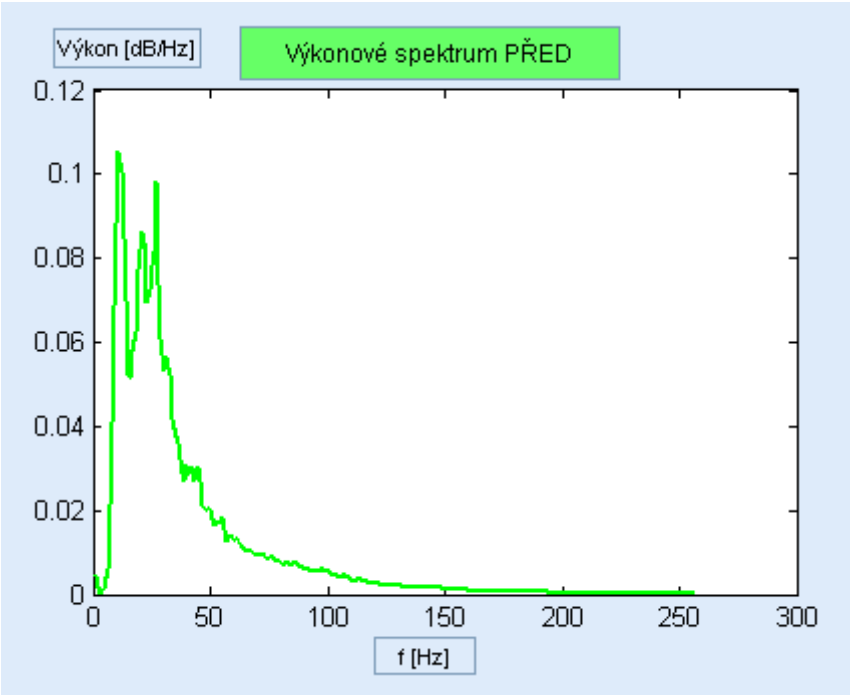

Obr. 8.8 Ukázka výpisu parametrů (Metoda více úseků)

Obě metody pracují se spektrem signálu. Grafický výstup zobrazuje spektrum signálu před únavou a po únavě. Výkonové spektrum je počítáno pomocí vestavěné funkce v Matlabu© `pwelch(x,window,noverlap,'onesided')`. Vstupem funkce pwelch je EMG signál, okno=0,5s a překryv=0,25s.

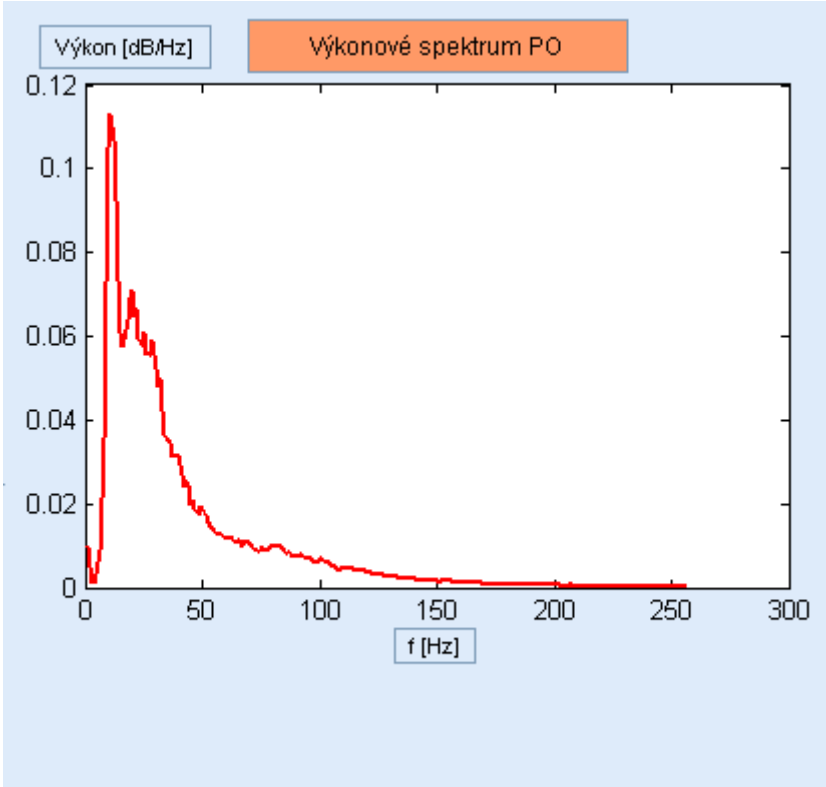
Uživatel může porovnat, zda po únavě došlo k posunu mediánu spektra k nižším frekvencím. V některých případech není posun spektra viditelný, přesto že byla metoda

statisticky významná při hodnocení deseti EMG signálů.

Grafický výstup je na Obr. 8.10 a Obr. 8.9.




Obr. 8.10 Grafický výstup: spektrum EMG signálu před únavou




Obr. 8.9 Grafický výstup: spektrum EMG signálu po únavě

Při stisku tlačítka „Zlatý standard“ (Obr. 8.11) je vypočten výsledek hodnocení únavy bez nutnosti výběru signálu, manuálního nastavování podmínek, předzpracování a výběru metody. Výsledky se vypíší a zobrazí se dobře viditelný rozdíl spektra signálu před a po únavě. Parametry a nastavení, které odpovídají tlačítku „Zlatý standard“ jsou v Tabulka 8.1.

Obr. 8.11 Tlačítko pro nejlepší výsledek

Tabulka 8.1 Nastavení a parametry zlatého standardu

| | |
|---|---|
| **Metoda** | Metoda více úseků |
| **Osoba** | 1. |
| **EMG signál** | Svaly předloktí na pravé ruce |
| **Předzpracování** | Integrace |
| **Délka úseku** | 3 s |
| **Překryv** | 0.3*délka úseku |

# 9 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce byl návrh a realizace metod pro hodnocení únavy z EMG signálu. Nejprve bylo třeba se seznámit s anatomickými a histologickými vlastnostmi svalu a fyziologickými změnami, které se dějí při kontrakci a při únavě svalu. Dále byl popsán význam a vznik EMG signálu, jeho parametry a základní zpracování jako je: rektifikace, vyhlazení, integrace a další.

Jednou z nejdůležitějších částí práce byl návrh protokolu pro měření EMG signálu, ve kterém bude možné pozorovat změny vyvolané únavou. Podrobný popis úkolů a nastavení v systému Biopac je v kapitole 5. Měření proběhlo na deseti dobrovolnících a EMG signály byly dále testovány pomocí navržených metod detekce únavy. Stručný návod laboratorního měření je uveden v příloze (kap. B) a je možné ho použít jako výukový materiál.

Další důležitou částí diplomové práce byl návrh a realizace metod detekce únavy v programovém prostředí Matlab©. Na základě statistického testování byly vybrány dvě metody: Metoda více úseků a Analýza spektrálních momentů. Obě metody pracují se spektrální oblastí EMG signálu a jsou založeny na pozorování posunu spektra únavového EMG signálu k nižším frekvencím. Obě metody a jejich parametry mají největší statistickou významnost detekce únavy z EMG signálu pro biceps pravé ruky. Při záznamu EMG signálu z bicepsu je jednoznačné umístění elektrod, proto není EMG signál rušen jinými okolními svaly. Navíc má většina dobrovolníků dominantní pravou ruku.

Stručný protokol uvedený v příloze může být použit jako podklad k laboratorní úloze zaměřené na únavu svalů a měření EMG signálů. Studenti budou schopni EMG signály naměřit a hodnotit únavu vlastních signálu, nebo budou hodnotit únavu signálů z databáze, která byla k tomuto účelu vytvořena.

# LITERATURA


[1] Biomechanika - studijní materiály - Katedra mechaniky. Katedra mechaniky, FAV, ZČU v Plzni [online]. [2013] [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: http://www.kme.zcu.cz/kmet/bio/svstavba.php

[2] TROJAN, Stanislav. Lékařská fyziologie. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: GradaPublishing, 2003. ISBN 80-247-0512-5.

[3] DAKE, Dake. File:Synapse diag4.png - Wikipedia, thefree encyclopedia. In: *Wikipedia: thefree encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): WikimediaFoundation, 2001-, 24 novembre 2009 [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/File:Synapse_diag4.png

[4] Kapitola 6. Únava. JIŘÍ JANČÍK, Eva Závodná, Martina Novotná, Fakulta sportovních studií MU. *Fyziologie tělesné zátěže – vybrané* kapitoly [online]. 2006 [cit. 2013-10-23]. Dostupné z: http://is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyzio/texty/ch06.html

[5] SCHERRER, Jean. Únava. 1. vyd. Praha: Victoria Publishing, 1995, 95 s. Vědět víc (Victoria Publishing). ISBN 80-858-6573-4.

[6] Elektromyografie. *Patobiomechanika a Patokinesiologie - Kompendium* [online]. 28.10.2013 [cit. [2013-10-28]]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php

[7] FARLEX, Inc. *Dictionary, Encyclopedia and Thesaurus - The Free Dictionary* [online]. © 2004-2013 [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: http://www.thefreedictionary.com/

[8] KELLER, Otakar. *Elektromyografie: možnosti jehlové elektromyografie v diagnostice nervosvalových onemocnění*. Vyd. 1. Praha: Triton, 1998, 108 s. Levou zadní. ISBN 80-858-7560-8.

[9] *Electroencephalography and clinicalneurophysiology. Supplement*. Irsko: Limerick: Elsevier Science Ireland, 1999, č. 53. ISSN 0424-8155. Překlad dostupný z: http://www.neurofyziologia.sk/Informacie_oznamySskn.htm

[10] SUBASI, Abdulhamit a M. Kemal KIYMIK. MuscleFatigueDetection in EMG UsingTime–FrequencyMethods, ICA and NeuralNetworks. *JournalofMedical Systems*. 2010, vol. 34, issue 4, s. 777-785. DOI: 10.1007/s10916-009-9292-7. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s10916-009-9292-7

[11] SPARTO, P.J., M. PARNIANPOUR, E.A. BARRIA a J.M. JAGADEESH. Wavelet and short-time Fourier transformanalysisofelectromyographyfordetectionofbackmusclefatigue. *IEEE Transactions on RehabilitationEngineering*. vol. 8, issue 3, s. 433-436. DOI: 10.1109/86.867887. Dostupné z: http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=867887

[12] C. J. De Luca. *The use ofsurfaceelectromyography in biomechanics. J Appl. Biomech*, vol. 13, pp. 135-163, 1997.

[13] BASMAJIAN, John V a Carlo J DE LUCA. *Musclesalive: theirfunctionsrevealed by electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams, c1985, xii, 561 p. ISBN 06-830-0414-X.

[14] DAY, Scott. *ImportantFactors in Surface EMG Measurement*. Calgary, AB.

[15] PFLANZER, PH.D., Richard, J.C. UYEHARA, PH.D. a William MCMULLEN. BIOPAC SYSTEMS, Inc. *Lekce 2 ELEKTROMYOGRAFIE: Nábor motorické jednotky, Svalová únava*. 42 Aero Camino, Goleta, CA.

[16] VOGEL, Fredrik; HOLM, Sverre; LINGJÆRDE, Ole Christian. Spectralmoments and time domain representation of photoacoustic sinals used for detection of crude oil in producedwater. In: *Proc. NordicSymp. on PhysicalAcoustics, Ustaoset, Norway*. 2001.

[17] DIMITROVA, N.A. a G.V. DIMITROV. Interpretationof EMG changeswithfatigue: facts, pitfalls, and fallacies.*JournalofElectromyography and Kinesiology* [online]. 2003, vol. 13, issue 1, s. 13-36 [cit. 2013-11-18]. DOI: 10.1016/S1050-6411(02)00083-4. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641102000834

[18] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka: pro humanitní obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008, 302 s. Psyché (Grada). ISBN 978-802-4715-216.

[19] ARCADIAN. *SEER TrainingModules* [online]. 22. 9. 2006, 04:30 [cit. 19.11.2013].Dostupný na WWW: http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:Illu_muscle_structure.jpg

[20] Jan Jelínek, Vladimír Zicháček: Biologie pro gymnázia, 327 stran [Nakladatelství Olomouc, Olomouc, 1998] [ISBN 80-7182-050-4]

[21] KONRAD, Peter Konrad. *ABCof EMG – A PracticalIntroduction to KinesiologicalElectromyography*. Scottsdale, AZ: NoraxonINC. USA., 2005. Version 1.0.

[22] MERLETTI, Dr. Roberto. *Standardsfor Reporting EMG Data*. Italy: Politecnico di Torino, 1999.

[23] KADAŇKA, Zdeněk, Josef BEDNAŘÍK a Stanislav VOHÁŇKA. *Praktická elektromyografie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994, 180 s.:. ISBN 80-701-3181-0.

[24] JAN, Jiří. *Číslicové zpracování a analýza signálů: stručné skriptum*. Brno: MJ servis Brno, s.r.o., 2010, 138 s. ISBN 978-80-214-4018-0.

[25] CZECH TECHNICAL UNIVERSITY IN PRAGUE, Faculty of Electrical Engineering. *Biologické signály*[online]. 26.ledna, 2013 [cit. 2013-12-11]. Dostupné z: http://sami.fel.cvut.cz/bsg/index.htm

[26] LESNICKÁ A DŘEVAŘSKÁ FAKULTA MENDELU V BRNĚ (LDF). *STATISTICKÉ CHARAKTERISTIKY*. 2013. Dostupné z: http://user.mendelu.cz/drapela/Dendrometrie/Prezentace/Zaklady%20statistiky.ppt.

[27] LALITHARATNE, T.D.; HAYASHI, Y.; TERAMOTO, K.; KIGUCHI, K., "A study on effects of muscle fatigue on EMG-based control for human upper-limb power-assist," *Information and Automation for Sustainability (ICIAfS), 2012 IEEE 6th International Conference on* , vol., no., pp.124,128, 27-29 Sept. 2012
doi: 10.1109/ICIAFS.2012.6419892,
URL: http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6419892&isnumber=6419879

[28] BIOPAC SYSTEM INC. *Biopac Student Lab PRO Manual*. Aero Camino, Goleta, CA, 2004. Dostupné z: www.biopac.com

# PŘÍLOHY

# A OBSAH PŘILOŽENÉHO CD

- Složka: *Hlavni_program*, obsahuje M-file *Hlavni_program.m* s uživatelským rozhraním pro detekci únavy v EMG signálech. Po jeho spuštění je třeba se řídit pokyny popsané v kap. 8. Dále jsou ve složce signály (př. PRED_L_2.txt), které slouží k vyzkoušení funkce načítání vlastních EMG signálu.

- Složka: *Signaly_urcene_pro_analyzu*, obsahuje další složky očíslované 1 až 10 (deset dobrovolníků), ve kterých jsou sady EMG signálů naměřené v rámci diplomové práce (označené jsou PRED_L_2.txt, atd.). **Z této databáze si uživatel vybírá EMG signály pro hodnocení únavy pomocí programu *Hlavni_program.m*.**

- Složka: *Vsechny_namerene_signaly*, obsahuje další složky očíslované 1 a až 10, ty obsahují všechny signály, které byly během testování naměřeny.

- Složka: *Metody_detekce_unavy*, obsahuje M-file všech metod detekce únavy (metoda1 až metoda6), které byly během diplomové práce realizovány a testovány. Po spuštění každá metoda vykreslí a vypíše výsledky.
    1. *metoda1.m* – Metoda dvou úseků
    2. *metoda2.m* – Metoda více úseků
    3. *metoda3.m* – Poměrová metoda
    4. *metoda4.m* – Analýza spektrálních momentů
    5. *metoda5.m* – Počet průchodů nulou
    6. *metoda6.m* – Metoda Špička-špička

- Složka: *Statistika*, obsahuje M-file *statistika.m* s ukázkou statistického testování. Dále jsou ve složce Excel soubory se všemi výsledky statistického testování (*metoda1.xlsx* až *metoda6.xlsx*)

- Diplomová práce: *DP_Jitka_Mosnerova.pdf*

- Průvodní text s popisem obsahu CD: *Pruvodni_text.pdf*

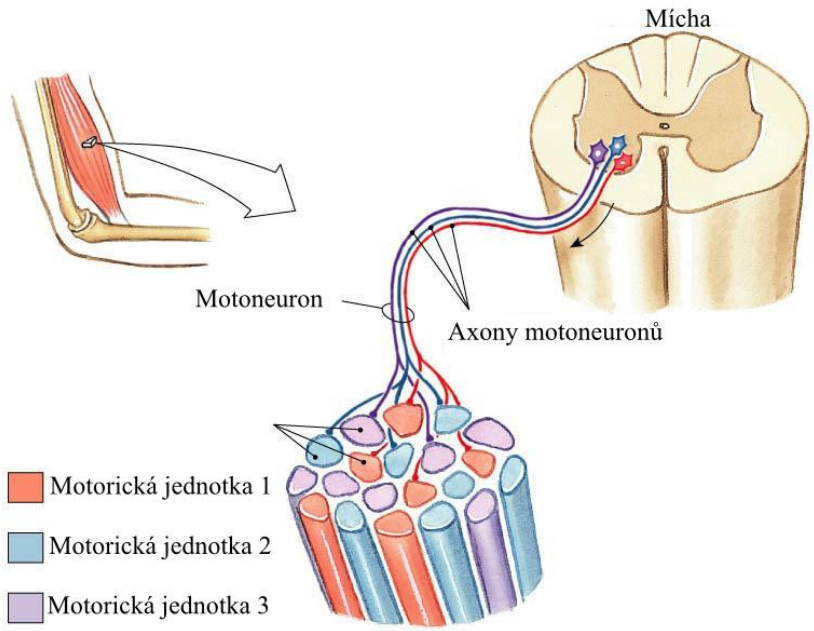
# B LABORATORNÍ ÚLOHA

V poslední části diplomové práce je uveden ucelený protokol záznamu EMG signálu a práce s uživatelským rozhraním pro hodnocení únavy. Tento protokol je možný použít jako výukový materiál.

## B.1 Úvod

Kontrakce příčně pruhovaného svalstva je řízena nervovým systémem. Impulz ke svalu přichází prostřednictvím axonů motoneuronu. Soubor svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem se nazývá motorická jednotka (Obr. 9.1). V jednotlivých svalových skupinách se nachází různě velké motorické jednotky, tzn. s větším či menším počtem inervovaných svalových vláken, pro hrubší nebo jemnější motoriku.

Stupeň kontrakce (síla stažení svalu) je přímo úměrná počtu zapojených motorických jednotek a frekvenci nervových impulzů přicházejících do každé jednotky. Projevem zvyšování kontrakce svalu na EMG záznamu je větší maximální výchylka.




Obr. 9.1 Motorická jednotka [7]

Cílem laboratorní úlohy je hodnocení svalové únavy z EMG signálu. Příčinou svalové únavy je nedostatek ATP (energetických zásob) a přebytek nahromaděných kyselých katabolitů (kyselina mléčná). Důsledkem překyselení organismu je zpomalení rychlosti vedení vzruchu. Proto bude trvat delší dobu, než depolarizační vlna šířící se podél svalového vlákna dojde až k detekční elektrodě. Důsledkem je prodloužení doby trvání akčního potenciálu motorické jednotky a snížení rychlosti frekvence akčního napětí, tím pádem se spektrum EMG signálu posune k nižším frekvencím.

## B.2 Záznam EMG signálu

### Pomůcky

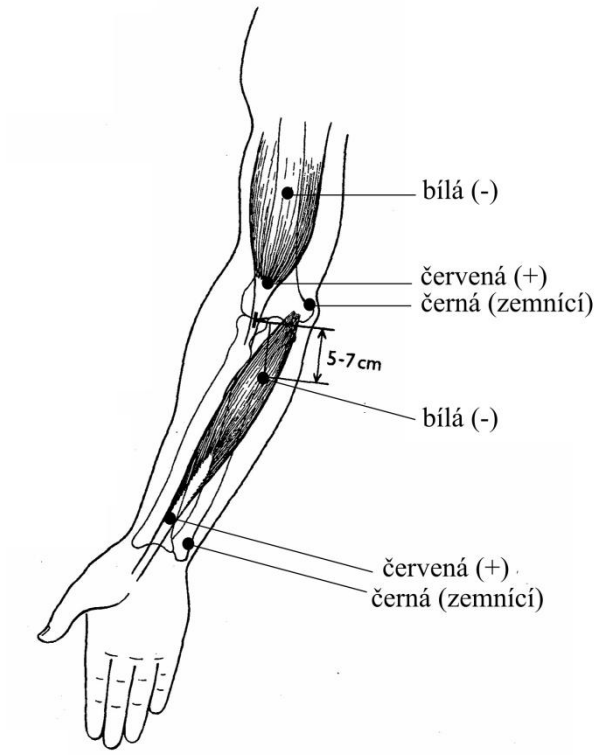
- BIOPAC akviziční jednotka
- Tříelektrodový svodový vodič SS2L
- Jednorázové povrchové elektrody
- Dynamometr SS2LA
- PC

### Umístění elektrod a zapojení

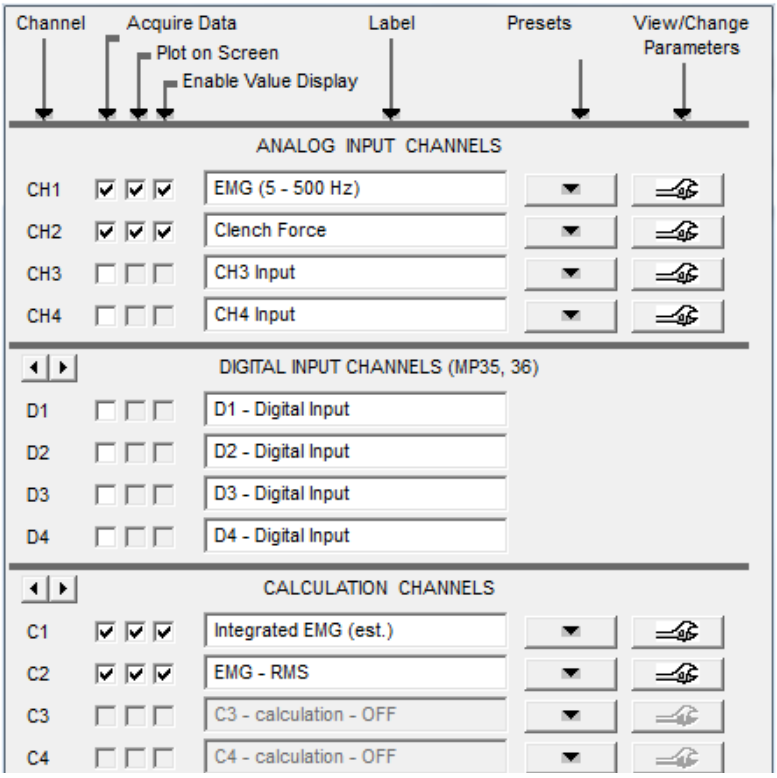
Nejprve jsou elektrody umístěny na obě horní končetiny, v oblasti předloktí pro záznam ze svalu zevního ohybače zápěstí a na paži pro záznam ze svalu dvojhlavého svalu pažního (biceps). Přesné umístění elektrod je na Obr. 9.3. Aktivní snímací elektroda je umístěna nad svalovým bříškem (bílá). Referenční elektroda je umístěna nad šlachovým úponem svalu (červená). Zemnící elektroda je umístěna v oblasti, kde nepředpokládáme výskyt velké svalové skupiny. Nejlépe na místo, kde je nejblíže kůži kost nebo jiné šlachy, neupínající zkoumaný sval (černá).

Dále jsou povrchové elektrody propojeny s akviziční jednotkou pomocí kabelů SS2L (**vstup akviziční jednotky CH1**). Důležité je dodržování správné barvy kabelů při propojování jednotlivých elektrod. K akviziční jednotce je připojen také ruční dynamometr SS2LA (**vstup akviziční jednotky CH2**). D**održovat výše uvedené vstupy!!**

Akviziční jednotka je ovládána programem BSL 3.7.7. V záložce „Set Up Channels“ je nutné vybrat předvolbu pro snímání EMG od 5 do 500 Hz a předvolbu pro záznam hodnot z dynamometru (viz Obr. 9.2). Dále je **důležité zapnutí** automatického počítání integrovaného EMG a RMS v reálném čase, přesně jak ukazuje Obr. 9.2. **Pokud nebude dodrženo nastavení, výsledný záznam nebude přečten analytickým programem!** Nyní může dojít k samotnému záznamu EMG signálu.




Obr. 9.3 Umístění elektrod na dvojhlavý sval pažní (nahoře) a na sval zevního ohýbače zápěstí (dole), převzato z [23]




Obr. 9.2 Nastavení parametrů akviziční jednotky pro snímání EMG a síly stisku dynamometru

## Postup a ukládání

V prvním kroku probíhá snímání EMG bez předchozí fyzické zátěže. V jednotlivých úlohách je sledováno, jak se projevuje únava v EMG signálu při stálé kontrakci proti odporu. Měření EMG začíná na dominantní končetině.

Úlohy I až III:

**I.** Práce zevního ohybače zápěstí při stisku dynamometru. Osoba drží dynamometr v dominantní horní končetině, loket má opřený o desku. Je vyzvána, aby s co největším úsilím dynamometr stiskla (maximální statická kontrakce). Je vhodné, aby bylo vyvíjeno konstantní úsilí po celou dobu měření. Doba měření je 1 minuta. Uložení ve formátu **'XY.txt'**.

**II.** Práce dvojhlavého svalu pažního proti odporu. Osoba přiloží dynamometr ke spodku desky stolu. Je vyzvána, aby s co největším úsilím vykonávala práci proti odporu stolu s pomocí dynamometru (maximální statická kontrakce). To znamená, že bude tlačit směrem nahoru proti dynamometru, tak jako kdyby chtěla stůl nadzvednout. Doba měření je 1 min. Uložení ve formátu **'XY.txt'**.

**III.** Opakování měření I a II pro nedominantní končetinu.

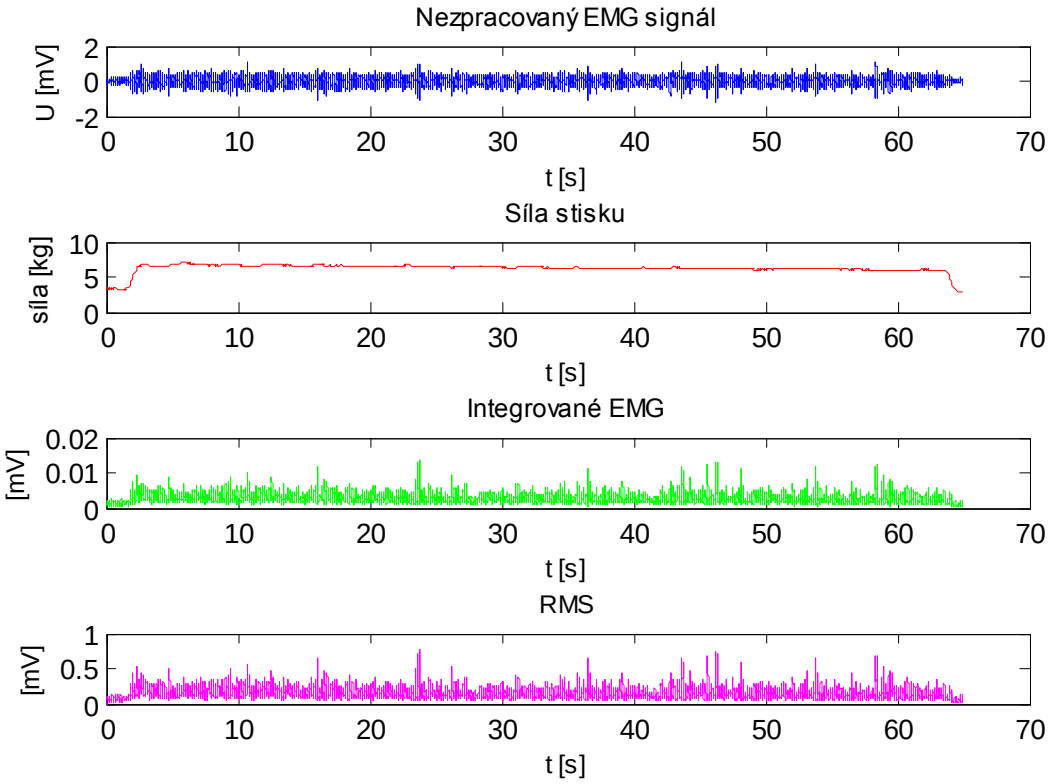
V dalším kroku osoba cvičí (kliky na rukou, **odpojit svody**). Počet kliků se odvíjí od zdatnosti jedince, osoba je vyzvána, aby počet kliků odpovídal pocitu unavenosti. Dále probíhá stejná série měření, jako před únavou. Opět jsou pozorovány projevy únavy v EMG signálu při stálé kontrakci proti odporu.

Před samotným měřením bude zaznamenán datum a čas. Dále bude osoba tázána na to, co během dne před měřením dělala. Sport nebo jiná fyzická zátěž soustředěná na horní končetiny, může mít vliv na výsledky měření. Další otázkou bude, v jaké míře se osoba věnuje sportu (profesionálně, rekreačně, vůbec, atd.), a jak často. Vliv předchozích informací na výsledný EMG signál může být diskutován v závěru.

Celkem budou naměřeny 4 záznamy uložené ve formátu txt. **Uložené soubory vkládejte do složky s analytickým programem**. Pokud je dobře zvoleno nastavení kanálů, bude řazení dat v souboru.txt jako v Tabulka 9.1. Na Obr. 9.4 je grafický přehled záznamu signálů.

Tabulka 9.1 Přehled řazení dat v uloženém souboru txt

| 1. sloupec | 2. sloupec | 3. sloupec | 4. sloupec |
|---|---|---|---|
| **EMG** signál [mV] | **Síla** stisku [kg] | **Integrované** EMG [mV] | **RMS** EMG signálu [mV] |

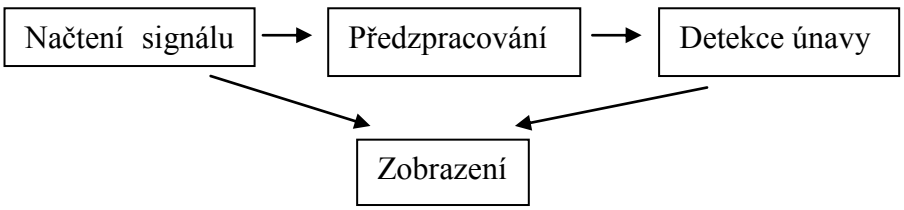



Obr. 9.4 Řazení signálů při správně uloženém souboru.txt

## B.3 Analýza v programovém prostředí

Studenti mohou hodnotit únavu z vlastních naměřených EMG signálů (kap B.2), nebo ze signálů EMG z databáze.

Bloky v uživatelském rozhraní, které jsou označeny zeleně, slouží k manipulaci s EMG signálem před únavou, oranžově označeny pro práci s EMG signálem po únavě. EMG signál po únavě, nebo před únavou je možný: načíst, předzpracovat, aplikovat metody pro detekci únavy a zobrazit výsledky v grafu. Graf je propojen s dílčími operacemi, to znamená, že uživatel vidí postupné změny signálu v grafu (viz blokové schéma níže).



## Načtení

Vlastní EMG signál se načítá pomocí tlačítka Načtení, signál se uloží a zobrazí pomocí tlačítka EMG. Možnost zobrazení signálu vzniklého při stisku dynamometru je přes tlačítko Dynamometr. Pokud uživatel načítá signál z databáze, nejprve zvolí osobu pomocí tlačítka Vyberte složku a následně kombinací požadavků (pravá levá, předloktí, biceps), vybere jednu variantu, která určuje, jaký signál chce vidět. Funkce tlačítek „EMG“ a „Dynamometr“ je v obou případech načítání stejná.

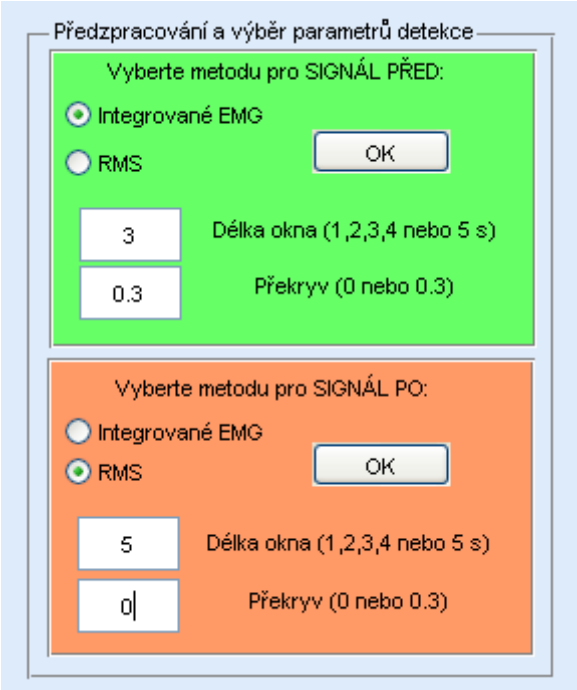
## Předzpracování a výběr parametrů

V tomto bloku je možné si vybrat jednu z metod zpracování EMG signálu. Metody předzpracování jsou: integrace a efektivní hodnota (root mean square – RMS). Zatržení jedné z možností a stiskem tlačítka „OK“ se provede úprava EMG záznamu a zároveň se zobrazí. Pokud není zvolena ani jedna z možností, do analýzy únavy vstupuje signál nezpracovaný.

Dále se zde nastavují vstupní parametry metod detekce únavy. Jsou to:

- délka úseku (okna): 1, 2, 3, 4 nebo 5 s,
- překryv: 0 nebo 0,3*délka úseku (**zápis desetinného čísla s desetinnou tečkou!!).**

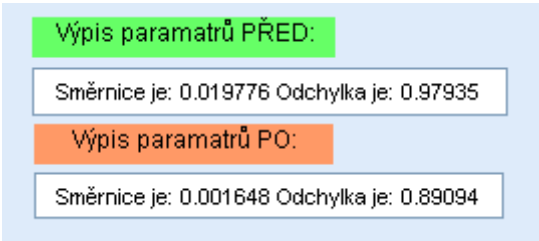
Jiné parametry program neakceptuje. Ukázka použití bloku pro předzpracování je na Obr. 9.5.




Obr. 9.5 Část uživatelského rozhraní pro předzpracování signálu

## Metody pro detekci únavy

V tomto bloku je možné si vybrat mezi dvěma metodami detekce únavy: Metoda více úseků a Analýza spektrálních momentů. Do metod vstupuje předzpracovaný signál a parametry vybrané v předchozím bloku. Výsledky metod jsou interpretovány v grafu a výpisem parametrů (Obr. 9.6).




Obr. 9.6 Ukázka výpisu parametrů (Metoda více úseků)

Obě metody pracují se spektrem signálu. Hodnotí posun spektra únavového EMG signálu k nižším frekvencím. EMG signál je rozdělen na několik úseků, ve kterých jsou počítána spektra pomocí FFT.

V případě Metody více úseků jsou ve spektrech nalezeny mediány. Medián je spočten jako frekvence, která rozděluje spektrum na dvě části, kde výkon spektra v obou částech dosahuje 50% celkového výkonu. Výstupní parametr je odchylka hodnot mediánů a směrnice přímky, která aproximuje průběh mediánu jednotlivými úseky.

V případě Analýzy spektrálních momentů jsou ze spekter počítány první spektrální momenty, které odpovídají průměrným hodnotám a vzhledem ke spektru představují těžiště rozložení energie ve spektrech. Výstupní parametry jsou stejné jako v předchozí metodě.

Při stisku tlačítka „Zlatý standard“ (Obr. 9.7) je vypočten výsledek hodnocení únavy bez nutnosti výběru signálu, manuálního nastavování podmínek, předzpracování a výběru metody. Výsledky se vypíší a zobrazí se dobře viditelný rozdíl spektra signálu před a po únavě.

Obr. 9.7 Tlačítko „Zlatý standard“

# C DOTAZNÍK

Dotazník pro osobu (jméno): Datum a čas:

1. Co jste během dne dělal (a). Zaměřte se především na činnosti spojené s pohybem, fyzickou prací a sportem.

| | |
|---|---|
| Ráno | |
| Dopoledne | |
| Odpoledne | |

2. Vykonával (a) jste v posledních dnech činnosti, po které můžete mít namožené svaly? Pokud ANO, vypište jaké:

3. Věnujete se sportu? ANO – NE
4. Jestli ano jakému (jakým), vypište:
   a)
   b)
   c)
   d)
   e)
   f)
   DALŠÍ:
   Ke každému z vypsaných sportů zakroužkujte, na jaké úrovni sport provozujete a kolik hodin týdně mu věnujete.
   a. Na jaké úrovni? PROFESIONÁLNĚ – REKREAČNĚ (PRAVIDELNĚ) - REKREAČNĚ (PŘÍLEŽITOSTĚ)

      Kolik hodin týdně:

   b. Na jaké úrovni? PROFESIONÁLNĚ – REKREAČNĚ (PRAVIDELNĚ) - REKREAČNĚ (PŘÍLEŽITOSTĚ)

      Kolik hodin týdně:

   c. Na jaké úrovni? PROFESIONÁLNĚ – REKREAČNĚ (PRAVIDELNĚ) - REKREAČNĚ (PŘÍLEŽITOSTĚ)

      Kolik hodin týdně:

   d. Na jaké úrovni? PROFESIONÁLNĚ – REKREAČNĚ (PRAVIDELNĚ) - REKREAČNĚ (PŘÍLEŽITOSTĚ)

Kolik hodin týdně:

e. Na jaké úrovni? PROFESIONÁLNĚ – REKREAČNĚ (PRAVIDELNĚ) - REKREAČNĚ (PŘÍLEŽITOSTĚ)

Kolik hodin týdně:

f. Na jaké úrovni? PROFESIONÁLNĚ – REKREAČNĚ (PRAVIDELNĚ) - REKREAČNĚ (PŘÍLEŽITOSTĚ)

Kolik hodin týdně:

: