

# Měření EMG signálů se zaměřením na koleno

## Bakalářská práce

*Studijní program:*

B3944 Biomedicínská technika

*Studijní obor:*

Biomedicínská technika

*Autor práce:*

**Tomáš Forejtek**

*Vedoucí práce:*

prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Ústav mechatroniky a technické informatiky





## Zadání bakalářské práce

# Měření EMG signálů se zaměřením na koleno

*Jméno a příjmení:* **Tomáš Forejtek**  
*Osobní číslo:* D16000092  
*Studijní program:* B3944 Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* Biomedicínská technika  
*Zadávací katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* **2018/2019**

## Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

Hlavním cílem práce je najít vhodné umístění pro snímání svalových potenciálů kolene.

1. Popsat přehled funkční anatomie dolní končetiny se zaměřením na koleno a svalovou tkáň.
2. Shrnout aspekty vícesegmentálního pohybu dolní končetiny v kontextu svalových agonistů, antagonistů a synergistů.
3. Shrnout aktuální poznatky o snímání svalových potenciálů metodou EMG.
4. Provést rešerši snímání svalových potenciálů aktuálně dostupnými protézami a ortézami.
5. S využitím školního EMG zrealizovat experimentální šetření zaměřené na nalezení nejvhodnějšího místa pro snímání svalových potenciálů v oblasti dolní končetiny.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Elektromyografie se zabývá funkcí svalů tím, že vyšetřuje elektrické signály, které vznikají pohybem svalů. Je to diagnostická metoda, která se používá zejména k vyšetření svalů a nervů. Má široké využití, vedle diagnostiky například i v protetice. Právě v protetice EMG bylo velmi přínosné z důvodu propojení ortéz a protéz se svalovými signály. Toto propojení je stále nedokonalé a proto je nutné udělat jeho rešerši. Špatné umístění elektrod může být dalším faktorem v této problematice. Zkoumání přesnějšího umístění by mohlo být přínosné.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

Předpokládáme, že najdeme nejvhodnější umístění elektrod pro snímání svalových potenciálů kolene.

Metoda:

Práce bude mít teoreticko-empirický charakter, metoda kvantitativní

Technika práce, vyhodnocení dat:

Technika práce: V rámci studie bude využito EMG

Vyhodnocení dat: naměřené data budou zpracovávány v Excelu

Místo a čas realizace výzkumu:

Místo: Technická univerzita v Liberci

Čas výzkumu: leden – březen 2019

Vzorek:

30 dobrovolníků ve věku 19-26 let.

*Rozsah grafických prací:*  
*Rozsah pracovní zprávy:* 50 – 70  
*Forma zpracování práce:* tištěná/elektronická  
*Jazyk práce:* Čeština



### **Seznam odborné literatury:**

- [1] CAMPOS, Daniel Prado, et al. Surface electromyography segmentation and feature extraction for ingestive behavior recognition in ruminants. Computers and electronics in agriculture, 2018
- 2) SILVER, Julie K. Easy Emg-a Guide to Performing Nerve Conduction Studies and Electromyogra. Elsevier-Health Sciences Division, 2015.
- 3) NOYES, Frank R. Noyes' Knee Disorders: Surgery, Rehabilitation, Clinical Outcomes E-Book. Elsevier Health Sciences, 2016.
- 4) HASSAN, Ibrahim Hafizu Hassan. EMG-based Neural Network Estimator for Knee Joint Movement. 2016. PhD Thesis. Kulliyah of Engineering, International Islamic University Malaysia.
- 5) PAVEL, Dungl, et al. Ortopedie: 2., přepracované a doplněné vydání. Grada Publishing, as, 2014.
- 6) GRIM, Miloš; NAŇKA, Ondřej; HELEKAL, Ivan. Atlas anatomie člověka: Končetiny, stěna trupu. I. Grada, 2014.
- 7) SEIDL, Zdeněk. Neurologie: pro studium i praxi. 2. přepracované a doplněné vydání. Praha. 2015.
- 8) MICHELL, Andrew. Understanding EMG. OUP Oxford, 2013.
- 9) MOKHLESABADIFARAHANI, Bitá; GUNJAN, Vinit Kumar. EMG Signals Characterization in Three States of Contraction by Fuzzy Network and Feature Extraction. Springer, 2015.
- 10) DEY, Nilanjan (ed.). Classification and clustering in biomedical signal processing. IGI Global, 2016.
- 11) NAIK, Ganesh R. (ed.). Applications, Challenges, and Advancements in Electromyography Signal Processing. IGI Global, 2014.

*Vedoucí práce:* prof. Ing. Aleš Richter, CSc.  
Ústav mechatroniky a technické informatiky

*Datum zadání práce:* 2. ledna 2019  
*Předpokládaný termín odevzdání:* 30. června 2019

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA  
děkan

V Liberci dne 19. února 2019

Vážený pan  
**Tomáš Forejtek**  
Sadová 882  
549 01 Nové Město nad Metují

Vyřizuje/linka: Čermáková/485 353 194

V Liberci dne 2. července 2019  
č. j.: TUL - 19/8515/027730-001

#### **Vyjádření k žádosti o ponechání zadání a prodloužení odevzdání bakalářské práce**

Vážený pane Forejtku,

na základě Vaší žádosti ze dne 25. 06. 2019, zaevidované pod č. j.: TUL - 19/8515/027730 Vám sděluji, že **souhlasím** s ponecháním zadání bakalářské práce a s prodloužením termínu odevzdání do 30. 06. 2020.

S pozdravem

prof. MUDr. Kařel Cvachovec, CSc., MBA  
děkan



## Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědom toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědom následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

## **Poděkování**

Chtěl bych poděkovat panu prof. Ing. Aleši Richterovi, CSc. a panu Mgr. Václavu Bittnerovi za jejich cenné rady a trpělivost během vzniku této práce. Dále bych chtěl poděkovat všem zúčastněným osobám a také mé rodině.

# **Anotace**

**Autor:** Tomáš Forejtek

**Instituce:** Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií

**Název práce:** Měření EMG signálů se zaměřením na koleno

**Vedoucí práce:** prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

**Počet stran:**

**Rok obhajoby:** 2020

**Anotace:** Bakalářská práce popisuje využití diagnostických metod EMG v oblasti protetiky a ortotiky dolní končetiny. Teoretická část práce popisuje anatomii dolní končetiny, analýzu vícesegmentálního pohybu dolní končetiny a rešerši dostupných protéz a ortéz pracujících na myoelektrickém principu. Praktická část práce obsahuje provedená měření svalových signálů a konkrétní metody, jejich zpracování a vyhodnocení.

**Klíčová slova:** elektromyografie, rektifikace, ortotika, protetika, sval, signál, vlnková transformace



## **Annotation**

**Author:** Tomáš Forejtek

**Institution:** Technical University of Liberec, Faculty of Health Studies

**Title:** Measurement of EMG signals with focus on a knee

**Supervisor:** prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

**Pages:**

**Year:** 2020

**Annotation:** The bachelor thesis describes the usage of diagnostic methods of EMG in the field of prosthetics and orthotics of the lower limb. The theoretical part of the thesis describes the anatomy of the lower limb, the analysis of multi-segmental movement of the lower limb and a search of available prostheses and orthoses working on the myoelectric principle. The practical part of the work contains performed measurements of muscle signals and specific methods, their processing and evaluation.

**Keywords:** electromyography, rectification, orthotics, prosthetics, muscle, signal, wavelet transform

# Obsah

Seznam použitých zkratk.....	11
1 Úvod .....	12
2 Teoretická část .....	13
2.1 Anatomie.....	13
2.1.1 Kostí dolní končetiny .....	13
2.1.2 Svaly dolní končetiny.....	14
2.2 Fyziologie.....	19
2.2.1 Akční potenciál .....	19
2.3 Kinematika dolní končetiny.....	20
2.4 Elektromyografie.....	22
2.4.1 Definice EMG.....	23
2.4.2 Historie EMG .....	23
2.4.3 Stavba elektromyografu.....	24
2.4.4 Princip EMG.....	27
2.4.5 Geneze EMG.....	28
2.4.6 Typy EMG vyšetření .....	29
2.4.7 Faktory ovlivňující snímaný signál.....	31
2.4.8 Vlastnosti EMG signálu.....	33
2.4.9 Využití měření EMG při analýze chůze.....	33
2.4.10 Elektromyografické rušení .....	34
2.4.11 Vyšetřované hodnoty prostřednictvím EMG .....	35
2.5 Využití elektromyografie v protetice a ortotice .....	36
2.5.1 Myoelektrické protézy .....	36
2.5.2 Myoelektrické ortézy .....	38
3 Výzkumná část .....	40
3.1 Cíle a výzkumné předpoklady .....	40
3.2 Metodika výzkumu.....	40
3.2.1 Použité experimentální zařízení .....	41
3.2.2 Výzkumný soubor .....	43
3.2.3 Postup výzkumného měření.....	43
3.3 Analýza výzkumných dat .....	47
4 Diskuze .....	62
5 Závěr.....	63
Seznam použité literatury .....	64

Seznam obrázků .....	67
Seznam grafů.....	68
Seznam tabulek.....	69
Seznam příloh.....	70

## Seznam použitých zkratek

EMG	elektromyografie
MU	motorická jednotka
Ag	stříbro
Ag/Cl	stříbro/chlorid stříbrný
SNR	poměr signál/šum
m.	sval
WF	vlnková transformace

# 1 Úvod

EMG neboli elektromyografie je diagnostickou metodou zkoumající elektrickou aktivitu svalu a nervu, který daný sval řídí. Tyto elektrické signály lze využít k řízení ortéz a protéz. K tomuto řízení je potřeba signály měřit na správných místech svalů, dále je analyticky zpracovat a pomocí těchto vybraných signálů řídit ortézu nebo protézu (1).

V současné době protetika a ortotika dolní končetiny běžně komerčně nevyužívá tento potenciál. Metoda řízení protéz a ortéz pomocí elektrických signálů snímaných ze svalů a počítačově zpracovávaných v těchto kompenzačních pomůckách se ukazuje jako jedna z možných cest budoucího vývoje (2). Výzkum těchto signálů pomocí EMG a jejich následné softwarové zpracování pro řízení již zmiňovaných kompenzačních pomůcek, je důležitým předpokladem pro další pokrok v této oblasti (3).

Právě problematika určení polohy měřených bodů v závislosti na potenciálu signálu a jeho trvání po dobu pohybu byla předmětem této práce. K tomu bylo nutné najít matematické metody zpracování těchto signálů a statistické metody pro jejich porovnání a vyhodnocení.

Teoretická část práce bude zahrnovat anatomii dolní končetiny, analýzu aspektů vícesegmentálního pohybu dolní končetiny a řešší aktuálně dostupných protéz a ortéz pracujících na výše uvedeném principu. Praktická část práce bude popisovat provedená měření, konkrétní metody, jejich zpracování a vyhodnocení.

Cílem práce bude nalezení optimálního místa pro měření svalového signálu. Kritérii pro hledání tohoto místa bude výběr svalu, měřeného místa na něm a času trvání signálu při zkoumané svalové aktivitě.

## 2 Teoretická část

### 2.1 Anatomie

Kvůli přesnějšímu snímání potenciálů je nutno se seznámit s anatómií dolní končetiny, na kterou je tato práce zaměřena.

#### 2.1.1 Kostí dolní končetiny

Kostra dolní končetiny neboli *ossa membri* je tvořena pletencem (*cingulum membri*) a kostrou volné končetiny (*skeleton membri liberi*).

**Pletenec dolní končetiny** (*cingulum membri inferioris*) – Pletenec dolní končetiny je tvořen kostí pánevní (*os coxae*), která se skládá ze tří kostí a to kosti kyčelní (*os ilium*), kosti sedací (*os ischii*) a kosti stydké (*os pubis*). Pletenec je kloubně připojen ke kosti křížové ve stydké sponě (4).

**Kostra volné končetiny** (*skeleton membri liberi*)

- Kost stehenní (*femur*) – kost stehenní je nejdelší a nejsilnější kostí lidského těla.
- Česka (*patella*) – jedná se o největší sezamskou kost, která je umístěna v úponu šlachy čtyřhlavého svalu stehenního.
- Kostí bérce (*ossa cruris*) – kosti bérce tvoří kost holenní (*tibia*), která je mediálně a kost lýtková (*fibula*), která je laterálně.
- Kostí nohy (*ossa pedis*) – kosti nohy tvoří sedm zánártních kůstek. Kost hlezenní (*talus*), kost patní (*calcaneus*), kost loďkovitá (*os naviculare*), kost krychlová (*os cuboideum*) a kosti klínovité (*ossa cuneiformia*), které se dělí na další tři kosti a to *os cuneiforme mediale, intermedium a laterale*.
- Kostí nártní (*ossa metatarsi*) – nárt (*metatarsus*) je tvořen 5 kostmi *os metatarsale I. až V.*
- Kostí prstců nohy (*ossa digitorum pedis*) – každý prstec je tvořen třemi články s výjimkou palce, který tvoří pouze dva články (4).

## 2.1.2 Svaly dolní končetiny

V těle člověka se vyskytuje přibližně 600 svalů, které umožňují aktivní pohyb. Nejprve je ale důležité seznámit se s jejich základním dělením. Svaly dělíme podle typu pohybu a funkce .

### Rozdělení podle funkce svalu

- Hlavní sval – to je sval, který je nejdůležitější pro vykonávaný pohyb
- Pomocný sval – působí stejným směrem jako hlavní. Pomocná síla hlavního svalu.
- Fixační sval – fixuje nebo upevňuje pohybuující se části těla.
- Neutralizační sval – sval rušící směry pohybu.

### Rozdělení podle typu pohybu

- Agonisté – sval, který primárně vyvolává pohyb.
- Antagonisté – svaly na opačné straně proti agonistům.
- Synergisté – omezují nežádoucí pohyby.
- Fixátory – jsou součástí synergistů a znehybňují kost, které je součástí primárního svalu (5).

### Svaly kyčelního kloubu

Svaly kyčelního kloubu můžeme rozdělit na 3 skupiny. Přední skupina, zadní povrchová vrstva a zadní hluboká vrstva

#### Přední skupina

- Velký bederní sval (*m. psoas major*) – flexe, vnější rotace, pomocná addukce kyčelního kloubu.
- Malý bederní sval (*m. psoas minor*) – slabá flexe bederní páteře.
- Sval kyčelní (*m. iliacus*) – flexe, vnější rotace, pomocná addukce kyčelního kloubu.

#### Zadní skupina (povrchová vrstva)

- Velký sval hýžděový (*m. gluteus maximus*) – má dvě funkce. Zaprvé vnější rotace, extenze, abdukce a addukce kyčelního kloubu. Na abdukci se používají

přední snopce svalů a na addukci zadní. Druhá funkce je pomoc fixovat extenzi kolenního kloubu.

- Střední sval hýžd'ový (*m. gluteus medius*) – vnitřní rotace, využívající přední snopce. Vnější rotace, kde napomáhají zadní snopce a abdukce – střední snopce svalu.
- Malý sval hýžd'ový (*m. gluteus minimus*) – vnitřní rotace, vnější rotace a abdukce kyčelního kloubu. Totožná funkce jako *m. gluteus medius* akorát s daleko menším účinkem.
- Napínač stehenní povázky (*m. tensor fasciae latae*) – flexe, abdukce, vnitřní rotace kyčelního kloubu (6).

### **Zadní skupina (hluboká vrstva)**

- Sval hruškovitý (*m. piriformis*) – vnější rotace v kyčelním kloubu, extenze a abdukce kyčelního kloubu.
- Horní zdvojený sval (*m. gemellus superior*) – používá se k zevní rotaci a abdukci kyčelního kloubu.
- Vnitřní obturátorový sval (*m. obturatorius internus*) – hlavní je zevní rotace a abdukce kyčelního kloubu.
- Dolní zdvojený sval (*m. gemellus inferior*) – hlavní je zevní rotace a abdukce kyčelního kloubu.
- Čtyřhranný sval stehenní (*m. quadratus femoris*) – použití v zevní rotaci kyčelního kloubu (4).

### **Svaly stehna**

Stehenní svaly můžeme rozdělit na tři skupiny. Přední, vnitřní a zadní.

#### **Přední skupina**

- Sval krejčovský (*m. sartorius*) – sval krejčovský má dvě funkce. První funkcí je flexe, mírná abdukce a vnější rotace kyčelního kloubu a druhou vnitřní rotace a flexe kolenního kloubu.
- Čtyřhlavý sval stehenní (*m. quadriceps femoris*) – využívá se k flexi kyčelního kloubu a extenzi kolenního kloubu.



### **Vnitřní skupina**

- Sval hřebenový (*m. pectineus*) – tento sval se využívá k addukci, vnější rotaci a flexi kyčelního kloubu.
- Dlouhý přitahovač (*m. adductor longus*) – vnější rotace, addukce a flexe kyčelního kloubu.
- Štíhlý sval (*m. gracilis*) – štíhlý sval má funkci jak v kyčelním kloubu, tak i v kolenním. V kyčelním kloubu pomáhá s addukcí a v kolenním kloubu s flexí a vnitřní rotací.
- Krátký přitahovač (*m. adductor brevis*) – zevní rotace, addukce a flexe kyčelního kloubu.
- Velký přitahovač (*m. adductor magnus*) – vnitřní a vnější rotace v kyčelním kloubu, addukce a extenze.
- Vnější obturátorový sval (*m. obturatorius externus*) – addukce a zevní rotace kyčelního kloubu (4).

### **Zadní skupina**

- Dvojhlavý sval stehenní (*m. biceps femoris*) – flexe kolenního kloubu a zevní rotace a extenze kyčelního kloubu
- Pološlašitý sval (*m. semitendinosus*) – flexe a vnitřní rotace kolenního kloubu a extenze kyčelního
- Poloblانيتý sval (*m. semimembranosus*) – extenze kyčelního kloubu a vnitřní rotace a flexe kolenního kloubu (6).

### **Svaly bérce**

Svaly bérce rozdělujeme do tří skupin. Přední, laterální a zadní. Zadní se dále dělí na povrchovou a hlubokou vrstvu.

#### **Přední skupina**

- Přední sval holenní (*m. tibialis anterior*) – dorzální flexe a supinace nohy.
- Dlouhý natahovač prstů (*m. extensor digitorum longus*) – extenze, pronace a dorzální flexe prstů.
- Dlouhý natahovač palce (*m. extensor hallucis longus*) – dorzální flexe nohy a extenze palce.

- Třetí sval lýtkový (*m. fibularis tertius*) – pronace a extenze prstců nohy.

### **Laterální skupina**

- Dlouhý sval lýtkový (*m. fibularis longus*) – slouží k udržení klenby nožní.  
Pronace a abdukce plantární flexe.
- Krátký sval lýtkový (*m. fibularis brevis*) – abdukce a pronace plantární flexe.

### **Zadní skupina**

#### **Povrchová vrstva**

- Trojhlavý sval lýtkový (*m. triceps surae*) – flexe kolenního kloubu a plantární flexe.
- Chodidlový sval (*m. plantaris*) – minimální plantární flexe a pomocná flexe kolenního kloubu (5).

#### **Hluboká vrstva**

- Sval zákolenní (*m. popliteus*) – vnitřní rotace bérce a flexe kolena.
- Zadní sval holenní (*m. tibialis posterior*) – plantární flexe nohy.
- Dlouhý ohýbač prstů (*m. flexor digitorum longus*) – flexe nohy i prstů.
- Dlouhý ohýbač palce (*m. flexor hallucis longus*) – flexe palce (6).

### **Svaly nohy**

Svaly nohy se skládají ze dvou částí. Jedná se o svaly hřbetu nohy a svaly planty.

#### **Hřbet nohy**

- Krátký natahovač prstů (*m. extensor digitorum brevis*) – extenze 2. až 4. kloubu prstu.
- Krátký natahovač palce (*m. extensor hallucis brevis*) – extenze kloubů palce.

### **Svaly planty**

#### **Svaly palce**

- Odtahovač palce (*m. abduktor hallucis*) – odtahování palce.
- Krátký ohýbač palce (*m. flexor hallucis brevis*) – flexe palce.

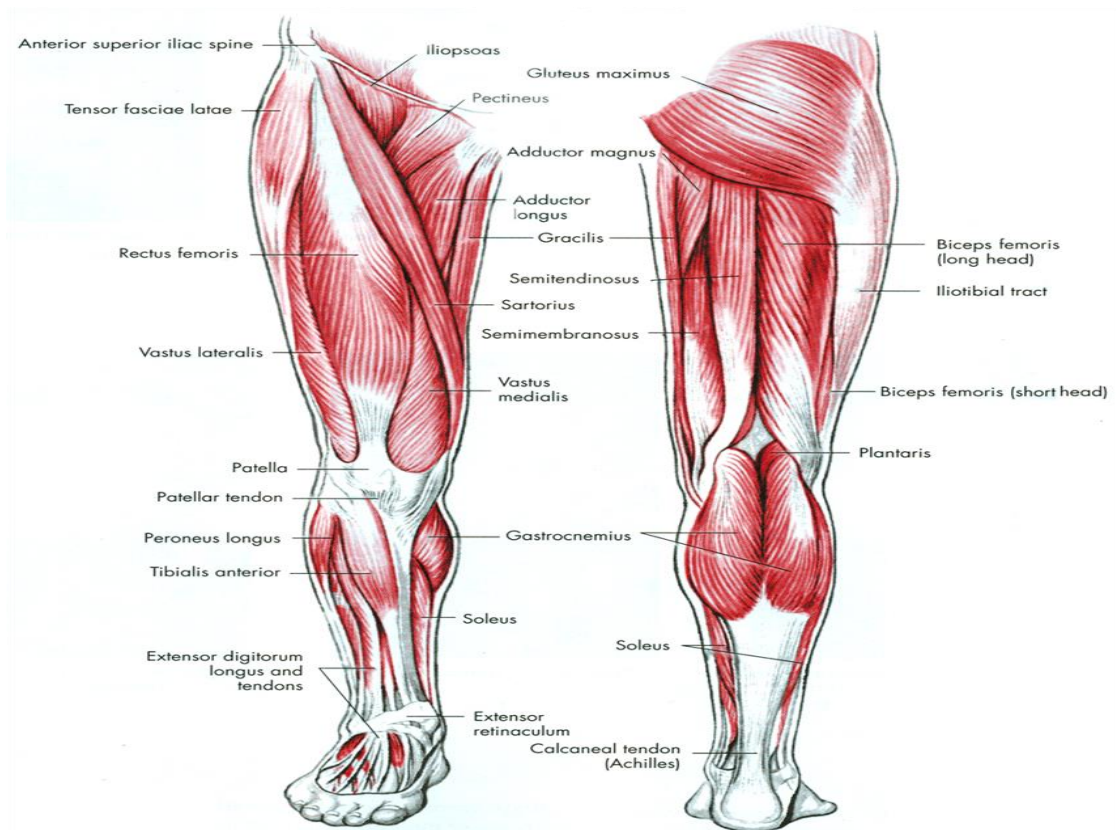
- Přitahovač palce (*m. adductor hallucis*) – addukce a pomocná flexe palce.

### Svaly malíku

- Odtahovač malíku (*m. abduktor digiti minimi*) – abdukce a mírná flexe malíku.
- Krátký ohýbač malíku (*m. flexor digiti minimi brevis*) – flexe malíku.
- Oponující sval malíku (*m. opponens digiti minimi*) – addukce malíku.

### Střední skupiny

- Krátký ohýbač prstů (*m. flexor digitorum brevis*) – flexe prstů.
- Svaly červovité (*m. lumbricales*) – flexe a extenze prstů.
- Čtyřhranný sval chodidlový (*m. quadratus plantae*) – flexe distálních článků prstů.
- Plantární svaly mezikostní (*m. interossei plantares*) – tvoří vějíř prstů (4).



Obrázek 1 – Svaly dolní končetiny (28)

## 2.2 Fyziologie

### 2.2.1 Akční potenciál

Akční potenciál je signál, který se šíří po axonu a vyvolává kontrakci svalu. K podráždění dochází tak, že se na axonovém hrbolku motoneuronu nebo na motorické ploténce svalového vlákna vychýlí membránový potenciál z klidových hodnot směrem k méně negativním hodnotám. Příčinou podráždění může být například otevření postsynaptických kanálů pro kationty působením neurotransmiteru nebo podráždění přicházející z okolí. Blíží-li se membránový potenciál během podráždění ke kritické hodnotě, k prahovému potenciálu, aktivuje se napěťové řízení kanály pro  $\text{Na}^+$ , to znamená, že vzroste vodivost pro  $\text{Na}^+$  a  $\text{Na}^+$  proudí dovnitř. Není-li dosaženo prahového potenciálu, zůstane u této „lokální“ odpovědi.

Překročí-li membránový potenciál prahový potenciál, vznikne akční potenciál, který normálně probíhá jako „odpověď vše nebo nic“, to je způsobem typickým pro daný druh buňky bez ohledu na velikost vyvolávajícího podnětu. Přitom je zpočátku aktivováno stále víc a víc kanálů pro  $\text{Na}^+$ , což urychluje depolarizaci a vodivost se dále zvětšuje. V důsledku toho se membránový potenciál velmi rychle změní a přechodně dokonce dosáhne pozitivních hodnot +20 až +30 mV. Vodivost ještě před dosažením transpolarizace opět klesá, protože kanály pro  $\text{Na}^+$  jsou již během 0,1 ms inaktivovány. Proto dojde k obrácení potenciálu a k obnovení klidového potenciálu – začíná repolarizační fáze AP. Depolarizací byly ve větším počtu otevřeny napěťové řízené kanály pro  $\text{K}^+$ , to znamená, že vodivost pro  $\text{K}^+$  se zvětšila, což vede k urychlení repolarizace.

Protože vodivost pro  $\text{K}^+$  je zvýšená i po dosažení původního klidového potenciálu, leží membránový potenciál přechodně zvlášť blízko klidového potenciálu a může nastat hyperpolarizace (7).

## 2.3 Kinematika dolní končetiny

### Kinematika pletence

- Zvětšení pánevního sklonu (pánevní inklinace) – agonisté tohoto pohybu jsou bedrokyčlostehenní sval (*m. iliopsoas*), dlouhý a krátký přitahovač (*m. adductor longus et brevis*) a přímý stehenní sval (*m. rectus femoris*).
- Zmenšení pánevního sklonu (pánevní reklinace) – agonisté tohoto pohybu jsou stehenní sval (*m. biceps femoris*), poloblanitý a pološlašitý sval (*m. semitendinosus et semimembranosus*), velký hýžd'ový sval (*m. glutaeus maximus*) a část středního hýžd'ového svalu (*m. glutaeus medius*) (8).

### Kinematika kyčelního kloubu

- Přednožení (flexe) – agonisté pohybu jsou bedrokyčlostehenní sval, přímý stehenní sval (*m. rectus femoris*) a hřebenový sval (*m. pectineus*). Pomocné svaly jsou křečcovský sval, napínač stehenní povázky, střední a malý hýžd'ový sval, přitahovače v kyčelním kloubu a štíhlý sval. Neutralizačními svaly jsou hřebenový sval, napínač stehenní povázky, hýžd'ové svaly a přitahovače stehna.
- Zanožení (extenze) – agonista pohybu je velký hýžd'ový sval (*m. glutaeus maximus*), dvojhlavý sval stehenní a pološlašitý a poloblanitý sval (9).
- Unožení (abdukce) – agonista pohybu je střední hýžd'ový sval (*m. glutaeus medius*). Pomocné svaly jsou malý hýžd'ový sval, napínač stehenní povázky a hruškový sval. Stabilizátory pohybu jsou čtyřhranný bederní sval, břišní svaly a napřimovač páteře. Neutralizační svaly jsou svaly hýžd'ové.
- Přinožení (addukce) – agonisté jsou velký, dlouhý a krátký přitahovač (*m. adductor magnus, longus et brevis*) a štíhlý sval (*m. gracilis*). Pomocné svaly jsou velký hýžd'ový sval, zevní ucpavač, čtyřhranný sval stehenní. Pohyb stabilizují svaly fixující pánev. Neutralizačními svaly jsou velký a malý hýžd'ový sval (8).

- Zevní rotace – hlavní agonisté pohybu v kyčelním kloubu jsou čtyřhranný stehenní sval, hruškový sval (*m.piriformis*), dvojčecí sval (*m. gemelli*) vnitřní a zevní ucpavač (*m. obobturatoris internus et externus*) a velký hýžd'ový sval. Pomocné svaly jsou přitahovače stehna, hřebenový sval, střední hýžd'ový sval, dvojhlavý stehenní sval a krejčovský sval. Stabilizující svaly jsou čtyřhranný bederní sval, břišní svaly a napřimovač páteře.
- Vnitřní rotace – provádí hlavně malý hýžd'ový sval (*m. glutaesus minimus*) a napínač stehenní povázky (*m. tensor fasciae latae*). Svaly, které pomáhají, jsou střední hýžd'ový, útlý, pološlašitý a poloblanitý sval. Stabilizující svaly jsou čtyřhranný bederní sval, břišní svaly a napřimovač páteře. Neutralizační sval je velký přitahovač (10).

### **Kinematika kolenního kloubu**

- Ohnutí (flexe) – agonistou je dvojhlavý sval stehenní (*m. biceps femoris*), poloblanitý a pološlašitý sval (*m. semitendinosus et m. semimebranosus*). Mezi pomocné svaly patří útlý a krejčovský sval, dvojhlavý lýtkový a zákolenní sval. Mezi stabilizační svaly patří bedrokyčlostehenní, hřebenový a přímý stehenní sval. Neutralizačními svaly jsou dvojhlavý, poloblanitý a pološlašitý sval.
- Natažení (extenze) – agonistou je čtyřhlavý stehenní sval (*m. quadriceps femoris*). Pohyb stabilizují břišní svaly, napřimovač páteře a čtyřhranný bederní sval. Neutralizační svaly jsou velký hýžd'ový, dvojhlavý stehenní, pološlašitý a poloblanitý. Mezi pomocné svaly patří napínač stehenní fascie a velký hýžd'ový sval (8).
- Vnitřní rotace – provádí se pouze ve flexi. Hlavním agonistou je dvojhlavý sval stehenní a napínač stehenní fascie.
- Zevní rotace – provádí se jenom ve flexi. Hlavními agonisty pohybu jsou pološlašitý a poloblanitý sval. Pomocné svaly jsou krejčovský, útlý a zákolenní sval (9).

## Kinematika nohy

- Ohnutí (flexe) – v horním kloubu hlezenním je hlavní antagonistou trojhlavý sval lýtkový (*m. triceps surae*). Pomocné svaly jsou přední holenní, ohybač prstů, dlouhý ohybač palce, dlouhý a krátký lýtkový. Neutralizační svaly jsou všechny bércové.
- Natažení (extenze) – v hlezenním kloubu provádí přední holenní sval. Mezi pomocné svaly patří přední holenní, dlouhý ohybač prstů dlouhý ohybač palce a lýtkové (8).
- Inverze – v zánártním kloubu je hlavní agonista přední holenní sval (*m. tibialis posterior*), dlouhý ohybač prstů (*m. flexor digitorum longus*) a dlouhý ohybač palce (*m. flexor hallucis longus*). Pomocný sval je trojhlavý lýtkový.
- Everze – v dolním kloubu hlezenním. Provádí dlouhý a krátký lýtkový sval (*m. peroneus longus et brevis*). Pomocným svalem je dlouhý natahovač prstů (10).

## 2.4 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) představuje vyšetřovací metodu, která se zakládá na snímání svalové aktivity určité části těla. V rámci jejího měření lze získat informace o změnách elektrického potenciálu, k němuž dochází v rámci jisté formy svalové aktivace. Tato vyšetřovací metoda je založena na snímání elektrických projevů svalové tkáně prostřednictvím elektrod, které v dané situaci hrají roli jakési antény. Pomocí elektrod je snímána suma potenciálů celé řady svalových vláken, přičemž v konečném důsledku dojde k získání komplexních informací o tom, jak funguje celé sledované svalové vlákno. Z fyziologického hlediska přitom představuje sval jakýsi generátor elektrické aktivity, která koresponduje s výstupní svalovou silou.

EMG je uplatňována zejména v takových oblastech, jako je například neurofyziologie, kineziologie, řízení motoriky, psychologie, rehabilitační lékařství a dalších. V současné době je využíváno dvou základních metod elektromyografie. V první řadě se jedná

o EMG invazivní neboli jehlovou, kdy se jehlové elektrody inzerují přímo do svalu dále pak o EMG neinvazivní neboli povrchovou, v jejímž rámci dochází k využívání pouze povrchových kožních elektrod (11).

#### **2.4.1 Definice EMG**

Elektromyografii jako vyšetřovací metodu je možné definovat jako elektrofyzilogickou metodu, která poskytuje možnost odhadnout, jaká je kondice kosterního svalstva jedince a jeho řízení ze strany nervového systému. Signál z elektrod je následně prostřednictvím celé řady elektronických zařízení, které zajišťují zesílení nebo případné potlačení nežádoucího signálu, veden do počítače, kde dochází k zaznamenávání výchylek v aktivitě svalových vláken. Z těchto hodnot pak lze vyčíst potřebné informace vypovídající o činnosti svalů.

Ve studiích se používají EMG s telemetrickým přenosem signálu, takže přístroj nepotřebuje kabelové spojení. Nutností jsou pouze kabely, které mohou někdy lehce omezovat pohyb, mezi vysílačem umístěným na těle vyšetřovaného (např. na opasku) a povrchovými elektrodami. Přístroje jsou opatřeny až 16 kanály, díky kterým lze sledovat aktivitu více svalů najednou (12),

#### **2.4.2 Historie EMG**

V rámci historie využívali lékaři při vyšetřování pohybového ústrojí jedince velice primitivní klinické nástroje, kdy se jednalo kupříkladu o kladívko nebo špendlík. Nebylo výjimkou, že se pohybové ústrojí vyšetřovalo pouze pohledem nebo omakem. S prvními zmínkami, které se týkají problematiky EMG se pak v rámci dochovaných pramenů setkáváme v roce 1666, kdy italský lékař Redim přišel s tvrzením, že svaly vykazují elektrickou aktivitu. Tato teorie byla pak přiblížena na znalostech týkajících se rejnoků, z nichž si Redim odvodil, že to tak platí všeobecně. V 18. století pak došlo k definování vztahu mezi elektrinou a svalovou kontrakcí v díle Luigiho Galvaniho, jenž na základě tohoto zkoumání vynalezl galvanometr. Při využití tohoto přístroje měl lékař možnost měřit malé elektrické napětí ve svalech.



S prvním záznamem, jenž byl historicky proveden, se pak setkáváme v roce 1851, kdy jej vykonal německý fyziolog Raymond. Ten zaznamenal elektrickou aktivitu svalu prostřednictvím registrační elektrody, baňky s elektrolytem. Využitím registračních elektrod byl položen základ současné elektromyografie. V roce 1922 použil Gasser a Erlanger osciloskop k tomu, aby mohli získat informace o elektrických aktivitách svalů. Až ve 40. a 50. letech minulého století však došlo k vyvinutí speciálních elektrod, které umožňovaly lepší snímání. V důsledku toho se začala rychle rozvíjet celá technologie EMG. S prvními případy klinického využití této vědecké metody se pak setkáváme od 60. let..

S využitím první povrchové neboli neinvazivní elektromyograficky metody se setkáváme v roce 1966, kdy ji na svých pacientech začal aplikovat Hardy. Od 70. let se začaly rozvíjet nové digitální systémy, které umožňovaly také off-line zpracování. K tomu, aby mohl systém pracovat na úrovni, v jaké se nalézá dnes, přispěl rok 1993, kdy byl celý systém dovybaven komunikací s osobním počítačem. S rokem 2001 pak souvisí příchod přenosných systémů a wireless. Dnes již existuje celá řada komerčně vyráběných zařízení specializujících se na danou problematiku, v důsledku čehož mohlo dojít v současnosti k lepšímu pochopení všech vlastností EMG. Na základě toho může být této metody hojně využíváno v rámci mnoha laboratoří a vědních oborů 12).

### **2.4.3 Stavba elektromyografu**

#### **EMG elektrody**

EMG elektrody můžeme rozdělit na dva typy – podle účelu nebo konstrukčního typu. Další popis elektrod nalezneme v kapitole 2.4.6 Typy EMG vyšetření (13).

#### **Podle účelu:**

- Stimulační – specializované na vyvolání stimulačního signálu. Mají anodu, která je pozitivní a negativní katodu. Mohou se nalepovat nebo jen přikládat k pokožce.
- Snímací – můžeme jim říkat i registrační. Jsou to aktivní elektrody. Snímají elektrickou aktivitu svalu. Dále je můžeme rozdělit na povrchové nebo vpichové.

- Zemníci – jsou pouze povrchové a elektrody se fixují páskem. Využívají se jako nulový referenční bod (14).

#### **Podle konstrukčního typu:**

- Jehlové – u jehlových elektrod můžeme rozlišit 3 druhy. Unipolární, bipolární a koncentrické. Při využití těchto elektrod je potřeba vždy použít i elektrody zemníci. Nejčastěji se využívá elektroda koncentrická. Umožňuje zachytávat bioelektrické potenciály kosterního svalstva tím, že se zavede do svalu.
- Povrchové – tyto elektrody se umísťují na odmaštěnou pokožku. Jsou to vlastně malé kovové disky. Zaznamenávají hlavně rychlost vedení nervem (13).

#### **Zesilovač**

Je to elektronické zařízení sloužící k transformaci energie z vnějšího napájení a je schopné změnit parametry vstupního signálu. Hlavní funkcí zesilovače je zesílit signál, jelikož signál, který je generován pomocí nervů nebo svalů má nízkou amplitudu.

Požadavky, které jsou primární pro zesilovač: malý šum, skoro žádný unikající proud, veliký vstupní odpor (15).

#### **Filtry**

Slouží k zredukování rušivých signálů. Filtry můžeme rozdělit na 3 základní.

- Filtr typu dolní propust – tento typ filtru odstraňuje pomalé změny signálu. Tyto změny můžeme pozorovat například různou impedancí kůže. Tento filtr je nastavitelný.
- Filtr typu dolní propust – Tento typ filtru můžeme také nastavit. Jedná se především o odstranění šumu elektrod. Hlavně vysokofrekvenčního.
- Filtr typu pásmové zadržky – tento typ odstraňuje hlavně rušení z napájecí sítě.

#### **Reproduktor**

Je zabudovaný v EMG. Hlavní výhoda je, že umožňuje sledovat signály sluchem a nemusí člověk sledovat obrazovku. Když signál nic nenarušuje tak můžeme slyšet „suchý praskot“ (16).

## A/D převodník

Je to elektronická součástka, která převádí signál. Slouží ke zpracování analogového signálu.

## Stimulátor

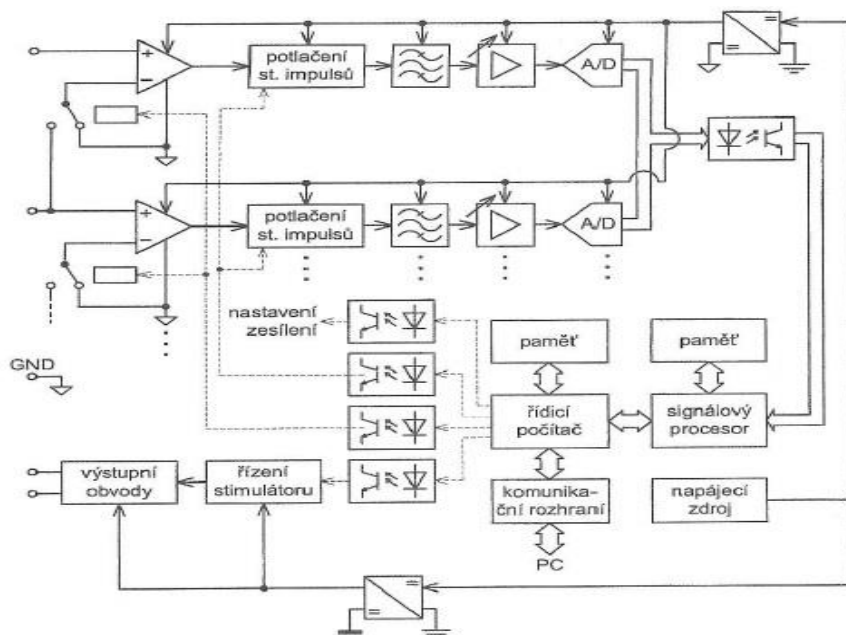
Výsledek stimulátoru je pravoúhlý impuls. U impulsu dokážeme měnit frekvenci, amplitudu a čas neboli dobu trvání impulsu. Díky stimulačním elektrodám je impuls určité nervové dráhy. Důležité je, aby elektrody byly, co nejbližší u stimulované nervové dráhy.

## Vyhodnocovací jednotka

Zde dochází k digitalizaci dat a dalším úpravám jako je korekce frekvence, měření amplitudy. Můžeme zde používat filtry, které můžou zkvalitnit signál.

## Monitor

Používá se jako vizuální podoba signálu. Vlastně nám umožňuje zobrazovat signál, ale nejdříve signál musí projít přes A/D převodník, kde je zpracován. Na monitoru můžeme sledovat i další signály (15).



Obrázek 2 – Stavba EMG (11)

#### 2.4.4 Princip EMG

Postupem času začalo docházet k rozvoji nových metodik týkajících se problematiky EMG, a to ve formě High-density surface EMG". Kromě toho, že tato metoda poskytla možnost lepší lokalizace aktivity ve svalu, stala se základem pro celé spektrum dalších informací. Jejím prostřednictvím bylo nově možné měřit rychlost vedení svalovými vlákny a hodnotit individuální motorické jednotky. Nově bylo možné využít tuto techniku také k analyzování stavu svalové únavy, onemocnění motoneuronu, neuropatie, myopatie, u poruch iontových kanálů, při spontánní svalové aktivitě a při analyzování rychlosti pálení motoneuronů. Jak již bylo uvedeno, elektrody pro EMG se používají povrchově i podpovrchově (jehlové), přičemž v jejich základním složení se nachází Ag, či AgCl.

U povrchových elektrod je využíváno tzv. multielektrod - stripsů nebo gridů. Strips představuje silikonový či v některých případech také plastový pásek, na němž jsou umístěny kontaktní plošky v linii za sebou. Gridem se pak rozumí dvourozměrné pole s ploškami elektrod, které jsou často tvořeny Ag/AgCl kuličkami maticově uspořádanými, na silikonové případně plastové podložce. Gridů je možné využít v případě snahy o zmapování rozložení potenciálů generovaných svalem. V současné době se můžeme setkat také s novinkou, kterou představují tzv. plovoucí gridy, jež namísto vystouplých stříbrných kuliček používají prohlubně, v nichž je aplikovaný vodivý gel. V důsledku toho dochází k redukci vzniku artefaktů ve snímaném signálu. Gridy mohou mít také jednorázovou verzi, která je charakteristická tím, že je na spodní straně umístěna samolepící vrstva, případně jsou v rámci měření připevňovány prostřednictvím samolepící pásky (14).

Povrchová neboli také interferenční EMG je využívána nejčastěji v rámci studií volných pohybů zdravého jedince. Primárním úkolem zde je, aby došlo k naměření co možná nejvyššího množství MJ ve svalu. K měření jsou využívány dvě elektrody, které jsou upevňovány na kůži na oblast svalů. Tyto elektrody následně snímají rozdíl v potenciálu celé řady svalových vláken mezi elektrodami. V rámci provádění výzkumu musí být zvolena velikost elektrody tak, aby bylo možné změřit konkrétní sval a nedošlo při jeho měření k zásahu svalové aktivity z ostatních svalů. Z tohoto hlediska jsou nejčastěji využívány elektrody, jejichž velikost se pohybuje od 1 mm po 20 mm, přičemž vzdálenost mezi středy těchto elektrod by neměla překročit 50 mm. Absolutní hodnoty

EMG, které jsou zachyceny skrze povrchové elektrody, se pohybují v řádu desítek případně stovek mV.

EMG signál je ve většině případů zaznamenáván v rozsahu frekvence od 6 do 500 Hz. Jeho absolutní rozsah se však pohybuje až okolo 10 kHz. Amplituda jednotlivých akčních potenciálů se pohybuje v rozsahu od 50  $\mu$ V do 1mV. Je velice důležité, aby byl přijímaný signál vždy pečlivě filtrován, jelikož v rámci měření může být rušen nejrůznějšími vlivy (15).

#### **2.4.5 Geneze EMG**

Ke kontrakci svalů dochází prostřednictvím elektrického vzruchu vycházejícího z motorických nervů. Veškerá vlákna svalů mají excitabilní podobu, což znamená, že příchozí vzruchy vyvolávají jejich kontrakci. Ke každému svalovému vláknu se skrze centrální nervovou soustavu dostávají eferentní motorická nervová vlákna, přičemž nazpět se pak dostávají aferentní senzitivní vlákna. Svalová vřeténka, která se pojí k centrální nervové soustavě, nesou odpovědnost za kontrolu natažení případně zkrácení svalů. Můžeme se setkat s nepřímým podrážděním svalu, kdy k takové činnosti dojde prostřednictvím vzruchů z CNS a přímým, u něž vzniká podráždění prostřednictvím elektrického proudu vycházejícího ze stimulační elektrody. U svalu, jenž byl podrážděn nějakým elektrickým vzruchem, dochází ke vzniku motorického evokovaného akčního potenciálu, jenž je možné měřit právě prostřednictvím EMG. Naměřené hodnoty jsou ukládány do křivky, jejíž výsledná podoba dosahuje různých tvarů v důsledku způsobu měření a na základě počtu zapojených motorických jednotek. Vlastní intenzita vztahu je pak přímo odvislá od frekvence příchozích AP. Amplituda je závislá na množství zapojených jednotek, kdy platí, že čím více jednotek bude ke svalu zapojeno, tím větší bude také amplituda (17).

#### **2.4.6 Typy EMG vyšetření**

Zkratkou EMG lze označovat skupinu metod, jejímž prostřednictvím je možné vyšetřovat stav periferního nervového systému nebo kosterního svalstva jedince. Jedná se o metody, které fungují na bázi zaznamenávání elektrické aktivity svalů nebo nervů. EMG metody je možné dělit na základě jejich využití v diagnostice a terapii. Metodami pro diagnostiku jsou v tomto případě kondukční studie periferních nervů, jejímž prostřednictvím je vyšetřována vodivost nervů a následně pak jehlová a povrchová elektromyografie. Z hlediska metod EMG vhodných pro terapii lze zmínit tzv. myofeedback, jenž měří elektrickou aktivitu svalu v reálném čase a dále pak IMF terapii, která představuje integrovaný způsob mentálního cvičení EMG svodu a zpětné vazby svalových funkcí s použitím elektronického rehabilitačního přístroje (15).

Diagnostická EMG představuje významnou skupinu elektrofyziologických metod, jež se v rámci své činnosti věnuje diagnostice poruch periferního nervstva, nervosvalového přenosu a kosterního svalstva. Jak již bylo uvedeno, její součástí je jehlová a povrchová elektromyografie. Formou klinické EMG dochází ke snímání bioelektrického signálu prostřednictvím jehlových případně povrchových elektrod (16).

#### **Jehlová elektromyografie**

Jehlová elektromyografie představuje invazivní metodu, v jejímž rámci je využívána modifikovaná injekční jehla, v níž se nacházejí alokované izolované drátové elektrody. Poté, co dojde k zavedení elektrody do svalu, dochází ke zjišťování odezvy svalu na posun jehly v něm. Pozornost je věnována tomu, jestli zkoumaný sval vykazuje nějakou aktivitu, ve chvíli, kdy se nachází v klidu. Aktivita svalu v klidovém režimu je vnímána jako patologický jev. Je potřeba si uvědomit, že v rámci vyšetření nedochází k nějakému poškození svalu, jelikož jehla nepůsobí větší škodu než v rámci podávání jiné nitrosvalové injekce. Z medicínského hlediska je této metody využíváno daleko častěji (13).

Co se týče hlavních rozdílů mezi jehlovou a povrchovou elektromyografií, lze uvést, že v případě povrchové EMG není možné rozpoznat akční potenciály jednotlivých motorických jednotek. Jehlová EMG je namísto toho založena na vpichu elektrod do určitého svalu, kdy je očekávána z jeho strany nějaká odezva, která je monitorována a vyhodnocována. V případě, že se sledovaný sval nachází ve stadiu relaxace, nedojde

v rámci měření k žádné odezvě. K ní dojde až po kontrakci svalu, jenž se projeví v hodnotách měření. V rámci tohoto signálu je měřena amplituda, tvar, doba trvání, počet fází a v neposlední řadě také stabilita akčního potenciálu. V případě patologického stavu se aktivita svalu projevuje i ve stadiu relaxace.

Jehlovou EMG je možné dělit do několika kategorií. V první řadě se jedná o SFEMG, jejímž prostřednictvím dochází k zaznamenávání potenciálu dvou svalových vláken stejné motorické jednotky, u které dojde k aktivaci elektrodami. K dalším kategoriím se poté řadí makro EMG, STEMG neboli stimulační elektromyografie, v jejímž rámci dochází k měření rychlosti vedení motorickými nervy a v neposlední řadě pak kvalitativní elektromyografie, která je možností, jak analyzovat průměrnou délku trvání aktivity u jednotlivých svalových jednotek (14).

### **Povrchová elektromyografie**

Povrchová elektromyografie představuje neinvazivní metodu, která je prováděna za využití monopolárních elektrod, bipolárních elektrod a multielektrod. V případě multielektrod dochází k využití většího počtu elektrod, které jsou od sebe jen minimálně vzdálené. Prostřednictvím těchto elektrod je vyšetřujícímu umožněno, aby mohl sledovat přímou ale také nepřímou excitabilitu svalu. V tomto případě jsou elektrody umísťovány přímo na kůži, přičemž k vylepšení jejich vodivosti je využíváno speciálních gelů. V případě povrchové EMG je zdrojem signálu změna membránového potenciálu, po němž dojde následně k návratu hodnot do původního stavu. Sekvence daných změn je pak zaznamenávána jako akční potenciál. Záznam, jenž z měření v tomto případě vzniká, se nazývá elektromyogram. V rámci praxe probíhá snímání skrze využití dvou snímacích elektrod, které je označováno také jako bipolární snímání. V daném okamžiku snímá každá elektroda rozličné potenciály na základě referenční elektrody (18).

### **Typy elektrod**

Z hlediska analyzování chůze je vhodnější využívání povrchové EMG, která obsahuje hned dva typy elektrod. Jedná se v první řadě o elektrody suché, které umožňují přímý kontakt s kůží jedince. Tento typ elektrod je vyráběn z ušlechtilých kovů, kdy se jako nejvhodnější jeví zlato a stříbro. Významnou výhodou jeho využití je možné spatřovat v tom, že ho lze použít v místech, kde velikost svalu neumožňuje, aby mohlo dojít

k aplikaci vodivého gelu. Nevýhodou tohoto typu elektrod však je jejich značný odpor, jenž vzniká mezi kůží a elektrodou. Na základě toho je vhodné, aby v tomto případě bylo v rámci měření využíváno předzesilovačů.

Druhou skupinu povrchového EMG tvoří gelové povrchové elektrody, které v rámci přímého kontaktu s kůží využívají speciálních gelů. Značnou výhodou tohoto typu elektrod je nízká hladina šumu. Jak již bylo uvedeno, tyto elektrody není možné využít v případě, že bude vyšetřována malá plocha, kde se nalézá větší počet svalů v nedaleké vzdálenosti od sebe. Jedná se prakticky o jedinou nevýhodu tohoto zařízení (15).

#### **2.4.7 Faktory ovlivňující snímaný signál**

Výsledná hodnota, k níž lze dojít prostřednictvím elektromyografického signálu, bývá ovlivněna celým spektrem vnitřních i vnějších faktorů. Vnitřními faktory, jsou faktory fyziologické, které jsou založeny na anatomických, fyziologických a biochemických vlastnostech svalu. Tyto faktory přitom není možné prostřednictvím vlastního snímání nějak ovlivnit. K fyziologickým faktorům se řadí zejména počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, dále pak také typ a průměr svalových vláken, hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu, množství tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami a v neposlední řadě také stabilita náboru. Pro vnější faktory pak platí, že je možné je ovlivnit. Na základě toho je potřeba jim věnovat zvýšenou pozornost a maximalizovat tak kvalitu výsledného signálu, jenž bude prostřednictvím měření získán. Z hlediska vnějších faktorů je potřeba definovat problematiku umístění elektrod, vzdálenost a velikost elektrod, kontakt mezi elektrodami a kůží a nakonec externí šum (19).

#### **Umístění elektrod**

Pro správné zaznamenání signálu, jenž je potřebný k provedení diagnostiky svalového zatížení, je naprosto zásadní, aby došlo ke správnému umístění elektrod. Jejich umístění má totiž významný vliv na vlastnosti daného signálu. Místem, v němž dochází k měření signálu, lze ovlivňovat jeho amplitudu a frekvenci. Z hlediska umístění elektrod je důležité si uvědomit, že s největší mírou možného naměřeného signálu je možné se setkat uprostřed svalového snopce, jelikož se v něm nachází největší množství



svalových vláken. Elektrody by neměly být umísťovány do oblasti úponů. V takovém případě by totiž mohlo v rámci měření dojít ke znehodnocení, jelikož by mohly být měřeny hodnoty ze sousedního svalu. Referenční elektroda je umísťována nad šlachou, kde se vyskytuje místo s nejmenší aktivitou a platí pro ni, že by měla mít malý odpor. Vlivem toho může být v rámci měření dosaženo co možná nejnižšího rušení (15).

### **Vzdálenost a velikost elektrod**

V rámci bipolárního snímání existuje také zvýšené riziko, že dojde k ovlivnění snímaného signálu vlivem nesprávného umístění elektrod z hlediska potřebné vzdálenosti mezi nimi. K tomu, aby došlo k co možná největší minimalizaci rizika cross talk, jímž je označováno snímání elektrické aktivity svalů v okolí, je potřeba, aby byla vzdálenost mezi jednotlivými elektrodami co možná nejmenší. Preferovanou vzdáleností je v současné době zhruba 10 mm. V případě opakovaného měření je pak potřeba, aby byla dodržena konstantní vzdálenost a stejná lokalizace elektrod na měřený sval.

### **Kontakt mezi elektrodami a kůží**

Před tím, než dojde k aplikování elektrod na povrch svalu, je důležité, aby bylo dané místo řádně očištěno a osušeno. Na základě toho totiž dochází ke snížení možné impedance, což následně vede ke zkvalitnění kontaktu mezi elektrodami a pokožkou.

### **Externí šum**

S externími šumy je možné se setkat v případě, že dojde k narušení elektromagnetického pole v oblasti, kde je objekt snímán. Nejčastěji se přitom jedná o elektronické komunikační systémy. Tyto šumy mohou být ale zapříčiněny také pohybovými artefakty, a to především v důsledku měření dynamické pohybové aktivity. Tyto šumy je však relativně snadné eliminovat nebo alespoň minimalizovat prostřednictvím fixace diferenciálního předzesilovače (19).

#### **2.4.8 Vlastnosti EMG signálu**

Šířka spektra je odvislá od velikosti svalů. V případě, že je signál snímán prostřednictvím povrchového EMG, dochází velice často k jeho poznamenání šumem. Ten pak může mít dvojí charakter. V první řadě se jedná o šum, jenž vzniká v komunikačních přístrojích a rozvodné síti, kdy se jedná o tzv. síťovou padesátku. V druhém případě se pak jedná o tzv. vysokofrekvenční šum, jenž je možné odstranit za využití diferenčního zesilovače. U nízkých frekvencí dochází ke vzniku šumu na základě pohybu. V takovém případě je šum označován jako pohybový artefakt, jenž se pohybuje v rozmezí frekvencí 0-25 Hz.

Vlastní vznik signálu je výslednou fází depolarizace a následně pak také repolarizace v cyklu. V rámci zkoumání je proto vždy důležité, aby docházelo k transformaci spojitého analogového signálu na diskrétní digitální, v důsledku čehož dojde k rychlé vizualizaci získaných dat, která je možné následně analyzovat v počítači. Zde platí tzv. Nyquistův teorém, jenž poskytuje informace o optimální velikosti vzorkovací frekvence, která je dvojnásobná k maximální frekvenci. V případě, že bude využito nižší vzorkovací frekvence, než která je doporučována, dojde k aliasingu (20).

#### **2.4.9 Využití měření EMG při analýze chůze**

V tomto případě se jedná o vyhodnocování posloupnosti zapojování vybraných svalů do určité pohybové činnosti. Z tohoto hlediska je pozorován začátek, průběh a konec vykonávané aktivity. EMG měření v rámci pohybových aktivit je možné využít při sportu, terapii nebo v případě konkrétních patologických stavů.

Typickou formou vyšetření se v tomto případě stává pozorování stereotypu cyklických aktivit, kterými je kupříkladu chůze nebo jízda na kole. Stejně tak je možné měřit rychlost reakce svalu na nějaký podnět. Ke speciálním vyšetřením, jehož je v současnosti využíváno, je řazeno sledování „timingů“ v souvislosti s nástupem síly. Mezi elektrickou aktivitou a mechanickou odpovědí dochází ke zpoždění, přičemž hlavními faktory tohoto stavu jsou nejčastěji převaha typu vláken ve složení svalu, rychlost pálení motorické jednotky a v neposlední řadě viskoelastické vlastnosti svalu.

Důležitou oblastí, které je v rámci EMG vyšetření věnována pozornost, je také sledování velikosti aktivace svalů. V tomto ohledu dochází ke sledování míry aktivace svalů skrze klasifikaci amplitudy signálu. Velikost amplitudy je v daném případě jakýmsi odrazem množství aktivovaných motorických jednotek. A je do značné míry ovlivněna vnějšími i vnitřními faktory, z nichž je možné jmenovat prostorovou filtraci, lokalizaci a orientaci svalů (15).

#### **2.4.10 Elektromyografické rušení**

EMG rušení představuje elektrickou aktivitu, která je zapříčiněna kontrakcí kosterních svalů. S rušením je možné se setkat zejména v případě zátěžových signálů, dále pak u elektrokardiogramů malých dětí a v neposlední řadě též u klidových signálů. Potlačení svalového rušení je do značné míry problematické. Filtrace lineární dolní propustí, již je obvykle využíváno v rámci potlačování svalových potenciálů u komerčních přístrojů, vede k nepřijatelnému snížení extrémů kmitů v komplexech QRS a spolu s tím také rozšíření těchto komplexů. Další možností, skrze níž může dojít k potlačení myopotenciálů, je kupříkladu také využití kumulačních technik. I v tomto případě je však možné setkat se hned s celou řadou problémů, a to zejména s přesným určením okamžiku počátku srdečního cyklu a s omezenou možností reflexe dynamických změn v EMG signálu. Nejvhodnějším nástrojem k filtraci myopotenciálů je v současné době vlnková transformace (14).

### 2.4.11 Vyšetřované hodnoty prostřednictvím EMG

V rámci rehabilitačních programů je EMG využíváno především z hlediska biomechanického rozboru motoriky, kdy je v jejím důsledku vyhodnocována svalová koordinace, svalová síla, která je vyvinuta prostřednictvím kontrakce svalu a v neposlední řadě svalová únava.

Svalovou koordinaci je možné vyhodnocovat skrze procentuální zastoupení svalové aktivity, což lze chápat jako vyhodnocení míry, v níž se sval aktivoval v rámci různorodých pohybů, pozic a jinak se vyznačujících situacích. Kromě toho dochází také k vyhodnocování symetrie svalového zapojení, kdy je měřena kupříkladu symetrie svalové aktivity v oblasti zdravého kloubu a kloubu po zranění. V rámci vyšetřování je možné využívat také zpětnovazebního motorického učení, jež je označováno také jako feedback. V rámci tohoto vyšetření je požadována jistá forma aktivace nebo relaxace svalu, kdy se pacient pokouší stanoveného cíle dosáhnout (12).

Prostřednictvím povrchového EMG je také možné s přesností určit svalovou sílu, která byla vyvolána stahem. Tento fakt vychází z poznatků, že amplituda EMG je přímo úměrná síle měřeného svalu, kdy je vždy možné určit poměr zapojení svalů k pohybovému momentu síly mezi dvěma segmenty.

Skrze EMG měření lze také vyhodnotit svalovou únavu, kterou lze vnímat jako fyziologický proces, při něm již daný sval není schopen dosáhnout požadované síly. V takovém případě nastává svalová únava jako obranný mechanismus proti poškození svalu, jenž je řízen ze strany CNS. Stupeň svalové únavy je podmíněn snížením zásob glykogenu a zvýšením hladiny kyseliny mléčné, snížením pH a změnou prokrvení. Svalovou únavu je možné vnímat jako signál pro přerušování vykonávané činnosti, než dojde k úplnému vyčerpání svalu, jež by mohlo v konečném důsledku vést ke kompletnímu poškození. Upozorňující signál má však značnou rezervu. Pokud tedy bude i přes upozornění vykonávat sval i nadále danou činnost, nemusí vždy ihned dojít k jeho poškození (15).

## **2.5 Využití elektromyografie v protetice a ortotice**

Elektromyografie už nemá využití pouze v diagnostice, ale zasahuje i do dalších odvětví. Jedná se například ergonomii, zábavní průmysl a hlavně o protetiku a ortotiku. Protetika je medicínsko-technický obor zabývající se náhradou defektu a ztracenou či omezenou funkcí postižené části lidského těla. Ortotika spadá do protetiky a je zaměřena na design ortéz. Napomáhá s vedením pohybu, čímž navrácí funkci těla, či znemožňuje pohyb postižené končetiny.

Vzhledem k náplni této práce bude další text zaměřen čistě na myoelektrické ortézy a protézy (21)..

### **2.5.1 Myoelektrické protézy**

Myoelektrické protézy se řadí k aktivně elektricky poháněným náhradám a pracují na základě snímání elektrických svalových potenciálů. Nejlépe napodobují pohyb zdravé končetiny a díky poskytování stimulu svalům pomocí svalových stahů napomáhají proti atrofování.

I když se tyto náhrady mohou zdát jako dokonalé, mají mnoho nevýhod. Kvůli obsahu elektronických součástek jsou těžké a i jejich cena je vysoká. Opravy bývají velmi nákladné a jsou citlivé na vlivy počasí a nečistoty.

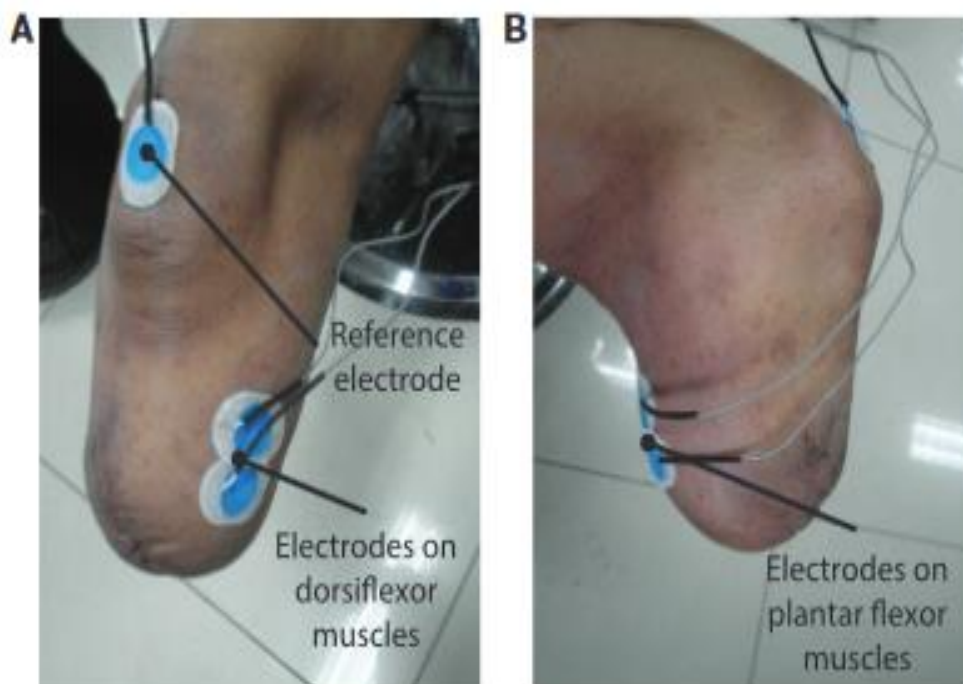
Po provedení rešerše a nastudování tématu bylo zjištěno, že momentálně nejsou dostupné žádné komerční myoelektrické protézy dolní končetiny. Například firma Ottobock, která se zabývá problematikou myoelektrických protéz se specializuje spíše na horní končetiny a u dolních používá převážně systém IMU, který funguje na principu snímání specifické síly těla, úhlové rychlosti a někdy i orientaci těla.

Po delším hledání se ovšem podařilo najít alespoň jediný projekt, který se zabývá vývojem myoelektrických protéz nohy.

## Projekt myoelektrická protéza nohy

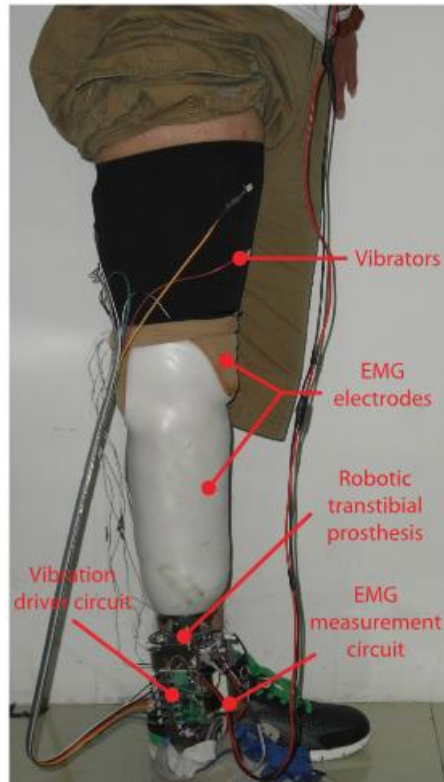
Projekt zaměřený na vývoj myoelektrické protézy nohy vznikl pod vedením tříčlenné skupiny na univerzitě v Pekingu.

Funguje na principu snímání elektrických potenciálů pomocí gelových EMG elektrod. Snímání je dvoukanálové a elektrody jsou umístěny na dorsiflexoru a plantární flexoru, (viz Obrázek 3). Umístění je upřesněno pohmatem v závislosti na stavu končetiny po amputaci. Dále se k měření využívá referenční elektroda umístěna na kostnatou část kolene (22).



Obrázek 3 – Ukázka umístění elektrod (21)

Tato protéza používá i vibrotaktilní simulační systém, využívající šest individuálních vibrátorů rozmístěných do dvou skupin na přední a zadní části stehna. Tento systém zlepšuje snímané signály.



Obrázek 4 – Ukázka myoelektrické protézy (22)

### 2.5.2 Myoelektrické ortézy

Ortíotika v kontextu myoelektrického snímání zatím nemá obecně velké zastoupení a v oblasti komerčních ortéz dolní končetiny se dokonce nevyskytují žádné. Většina ortéz dolních končetin využívá senzory pro měření flexe kolenního kloubu a jeho úhlové zrychlení.

Avšak po delším hledání byl opět nalezen projekt na vytvoření myoelektrické ortézy nohy. (21).

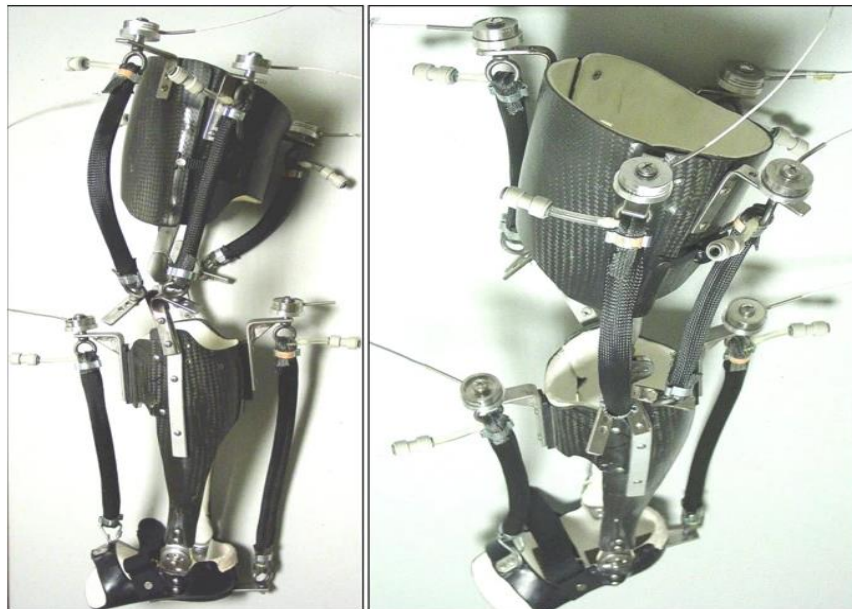
## Pneumaticky poháněná ortéza dolní končetiny

Tento projekt vznikl pod vedením dvoučlenného týmu v rámci časopisu *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*.

K ortéze bylo připojeno šest umělých pneumatických svalů (viz Obrázek 4). Pneumatické svaly byly dorsiflexor kotníku, plantární flexor kotníku, dva extensory kolene a dva flexory kolene. Každý umělý pneumatický sval byl připevněn k ortéze pomocí konstrukce z nerezové oceli. Umístěna byla tak, aby se zachoval přirozený pohyb kloubů.

Každý umělý pneumatický sval byl ovládán elektromyografickým signálem generovaným biologickým svalem s analogickým mechanickým působením. To znamená, že umělé extensory byly řízeny biologickými extensory a umělé flexory byly řízeny biologickými flexory. Přesněji řečeno, u kotníku byl použit *tibialis anterior* k ovládní umělého dorsiflexoru a *soleus* k ovládní umělého plantárního flexoru. V koleni zase *vastus lateralis* k ovládní dvou umělých extenzorů kolene a mediální kolenní šlacha k ovládní dvou umělých flexorů kolene.

Snímání probíhalo pomocí bipolární elektrody umístěných na břicho vybraných (21).



Obrázek 5 – Ukázka myoelektrické ortézy (22)



## **3 Výzkumná část**

### **3.1 Cíle a výzkumné předpoklady**

Cílem práce je změřit a vyhodnotit lokální svalové signály při pohybu dolní končetiny. Společně s hlavním cílem se stanovily další úkoly.

1. Popsat přehled funkční anatomie dolní končetiny se zaměřením na koleno a svalovou tkáň.
2. Shrnout aspekty vícesegmentálního pohybu dolní končetiny v kontextu svalových agonistů, antagonistů a synergistů.
3. Shrnout aktuální poznatky o snímání svalových potenciálů metodou EMG.
4. Provést rešerši snímání svalových potenciálů aktuálně dostupnými protézami a ortézami.
5. S využitím školního EMG zrealizovat experimentální šetření zaměřené na nalezení nejvhodnějšího místa pro snímání svalových potenciálů v oblasti dolní končetiny.

Výzkumný předpoklad:

P1: Předpokládáme, že najdeme nejvhodnější umístění elektrod pro snímání svalových potenciálů kolene.

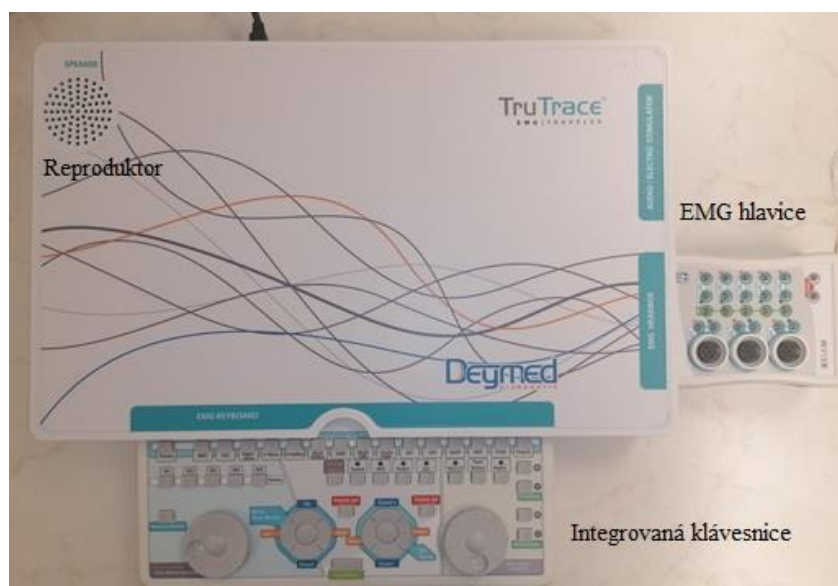
### **3.2 Metodika výzkumu**

V rámci experimentu bakalářské práce jsme použili v laboratoři fakulty FZS dostupné EMG. Toto zařízení bylo potřeba zkalibrovat při pohybech, kdy nedocházelo k odlepení elektrod a při nejmenším rušení měření. Tato kalibrace byla časově náročná. Z tohoto důvodu jsme zvolili méně probandů, ale více opakování jednotlivých pohybů.

Dále jsme hledali nejlepší místa pro umístění elektrod při extenzi a flexi, tak aby poměr signálu a šumu byl největší. Současně jsme zohlednili čas, po který sval pracoval.

### 3.2.1 Použité experimentální zařízení

Pro náš experiment jsme využili školní EMG, používané na Fakultě zdravotnických studií. Výrobce je společnost Deymed, jedná se o typ TruTrace Traveler PT8 (viz Obrázek 6). Toto EMG umožňuje záznam až z 8 kanálů. Pro náš experiment jsme si vystačili jen s 6 kanály. Tento typ EMG v sobě neměl integrovaný počítač, a proto jsme museli pro ukládání naměřených dat propojit zařízení s notebookem a nainstalovat software. To nám umožnilo sběr a následné zpracování dat. Nainstalovaný software byl od výrobce EMG. Další důležitou součástí systému byla dokovací stanice Traveler, která v sobě má integrovanou klávesnici.



Obrázek 6 – TruTrace (zdroj:autor)

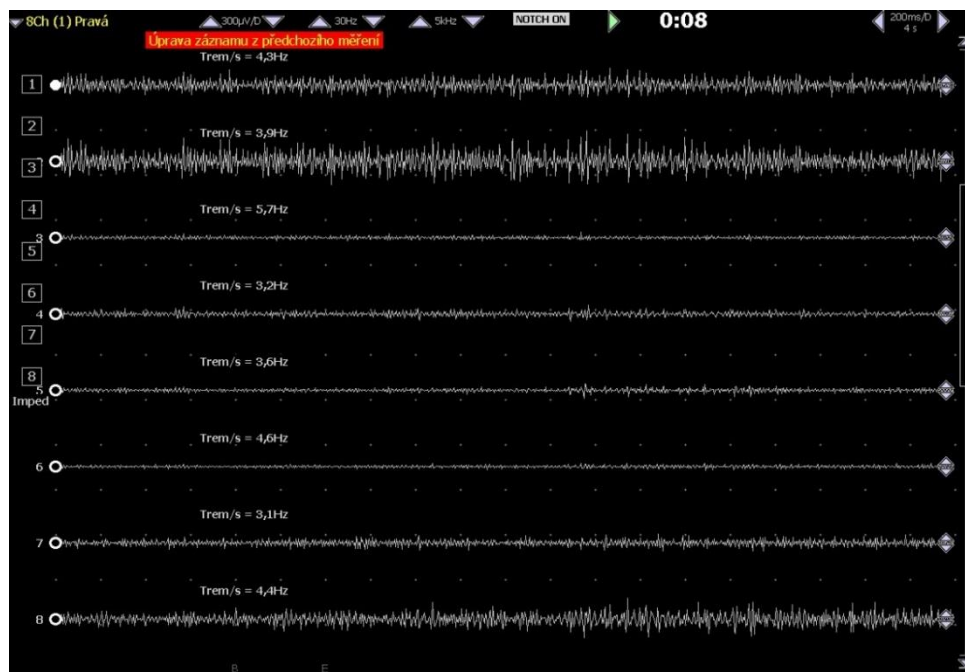
K měřicímu systému EMG dále patří hlavice a reproduktor. K propojení hlavice s kabely bylo u 5 vstupů potřeba použít redukci, 3 vstupy jsme propojili bez redukce. Doplnkem EMG je také elektrostimulátor, který jsme na tento experiment nepotřebovali. Nejdůležitější součástí EMG jsou elektrody. Jedná se o typ elektrod Ag/AgCl, které jsou také od firmy Deymed, jako EMG.

Cílem mého výzkumu bylo najít nejlepší umístění elektrody pro snímání EMG signálu. V softwaru bylo možné nastavit různé typy vyšetření, ale jediné, které jsme použili, bylo multi EMG. Použité multi EMG vyšetření má vzorkovací frekvenci 6250 vzorků za sekundu. Jedná se o vysokou frekvenci. K záznamu vzorku dochází každých 0,16 milisekund.

Náš experiment vyžadoval přesné hodnoty, tedy i měřicí systém musel být nastaven, co nejpřesněji. Vyšetření multi EMG má spoustu parametrů, které jsme mohli upravit po naměření hodnot experimentu. Pro zpracování dat jsme upravovali senzitivitu náhledu. Jako optimální nastavení senzitivity se ukázala hodnota 300 mikrovoltů. Při jiných hodnotách se křivky překrývaly nebo byly špatně čitelné.

Důležitou funkcí softwaru, kterou jsme při měření použili, byl adaptivní výřezový notch filtr. Je to speciální druh filtru od společnosti Deymed. Tento filtr využívá další filtry, které mají úzké pásmo a nezkrusují signál, tímto se liší oproti normálním notch filtrům. Tento filtr tak významně potlačuje šum signálu.

Bylo možné modifikovat i časovou základnu experimentu a měnit tak intenzitu signálu. Pro naše měření jsme hodnotu nastavili na 200ms/D. Podle manuálu jsme v softwaru nastavili i filtry, konkrétně dolní a horní propust'.



Obrázek 7 – Záznam EMG (15)

### 3.2.2 Výzkumný soubor

Měření se zúčastnilo 10 žen ve věku 21-26 let. Před začátkem měření byly seznámeny s časovou náročností, postupem měření a podepsaly informovaný souhlas. Ženy byly rozděleny do dvou skupin po pěti osobách. U první skupiny bylo provedeno měření, na každém zkoumaném svalu, na různých místech, šesti připevněnými elektrodami. Hodnoty se měřily při flexi a extenzi, při deseti opakováních. U druhé skupiny proběhlo stejné měření na každém svalu. Měřilo se pouze jednou elektrodou, na místě vybraném na základě vyhodnocení měření první skupiny. Kritériem výběru místa měření byla největší intenzita signálu.

### 3.2.3 Postup výzkumného měření

Měření jsme prováděli na Fakultě zdravotnických studií v laboratoři číslo 5, kde byly pro náš experiment vyhovující podmínky. Při měření probandů jsme se snažili o udržení konstantních podmínek. Proto proběhlo po přípravě měřicího systému v jeden den.

Pro přesné měření jsme museli u každého probanda nalepit elektrody na odpovídající místa svalů. Jelikož se povrchové svaly v proximální části stehna překrývají, zvolili jsme univerzální metodu lepení elektrod. První krok bylo změřit délku stehna probanda od úponu většiny svalů (*patelli*) po kyčel. Tuto oblast jsme rozdělili na 5 stejně dlouhých úseků. U některých svalů jsme úseky museli zmenšit, jelikož dochází k překryvu svalů jiným. Pro náš výzkum bylo vybráno 5 svalů v povrchové vrstvě a na každý sval jsme nalepili 6 snímacích elektrod. Konkrétně to byly svaly *m. vastus lateralis*, *rectus femoris*, *vastus medialis*, *semitendinosus* a *biceps femoris*. Na následujících obrázcích jsme znázornili svaly červeně a elektrody černě.

*Vastus lateralis* (viz Obrázek 8) je vnější hlava stehenního svalů. Proximální začátek svalů je stehenní kost a distálně se upíná na česku. Změřili jsme už zmiňovanou délku od česky po femur a vyšlo nám rozložení elektrod, kde první elektroda je umístěna na distálním úponu svalů a další posunuté o změřenou délku dělenou počtem elektrod mínus 1. Sval se u proximálního konce překrývá, tudíž jsme museli poslední elektrodu mírně posunout (5).



Obrázek 8 – m. vastus lateralis-převzato a upraveno z (23)

Další sval byl *m. rectus femoris* (viz Obrázek 9) neboli přímý sval stehenní. Začíná nad jamkou kyčelního kloubu a na dolním předním kyčelním trnu. Distální úpon opět česka neboli *patella*. Změřili jsme délku od *patelli* k *femoru* a rozdělili na oblasti, kde první elektroda byla opět umístěna na distální úpon svalu (4).



Obrázek 9 – m. rectus femoris-převzato a upraveno z (24)

Další měření proběhlo na svalu *m. vastus medialis* (viz Obrázek 10) neboli vnitřní hlava stehenního svalu. Je umístěn na mediální straně kosti stehenní a distální úpon je opět na čéšce. Tento sval je částečně překryt *m. sartorius* neboli svalem krejčovským. Více elektrod jsme umístili v první polovině svalu (5).

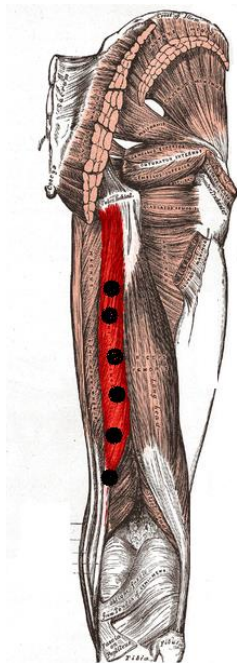


Obrázek 10 – *m. vastus medialis*-převzato a upraveno z (25)

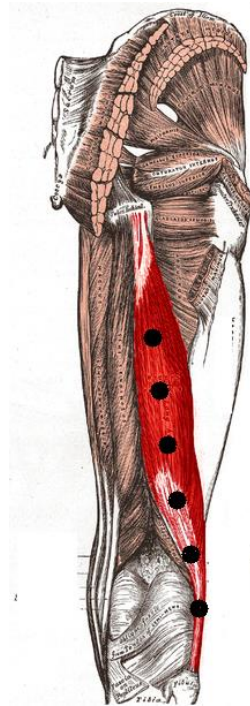
Tyto tři svaly by měly být hlavními extenzory na přední straně stehna

*M. semitendinosus* (viz Obrázek 11) je sval na zadní straně stehna. Zde je proximální úpon překryt svalem hýžd'ovým. Proto elektrodu umístíme až pod sval hýžd'ový. Distální úpon svalu je na kondylu *tibiae*. Zadní strana stehna je málo bohatá na podkožní tuk, a proto zde očekáváme velké amplitudy signálu, hlavně při flexi.

*M. biceps femoris* (viz Obrázek 12) můžeme popsat podobně jako sval předchozí. Až na pár výjimek jako je distální úpon. Ten je na fibule. Stejně jako *m. semitendinosus* ho překrývá hýžd'ový sval (6).



Obrázek 11 – m. semitendinosus - převzato a upraveno z (26)



Obrázek 12 – m. biceps femoris - převzato a upraveno z (27)

Všechny výše zmíněné svaly a elektrody jsme se snažili určit co nejpřesněji podle anatomických atlasů a popisů, kudy sval prochází.

Po umístění elektrod probandovi jsme vyzkoušeli synchronizaci EMG a otestovali, že elektrody správně přenášejí signál. Pro výzkum bylo důležité správné posazení probanda. Proband musel sedět na židli tak, aby nohama dosáhl na zem a měl je v pravém úhlu. Záda opřená rovně, ruce podél těla, tak aby nevyvíjel jinou než měřenou aktivitu. Po této přípravě proband udělal 10krát extenzi v koleni, kdy každý pohyb zabral 2 sekundy. Po splnění první části výzkumu, jsme přešli k druhé měřené poloze. V druhé části jsme se zabývali pohybem dozadu neboli flexí. Proband byl v mírném předklonu, opřený oběma rukama o stůl a prováděl zakopávání neboli flexi

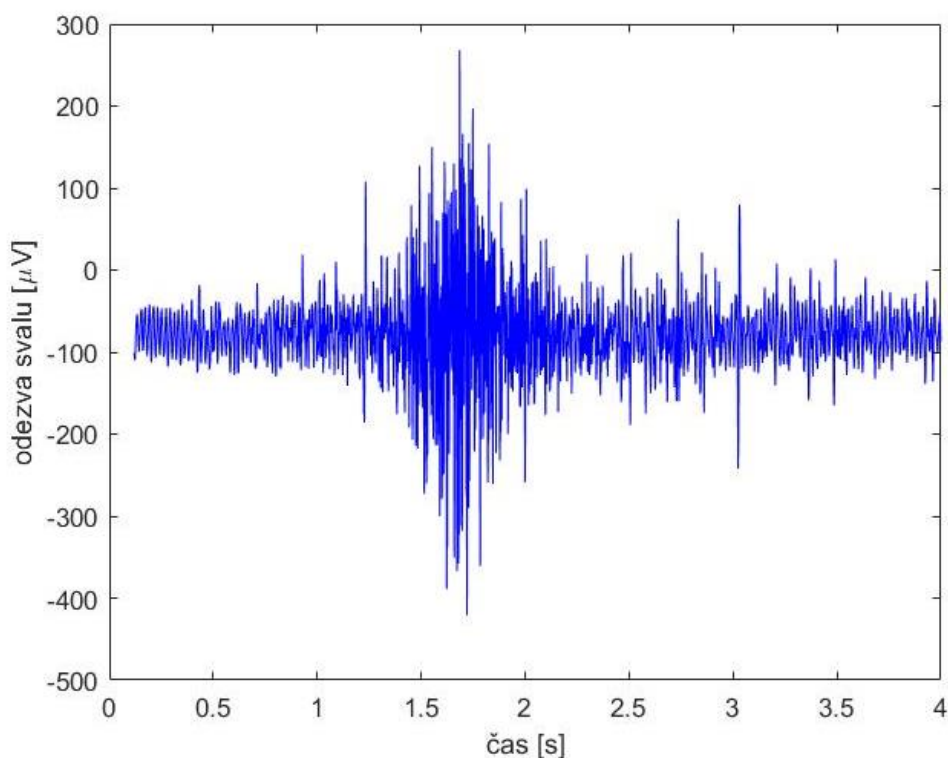
Oba pohyby, flexe i extenze se prováděly na dominantní noze. U všech měřených probandů dominantní nohou byla pravá

### 3.3 Analýza výzkumných dat

Měřením jsme dostali surový záznam EMG. Surový záznam je nezpracovaný signál, který se snímá všemi elektrodami. V našem případě jich bylo 6 na jednom svalu. Pro náš výzkum jsme vybrali 5 svalů v povrchové linii. Surový záznam je vlastně signál, který představuje interferenční vzorec akčního potenciálu. Důležité je správné nastavení přístroje a nalepení (aplikace) elektrod před měřením.

Surový záznam EMG (viz Graf 1) obsahuje informace, které jsou velmi důležité a poslouží jako první informace o obrazu a zapojení svalu. Ze surového záznamu jsme okometricky schopni zjistit, jestli je nebo není sval aktivní, míru jeho zapojení do pohybu a čas, kdy se sval zapojil.

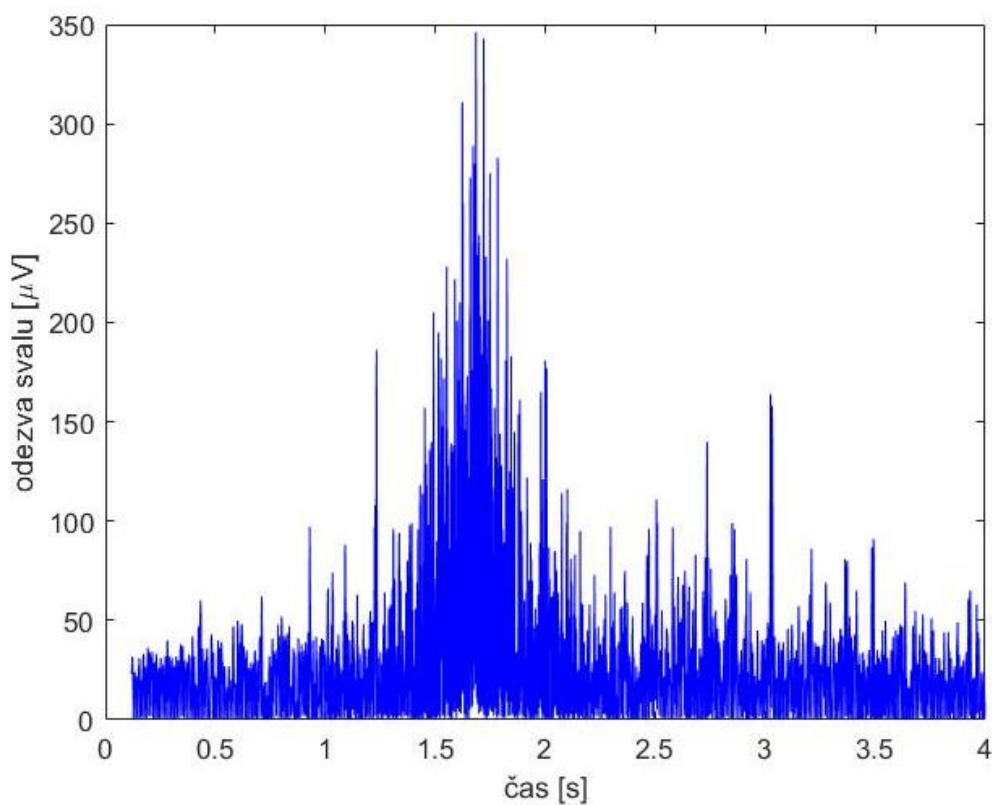
Surový záznam EMG, který se skládá z náhodně uspořádaných amplitud, není moc vypovídající. Proto musíme signál dále softwarově zpracovat.



Graf 1 – Surový záznam EMG



Jako první zpracování jsme použili metodu rektifikace. Rektifikace je jedna z možností, jak určit amplitudu signálu. Nejprve ale musíme posunout signál, aby jeho amplitudy kmitaly kolem nuly, jak v záporných, tak kladných hodnotách. Kdybychom hodnoty zprůměrovali, tak bychom dostali výsledek, který by byl teoreticky roven nule. A právě proto musíme použít rektifikaci, kterou můžeme rozdělit na dvě možnosti. První je half wave rectification neboli poloviční rektifikace. Zde ze surového záznamu eliminujeme negativní hodnoty. Druhá možnost je tak zvaná full wave rectification, kterou jsme použili při našem zpracování dat. Znamená to, že všechny záporné hodnoty překlápíme do kladných. Vlastně jsme vytvořili absolutní hodnotu signálu, se kterou můžeme dále pracovat.



Graf 2 – Záznam EMG po rektifikaci

Dalším krokem bylo udělat obálku signálu, která nám ohraničila signál a následně spočítala plochu pod ohraničeným signálem. Tento krok ovšem nevyšel, protože u některých signálů byl větší šum, který signál zkreslil. Proto jsme zvolili další možnosti, jak se signálem pracovat dál.

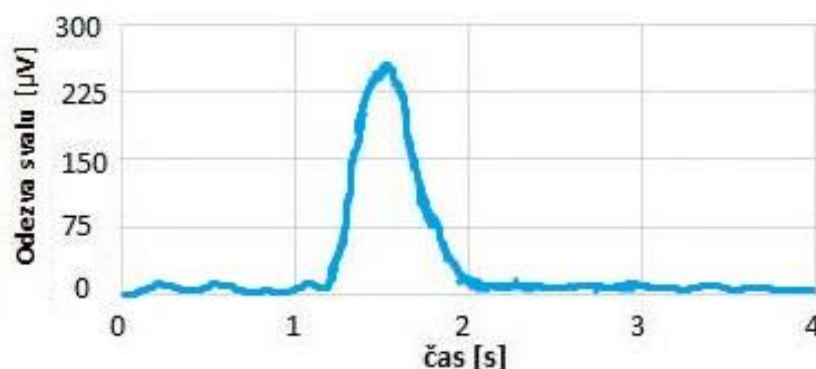
## Metoda A

Vybrali jsme možnost prosté vlnkové filtrace neboli WF. Tato možnost se nám zdála nejjednodušší. Vlnková transformace rozdělí signál do několika pásem, kde se projevuje jinak užitečná složka signálu a šum. Tento způsob dovoluje oddělení obou složek s minimálním zkreslením signálu.

Principiálně to funguje tak, že z každého signálu WF vezme amplitudu šumu a signálu, následně je od sebe odečte. Výsledek WF je velice přesný, ale problém by byl s implementací do ortézy, jelikož všechny kroky, které se musely učinit, se dělaly v programu Matlab.

Vlnková transformace představuje “vylepšení“ Fourierovy transformace, která poskytuje jenom informace o frekvenčních složkách signálu, ale nic nám neříká o poloze v čase. WF tento popis umožňuje (viz Graf 3).

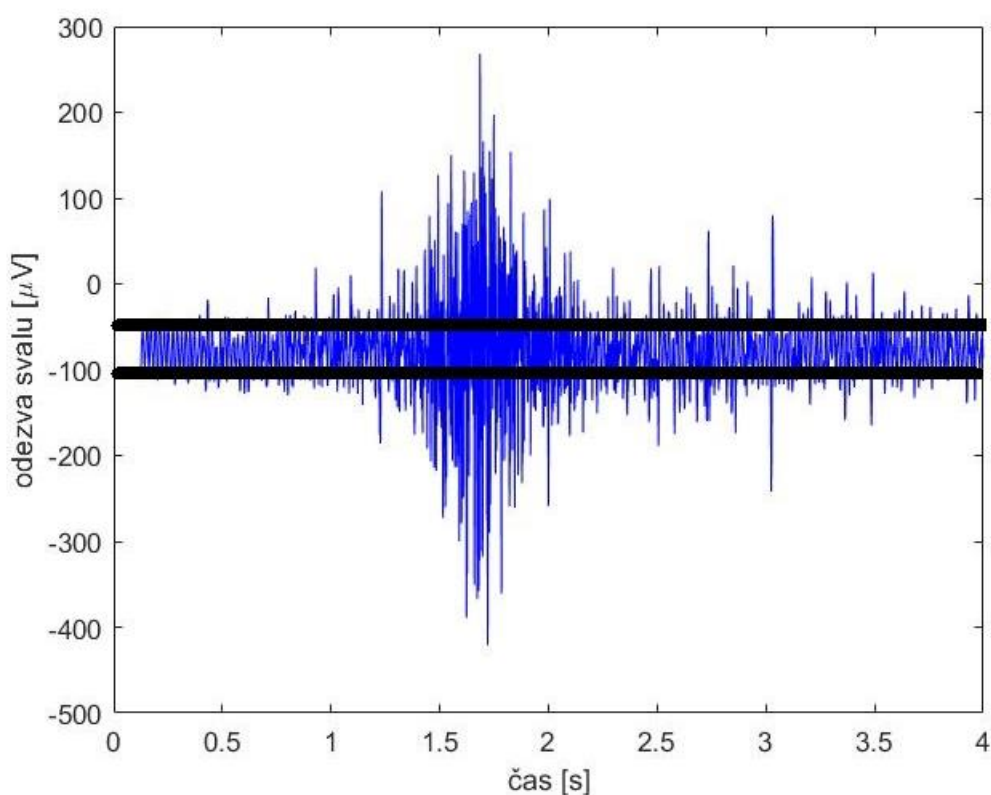
Algoritmus, který se používá na potlačení šumu, spočívá v následujících krocích. Jako první je to dekompozice signálu na detaily a aproximace. Dále musíme pomocí thresholdingu neboli prahování upravit získané koeficienty a následuje zpětná rekonstrukce signálu z upravených koeficientů (19)



Graf 3 – Signál po WF, který použijeme pro výpočet SNR

Z původního signálu, který byl po rektifikaci (viz Graf 2), můžeme vidět WF, kterou dále použijeme jako kontrolu.

### Metoda B

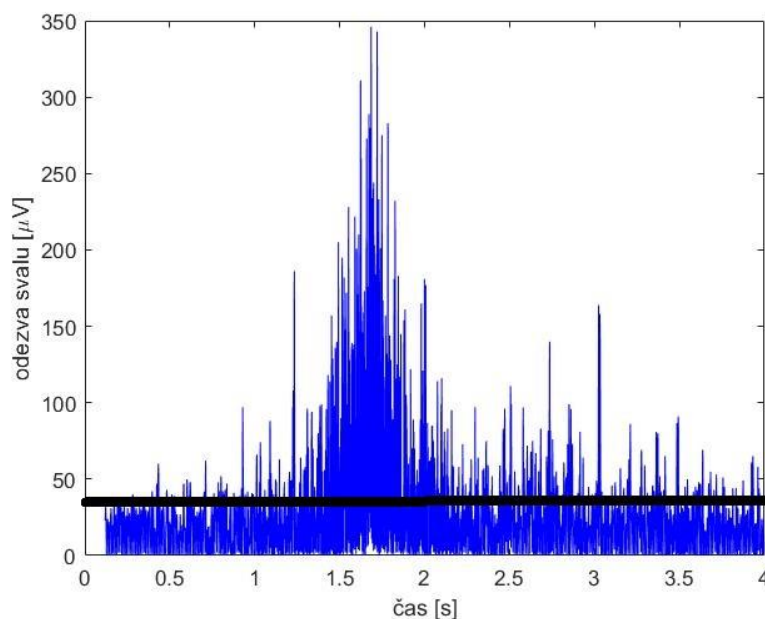


Graf 4 – Nastavení optimální prahové hodnoty surového signálu

Tato metoda také pracuje už s upraveným signálem, který je po rektifikaci (viz Graf 2).

Zde jsme provedli stanovení prahových hodnot. Prahová hodnota by měla vycházet z úrovně rušení neboli směrodatné odchylky  $\sigma$ . Pokud bychom nastavili práh příliš nízko, riskujeme vznik šumového artefaktu po přefiltrování signálu. Naopak pokud práh nastavíme příliš vysoko, zvyšujeme možnost poškození užitečného signálu (viz Graf 4).

Na grafu 4 vidíme správné nastavení prahové hodnoty, které by mělo být použito pro další zpracování. Na následujícím grafu číslo 5 můžeme vidět zvolenou úroveň prahové hodnoty po rektifikaci. S tímto zvoleným prahem jsme dále pracovali (viz Graf 5).



Graf 5 – Prahová hodnota signálu po rektifikaci

Prahová hodnota se dá určit mnoha způsoby. My jsme zvolili metodu, která je založená na opakování činnosti a následně jsme určili empirickou prahovou hodnotu.

Zvolený empirický práh se stanovuje na základě porovnání více opakování stejného pohybu. V našem případě to bylo konkrétně 10 stejných pohybů u každého probanda. Probandů bylo celkem 5. Takže jsme empiricky určili prahovou hodnotu z 50 - ti stejných pohybů u extenze i flexe.

Po určení správné prahové hodnoty, jsme přešli k pro nás velmi důležité fázi a tou bylo určení poměru signál/šum neboli SNR. Je to míra, podle které můžeme porovnat úroveň požadovaného signálu s úrovní šumu, který se tvoří v pozadí. SNR můžeme definovat jako poměr výkonu signálu k výkonu šumu.

SNR můžeme spočítat následujícím vztahem.

$$\text{SNR} = \frac{P_{\text{signal}}}{P_{\text{noise}}} \quad \text{rovnice 1 (19)}$$

V této rovnici P považujeme za průměrný výkon jak signálu, tak šumu. Tuto rovnici je nutno dále aplikovat na dynamické pásmo, kde se po menší úpravě vyjadřuje pomocí logaritmické decibelské stupnice.

$$\text{SNR} = 10 * \log_{10} \frac{P_{\text{signal}}}{P_{\text{noise}}} \quad [\text{dB}] \quad \text{rovnice 2 (19)}$$

V programovacím prostředí Matlab jsme vytvořili kód na počítání SNR. Existují dvě metody. Jako první jsme zvolili metodu spektrálního výpočtu. Po vybrání této metody jsme, v programu Matlab, spočítali SNR přes amplitudy spektra pomocí tohoto kódu.

```
switch snr_method
```

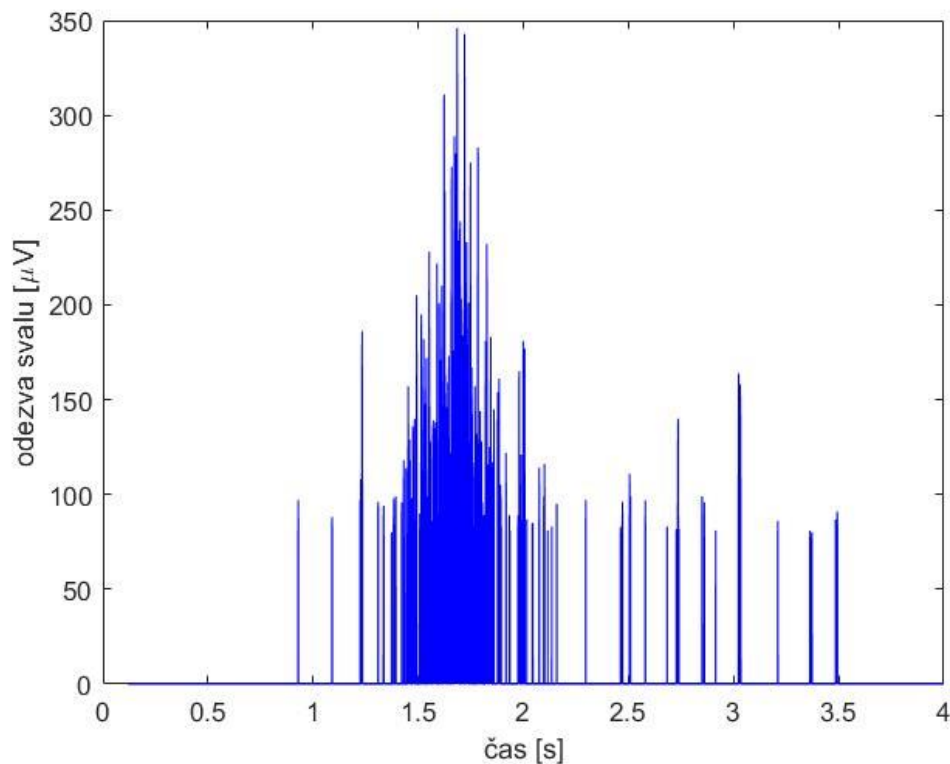
```
case 'spectrum'
```

V tomto případě je tedy SNR kvadratický poměr amplitudy užitečného signálu k amplitudě šumu. Implementace poměru do Matlabu proběhla následujícím způsobem.

```
SNR = [max(mag)^2/mean(mag)^2 max(mag_A)^2/mean(mag_A)^2];
```

```
SNR_dB = 10*log10(SNR);
```

Amplitudu užitečného signálu označujeme jako proměnnou (*mag*). Amplitudu šumu můžeme označit jako (*mean(mag)*). Tato metoda počítá se stálým šumem, což byl tento případ.

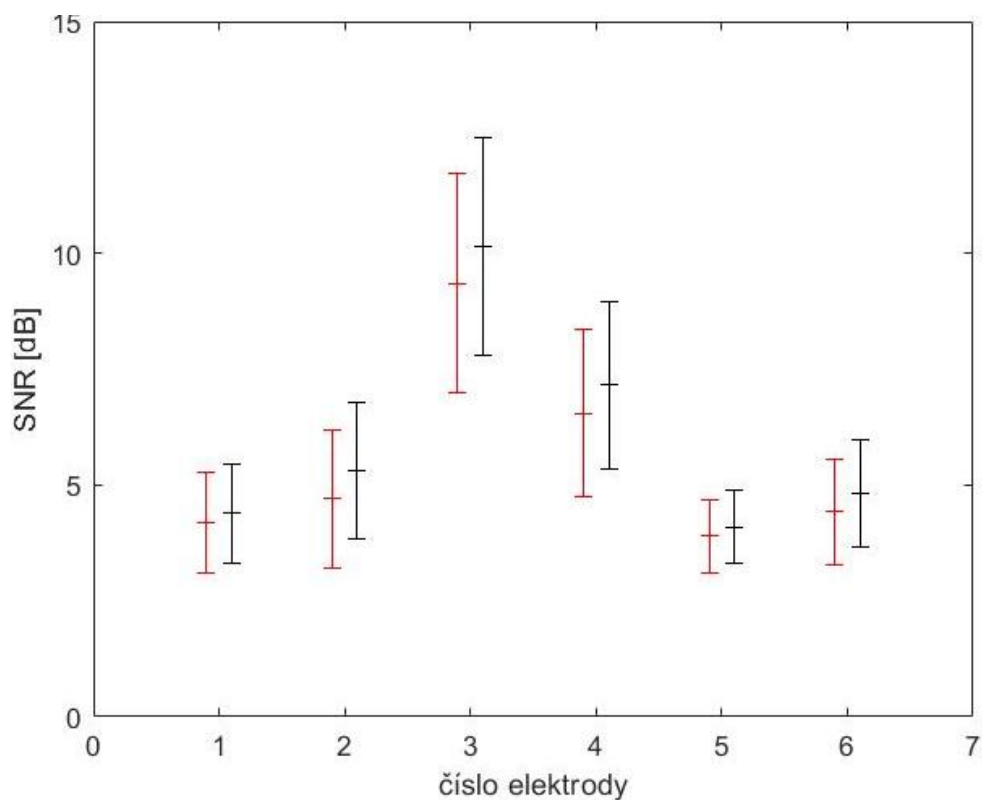


Graf 6 – Finální forma vyfiltrovaného signálu

Na grafu 6 vidíme už konečný vyfiltrovaný signál pomocí metody B (viz Graf 6).

Nyní přejdeme k naměřeným datům. Nejdříve jsme, po zpracování grafického signálu, spočítali SNR svalů při extenzi a flexi šesti elektrod, umístěných na místech vyznačených v obrázcích 9, 10, 11, 12, 13. V následujících tabulkách dále můžeme vidět i spočítanou hodnotu SD neboli směrodatnou odchylku a CI značící koeficient spolehlivosti. Na následujících grafech bude znázorněna Metoda A černou barvou a Metoda B červenou.

Jako příklad jsme si vybrali z přední skupiny svalů, sval *m. vastus lateralis* (viz Graf 7). Na tomto svalu je asi nejvíce patrná pohybová aktivita.



Graf 7 – SNR vastus lateralis extenze

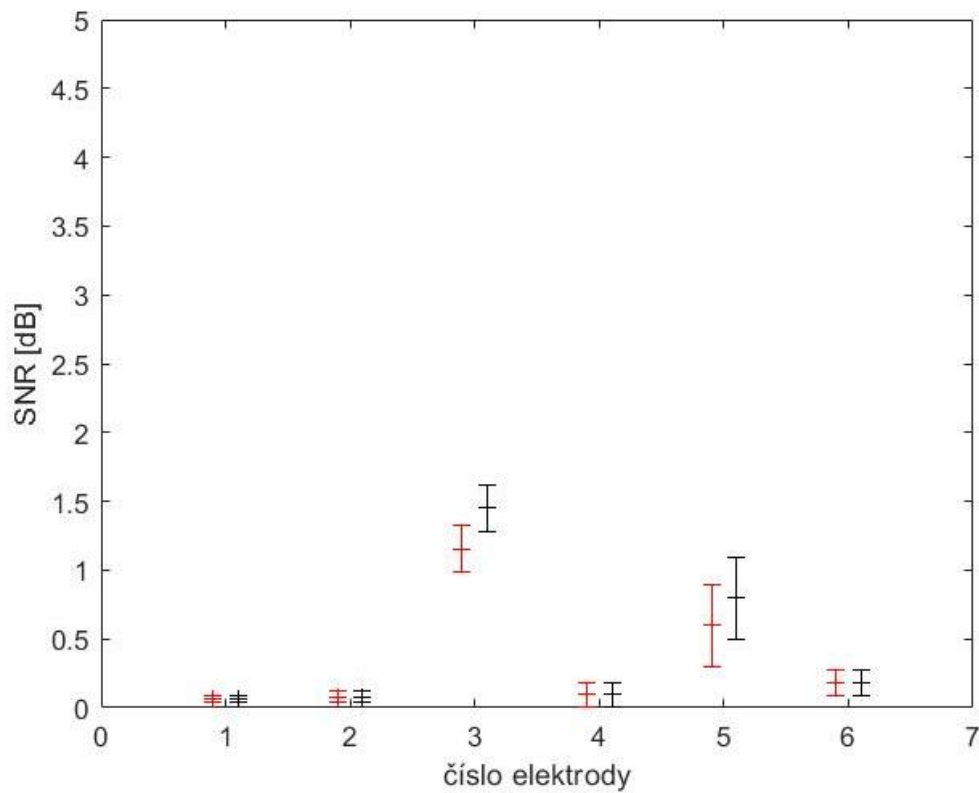
Tabulka 1 – Výsledky měření na m. vastus lateralis (Metoda B)

Elektroda	1	2	3	4	5	6
Průměr SNR [dB]	4,2	4,7	9,3	6,6	3,9	4,4
SD	1,1	1,5	2,4	1,8	0,8	1,2
CI	1,3	1,8	2,9	2,2	1,0	1,4

Tabulka 2 – Výsledky měření na m. vastus lateralis (Metoda A)

Elektroda	1	2	3	4	5	6
Průměr [dB]	4,4	5,3	10,1	7,2	4,1	4,8
SD	0,8	0,8	1,5	1,2	0,5	0,9
CI	1,0	0,9	1,9	1,5	0,6	1,1

Na grafu číslo 7 můžeme vidět, že největší průměr SNR při extenzi je na elektrodě číslo 3, kterou dále použijeme v experimentu. Umístění elektrody číslo 3 je znázorněno na obrázku 8. Dále jsme určovali směrodatnou odchylku, ze které byly určeny chybové úsečky. Další tabulky číslo 3 a 4 ukazují flexi tohoto svalu. Flexe *m. vastus lateralis* nemá takovou hodnotu jako jeho extenze, jelikož se sval podílí jen malou nebo žádnou mírou na pohybu.



Graf 8 – SNR vastus lateralis flexe

Tabulka 3 - výsledky měření na m. vastus lateralis (Metoda A)

Elektroda	1	2	3	4	5	6
Průměr [dB]	0,1	0,1	0,9	0,1	0,4	0,2
SD	0,0	0,0	0,3	0,1	0,3	0,1
CI	0,0	0,0	0,4	0,1	0,3	0,1

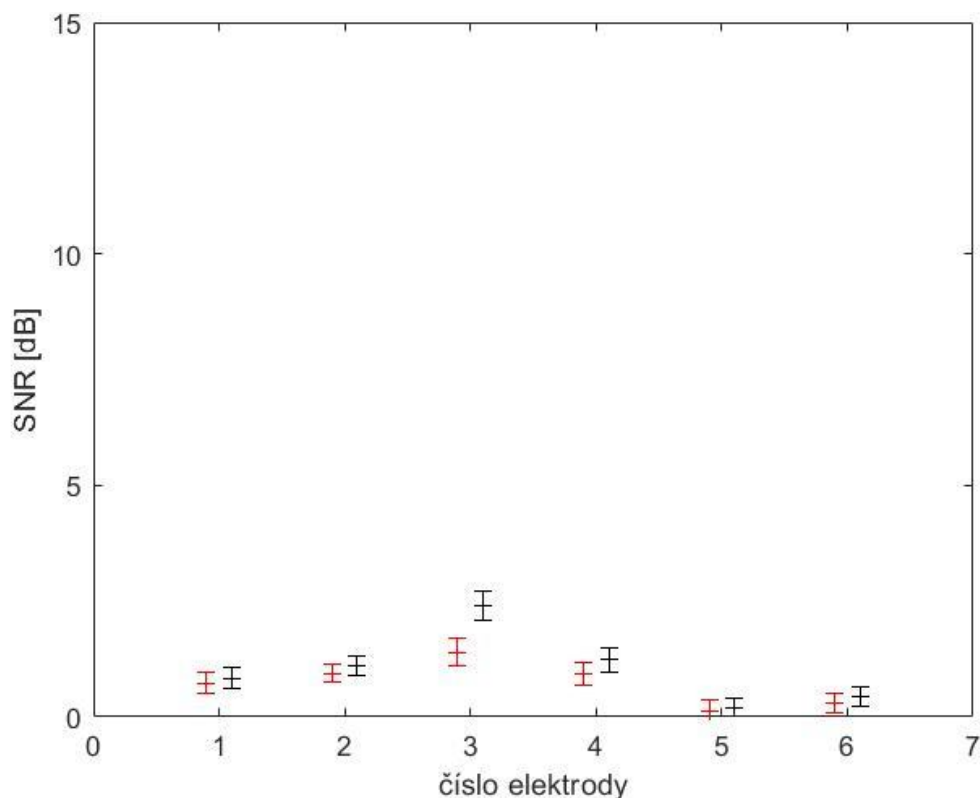


Tabulka 4 - Výsledky měření na m. vastus lateralis (Metoda B)

Elektroda	1	2	3	4	5	6
Průměr SNR [dB]	0,1	0,1	0,9	0,1	0,4	0,2
SD	0,0	0,0	0,3	0,1	0,3	0,1
CI	0,0	0,0	0,4	0,1	0,3	0,1

Na grafu 8 a tabulkách číslo 3 a 4 je znázorněna flexe *m. vastus lateralis*. Vidíme, že největší hodnota SNR je na elektrodě číslo 3. Jak v extenzi, tak ve flexi. Z toho můžeme usoudit, že jsme našli nejlepší místo pro umístění elektrody na tomto svalu.

Toto vyhodnocení jsme udělali u všech pěti svalů a následně pokračovali v experimentu. Pokračování spočívalo v tom, že jsme vzali druhou skupinu probandů a umístili na každý sval elektrody v místech, kde nám vyšel nejlepší poměr signál/šum neboli SNR. Grafy všech svalů naleznete v Příloha A.



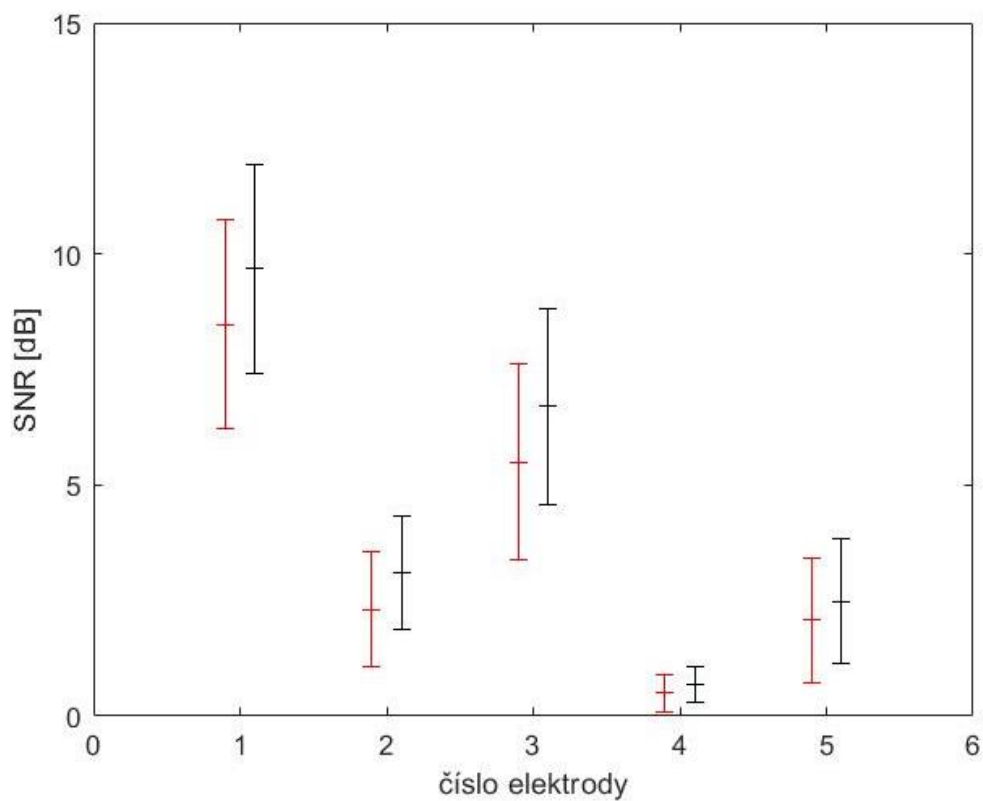
Graf 9 – SNR vastus medialis flexe

V přední skupině svalů vyšly nejlépe místa pro umístění elektrod následně. Na prvním svalu *m. vastus lateralis* to byla elektroda číslo 3 v obou případech. Na druhém svalu přední skupiny *m. rectus femoris* to byla opět elektroda číslo 3. Také v obou případech. Na posledním svalu přední skupiny, který jsme měřili a to byl *m. vastus medialis* pozorujeme, že nejlépe umístěna byla opět elektroda číslo 3, jak v extenzi, tak ve flexi.

Do zadní skupiny měřených svalů patří *m. biceps femoris* a *m. semitendinosus*. První zmiňovaný sval, *m. biceps femoris*, který působí hlavně při flexi pohybu, má největší SNR na elektrodě číslo 5. Druhý zmiňovaný sval, *m. semitendinosus*, se zapojoval nejvíc na snímané elektrodě číslo 3.

Po zpracování naměřených dat první skupiny probandů, jsme výsledky použili pro měření druhé skupiny probandů. U druhé skupiny probandů jsme umístili elektrody přesně na místa, kde byla největší odezva neboli největší SNR. U každého probanda jsme změřili deset pohybů flexe a deset pohybů extenze. Měření určilo sval a na něm nejlepší místo pro snímání signálu při extenzi a flexi.

Po vyhodnocení dat měření, jsme dostali následující grafy (viz Graf 10) a tabulky (viz Tabulka 5, Tabulka 6). Tyto tabulky znázorňují, který sval se nejvíce podílí na extenzi a flexi v kolenu.



Graf 10 – Výsledná extenze svalů

Tabulka 5 – Extenze nejlepších míst všech svalů (Metoda B)

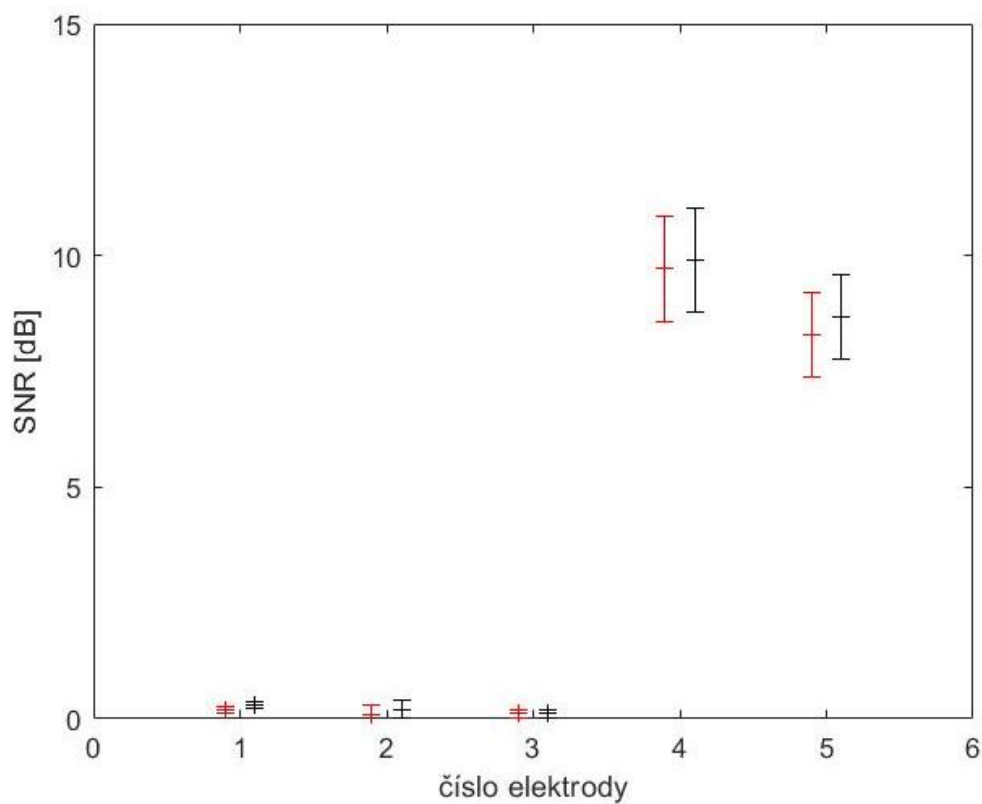
Elektroda	1 - m.vastus lateralis	2 - m. rectus femoris	3 - m. vastus medialis	4 - m. biceps femoris	5 - m. semitendinosus
Průměr SNR [dB]	8,5	2,3	5,5	0,5	2,1
SD	2,3	1,2	2,1	0,4	1,3
CI	2,8	1,5	2,6	0,5	1,7

Tabulka 6 – Extenze nejlepších míst všech svalů (Metoda A)

Elektroda	1 - m.vastus lateralis	2 - m. rectus femoris	3- m. vastus medialis	4 - m. biceps femoris	5 - m. semitendinosus
Průměr SNR [dB]	9,7	3,1	6,7	0,7	2,5
SD	1,4	0,8	1,4	0,2	0,9
CI	1,8	1,1	1,7	0,2	1,2

Na ose x grafu číslo 10 označují čísla 1-5 konkrétní sval a místo na něm, kde jsme naměřili největší hodnotu SNR. Číslo jedna znázorňuje *m. vastus lateralis* a polohu elektrody číslo 3, dvojka zobrazuje *m. rectus femoris* a polohu elektrody 3, třetí je *m. vastus medialis*, který také zobrazuje polohu elektrody číslo 3 a zbylé dvě čísla 4 a 5 znázorňují *m. biceps femoris* a *m. semitendinosus*, kde nejlépe umístěny elektrody byly na pozici 5 a 3. Zde vidíme, že největší SNR při extenzi v kolenu měl sval *m. vastus lateralis*, který se nachází na vnější straně stehna.

Flexi v kolenu obstarávají především jiné svaly, které můžeme vidět na následujícím grafu.



Graf 11 – Výsledná flexe svalů

Tabulka 7 – Flexe nejlépších míst všech svalů (Metoda B)

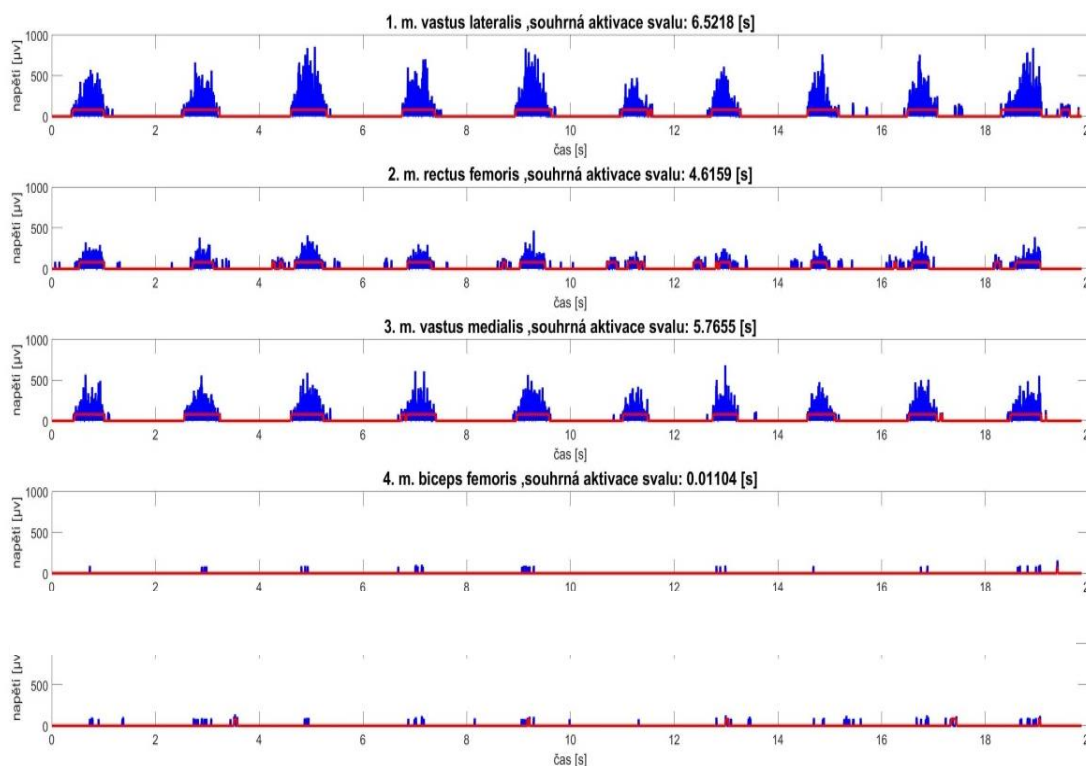
Elektroda	1- <i>m.vastus lateralis</i>	2- <i>m. rectus femoris</i>	3- <i>m. vastus medialis</i>	4- <i>m. biceps femoris</i>	5- <i>m. semitendinosus</i>
Průměr SNR [dB]	0,2	0,1	0,1	9,7	8,3
SD	0,1	0,2	0,1	1,1	0,9
CI	0,1	0,2	0,1	1,4	1,1

Tabulka 8 – Flexe nejlepších míst všech svalů (Metoda A)

Elektroda	1- m.vastus lateralis	2- m. rectus femoris	3- m. vastus medialis	4- m. biceps femoris	5- m. semitendinosus
Průměr SNR [dB]	0,3	0,2	0,1	9,9	8,7
SD	0,1	0,2	0,1	1,0	0,7
CI	0,1	0,2	0,1	1,2	0,8

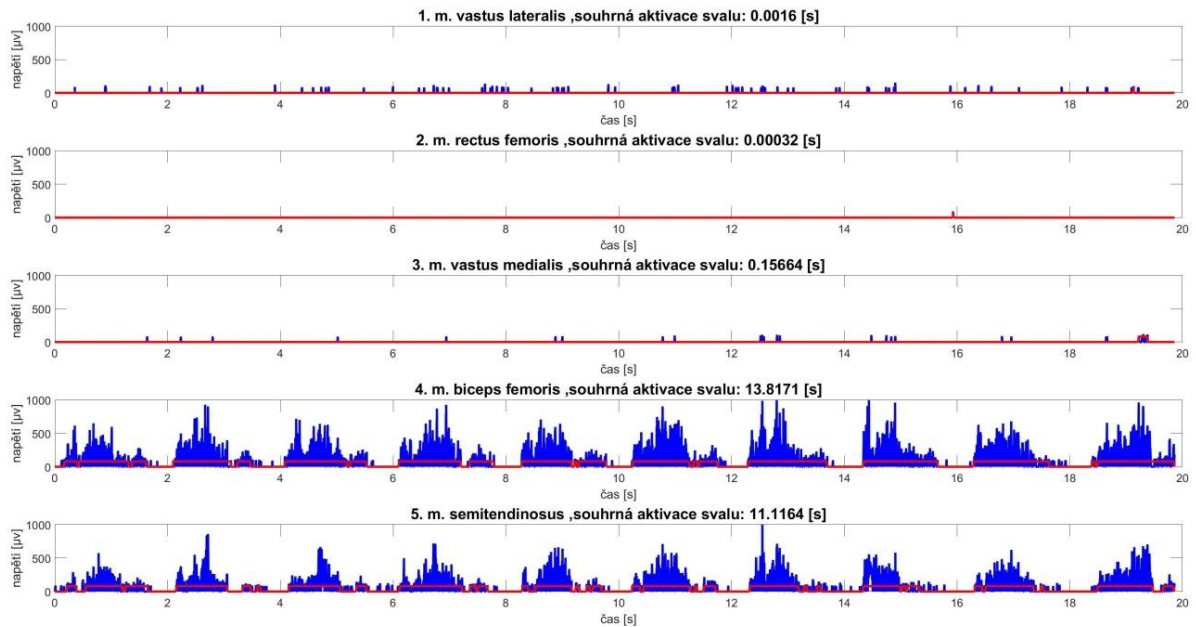
U flexe vidíme, že největší odezvu na měření EMG signálu má sval *m. biceps femoris*.

Jako další krok jsme spočítali průměrný čas práce svalu při 10 pohybech, pomocí programu Matlab. Postup výpočtu byl takový, že celkový počet vzorků se rozdělil na nuly a jedničky. Jednička znamenala, že sval pracoval a nula, že nebyl vůbec zapojený do činnosti. Po této operaci jsme u každého svalu na celé délce pohybu vynásobili počet jedniček s časem jednoho vzorku. Čas jednoho vzorku je 0,16 milisekund.



Graf 12 – Časové zapojení svalů do extenze pohybu

Na extenzi můžeme vidět, že nejdelší časový úsek práce svalu měl *m. vastus lateralis*, který se zapojil v 32 % celkového pohybu.



Graf 12 – Časové zapojení svalů do flexe pohybu

Naopak při flexi v kolenu (viz Graf 12) vidíme, že největší podíl práce má *m. biceps femoris*, který se účastnil 69,1 % celkového času.

Po získání a zpracování všech dat, můžeme říci, že při extenzi se nejvíce zapojil *m. vastus lateralis* jak v SNR, tak v časovém zapojení. U flexe se ukázalo, že největší zapojení, časové i SNR, měl *m. biceps femoris*.

## 4 Diskuze

Pro řízení ortézy a protézy bylo zkoumáno vícero svalů, více míst na svalech a délka signálu měřená elektrodami na těchto místech. Předpokládali jsme, že jedno z těchto míst bude na základě zkoumaných kritérií jasně dominovat a bude použitelné pro řízení kompenzačních pomůcek. Z praktické práce jasně vyplývá, že tento předpoklad byl správný a našli jsme dva takové body. Jeden umožňující extenzi a druhý flexi.

Ve výzkumné fázi byly zkoumány dvě metody. Metoda A nám ukázala, že její výsledky jsou daleko přesnější vzhledem k odečtení amplitud signálu a šumu, ale je těžko použitelná pro řízení ortézy. Výsledky metody B v porovnání s metodou A jsou méně přesné, kvůli empirickému určení prahu a následnému oříznutí. Metoda B by byla jednodušší pro využití v námi zkoumaném problému, řízení ortézy pomocí EMG signálu.

## 5 Závěr

Práce se zabývala zpracováním naměřených údajů z diagnostického EMG. V teoretické části byla shrnuta anatomie dolní končetiny, analýza vícesegmentálního pohybu dolní končetiny. V této části je také řešeno dostupných protéz a ortéz. Ve výzkumné části bylo nalezeno nejlepší umístění EMG elektrod pro řízení ortéz a protéz a zjištěno, že jedno z těchto míst výrazně dominuje a je tedy vhodné pro řízení daného pohybu. Data z měření byla zpracována v podobě grafů a tabulek a vyhodnocena statistickými metodami v rámci analýzy dat.

Na základě získaných dat bylo možné určit optimální místa snímání svalových signálů pro řízení ortéz a protéz. Výsledkem této práce je, že získaná data z experimentu splnila předpoklad, že bude existovat místo, které je podle daných kritérií optimální a lze ho využít k řízení kompenzačních pomůcek.

Doporučuje se v dané problematice pokračovat a blíže jí zkoumat. Jak již bylo řečeno, jako další pokračování se nabízí zkoumat složitější pohyby snímat svalová signály nikoli z jednoho optimálního místa, ale navrhnout snímání signálů, a hlavně jejich zpracování z více míst. K tomu bude nutné navrhnout i metody zpracování více signálů do jednoho výsledného.



## Seznam použité literatury

1. DUFEK, Jaroslav. *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 978-80-7013-208-1
2. NOYES, Frank R et al. *Noyes' Knee Disorders: Surgery, Rehabilitation, Clinical Outcomes*. 2.vyd. Philadelphia: Elsevier, 2016. ISBN 978-0-323-32903-3.
3. HASSAN, Ibrahim Hafizu. *EMG-based Neural Network Estimator for Knee Joint Movement*. 2016. Disertační práce. International Islamic University Malaysia, Kulliyah of Engineering. Dostupné také z:  
<https://lib.iium.edu.my/mom/services/mom/document/getFile/hf5hhB91dgbBcV8I3x2oQ2sVZ2bep8Ox20161121140709481>
4. GRIM, Miloš a Ondřej NAŇKA. *Atlas anatomie člověka: Končetiny, stěna trupu*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4012-6.
5. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. 3. vyd. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
6. PETER, Sue. *Atlas of anatomy*. Potsdam: H. F. Ullmann, 2015. ISBN 978-3-8480-0914-5.
7. SEIDL, Zdeněk. *Neurologie: pro studium i praxi*. 2. vyd. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-7494-403-1.
8. ŠIFTA, Petr. *Obecná kineziologie*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2018. ISBN 978-80-7494-403-1.
9. DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 2. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
10. DYLEVSKÝ, Ivan a Petr JEŽEK. *Základy kineziologie*. IVAN DYLEVSKÝ A PETR JEŽEK. *Palestra* [online]. [cit. 2020-03-05]. Dostupné z:  
[www.vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/uvod.htm](http://www.vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/uvod.htm)
11. PENHAKER, M., M. IMRAMOVSKÝ a P. TIEFENBACH. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
12. MICHELL, Andrew. *Understanding EMG*. Oxford, 2013. ISBN 978-0-19-959550-1.
13. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
14. KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.

15. WEISS, J., L. WEISS a J. SILVER. *Easy EMG*. Philadelphia: Elsevier, 2016. ISBN 978-0-323-28664-0.
16. CAMPOS, Daniel Prado, et al. Surface electromyography segmentation and feature extraction for ingestive behavior recognition in ruminants. *Computers and Electronics in Agriculture*. 2018, **153**(říjen 2018), 325-333. DOI 10.1016/j.compag.2018.08.033.
17. MOKHLESABADIFARAHANI, Bit a Vinit K. GUNJAN. *EMG Signals Characterization in Three States of Contraction by Fuzzy Network and Feature Extraction*. Sinegapore: Springer, 2015. ISBN 978-981-287-319-4.
18. NAIK, Ganesh R. *Applications, Challenges, and Advancements in Electromyography Signal Processing*. IGI Global, 2014. ISBN 978-1-4666-6093-9.
19. DEY, Nilanjan a Amira ASHOUR. *Classification and clustering in biomedical signal processing*. IGI Global, 2016. ISBN 978-1-5225-0140-4.
20. PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
21. SAWICKI Gregory a Daniel FERRIS. A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. **6**(23), 2009. DOI 10.1186/1743-0003-6-23.  
Dostupné také z:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2717982/pdf/1743-0003-6-23.pdf>
22. CHEN B, Y. FENG a Q. WANG. Combining Vibrotactile Feedback with Volitional Myoelectric Control for Robotic Transtibial Prostheses. *Front Neurorobot* [online]. 2016, **10**(8) [cit. 2020-07-16]. DOI 10.3389/fnbot.2016.00008.  
Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4993021/>
23. Musculus vastus lateralis [online obrázek]. In: *Vastus lateralis muscle* [online]. [Cit. 2020-05-17]. Dostupné z:  
<https://i.pinimg.com/564x/16/cd/1d/16cd1d267aa61c3e43a0d9b1cc09c243.jpg>
24. Musculus rectus femori [online obrázek]. In: *Rectus femoris muscle* [online]. [Cit. 2020-05-17]. Dostupné z: <http://mobilephysiotherapyclinic.net/rectus-femoris-muscle-2/>
25. Musculus vastus medialis [online obrázek]. In: *VMO Muscle and Knee Rehabilitation* [online]. [Cit. 2020-05-17]. Dostupné z:

<https://i.pinimg.com/474x/22/d9/bb/22d9bb8df1e4d2929480aa6d82ae3a92--dance-technique-muscular-system.jpg>

26. Musculus semitendinosus [online obrázek]. In: *Musculus semitendinosus* [online]. [Cit. 2020-05-17]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Musculus\\_semitendinosus#/media/File:Semitendinosus\\_muscle.PNG](https://www.wikiskripta.eu/w/Musculus_semitendinosus#/media/File:Semitendinosus_muscle.PNG)
27. Musculus biceps femori [online obrázek]. In: *Musculus biceps femori* [online]. [Cit. 2020-05-17]. Dostupné z: [https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/b/bc/Biceps\\_femoris\\_muscle\\_long\\_head.PNG/225px-Biceps\\_femoris\\_muscle\\_long\\_head.PNG](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/b/bc/Biceps_femoris_muscle_long_head.PNG/225px-Biceps_femoris_muscle_long_head.PNG)
28. Svaly dolní končetiny [online obrázek]. In: *Základy sportovní kineziologie* [online]. [Cit. 2020-05-17]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kineziologie/auth/pages/kycle.html>

## Seznam obrázků

Obrázek 1 – Svaly dolní končetiny (28) .....	18
Obrázek 2 – Stavba EMG (11) .....	26
Obrázek 3 – Ukázka umístění elektrod .....	37
Obrázek 4 – Ukázka myoelektrické protézy .....	38
Obrázek 5 – Ukázka myoelektrické ortézy .....	39
Obrázek 6 – TruTrace (zdroj:autor) .....	41
Obrázek 7 – Záznam EMG .....	42
Obrázek 8 – m. vastus lateralis-převzato a upraveno z (23) .....	44
Obrázek 9 – m. rectus femoris-převzato a upraveno z (24) .....	44
Obrázek 10 – m. vastus medialis-převzato a upraveno z (25) .....	45
Obrázek 11 – m. semitendinosus-převzato a upraveno z (26) .....	46
Obrázek 12 – m. biceps femoris -převzato a upraveno z (27) .....	46

## Seznam grafů

Graf 1 – Surový záznam EMG .....	47
Graf 2 – Záznam EMG po rektifikaci .....	48
Graf 3 – Signál po WF, který použijeme pro výpočet SNR .....	49
Graf 4 – Nastavení optimální prahové hodnoty surového signálu.....	50
Graf 5 – Prahová hodnota signálu po rektifikaci .....	51
Graf 6 – Finální forma vyfiltrovaného signálu .....	52
Graf 7 – SNR vastus lateralis extenze .....	53
Graf 8 – SNR vastus lateralis flexe.....	55
Graf 9 – SNR vastus medialis flexe.....	56
Graf 10 – Výsledná extenze svalů .....	58
Graf 11 – Výsledná flexe svalů.....	59
Graf 12 – Časové zapojení svalů do flexe pohybu .....	61

## Seznam tabulek

Tabulka 1 – Výsledky měření na m. vastus lateralis (Metoda B).....	54
Tabulka 2 – Výsledky měření na m. vastus lateralis (Metoda A).....	54
Tabulka 3 - výsledky měření na m. vastus lateralis (Metoda A) .....	55
Tabulka 4 - Výsledky měření na m. vastus lateralis (Metoda B) .....	56
Tabulka 5 – Extenze nejlepších míst všech svalů (Metoda B) .....	58
Tabulka 6 – Extenze nejlepších míst všech svalů (Metoda A).....	58
Tabulka 7 – Flexe nejlepších míst všech svalů (Metoda B) .....	59
Tabulka 8 – Flexe nejlepších míst všech svalů (Metoda A).....	60

## **Seznam příloh**

**Příloha A** CD disk

**Příloha B** Graf extenze a flexe m. rectus femoris

**Příloha C** Graf extenze a flexe m. vastus medialis

**Příloha D** Graf extenze a flexe m. biceps femoris

**Příloha E** Graf extenze a flexe m. semitendinosus

**Příloha F** Informovaný souhlas

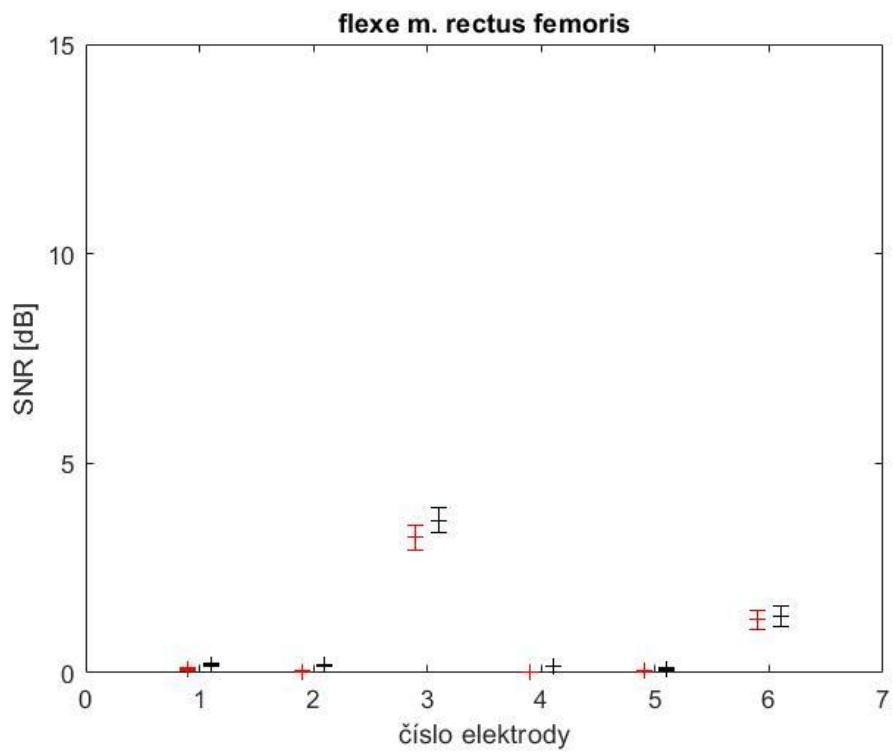
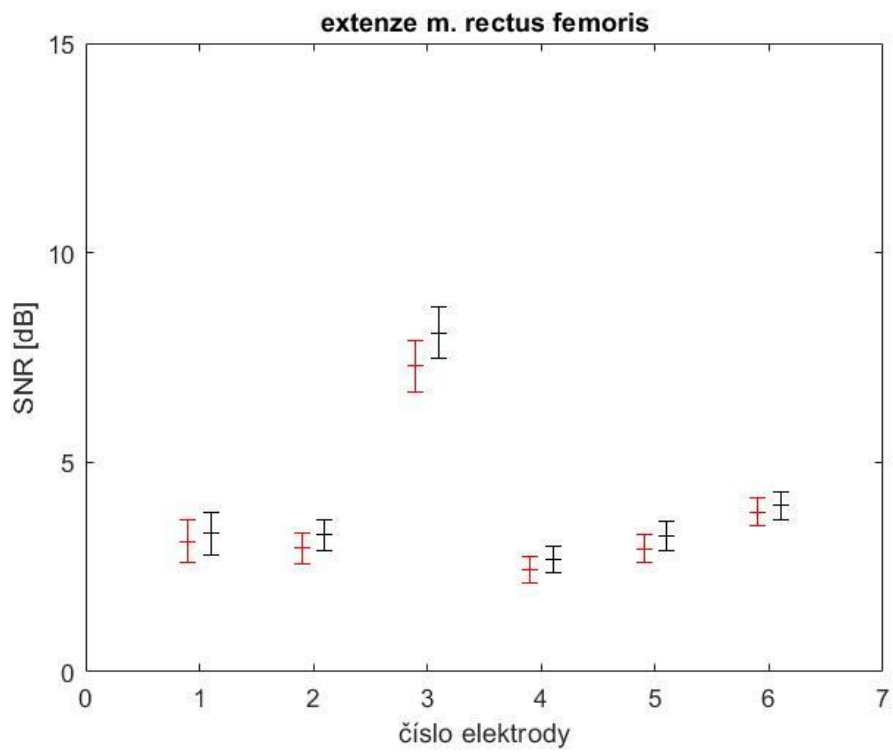
## **Příloha A CD disk**

CD je přiloženo na zadní straně desek bakalářské práce.

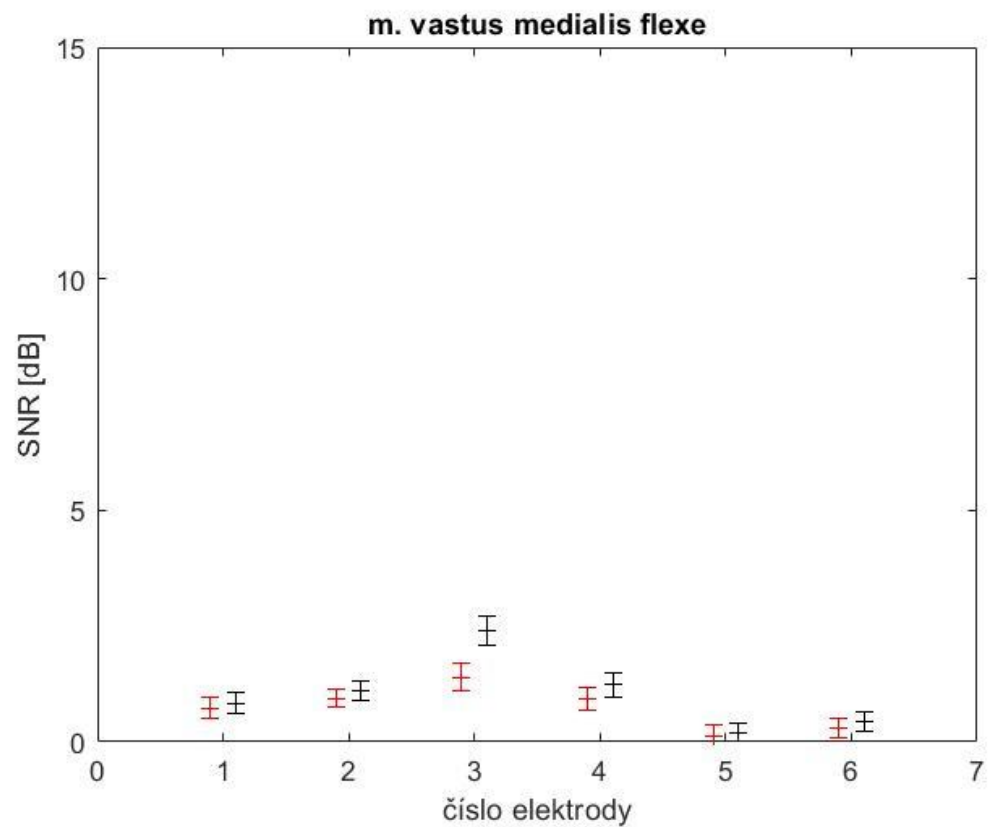
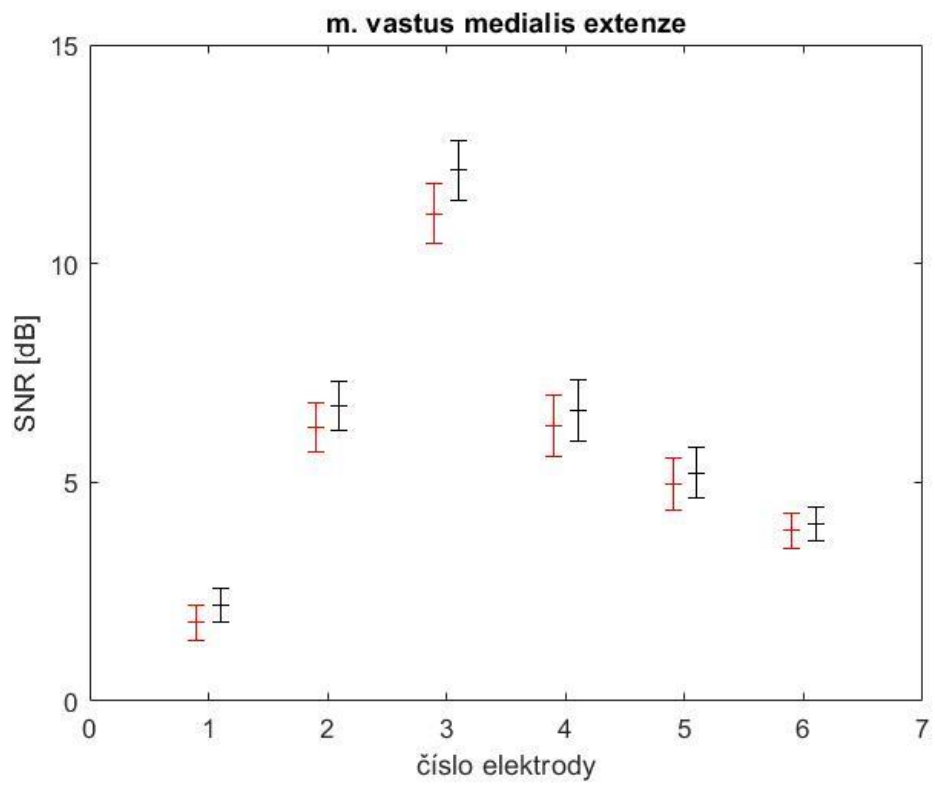
Na CD je bakalářská práce ve formátu PDF, včetně zadání.



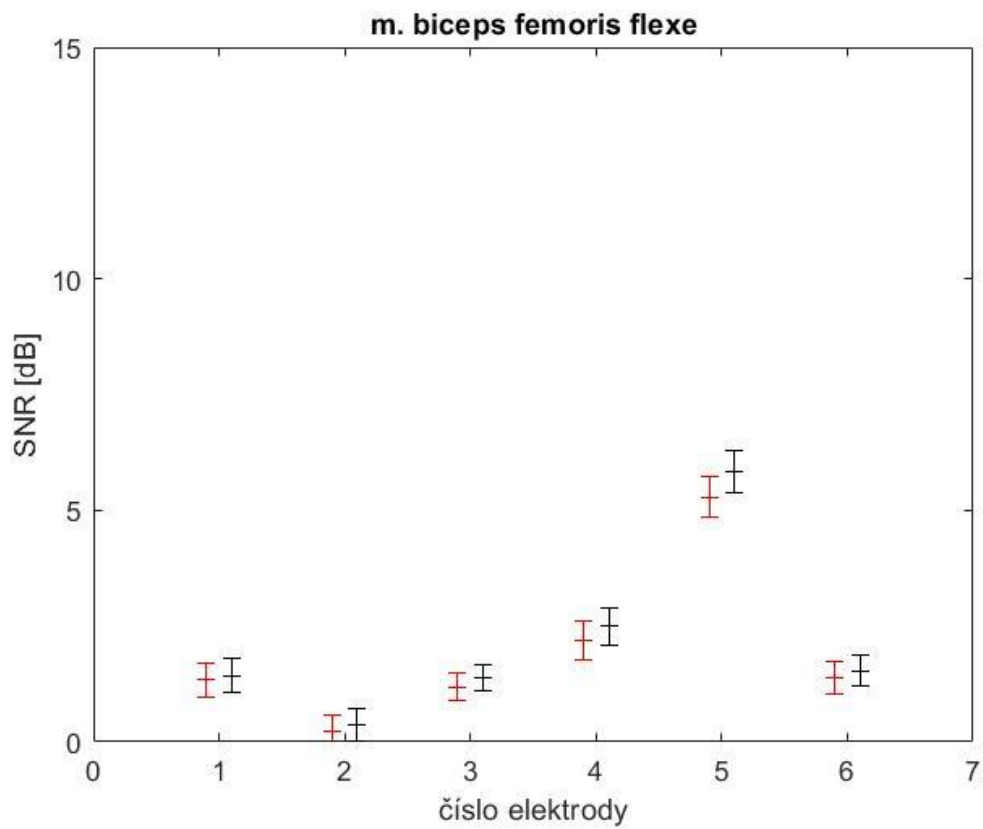
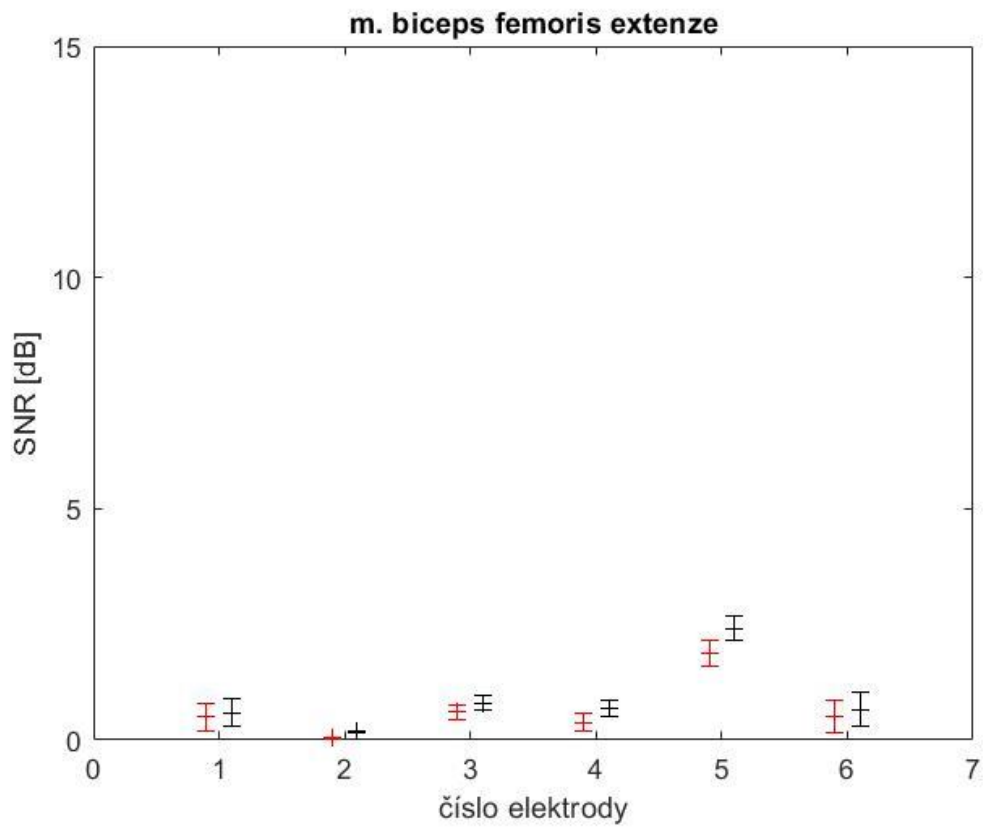
## Příloha B Graf extenze a flexe m. rectus femoris



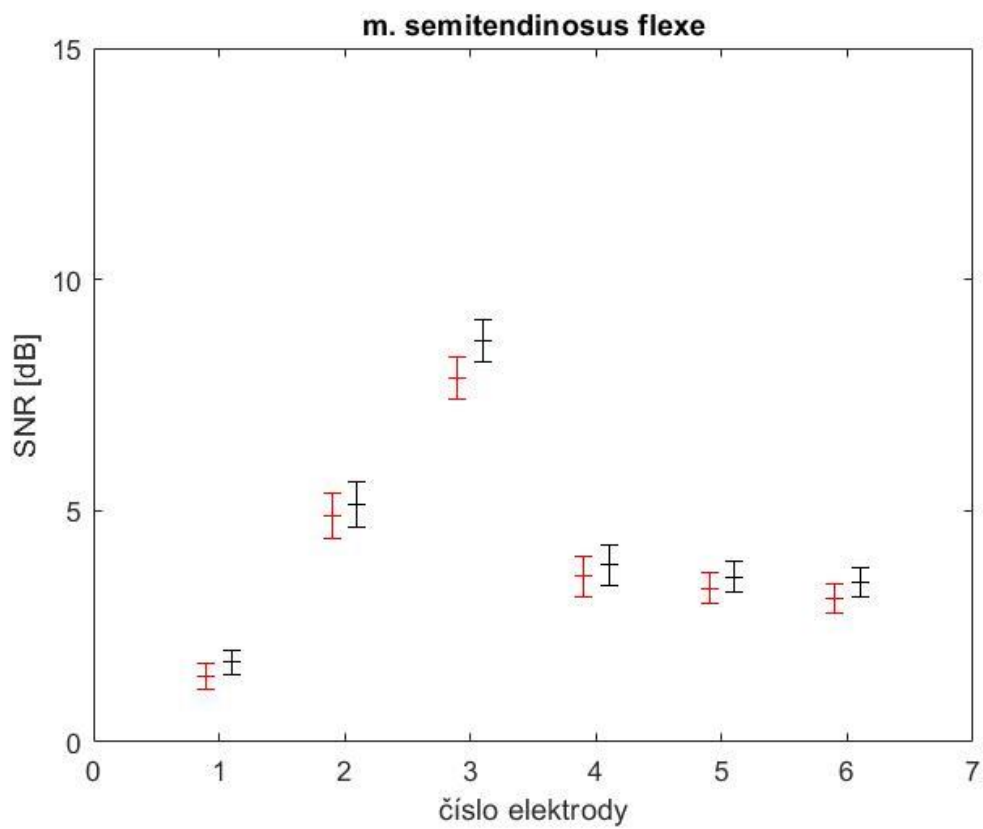
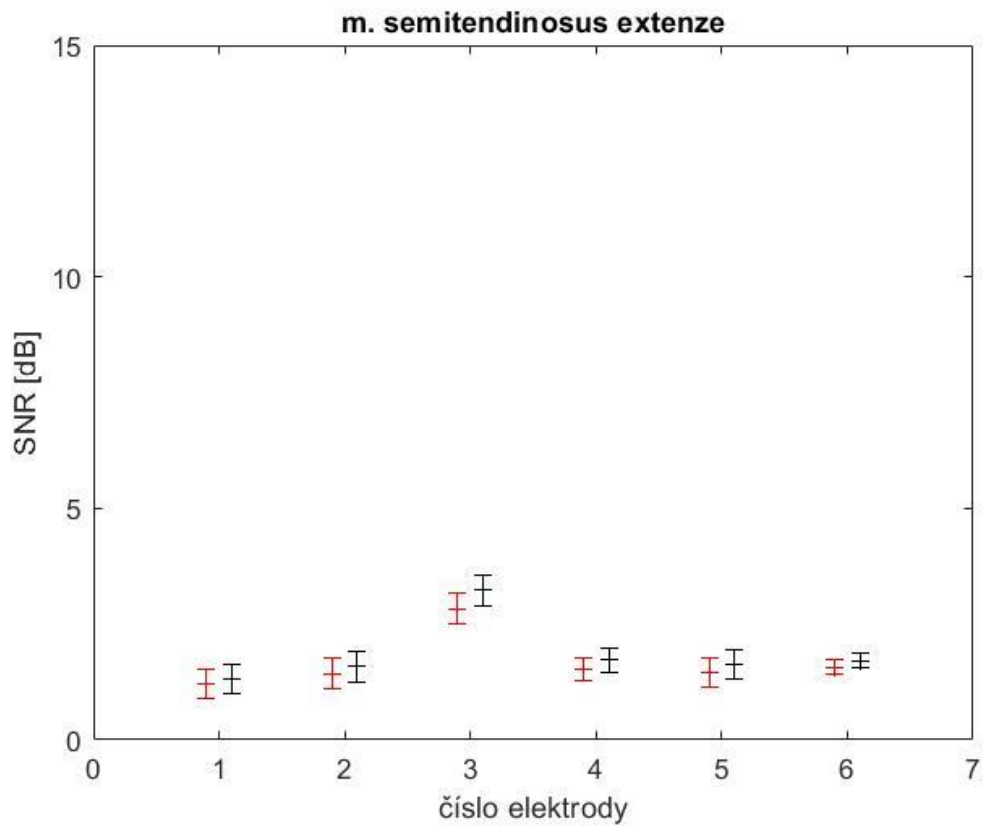
## Příloha C Graf extenze a flexe m. vastus medialis



## Příloha D Graf extenze a flexe m. biceps femoris



## Příloha E Graf extenze a flexe m. semitendinosus



# Příloha F Informovaný souhlas



## Souhlas respondenta s účastí ve výzkumu

<b>Jméno a příjmení studenta:</b>	Tomáš Forejtek
<b>Osobní číslo studenta:</b>	D16000092
<b>Univerzitní e-mail studenta:</b>	tomas.forejtek@tul.cz
<b>Studijní program:</b>	Biomedicínská technika
<b>Ročník:</b>	3.
<b>Kvalifikační práce:</b>	<input type="checkbox"/> bakalářská <input type="checkbox"/> diplomová
<b>Téma kvalifikační práce:</b>	Měření EMG signálu se zaměřením na koleno
<b>Technika</b>	Experiment

Dobrý den,

v souvislosti se zpracováním kvalifikační práce bych Vás tímto chtěl požádat o udělení souhlasu s podílením se na výzkumu jako respondent. Kdykoliv máte možnost odstoupit od realizace výzkumu. Výzkum bude realizován technikou měření pomocí diagnostického EMG a následné zpracování a vyhodnocení dat.

V rámci kvalifikační práce bude zajištěna anonymita respondentů a mlčenlivost výzkumníka o všech zjištěných skutečnostech při zpracování zjištěných údajů. Výstupy výzkumu budou též uváděny anonymně.

Svým podpisem souhlasím s účastí ve výzkumu za výše zmíněných podmínek v rámci zpracování kvalifikační práce.

Jméno a příjmení respondenta: \_\_\_\_\_

Podpis respondenta: \_\_\_\_\_

Dne: \_\_\_\_\_

