

# Měření EMG signálů na horních končetinách

## Bakalářská práce

*Studijní program:*

B3944 Biomedicínská technika

*Studijní obor:*

Biomedicínská technika

*Autor práce:*

**Kristýna Palmeová**

*Vedoucí práce:*

Ing. Jan Koprnický, Ph.D.

Ústav mechatroniky a technické informatiky





## Zadání bakalářské práce

# Měření EMG signálů na horních končetinách

*Jméno a příjmení:* **Kristýna Palmeová**  
*Osobní číslo:* D16000009  
*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 ruky s cílem dalšího zpracování naměřených dat.

1. Popsat přehled anatomie horní končetiny se zaměřením na předloktí a svalovou tkáň.
2. Analyzovat aspekty vícesegmentálního pohybu horní končetiny v kontextu svalových agonistů, antagonistů a synergistů.
3. Nastudovat aktuální poznatky o snímání svalových potenciálů metodou EMG.
4. Provést rešerši snímání svalových potenciálů aktuálně dostupnými protézami a ortézami.
5. S využitím EMG zrealizovat experimentální šetření zaměřené na nalezení nejvhodnějšího místa pro snímání svalových potenciálů v oblasti horní končetiny.
6. Dosažené výsledky porovnat s výsledky měření se systémem Myo Armband.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Elektromyografie neboli EMG, se zabývá funkcí kosterního svalstva. Vyšetřuje elektrické biosignály, které vznikají v důsledku svalové aktivity. Je to metoda používaná hlavně k diagnostice poruch nervosvalového aparátu, ale její uplatnění se najde i v ortotice, ergonomii a dokonce i v protetice. Právě v protetice byla velkým přínosem, kvůli propojení končetin s aktivně poháněnými ortézami nebo protézami. Způsob propojení je ovšem stále nedokonalý a rešerše těchto metod by mohla být přínosem v této problematice. Práce s měřicím systémem Myo Armband by mohla zjednodušit snímání biosignálů a tím i zdokonalit techniku jejich snímání.

Výstupy bakalářské práce budou uplatněny ve vědecko-výzkumné činnosti na FZS, FM a CxI, která se zabývá aktivně poháněnými ortézami a protézami a článek.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

Výzkumné předpoklady budou stanoveny na základě syntézy poznatků z funkční anatomie horní končetiny.

Metoda:

Práce bude mít teoreticko-empirický charakter, metoda kvantitativní

Technika práce, vyhodnocení dat:

Technika práce: V rámci studie bude využit EMG.

Vyhodnocení dat: analýza naměřených dat v Excelu

Místo a čas realizace výzkumu:

Místo: Technická univerzita v Liberci

Čas výzkumu: AR 2018/2019

Vzorek:

20 probandů ve věku od 19 – 25 let

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



### **Seznam odborné literatury:**

1. NAJMAN, Petr. Bionická ruka. Liberec, 2016. Semestrální projekt. Technické univerzity v Liberci, Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií.
2. WEISS, J., L. WEISS a J. SILVER. Easy EMG. 2. Elsevier, 2016. ISBN 978-0-323-28664-0.
3. MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-1521-6.
4. ELIŠKA, Oldřich a Miloslava ELIŠKOVÁ. Aplikovaná anatomie pro fyzioterapeuty a maséry. Praha: Karolinum, 2009. ISBN 978-80-246-1716-9.
5. ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 2., uprav. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
6. MUZUMDAR, Ashok. Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application. 1. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2004. ISBN 978-3-642-62302-8.
7. RAEZ M. B. I., M. S. HUSSAIN a F. MOHD-YASIN. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. Biological Procedures Online. 2006, 8(1), 11-35. ISSN 1480-9222. DOI 10.1251/bpo115. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1455479/>
8. KAMINSKI, Brian. Advancer Technologies, LLC. MyoWare Muscle Sensor [online]. [cit. 2017-03-29]. Dostupné z: <http://www.advancertechnologies.com/p/myoware.html>
9. CIBULČÍK, František a Jozef ŠÓTH. Základná príručka elektromyografických technik: EMG atlas. Martin: Osveta, 1998. ISBN 80-8063-001-1.
10. BLAŽEK, Martin. Bionická ortéza a její propojení s pacientem. Liberec, 2018. Bakalářská práce. Technické univerzity v Liberci, Fakulta zdravotnických studií.
11. VANÍČKOVÁ, Vanessa. Snímače bionických náhrad horních končetin. Liberec, 2018. Bakalářská práce. Technické univerzity v Liberci, Fakulta zdravotnických studií.

*Vedoucí práce:* Ing. Jan Koprnický, Ph.D.  
Ústav mechatroniky a technické informatiky

*Datum zadání práce:* 1. září 2018  
*Předpokládaný termín odevzdání:* 30. června 2019

L.S.

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

Vážená paní  
**Kristýna Palmeová**  
Sadová 882  
549 01 Nové Město nad Metují

Vyřizuje/linka: Čermáková/485 353 194

V Liberci dne 2. července 2019  
č. j.: TUL - 19/8515/027669-001

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

Vážená paní Palmeová,

na základě Vaší žádosti ze dne 25. 06. 2019, zaevidované pod č. j.: TUL - 19/8515/027669 Vám sděluji, že **souhlasím** s ponecháním zadání bakalářské práce a s prodloužením termínu odevzdání do 30. 06. 2020.

S pozdravem

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

## Prohlášení

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

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

24. června 2020

Kristýna Palmeová

Poděkování:

Chtěla bych poděkovat panu Ing. Janu Koprnickému, Ph.D. za jeho cenné rady a trpělivost během vzniku této práce. Mé poděkování dále patří Ing. Denisu Griaznovi za ochotu a pomoc s měřením a zpracováním dat. Velké díky také patří zúčastněným probandům a mé rodině za jejich podporu.

## **Anotace v českém jazyce**

Jméno a příjmení autora:	Kristýna Palmeová
Instituce:	Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
Název práce:	Měření EMG signálů na horních končetinách
Vedoucí práce:	Ing. Jan Koprnický, Ph.D.
Počet stran:	68
Počet příloh:	5
Rok obhajoby:	2020
Anotace:	Tato bakalářská práce se zabývá snímáním svalových potenciálů na předloktí pomocí diagnostického EMG a Myo Armbandu. Teoretická část obsahuje anatomii horní končetiny, popis pojmu elektromyografie i shrnutí volně dostupných myoelektrických ortéz a protéz. V praktické části budou porovnána data získaná pomocí diagnostického EMG a Myo Armbandu a následně bude vyhodnocena jejich komparabilita.
Klíčová slova:	Elektromyografie, Myo Armband, protetika, ortotika, svalová odezva



## **Annotation**

Name and surname: Kristýna Palmeová

Institution: Technical university of Liberec, Faculty of Health Studies

Title: Measurement of EMG signals on the upper limbs

Supervisor: Ing. Jan Koprnický, Ph.D.

Pages: 68

Apendix: 5

Year: 2020

Annotation: This bachelor thesis deals with the sensing of muscle potentials on the forearm using diagnostic EMG and Myo Armband. The theoretical part contains the anatomy of the upper limb, a description of the concept of electromyography and a summary of freely available myoelectric orthoses and prostheses. In the practical part, the data obtained using diagnostic EMG and Myo Armband will be compared and then their comparability will be evaluated.

Keywords: Electromyography, Myo Armband, prosthetics, orthotics, muscle response

# Obsah

Obsah .....	10
Seznam použitých zkratek .....	12
1 Úvod.....	13
2 Teoretická část .....	14
2.1 Vznik a šíření elektromyografického signálu .....	14
2.1.1 Motorická jednotka .....	14
2.1.2 Nervosvalová ploténka .....	15
2.1.3 Akční potenciál a jeho šíření .....	15
2.2 Anatomie horní končetiny .....	16
2.2.1 Kostí horní končetiny.....	16
2.2.2 Anatomie svalu .....	17
2.2.3 Svaly horní končetiny .....	18
2.3 Kineziologie se zaměřením na předloktí a ruku.....	22
2.3.1 Kinematika předloktí .....	22
2.3.2 Kinematika ruky .....	23
2.4 Elektromyografie.....	24
2.4.1 Princip elektromyografie .....	24
2.4.2 Snímání elektromyografického signálu .....	26
2.4.3 Elektromyograf .....	27
2.4.4 Faktory ovlivňující měření.....	30
2.5 Snímání potenciálů metodou EMG .....	31
2.5.1 Nervové kondukční studie .....	32
2.5.2 Jehlové EMG .....	33
2.6 Využití elektromyografie v protetice a ortotice .....	35
2.6.1 Myoelektrické protézy .....	36
2.6.2 Myoelektrické ortézy .....	39

3	Výzkumná část.....	42
3.1	Cíle a výzkumné předpoklady.....	42
3.2	Metodika výzkumu.....	42
3.2.1	Použitá experimentální zařízení.....	43
3.2.2	Pilotní šetření .....	46
3.2.3	Výzkumná data a jejich zpracování .....	51
3.2.4	Výzkumná data a jejich analýza .....	55
3.3	Analýza výzkumných cílů a výzkumných otázek .....	60
4	Diskuze .....	64
5	Návrh doporučení pro praxi.....	65
6	Závěr .....	66
	Seznam použité literatury .....	67
	Seznam příloh .....	70

## Seznam použitých zkratek

A/D převodník	analogově digitální převodník
Ag	stříbro
Ag/AgCl	stříbro/chlorid stříbrný
AP	akční potenciál
CMAP	sumační akční potenciál (compound muscle AP)
EMG	elektromyografie
M.	musculus
MIT	Massachusetts Institute of Technology
MUAP	akční potenciál motorické jednotky (motor unit AP)
SFEMG	elektromyografie jediného svalového vlákna (single fiber EMG)
SNAP	senzitivní nervový akční potenciál (sensitive nerve AP)
tzv.	takzvaný

# 1 Úvod

Elektromyografie neboli EMG, je označení pro elektrofyziologické metody, vyšetřující stav periferního nervového systému a kosterního svalstva. Zkoumá elektrické biosignály, které vznikají v důsledku svalové aktivity. Je to metoda používaná hlavně k diagnostice poruch nervosvalového aparátu, ale její uplatnění se najde i v ergonomii, protetice a ortotice (1).

Právě v protetice a ortotice byla velkým přínosem, kvůli propojení končetin s aktivně poháněnými protézami a ortézami. Cena těchto zařízení je ovšem vysoká a způsob propojení stále nedokonalý. Z tohoto důvodu je vhodné zkoumat nová zařízení, která by této problematice mohla přispět.

Právě jedním takovým zařízením je Myo Armband. Primárně se jedná se o aparát určený pro ovládání počítačů, telefonů a jiných technologií pomocí elektrické aktivity svalu, ze kterého není možné získat data (2). Avšak pomocí mnoha developerů se podařilo data zpřístupnit a dané záznamy elektrických aktivit svalů jsou již dostupné. Díky této skutečnosti se nyní vyskytla možnost porovnat data z cenově dostupného zařízení, primárně určeného pro zábavu, a konvenčního diagnostického EMG.

Pokud by se data prokázala jako srovnatelná, mohlo by to znamenat pokrok v protetice, ortotice a diagnostice. V protetice a ortotice by se umožnil nový způsob snímání, který je cenově dostupný, což by mohlo vést ke snížení cen těchto zařízení a jejich z dostupnosti pro pacienty. V diagnostice by se díky jednoduchému čištění a možnosti opakovaného použití mohly ušetřit finance za elektrody.

V teoretické části bude shrnuta anatomie horní končetiny a analýza aspektů vícesegmentálního pohybu horní končetiny. Bude obeznámen pojem EMG a vše, co k němu patří. V praktické části bude provedeno totožné měření za pomoci dvou různých zařízení, a to konvenčního EMG a Myo Armandu, jejichž data budou následně zpracována a porovnána.

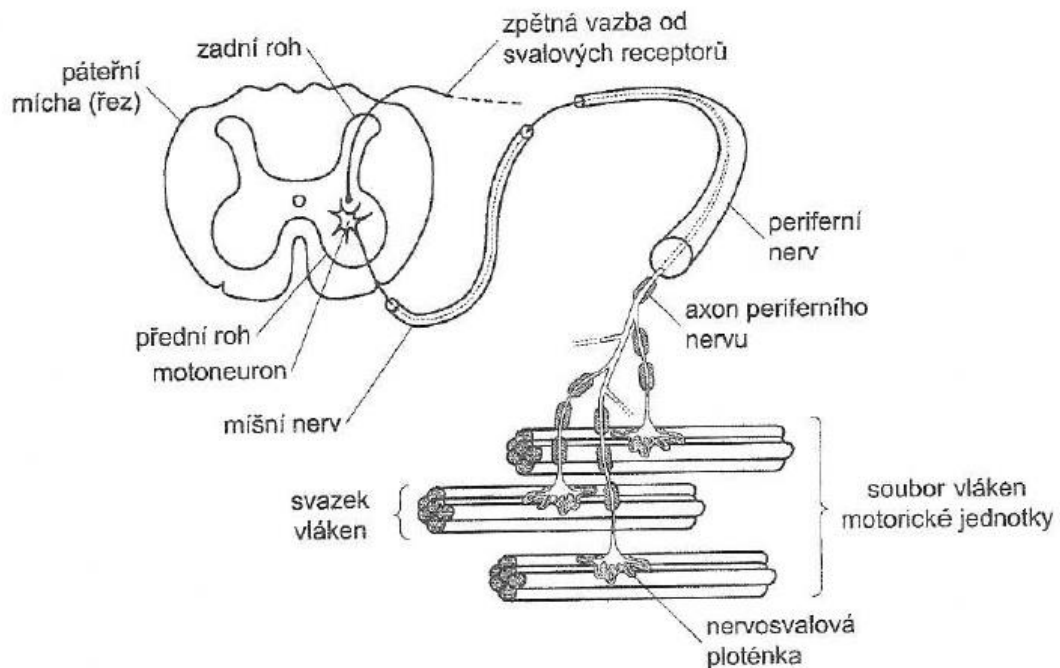
## 2 Teoretická část

### 2.1 Vznik a šíření elektromyografického signálu

Pro pochopení snímání elektromyografických signálů na horních končetinách je potřeba si uvědomit, kde vznikají a jak se šíří. Obojí bude shrnuto v této kapitole.

#### 2.1.1 Motorická jednotka

Motorická jednotka, viz Obr. 1, tvoří základní funkční jednotku svalového aparátu. Skládá se z motoneuronů, jejichž těla jsou uložena v páteřní míše a souboru svalových vláken. Axony motoneuronů vyběhají předním kořenem míchy a splývají s míšním nervem, který dále přechází v nerv periferní. Následně se rozvětvují a každá větev je zakončena nervosvalovou ploténkou, ovládající svazek vláken. Každé svalové vlákno příčně pruhovaného kosterního svalu má vlastní nervosvalovou ploténku a motorické jednotky mohou inervovat menší či větší počet vláken (1).



Obrázek 1 – Motorická jednotka (3)

### 2.1.2 Nervosvalová ploténka

Nervosvalová ploténka slouží k přenosu akčního potenciálu (AP) z motoneuronu přes periferní nerv na svalová vlákna. K přenosu dochází pomocí podráždění membrány vlákna, čímž se uvolní neurotransmitter. Následně dojde k depolarizaci a vybavení AP. AP se šíří z prostřední části vlákna oběma směry až na jeho konce pomocí postupné depolarizace membrány lokálními proudy. Zároveň se šířením potenciálu dochází i ke stahování vlákna. Důsledkem elektrických potenciálů v různých částech membrány svalového vlákna vzniká v okolí elektrické pole. Právě pomocí záznamů tohoto pole získáváme EMG signál (4).

### 2.1.3 Akční potenciál a jeho šíření

Akční potenciál je signál šířící se po axonu, který vyvolává kontrakci svalu. Vzniká změnou klidové rovnováhy na membráně, když dojde k vychýlení potenciálu z klidových hodnot (5). Vnitřek buňky je vzhledem k vnějšku nabit záporně a klidový potenciál má hodnotu kolem  $-90$  mV. Buněčná membrána není pro všechny ionty stejně snadno propustná, což vede k nerovnoměrné distribuci iontů na obou stranách membrány. Pro sodíkové kationty  $\text{Na}^+$  je propustnost nízká a jejich koncentrace převažuje vně buňky. Oproti tomu pro draslíkové kationty  $\text{K}^+$  je propustnost vysoká a jejich koncentrace je vyšší uvnitř buňky. Vzhledem k jejich vysoké permeabilitě dochází k průniku do extracelulárního prostoru. Protože ionty  $\text{K}^+$  nesou elektrický náboj, dochází ke vzniku rozdílného náboje na obou stranách membrány, tedy polarizaci. Tato polarizace kvůli nízké propustnosti nemůže být vyrovnána  $\text{Na}^+$  ionty a působí tu na sebe dvě síly: chemická – koncentrační spád a elektrická – snaha vyrovnat náboj na obou stranách membrány. Za klidového stavu jsou tyto síly v rovnováze a na membráně je možno naměřit klidový AP.

Vzrušivost neboli schopnost měnit potenciál na membráně, odlišuje nervové a svalové buňky od jiných. Je to základní předpoklad pro vznik AP. Při změně propustnosti přechází  $\text{Na}^+$  ionty do nitra buňky a mění se klidový membránový potenciál na méně negativní. V momentě, kdy dosáhne hranice prahového potenciálu  $-50$  až  $-90$  mV, nastává zvýšení propustnosti a masivní průnik  $\text{Na}^+$  iontů do nitra buňky, což vede ke změně potenciálu. Při jeho poklesu nastává depolarizace a také snížení polarizace membrány. Chvilkově dochází i k transpolarizaci, změně polaritě membrány, kdy z vnější strany převažuje

negativní náboj. Toto ovšem trvá pouze zlomek milisekundy a nastává zvýšení propustnosti pro  $K^+$  ionty a pokles propustnosti pro  $Na^+$  ionty. Hodnoty se vrací do normálu, ale na okamžik dochází k hyperpolarizaci, kdy se díky větší propustnosti krátkodobě zvýší hladina  $K^+$  iontů.

Protože ke vzniku AP je potřeba pouze malé množství iontů, lze celý děj rychle opakovat. Jeho vznik je závislý na podráždění membrány, a zdali dosáhne prahového potenciálu. Při dosažení dojde ke genezi akčního potenciálu a při nedosažení ne. V tomto případě platí pravidlo všechno nebo nic.

Elektrické, fyzikální i chemické podráždění může spustit AP. Většina membrán je dráždivá elektricky, což je využíváno při elektrické stimulaci. Další membrány jsou citlivé na chemické podněty, při nichž dochází k vychýlení klidového potenciálu bez jeho přenosu na vzdálenost. Při dosažení prahového potenciálu nastává vznik AP na sousedícím úseku elektricky dráždivé membrány (1).

## 2.2 Anatomie horní končetiny

Pro určení správného místa snímání elektromyografických signálů z horní končetiny je nutno se seznámit s její anatomí.

### 2.2.1 Kostí horní končetiny

Lidské tělo je tvořeno 204 až 214 volnými či pevně spojenými kostmi, které tvoří pasivní pohyblivý aparát. Z toho 64 kostí je obsaženo v horních končetinách (4).

**Pletenec horní končetiny** – připojuje horní končetinu k trupu a je tvořen dvěma kostmi. Jedná se o lopatku (*scapula*), která je k trupu připojena svaly a klíční kost (*clavicula*), která je k ní a hrudní kosti připojena kloubně.

**Kost pažní (*humerus*)** – typicky dlouhá kost s epifýzou a diafýzou. Kloubně spojena s kostí vřetenní a loketní v loketním kloubu a s lopatkou v ramenním kloubu.

**Kostí předloktí** – předloktí je tvořeno dvěma kostmi. Vřetenní kostí (*radius*) na palcové straně a loketní kostí (*ulna*) na malíkové straně.

**Kostí ruky** – kosti ruky se skládají ze zápěstních kostí (*ossa carpi*), zápěstních kostí (*ossa metacarpi*) a článků prstů (*ossa digitorum manus*). Zápěstních kostí je celkem 8. Jedná se



o kost loďkovitou (*os scaphoideum*), kost měsíčitou (*os lunatum*), kost trojhrannou (*os triquetrum*), kost hráškovou (*os pisiforme*), kost mnohohrannou větší (*os trapezium*), kost mnohohrannou menší (*os trapezoideum*), kost hlavatou (*os capitatum*) a kost hákovitou (*os hamatum*). Záprstních kostí je 5 a tvoří podklad dlaně. Článků prstů je celkem 14 a jsou rozděleny po dvou článcích na palci a 3 článcích na zbylých 4 prstech (5).

### **2.2.2 Anatomie svalů**

Svaly jsou elastické tkáně, schopné kontrahovat a následně relaxovat. Zajišťují pohyb uvnitř i vně organismu přeměnou chemické energie v kinetickou. Svaly můžeme podle typu svaloviny rozdělit na – příčně pruhované svalstvo, hladkou svalovinu a svalovinu srdce myokard (5). Ovšem kvůli zaměření práce na horní končetinu, se budeme zabývat pouze kosterním svalstvem.

#### **Rozdělení svalů podle funkce a typu pohybu.**

- Rozdělení podle funkce
  - Hlavní sval – nejdůležitější sval pro daný pohyb.
  - Pomocný sval – sval působící s hlavním svalem.
  - Fixační sval – sval zpevňující pohybuující se část těla.
  - Neutralizační sval – sval rušící nežádoucí směry pohybů.
  
- Rozdělení podle typu pohybu
  - Agonisté – primární iniciátoři pohybu. Kontrahují a umožňují tak specifický pohyb.
  - Antagonisté – svaly na opačné straně oproti agonistům. Musí relaxovat, aby mohl primární sval kontrahovat.
  - Synergisté – zabraňují nežádoucím pohybům, vyskytujících se během pohybu primárního svalu.
  - Fixátory – součást synergistů. Imobilizují kost, která je součástí primárního svalu (6).

#### **Stavba svalového vlákna**

Základní stavební jednotkou příčně pruhovaného svalu je svalové vlákno. To vzniká z jednojaderných myoblastů, splývajících v mnohojaderná svalová vlákna (*syncitium*).

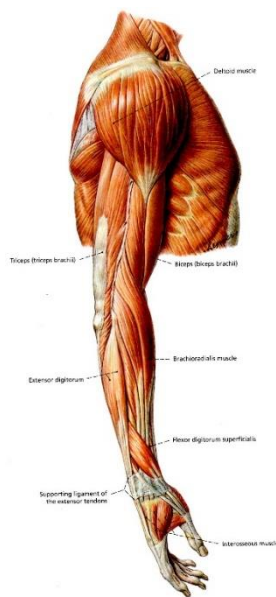
Jejich povrch je krytý kluzkou ochrannou vrstvou sarkolemou a uvnitř se nachází myofibrily. Myofibrily jsou účinnou složkou svalu a dělí na segmenty tzv. sarkomery. Jednotlivé sarkomery jsou složeny ze střídajících se světlých a tmavých vláken myofilament. Myofilamenta jsou buď tenká, tvořena aktinem nebo tlustá, tvořena myozinem. Svalový stah vzniká posuvným mechanismem a zkrácením myofibril, což vede k zasunutí aktinových a myozinových vláken do sebe (5).

### **Stavba příčně pruhovaného svalu**

Příčně pruhovaná svalovina je základní složkou kosterních svalů, kterých je v těle okolo 600. Obsahuje specializované buňky, nazývané se dlouhé cylindrické mnohojaderné buňky, které se sdružují do primárních snopečků. Ty se dále shlukují do sekundárních snopců a snopců vyšších řádů, což vede k tvorbě svalového břicha. Sval se dále skládá ze začátku a místa úponu. Nejčastějším místem úponu je kost, ale někdy i kloub a kůže. Úpon je možný díky šlaše, která je tvořena uspořádaným kolagenním vazivem. Svaly jsou uloženy v povázkách – pružných vazivových obalech (6).

### **2.2.3 Svaly horní končetiny**

V lidském těle se nachází okolo 600 svalů, z nichž 80, viz Obr. 2, tvoří horní končetiny a jejich funkcí je umožněn aktivní pohyb. Horní končetina se dělí na 4 svalové skupiny (5).



Obrázek 2 – Svaly horní končetiny (7)

## Svaly ramenní a lopatkové

- Sval deltový (*musculus deltoideus*) – předpažení, upažení, zapažení a udržuje klidové napětí humeru v jamce ramenního kloubu.
- Sval nadhřebenový (*musculus supraspinatus*) – zevní rotace končetiny, pomáhá při abdukci paže.
- Sval podhřebenový (*musculus infraspinatus*) – zevní rotace, supinace, addukce paže.
- Malý sval oblý (*musculus teres minor*) – zevní rotace ramenního kloubu.
- Velký oblý sval (*musculus teres major*) – addukce paže a vnitřní rotace.
- Sval podlopatkový (*musculus subscapularis*) – vnitřní rotace humeru (5).

## Svaly paže

- Dvojhlavý sval pažní (*musculus biceps brachii*) – v loketním kloubu ohýbá a supinuje, abdukce a addukce.
- Vnitřní sval pažní (*musculus coracobrachialis*) – addukce a ventrální flexe ramenního kloubu.
- Hluboký sval pažní (*musculus brachialis*) – flexe v loketním kloubu.
- Trojhlavý sval pažní (*musculus triceps brachii*) – extenze loketního kloubu, pomoc při dorsální flexi a addukci v ramenním kloubu.
- Loketní sval (*musculus anconeus*) – extenze předloktí (5).

## Svaly předloktí

Předloketní svaly dělíme na přední, laterální a dorzální část. Přední skupina se dělí do 4 vrstev a napomáhá při flexi prstů ruky a pronaci předloktí. Laterální skupina se skládá z 2 vrstev a zajišťuje extenzi ruky a supinaci předloktí. Poslední dorzální skupina má také 2 vrstvy a slouží jako extenzor ruky.

### Přední skupina

- Povrchová vrstva
  - Pronující sval oblý (*musculus pronator teres*) – pronace předloktí.
  - Radiální ohýbač zápěstí (*musculus flexor carpi radialis*) – flexe zápěstí a pomocná flexe loketního kloubu.

- Dlouhý sval dlaňový (*musculus palmaris longus*) – pomocná flexe loketního kloubu a zápěstí.
- Vnitřní ohýbač zápěstí (*musculus flexor carpi ulnaris*) – flexe zápěstí.
- Druhá vrstva
  - Povrchový ohýbač prstů (*musculus flexor digitorum superficialis*) – flexe proximálních kloubů prstů.
- Třetí vrstva
  - Hluboký ohýbač prstů (*musculus flexor digitorum profundus*) – flexe distálních kloubů.
  - Dlouhý ohýbač palce (*musculus flexor pollicis longus*) – flexe kloubu palce.
- Čtvrtá vrstva
  - Pronující sval čtyřhranný (*musculus pronator quadratus*) – pronace předloktí (5).

### Laterální skupina

- Povrchová vrstva
  - Sval vřetenní (*musculus brachioradialis*) – supinace předloktí, silová flexe loketního kloubu.
  - Dlouhý zevní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi radialis longus*) – extenze zápěstí.
  - Krátký zevní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi radialis brevis*) – extenze zápěstí.
- Hlubková vrstva
  - Sval supinující (*musculus supinator*) – supinace radia (5).

### Dorsální skupina

- Povrchová vrstva
  - Natahovač prstů (*musculus extensor digitorum*) – natažení prstů a pomocná extenze zápěstí.
  - Natahovač malíku (*musculus extensor digiti minimi*) – extenze malíku.
  - Vnitřní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi ulnaris*) – extenze zápěstí.

- Hlubková vrstva
  - Dlouhý odtahovač palce (*musculus abductor pollicis longus*) – abdukce palce.
  - Krátký natahovač palce (*musculus extensor pollicis brevis*) – extenze kloubu palce.
  - Dlouhý natahovač palce (*musculus extensor pollicis longus*) – extenze palce.
  - Natahovač ukazováku (*musculus extensor indicis*) – extenze ukazováku (5).

## Svaly ruky

Svaly ruky se dělí na skupinu palcovou, malíkovou a svaly středního prostoru.

- **Palcová skupina**
  - Krátký odtahovač palce (*musculus abductor pollicis brevis*) – abdukce palce.
  - Krátký ohýbač palce (*musculus flexor pollicis brevis*) – flexe kloubu palce, částečná abdukce a opozice palce.
  - Oponující sval palce (*musculus opponens pollicis*) – opozice palce.
  - Přitahovač palce (*musculus adductor pollicis*) – addukce palce.
- **Malíková skupina**
  - Dlaňový sval krátký (*musculus palmaris brevis*) – jediný sval inervován pomocí *ramus superficialis nervus ulnaris*.
  - Odtahovač malíku (*musculus abductor digiti minimi*) – abdukce v malíku.
  - Krátký ohýbač malíku (*musculus flexor digiti minimi brevis*) – flexe v malíku.
  - Oponující sval malíku (*musculus opponens digiti minimi*) – addukce malíku.
- **Svaly středního prostoru**
  - Červovité svaly (*musculus lumbricales manus*) – flexe a extenze kloubů, radiální uklánění prstů (5).

## 2.3 Kineziologie se zaměřením na předloktí a ruku

Kineziologie se dá definovat jako multidisciplinární obor, který zahrnuje anatomii, fyziologii a zkoumá je z hlediska mechaniky (8). Tato kapitola se bude zabývat o kinematiku horní končetiny v kontextu její anatomie. Jedná se hlavně o kinematiku v kontextu svalových agonistů, antagonistů a synergistů. Vysvětlení těchto pojmů již bylo zmíněno v kapitole Anatomie svalu. Zaměřovat se bude na předloktí a ruku, což jsou nejdůležitější části horní končetiny pro tuto práci.

### 2.3.1 Kinematika předloktí

**Ohnutí (flexe)** – flexe v loketním kloubu vzniká pomocí tří svalů. Jedná se o dvojhlavý pažní sval (*musculus biceps brachii*), pažní sval (*musculus brachialis*) a vřetenní sval (*musculus brachioradialis*) (9). Antagonisty jsou trojhlavý sval pažní (*musculus triceps brachii*) a loketní sval (*musculus anconeus*) (6). Synergisty tohoto pohybu tvoří povrchový ohybač prstů (*musculus flexor digitorum superficialis*), vnitřní ohybač zápěstí (*musculus flexor carpi ulnaris*) a dlouhý dlaňový sval (*musculus palmaris longus*). Stabilizaci pohybu zajišťuje velký prsní sval (*musculus pectoralis major*), deltový sval (*musculus deltoideus*) a hákopažní sval (*musculus coracobrachialis*). Dvojhlavý pažní sval a pronující oblý sval (*musculus pronator teres*) zase pohyb neutralizují (9).

**Natažení (extenze)** – trojhlavý pažní sval a loketní sval jsou dva agonisté extenze v loketním kloubu (9). Svaly, vykonávající opačný pohyb jsou dvojhlavý sval pažní, hluboký sval pažní a sval vřetenní (6). Synergisty tohoto pohybu jsou zevní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi radialis longus*) a natahovač prstů (*musculus extensor digitorum*). Pohyb je stabilizován velkým prsním svalem, širokým zádočným svalem (*musculus latissimus dorsi*) a pronujícím oblým svalem (9).

**Vnitřní stočení ruky (pronace)** – agonisté pronace jsou oblý sval a čtyřhranný pronující sval (*musculus pronator quadratus*) (9). Antagonisté tohoto pohybu jsou zase pronující sval oblý a pronující sval čtyřhranný (6). Synergisty tvoří zevní ohybač zápěstí (*musculus flexor carpi radialis*), dlouhý dlaňový sval a vřetenní sval. Stabilizaci pohybu provádí trojhlavý pažní sval, loketní sval a pronující oblý sval. Trojhlavý pažní sval, loketní sval a pronující oblý sval zase pohyb neutralizují (9).

**Zevní stočení ruky (supinace)** – hlavními vykonavateli supinace v loketním kloubu jsou dvojhlavý pažní sval a supinující sval (*musculus supinator*) (9). Dvojhlavý sval pažní a sval supinující jsou antagonisty tohoto pohybu (6). Synergistou supinace je sval vřetenní a stabilizaci provádí trojhlavý pažní a loketní sval. K neutralizaci dochází díky trojhlavému pažnímu svalu a loketnímu svalu (9).

### 2.3.2 Kinematika ruky

**Ohnutí (flexe)** – agonisty flexe v zápěstním kloubu jsou zevní a vnitřní ohybač zápěstí a dlouhý dlaňový sval. Synergisté jsou dlouhý odtahovač palce (*musculus abductor pollicis longus*) a povrchový a hluboký ohybač prstů (*musculus flexor digitorum profundus*). Stabilizaci pohybu zajišťují extenzory na hřbetu předloktí, neutralizaci vnitřní a zevní ohybače zápěstí.

**Natažení (extenze)** – extenze v zápěstí je zajištěna dlouhým a krátkým zevním natahovačem zápěstí (*musculus extensor carpi radialis brevis*) a vnitřním natahovačem zápěstí (*musculus extensor carpi ulnaris*). Synergisty tohoto pohybu tvoří natahovače prstů a dlouhý a krátký natahovač palce (*musculus extensor pollicis brevis et longus*). Pohyb je stabilizován svaly na přední straně předloktí neutralizován krátkým a dlouhým zevním natahovačem předloktí a vnitřním natahovačem zápěstí.

**Zevní dukce (abdukce)** – krátký a dlouhý zevní natahovač předloktí a zevní ohybač zápěstí způsobují abdukci zápěstí. Mezi pomocné svaly tohoto pohybu se řadí dlouhý ohybač palce (*musculus flexor pollicis longus*) a dlouhý a krátký natahovač palce (*musculus abductor pollicis brevis*). Pohyb je stabilizován svaly na dlaňové a hřbetní straně předloktí.

**Vnitřní dukce (addukce)** – addukce je prováděna pomocí vnitřního natahovače a ohybače zápěstí. Stabilizace probíhá díky stejným svalům jako při abdukci. Za neutralizaci jsou zodpovědné oba hlavní svaly provádějící addukci, protože zároveň ruší extenzní a flexní složky svých funkcí.

**Opozice palce** – schopnost palce postavit se proti každému prstu je možná díky oponujícímu svalu palce (*musculus opponens pollicis*).

**Repozice palce** – dlouhý a krátký odtahovač palce zajišťují zpětný pohyb oponovaného palce.

**Flexe prstů v metakarpofalangových kloubech** – flexe prstů je zajištěna díky červovitým svalům (*musculi lumbricales*) a mezikostním svalům (*musculi interossei*).

**Extenzi prstů v metakarpofalangových kloubech** – extenze vzniká pomocí natahovače prstů (*musculus extensores digitorum*).

**Abdukce prstů** – abdukci zajišťují hřbetní mezikostní svaly (*musculi interossei dorsales*).

**Addukce prstů** – addukce vzniká díky dlaňovým mezikostním svalům (*musculi interossei palmares*) (9).

## 2.4 Elektromyografie

*„Elektromyografie je souhrnné označení pro skupinu elektrofyziologických metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva“*  
(1, s. 9).

Jedná se o diagnostickou metodu, umožňující snímání bioelektrických signálů, které vznikají činností kosterního svalstva. EMG je široký pojem a zahrnuje různé odlišné postupy. Jedná se například o kondukční studie, které získávají informace o vedení periferních nervů. Dále je tu elektromyografie jako taková, která zaznamenává vyšetření svalů. Všechny metody však v závěru vycházejí ze stimulace a záznamu aktivity periferních nervů či ze svalu. Záznam EMG se nazývá elektromyogram a jeho zpracováním můžeme získat informace, které napomáhají při diagnostice svalových a neuromuskulárních poruch (11).

### 2.4.1 Princip elektromyografie

Principem EMG, viz Obr. 3, je záznam rozdílných potenciálů dvou míst pomocí elektrod. Jedná se o aktivní a referenční elektrody, které budou blíže rozebrány v nadcházejících kapitolách.



Při měření EMG dochází ke změně napětí aktivní elektrody vůči referenční. Tato změna je zaznamenána a následně vyhodnocována. Při záporném náboji pod aktivní elektrodou vzhledem k referenční se vykresluje negativní výchylka a křivka směřuje nahoru. Naopak při kladném náboji vzniká pozitivní výchylka a křivka se vykreslí dolů. Může také nastat klidový stav a vznik bazální linie a to v momentě, kdy je pod elektrodami zaznamenán stejný náboj a tudíž nedochází ke vzniku napětí.



Obrázek 3 – Ukázka EMG snímání (zdroj: autor)

Tkáň (tuk, vazivo, cévy) mezi elektrodou a zdrojem elektrických změn mění charakteristiku snímání a slouží jako vodič. Souhrnně se tyto tkáně označují jako objemový vodič a fungují na principu vysokofrekvenčního filtru. Čím je jejich vrstva silnější, tím více vyhlazují křivku a snižují amplitudu akčních potenciálů (1). Amplituda se pohybuje v rozsahu od 1 do 10 mV (12). Vykreslená křivka odpovídá velikosti úhlu, pod kterým se na elektrodu promítá část dipólu s kladným a záporným nábojem (1).

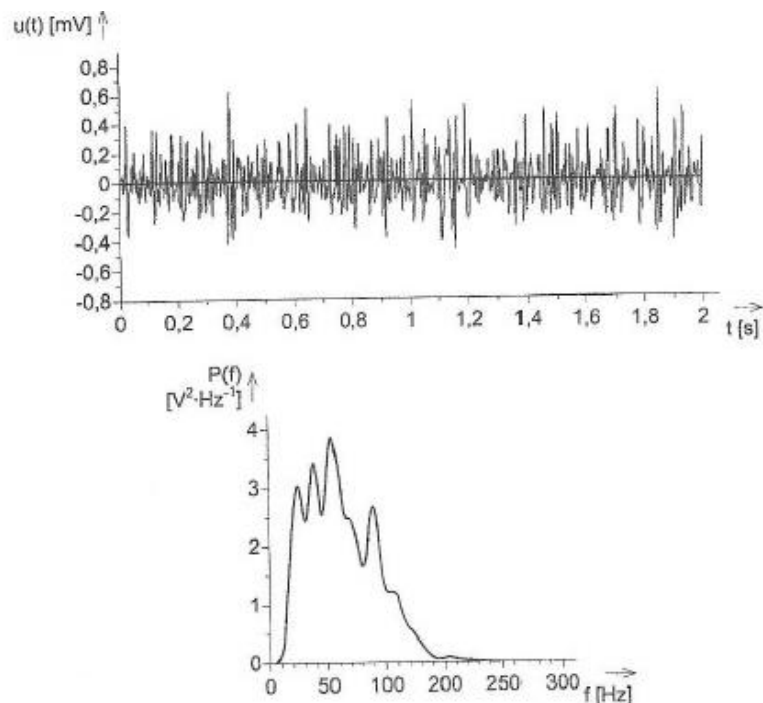
Záznam EMG má nejčastěji frekvenci od 6 do 500 Hz, avšak absolutní rozsah je až okolo 10 kHz. Zaznamenávaný signál vždy musí projít důkladnou filtrací, neboť může dojít k rušení různými vlivy (13).

## 2.4.2 Snímání elektromyografického signálu

Snímání EMG signálu se dá rozdělit jako *invazivní* a *povrchové*.

Invazivní neboli intramuskulární snímání, díky přímému umístění elektrody do bříška svalu dokáže snímat z požadovaného zdroje signálu a snímat pouze potenciály několika málo motorických jednotek (12). Mezi elektrodou a zdrojem signálu je pouze malý objem tkáně, a proto zde není omezováno frekvenční pásmo jako u povrchového snímání, kde je omezováno rozhraním elektroda-pokožka. Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, díky tomu je výše využitelného frekvenčního pásma až 10 kHz. Při invazivním snímání je i malé špičkové napětí signálu, což je způsobeno malou plochou elektrod. Řádově se jedná o několik stovek  $\mu\text{V}$ .

Povrchové neboli interferenční snímání zaznamenává signál vzniklý z mnoha motorických jednotek. Špičková hodnota signálu je do 10mV a horní hranice využitelného frekvenčního pásma je 500 Hz. Využití pásma je omezováno velkým objemem tkáně mezi elektrodami a svalovými vlákny a rozhraním elektroda-pokožka. Hlavní část výkonového spektra signálu se pohybuje od 50 do 150 Hz (14).



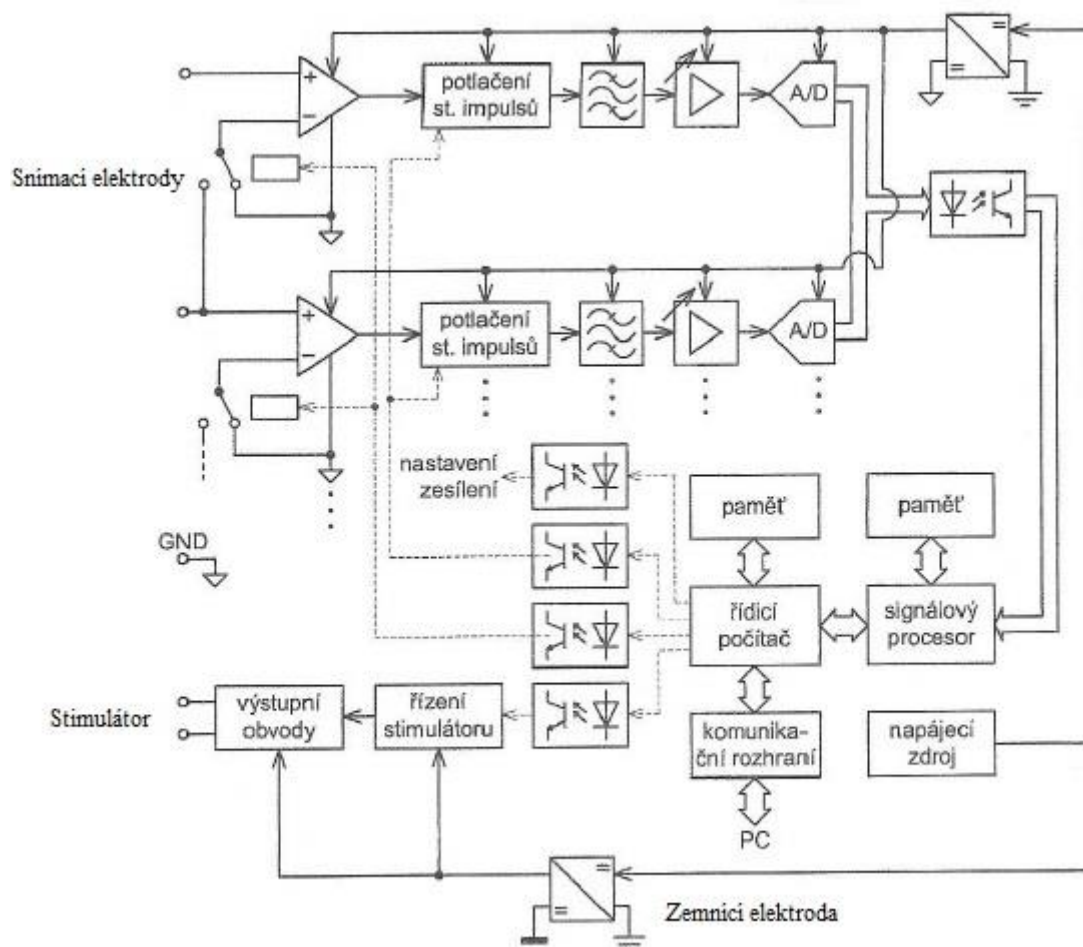
Obrázek 4 – Signál z povrchových elektrod a jeho spektrální hustota snímaná na nspecifikovaném místě (14)

### 2.4.3 Elektromyograf

Elektromyograf je zdravotnický elektrický přístroj, který slouží především k diagnostice poruch nervosvalového aparátu. Hlavní náplní této metody je měření elektrických potenciálů vznikajících činnostmi kosterní svaloviny.

#### Stavba elektromyografu

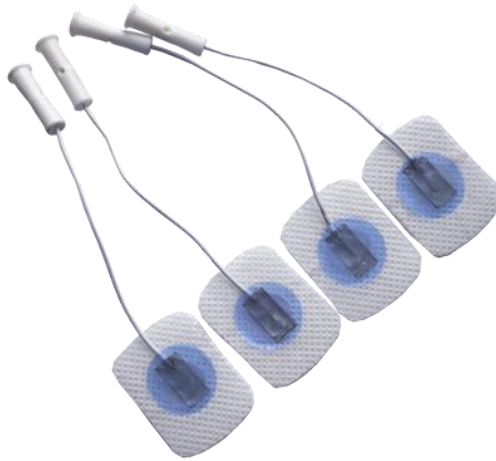
K celkovému pochopení principu EMG je nutné se seznámit se stavbou elektromyografu, kterou můžeme vidět na Obr. 5.



Obrázek 5 – Schéma elektromyografu (14)

## Elektrody

Elektromyografické elektrody, viz Obr. 6, mají základní rozdělení. Dělí se buď podle jejich účelu, nebo podle konstrukčního typu.



Obrázek 6 – Snímací EMG elektrody od firmy Deymed (16)

Mezi elektrody dělené podle účelu patří:

- Snímací (registrační) – jsou dvě. Jedná se o aktivní a referenční elektrody. Snímají elektrickou aktivitu nad bříškem vyšetřovaného svalu. Mohou být vpichové i povrchové.
- Stimulační – mohou být nalepovací, nebo se přikládat k pokožce. Mají negativní katodu a pozitivní anodu. Jsou specializované pro vyvolání stimulu a jejich rozsah je 100  $\mu\text{A}$  až 100 mA.
- Zemní – povrchové, obvykle fixační páskové elektrody. Jsou využívány jako nulový referenční bod a zkratovací obvod rušivých proudů (17).

Mezi elektrody dělené podle konstrukčního typu patří:

- Jehlové – existují tři druhy. Koncentrické, bipolární a unipolární. Nejčastěji se používá koncentrická elektroda a využívá se pro zachycování bioelektrických potenciálů kosterního svalstva, zapíchnutím do měřeného svalu. Při užití jehlových elektrod je potřeba použití i elektrody zemní.

- Povrchové – jedná se o menší kovové disky, které se fixují na odmaštěnou pokožku. Využití mají především v měření rychlosti vedení nervem, ale i v kineziologii. Kvůli větším rozměrům a zachycování potenciálů větších ploch se běžně nepoužívají pro měření akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek (14).

Základní složkou dnešních elektrod je buď Ag nebo AgCl. U povrchových elektrod se využívají stripsy a gridy. Strips je silikonový či plastový pásek, na němž jsou v linii umístěny kontaktní plošky. Grid zase dvourozměrné pole s ploškami elektrod, které jsou často tvořeny Ag/AgCl kuličkami uspořádanými v maticích, na silikonové nebo plastové podložce. Gridy se využívají u zmapování rozložení potenciálů generovaných svalem. Současnou novinkou jsou plovoucí gridy, které místo vystouplých stříbrných kuliček používají prohlubně, v nichž je aplikovaný vodivý gel. Díky tomu dochází k redukci vzniku artefaktů ve snímaném signálu. Gridy se často objevují v jednorázové verzi se samolepící vrstvou na spodní straně nebo se připevňují prostřednictvím samolepící pásky (17).

### **Zesilovač**

Signál generovaný periferními nervy a svaly má nízkou amplitudu a proto musí být zesílen.

Zesilovač má základní požadavky. Měl by mít:

- Vysoký vstupní odpor
- Zanedbatelný unikající proud
- Malý vlastní šum
- Musí pracovat v té části kmitočtového spektra, ve které jsou biologické signály
- U rozdílových zesilovačů je požadavek na vysoký diskriminační činitel (18).

### **Filtry**

Filtry slouží k potlačení rušivých signálů, například síťového brumu, či obecně vysokofrekvenčního šumu. Existují tři základní druhy filtrů. Filtr typu horní propust, filtr typu dolní propust a filtr typu pásmové zádrže.

- **Filtr typu horní propust** – odstraňuje pomalé změny signálu. Jedná se o změny vyvolané odlišnou impedancí kůže, což může mít za důsledek například pocení. Tento typ je laditelný.
- **Filtr typu dolní propust** – odstraňuje vysokofrekvenční šum elektrod a přírodních vodičů. Tento typ filtru je také laditelný.
- **Filtr typu pásmové zádrže** – odstraňuje rušení z napájecí sítě a je možné je vypnout (19).

### **Reproduktor**

Reproduktor, který je v elektromyografu zabudovaný, umožňuje signály sledovat pomocí sluchu. Nenarušený signál zní jako suchý praskot. Mezi hlavní výhody této kontroly signálu je, že není nutné sledovat obrazovku (19).

### **A/D převodník**

A/D převodník převádí spojitý signál na diskrétní. Slouží ke zpracování analogového signálu na číslicový (3).

### **Vyhodnocovací jednotka**

Pomocí vyhodnocovací jednotky se zpracovává signál. Dochází k digitalizaci dat, korekci frekvence, měření amplitud a také zprůměrování. Používají se také již dříve zmiňované filtry, které zkvalitní naměřený signál. V případě malých amplitud, může dojít ke ztrátě, což je možné vyřešit jejich zprůměrováním a také vede k čistšímu záznamu (18).

### **Monitor**

Vizuální podobu signálu nám umožňuje sledovat monitor. Kromě křivky zobrazuje i další údaje. Před zobrazením na monitoru musí nejdříve signál projít A/D převodníkem, kde dochází k jeho zpracování (19).

#### **2.4.4 Faktory ovlivňující měření**

Elektromyografický signál je často ovlivňován mnoha faktory. Tyto faktory se dají rozdělit na vnitřní a vnější. Mezi vnitřní faktory se řadí ty, které jsou založeny na anatomických, fyziologických a biochemických vlastnostech svalu a jsou neovlivnitelné. Naopak vnější faktory, jako umístění a vzdálenost elektrod a stav pokožky, ovlivnitelné jsou. Se zvýšenou pozorností může být kvalita signálu maximalizována (20).

### **Umístění elektrod**

Správné umístění elektrod je jednou z nejdůležitějších věcí pro správný záznam signálu. Poloha elektrod například ovlivňuje amplitudu a frekvenci signálu. Při umisťování elektrod je dobré si zapamatovat, že kvůli vysoké koncentraci svalových vláken, je svalové bříško nejlepším možným bodem. Naopak nevhodným místem pro umístění je úpon. Při umístění na úpon hrozí snímání sousedního svalu a následné znehodnocení měření. U referenčních elektrod se kvůli nízké aktivitě a malému odporu doporučuje umístění nad šlachou, díky čemuž je rušení co nejnižší (20).

### **Vzdálenost a velikost elektrod**

Při bipolárním měření hrozí riziko cross talku. Jedná se o snímání elektrické aktivity svalů v okolí způsobené nesprávnou vzdáleností mezi elektrodami. Je nutné, aby mezi elektrodami byla co nejmenší vzdálenost a to cca 10 mm (17).

### **Stav pokožky**

Před umístěním elektrod je nutné důkladně očistit a osušit měřené místo. Je vhodné použít i gel přímo určený na čištění pokožky před měřením. Díky tomu dojde ke snížení impedance a zkvalitnění kontaktu, což vede ke kvalitnějšímu záznamu (20).

### **Externí šum**

Při narušení elektromagnetického pole v okolí snímání vzniká externí šum. Často bývá způsoben komunikačními systémy, ale i pohybovými artefakty, které vznikají v důsledku měření dynamické pohybové aktivity (20).

## **2.5 Snímání potenciálů metodou EMG**

EMG má v lékařství široké využití a zahrnuje velké množství elektrofyziologických metod. Zabývá se vyšetřováním a diagnostikou poruch periferních nervů, nervosvalového přenosu a svalů. Pracuje na principu dráždivosti svalových a nervových vláken a v základu snímá povrchovou i vnitřní aktivitu svalu. Hlavní rozdělení je na nervové indukční studie a jehlovou elektromyografii (14).

### **2.5.1 Nervové kondukční studie**

Kondukční studie je obvykle prováděna povrchovými elektrodami a slouží k vyšetření vodivosti periferních nervů. Z důvodu používání povrchových elektrod je soustředěna na mělčeji uložené motorické, senzitivní i smíšené nervy. Vyšetření je založeno na stimulaci nervu a registraci potenciálu, čímž dostaneme informace o zachování kontinuity nervu a rychlosti vedení nervovými vlákny (14).

#### **Registrace CMAP**

Snímání a záznam CMAP je prováděn za stimulace periferního nervu, který inervuje vyšetřovaný sval. Při této metodě je snímána odpověď z více svalových vláken najednou.

Stimulační elektrody mohou být jak jehlové tak i povrchové a umísťují se nad periferní nerv. Referenční elektroda je umístěna nad šlachou a je nutné pod obě elektrody aplikovat vodivý gel. Při měření může dojít ke vzniku artefaktů kvůli pohybu při silné kontrakci svalu, proto je vhodné omezit pohyb kloubů.

Díky stimulaci se synchronně aktivují všechny motorické jednotky a malé impulsy s nízkou opakovací frekvencí vyvolávají izolované záškuby. Vyhodnocuje se amplituda signálu a také plocha jednotlivých ozev. Při nemoci primárního svalstva se projevuje nízká amplituda všech odezev. Pokud je problém s přenosem na nervosvalové ploténce, amplituda odezev klesá.

Variantou registrace CMAP je také stimulace senzorických nervů, díky které můžeme vyšetřit funkčnost a přenosové schopnosti motoneuronu měřeného svalu (3).

#### **Registrace SNAP**

SNAP je metoda vyšetření senzitivních nervů, využívající stimulační a registrační elektrody. Toto vyšetření probíhá pomocí dvou základních technik.

Ortodromní technika slouží k vyšetření senzitivních nervů a ke stimulaci dochází v distální části nervu. Registrace naopak probíhá v proximální části, tudíž se dodržuje fyziologické vedení vzruchu.

Antidromní technika se provádí opačně a využívá kroužkové povrchové elektrody. Při této metodě je nutné použít i zemnicí elektrodu, kterou umístíme mezi stimulační



a snímací elektrodu. Pomocí této metody zjišťujeme amplitudu akčního potenciálu a rychlost vedení nervem (14).

### **2.5.2 Jehlové EMG**

Při metodě jehlového EMG dochází k zaznamenání bioelektrických potenciálů kosterního svalstva za využití jehlových elektrod, které se aplikují přímo do požadovaného svalu. Jedná se tedy o invazivní metodu.

Jehlová elektroda je upravená injekční jehla, která obsahuje izolované drátové elektrody. Po zavedení jehly do svalu se pozoruje vykazovaná aktivita svalu v klidovém stavu. Za normálních okolností by sval aktivitu nevykazoval, proto její projev znamená patologický jev.

Při kontrakci svalu se zaznamenává amplituda, tvar, počet fází, stabilita akčního potenciálu i doba trvání. Použití jehlových elektrod je hojně využíváno a nepůsobí větší poškození než jiné injekce aplikované do svalu (3).

Tato metoda se dá dělit do několika skupin. Nejznámější je SFEMG a MUAP, dále také máme novější metody jako je makro EMG a STEMG.

#### **Registrace SFEMG**

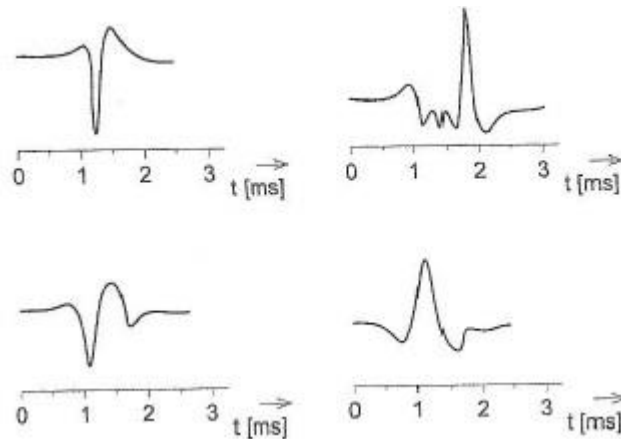
SFEMG je velmi selektivní, protože umožňuje záznam akčního potenciálu jediného svalového vlákna, použitím bipolární jehlové elektrody s boční aktivní elektrodou.

SFEMG umožňuje měření hustoty svalových vláken a neuromuskulárního jitteru. Při větší vzdálenosti vlákna od elektrody dochází k poklesu amplitudy pod 200  $\mu\text{V}$ . Pomocí zobrazení počtu akčních potenciálů, které mají amplitudu vyšší než 200  $\mu\text{V}$ , zjistíme počet aktivních vláken v blízkosti elektrody, což se dá využít pro nalezení průměrné hustoty vláken v bodu měření. Hustota vláken se zvyšuje s věkem, ale také při některých poruchách motorických nervů a nervosvalové ploténky.

Při měření SFEMG elektrodou za volní kontrakce či stimulace nervové dráhy, vykazují akční potenciály různé zpoždění. Tyto odchylky jsou způsobeny chemickým přenosem na nervosvalové ploténce a jedná se o neuromuskulární jitter neboli třes, chvění. Porovnáním těchto odchylek s referenčními hodnotami lze rozpoznat myopatie (3).

## Registrace MUAP

Záznam MUAP se často provádí za pomoci podpovrchových elektrod. Lehkým zatížením svalů dochází ke kontrakci přirozeným způsobem a aktivuje se pouze omezená část motorických jednotek.



Obrázek 7 – Akční potenciály různých motorických jednotek (3)

Selektivnost záznamu se zvyšuje omezením přeslechu ze sousedních vláken, ale i tak dochází ke snímání signálu, který je superpozice akčních potenciálů několika motorických jednotek, viz Obr. 7. Signál je nutno rozdělit a jeho dekompozice se provádí pomocí specializovaného softwaru, který nabízí automatické i manuální metody. Právě díky dekompozicím je možné sledovat způsob náboru jednotek při různé síle kontrakce a zapojování motorických jednotek podle tvaru jejich akčního potenciálu. Pokud je počet potřebných jednotek vyšší, může to znamenat například dystrofii svalstva, kdy je snížena maximální kontrakce vláken. Nižší počet aktivovaných jednotek zase může znamenat poruchu motoneuronu.

Na rozdíl od metody CMAP, pomocí metody MUAP získáváme také informaci o opakovacích frekvencích, což umožňuje lepší rozlišení dysfunkce (3).

## **Makro EMG**

Jedná se o novou EMG metodu, která využívá modifikovanou kanylovou elektrodu SFEMG metody. Prostřednictvím průměrování je extrahován příspěvek ze všech svalových vláken v motorové jednotce. Výsledný signál odráží počet a velikost svalových vláken v jedné motorové jednotce. Makro EMG retrospektivně poskytuje informace o celé motorické jednotce v kontrastu s elektrickou aktivitou jediného svalového vlákna (1).

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

V dnešní době je elektromyografie využívána i mimo diagnostické spektrum a zasahuje i do odvětví jako je protetika a ortotika.

Protetika se dá definovat jako medicínsko-technický obor a vyznačuje se náhradou defektu nebo samostatné funkce postižené části lidského těla. Protézy se obecně dají dělit na tři druhy – pasivní kosmetické protézy, aktivní tahové protézy a aktivní elektrické protézy (21).

Ortotika je součástí ortopedické protetiky, jejíž náplní je design a užití ortéz. Má za úkol ovládat, vést či znemožnit pohyb postižené části těla (22).

Vzhledem k náplni této bakalářské práce bude pozornost zaměřena na využití EMG pro řízení aktivních elektrických protéz a ortéz, tzv. myoelektrických protéz a ortéz horních končetin.

### **Elektricky poháněné protézy**

Populárním typem protéz jsou aktivní elektricky poháněné protézy, které dokáží i přes jejich nedokonalý vzhled nejlépe napodobit pohyb zdravé končetiny. Většina z těchto protéz pracuje na základě snímání elektrických potenciálů kosterní svaloviny, čili elektromyografii.

Myoelektrické protézy tvoří základní část elektricky poháněných protéz a jejich pohyb je podobný pohybu zdravé horní končetiny. Nejen, že poskytují kvalitní úchop a nasazují se lépe než jiné protézy, ale také poskytují stimul svalům amputovaného pahýlu pomocí svalových stahů a proto brání atrofování.

I přes značné výhody myoelektrických protéz, se najde i spousta nevýhod. Díky motoru a baterii jsou tyto protézy dvakrát těžší, než protézy kosmetické. Taky jejich cena je vyšší a pohybuje se okolo stovek tisíc korun. Při poruše je jejich oprava velmi nákladná a jsou nepraktické kvůli potřebě akumulátorového nabíjení. Kromě složitého ovládání jsou dále i citlivé na mráz, vlhkost a nečistoty (22).

### 2.6.1 Myoelektrické protézy

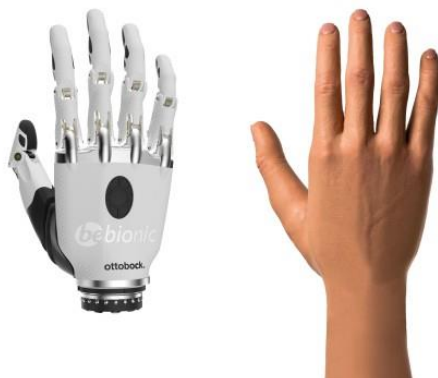
V dnešní době už nejsou myoelektrické protézy pouze doménou specializovaných firem, které sice mají kvalitní zpracování a vysokou technickou úroveň, ale jejich rozšíření je omezeno vysokou cenou. Z tohoto důvodu vzniká stále víc a víc tzv. open source projektů, které se snaží tyto protézy z dostupnit levnější výrobou a využitím nových technologií jako je například 3D tisk. V této kapitole budou zmíněny některé komerční a open source projekty (23).

#### Komerční myoelektrické protézy

Jak již bylo zmíněno, komerční myoelektrické protézy jsou velmi kvalitní a drahé produkty specializovaných firem. Mezi jedny z nejznámějších firem patří Ottobock a Touch Bionics.

#### BeBionic

BeBionic, viz Obr. 8, je jednou z komerčních protéz horní končetiny od firmy Ottobock. Pomáhá s každodenními úkoly a její vzhled patří k jedněm z nejpřirozenějších na trhu (24). Zvládá až 14 různých pohybů, které se díky ovládání Ottobock Myo plus nemusí přepínat, protože využívají intuitivního a přirozeného pohybu. Snímací senzory jsou



Obrázek 8 – BeBionic v porovnání s rukou (25)

umístěny v násadě bionické ruky a jsou aktivovány při detekci kontrakce svalů. Jejich přesné umístění je závislé na stupni amputace. Každý prst má vlastní pohony, což umožňuje přesné ovládání ruky. Tato protéza je dostupná ve dvou velikostech a její konstrukce má nosnost až 45 kilogramů. Pracuje na principu snímání svalových kontrakcí pomocí senzorů, které jsou následně zpracovány, a výsledkem je přirozený pohyb (25).

### **i-LIMB**

Komerční protéza ruky i-LIMB, viz Obr. 9, od firmy Touch Bionics byla první dostupnou bionickou protézou na trhu. Jedná se o myoelektrickou, víceartikulární protetickou ruku s pěti individuálně poháněnými prsty. Dále také nabízí elektricky rotující palec s ručním ovládáním. Má 18 automatizovaných úchopů a 4 různé velikosti. Funguje pomocí myoelektrických signálů, které využívají svalové signály v reziduální paži pacienta k pohybu ruky. Elektrody jsou umístěny na dvou předem určených svalových místech a zachycují signály ze svalových stahů. Tyto signály jsou poté odeslány do mikroprocesoru a převedeny na pohyb. Ruka i-LIMB má až čtyři různé svalové spouštěče, které vedou k určitému pohybu (26).



Obrázek 9 – Protéza i-Limb (26)

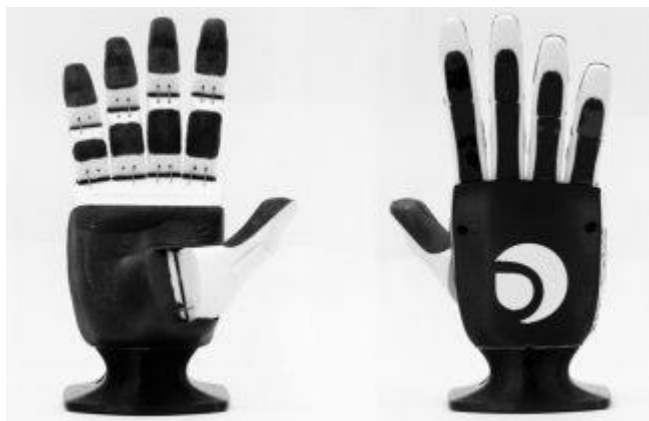
### **Open source myoelektrické protézy**

V dnešní době již existuje mnoho open source projektů pracujících na z dostupnění myoelektrických protéz. Za těmito projekty stojí firmy, univerzity nebo i jedinci. Jedny z neúspěšnějších projektů má na svědomí bývalá open source firma Open Bionics a japonská firma exii.

## **Brunel Hand a Hero Arm**

Brunel Hand a Hero Arm jsou myoelektricky poháněné protézy rukou od firmy Open Bionics.

Brunel Hand, viz Obr. 10, je druhou robotickou rukou, kterou tato firma vytvořila a pracuje na principu snímání svalové aktivity pomocí suchých elektrod a následném převedení signálu, což vede k otevření nebo zavření bionické ruky (27). I když se tato protéza již nevyrobí, určitě stojí za zmínku, protože položila základ pro první lékařsky certifikovanou 3D ruku Hero Arm a její kopie byla dokonce vytvořena Fakultou mechatroniky, informatiky a mezioborových studií Technické univerzity v Liberci.



Obrázek 10 – Protéza Brunel Hand (27)

Hero Arm, viz Obr. 11, je první lékařsky certifikovanou 3D protézou ruky a zároveň se jedná o nejlehčí bionickou ruku na trhu, vážící pod 1 kilogram. U Hero Arm je možné si vybrat z 3 různých velikostí ruky a 2 různých rozložení paže. Dále je možný výběr z ruky se 3 nebo 4 motory. Hlavní rozdíl je ve finální velikosti ruky, ale také v množství šlach. Ruka se 3 motory je menší a obsahuje pouze jednu šlachu avšak ruka se 4 motory má šlachy 2, což umožňuje oddělené pohyby ukazováku a prostředníku (27). V době vzniku Hero Arm byla firma Open Bionics ještě považována za open source, avšak po certifikaci se stala firmou komerční. Ovšem z důvodu, že začínala jako open source ji můžeme v této části zmínit.



Obrázek 11 – Protéza Hero Arm (27)

Obě protézy snímají pomocí dvou povrchových elektrod, umístěných v závislosti na amputaci a obsahují ještě třetí zemnicí elektrodu umístěnou v úrovni lokte (27).

### **HACKberry**

HACKberry, viz Obr. 12, je bionická 3D protéza od japonské firmy exii. Využívá 3 servomotory, které zajišťují její pohyb a řídicí jednotku Arduino Micro. Snímání probíhá pomocí neinvazivních senzorů, jejichž návrh je volně dostupný pro veřejnost. Umisťují se na předloktí v závislosti na typu amputace ruky (28). Tato protéza byla opět vytvořena na Fakultě mechatroniky Technické univerzity v Liberci tentokrát v rámci diplomové práce ing. Petra Najmana.



Obrázek 12 – Protéza HACKberry (28)

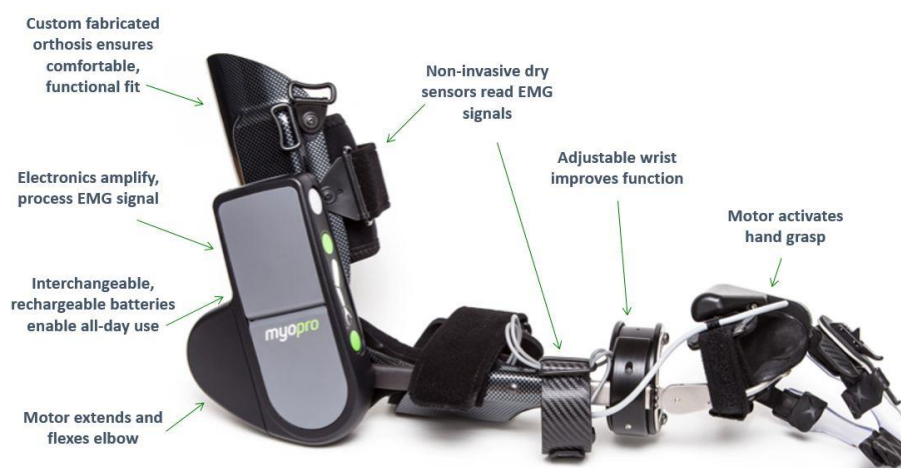
### **2.6.2 Myoelektrické ortézy**

Oproti protetice ortotika zatím v hledisku elektrických a obzvláště myoelektrických ortéz nemá takové zastoupení. V dnešní době existuje pouze hrstka open source projektů, které se zabývají rozvojem myoelektrických ortéz a v komerčním hledisku nejsou tyto projekty

prakticky žádné. V případě zkoumání exoskeletonu by se tato kapitola rozrostla, ovšem ten typicky slouží spíše ke zvýšení výkonosti nositele, který obecně netrpí žádnou paralýzou či oslabením. Naopak ortézy jsou přímo určeny pro zlepšení úrovně života lidí trpících nějakým onemocněním či následky úrazu. Proto se budeme zabývat právě ortézami, jejichž ukázky v této části budou popsány.

## MyoPro

MyoPro, viz Obr. 13, je myoelektricky poháněná ortéza od firmy Myomo, jejíž původ ale pramení ze spolupráce Harvard Medical school a MIT. Jedná se o elektrickou ortézu ruky a paže, určenou k obnovení funkce paralyzovaných nebo oslabených končetin nositele a pomáhá jednotlivcům provádět akce a každodenní činnosti, které by jinak nebyly možné. MyoPro může také usnadnit rehabilitaci, včetně svalové reedukace a zvýšení rozsahu pohybu. Nejčastěji tato ortéza pomáhá s paralýzou paže po mrtvici, poraněním brachiálního plexu, komplikacemi spojenými s mozkovou obrnou a roztroušenou sklerózou. Ortéza pracuje na principu neinvazivního snímání slabých myoelektrických signálů z povrchu kůže pomocí suchých elektrod, jejichž umístění je možno vidět na Obr. 10, a následném aktivování malých motorů, které vedou k zamýšlenému pohybu končetiny. Nositel sám ovládá ortézu, která pouze zesiluje slabé svalové signály a posiluje daný pohyb. MyoPro je momentálně jediná dostupná myoelektrická ortéza horní končetiny na trhu (29).



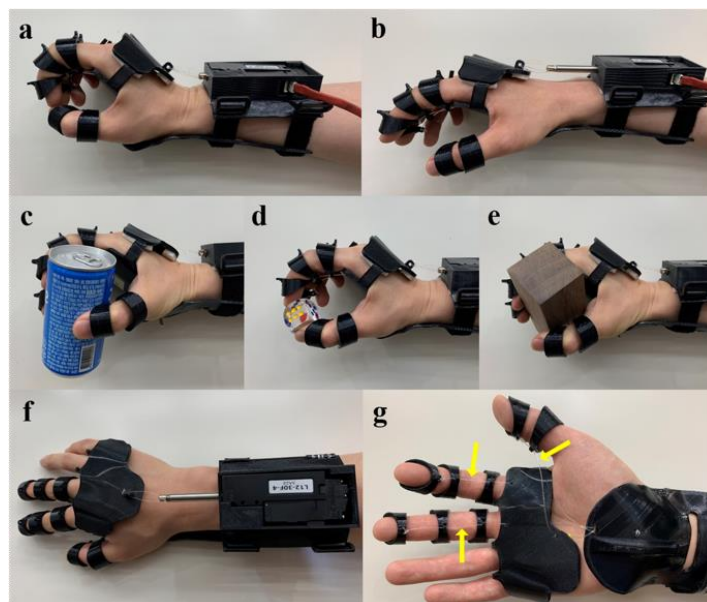
Obrázek 13 – Ortéza MyoPro (29)



### 3D myoelektrická ortéza ruky

Tato 3D myoelektrická protéza, viz Obr. 14, je produktem open source projektu pod vedením Hyun-Joon Yoo a nemá ani oficiální název. Je určena pro pacienty s poruchou míchy a zatím byla testována na 10 pacientech

Pracuje pomocí lineárního motoru, který se aktivuje při překročení nastavené prahové hodnoty. Pro získání přesných signálů bylo umístění elektrod EMG optimalizováno podle zranění a pohodlí uživatele. Snímání bylo neinvazivní a elektrody se umístily na nejvíce prominentní břívsko svalu na ruce (30).



Obrázek 14 – 3D ortéza (30)

## **3 Výzkumná část**

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

Hlavním cílem této práce je nalézt nejvhodnější místo pro snímání svalových potenciálů ruky s cílem dalšího zpracování dat. V souvislosti s hlavním cílem jsou stanoveny dílčí úkoly.

1. Popsat přehled anatomie horní končetiny se zaměřením na předloktí a svalovou tkáň.
2. Analyzovat aspekty vícesegmentálního pohybu horní končetiny v kontextu svalových agonistů, antagonistů a synergistů.
3. Nastudovat aktuální poznatky o snímání svalových potenciálů metodou EMG
4. Provést rešerši snímání svalových potenciálů aktuálně dostupnými ortézami a protézami.
5. S využitím EMG zrealizovat experimentální šetření zaměřené na nalezení nejvhodnějšího místa pro snímání svalových potenciálů v oblasti horní končetiny.
6. Dosažené výsledky porovnat s výsledky měření se systémem Myo Armband.

Výzkumné otázky:

V1: Který z měřených svalů nebo skupin svalů má u zdravého člověka nejsilnější odezvu v EMG?

V2: Jsou naměřená data z Myo Arbandu srovnatelná s daty získanými pomocí diagnostického zařízení?

V3: Jaké jednotky mají hodnoty naměřené systémem Myo Armband?

V4: Je souvislost mezi generovaným signálem EMG a silou vyvinutou při stisku ruky.

### **3.2 Metodika výzkumu**

Před začátkem samotného experimentu bylo nutno provést pilotní šetření. Cílem bylo nalézt nejvhodnější umístění elektrod pro porovnávání klasického EMG systému se

systemem Myo Armband, seznámit se s oběma systémy a získat představu o časové náročnosti experimentu.

### 3.2.1 Použitá experimentální zařízení

Jak již bylo zmíněno, tato práce bude porovnávat EMG data ze dvou různých zařízení. Jedná se o Myo Armband a konvenční EMG.

Myo Armband, viz Obr. 15, je náramek, určený primárně do zábavního průmyslu. Pracuje na principu snímání elektrické aktivity svalů na předloktí a běžně se využívá k ovládání televizí, počítačů a jiných zařízení pomocí gest ruky. Jeho umístění je pevně dáno, což pro tento experiment byla zásadní informace. Skládá se z 8 dílů, z nichž každý obsahuje nerezový senzor. Náramek je dále tvořen gyroskopem, akcelometrem a magnetometrem, které napomáhají při rozpoznávání různých gest. Obsahuje bluetooth pro bezdrátový přenos dat. (31).



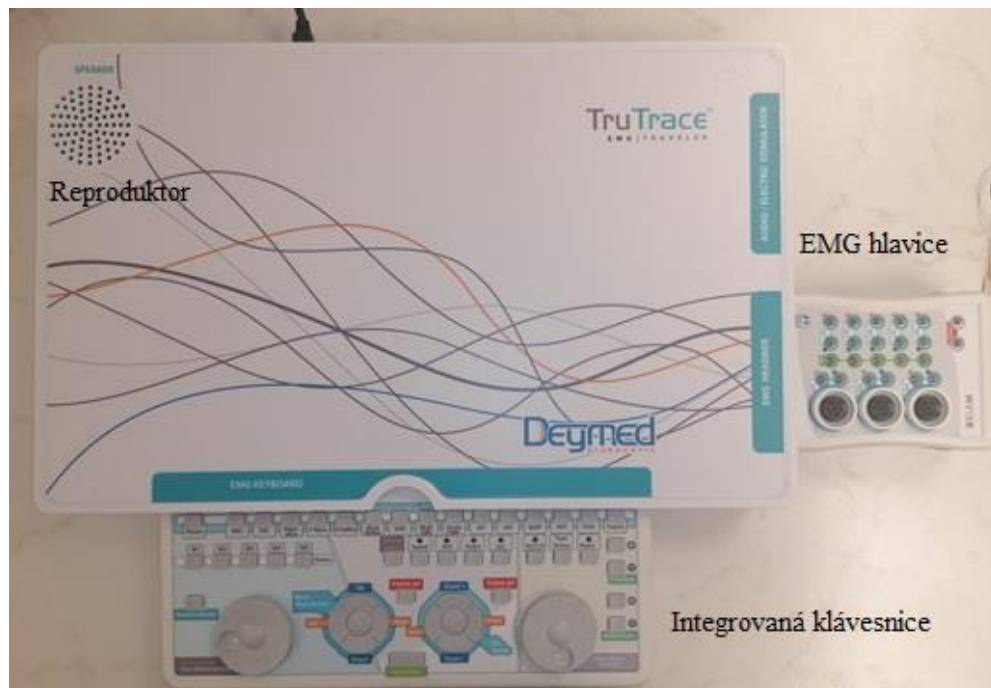
Obrázek 15 – Myo Armband (31)

Vzorkovací frekvence Myo Arbandu je 200 Hz, což je nižší než u běžných EMG zařízení a časová prodleva mezi vzorky je 5 ms. Data získaná z tohoto zařízení neodpovídají voltům ani milivoltům, ale jsou značena jako unitless, čili bezjednotková.

Pro záznam klasického EMG byl použit elektromyograf od společnosti Deymed. Konkrétně se jedná o TruTrace Traveler PT8, který umožňuje záznam až z 8 kanálů, což je pro porovnání těchto zařízení zásadní. EMG bylo k měření poskytnuto Fakultou

zdravotnických studií. Tato varianta zařízení není doplněna integrovaným počítačem, proto je nutné nainstalovat software od stejné firmy na vybrané zařízení.

Nejdůležitější částí celého systému je přenosná dokovací stanice Traveler s integrovanou klávesnicí, která se s počítačem propojí pomocí kabelu. Dokovací stanici můžeme vidět na Obr. 16 a její součástí je i reproduktor a EMG hlavice.



Obrázek 16 – Dokovací stanice s příslušenstvím (zdroj: autor)

EMG hlavice má v základu 3 klasické vstupy a zbylých 5 požaduje redukci pro propojení hlavice s kabelem. Volitelným doplňkem EMG TruTrace je i elektrostimulátor, který ovšem pro tento typ experimentu nebyl potřeba. Poslední, ale nedílnou součástí jsou elektrody. Jedná se o klasické Ag/AgCl elektromyografické elektrody, viz Obr. 6, zakoupené od stejné firmy.

Jak již bylo zmíněno, cílem práce je porovnat naměřená data z TruTrace EMG a Myo Armandu, proto bylo nezbytné využít všech 8 dostupných kanálů, které toto zařízení nabízí. V softwaru je možné nastavit různé typy EMG vyšetření, ovšem pro tento výzkum bylo použito jediné a to Multi EMG, které umožňuje snímání právě až z 8 kanálů. Při záznamu Multi EMG je vzorkovací frekvence 6250 Hz, což je několikanásobně vyšší než u Myo Armandu. Takto vysoká frekvence znamená častější záznam vzorků, v tomto případě každých 0,16 ms. Jednotky dat dle nastavení mohou být v milivoltech nebo mikrovoltech.

Vzhledem k tomu, že tento experiment spočívá spíše ve vizuálním porovnávání, bylo nutné nastavit měření tak, aby křivka byla zhodnotitelná okometricky a měla podobný průběh jako křivka z Myo Armandu. Multi EMG má mnoho volitelných prvků, které se mohou upravovat i po skončení měření. Prvním z těchto prvků je senzitivita náhledu. Ta byla nastavena na 300  $\mu$ V, protože při jiných hodnotách docházelo buď k překrývání křivek či k jejich nečitelnosti. Při měření byl také použit adaptivní výřezový notch filtr od společnosti Deymed. Využívá úzká pásma a nezkrusuje signál, který díky němu obsahuje méně šumu, avšak při porovnání není rozdíl před a po jeho použití zásadní. Upravitelná je i časová základna, která umožňuje měnit množství zobrazeného signálu. Pro toto měření byla nejvhodnější hodnota 200 ms/D. V neposlední řadě se v softwaru může upravovat horní a dolní frekvenční propust. Ta byla nastavena podle doporučených hodnot v manuálu. Výsledná křivka podle těchto nastavení je zobrazena v příloze B.

Posledním zařízením užitým v praktické části byl dynamometr, což je přístroj sloužící k měření síly. Během výzkumného období byly použity dva, viz Obr. 17.



Obrázek 17 – Dynamometr Takei (32) a dynamometr Saehan (33)

Prvním byl digitální dynamometr Takei 5401 s rozsahem od 5 do 100 kg a nastavitelným madlem pro lepší úchop. Druhým byl digitální dynamometr DHD-3 G-Star od společnosti Saehan. Jeho rozsah je od 0 do 90 kg a madlo má 5 různých nastavení. Jedná se o jeden z mála dynamometrů, který má vlastní software a po jeho instalaci do počítače či notebooku je možné vyvíjenou sílu živě sledovat a zaznamenávat.

### 3.2.2 Pilotní šetření

Pilotní šetření bylo zaměřeno na nalezení nejvhodnějšího místa pro umístění elektrod a zjištění časové náročnosti celého experimentu.

Pro porovnávání záznamu EMG z dvou různých zařízení, je nutné, aby byly elektrody a senzory umístěny na totožných místech. Tudíž můžeme říci, že nejlepší umístění elektrod na horní končetině je v kontextu této práce takové, které bude kopírovat umístění senzorů Myo Armbandu.

Jelikož jsou senzory Myo Armbandu pevně přidělány a jejich umístění předem dáno, je potřeba hýbat právě EMG elektrodami, jejichž umístění je možné měnit. Pro bližší určení umístění elektrod bylo nutné rozpoznat, na kterých svalech se jednotlivé Myo senzory nachází. V rámci lepšího značení a určení svalů, dostaly jednotlivé Myo senzory čísla, viz Obr. 18.



Obrázek 18 – Číslování senzorů (31)

Po bližším nastudování umístění jednotlivých senzorů, anatomie horní končetiny (kapitola 2.2), jim byly přiděleny tyto svaly:

- Senzor 1 – Flexor carpi ulnaris
- Senzor 2 – Extensor carpi ulnaris
- Senzor 3 – Extensor digitorum
- Senzor 4 – Extensor carpi radialis longus
- Senzor 5 – Brachioradialis
- Senzor 6 – Pronator teres
- Senzor 7 – Flexor carpi radialis
- Senzor 8 – Palmaris longus

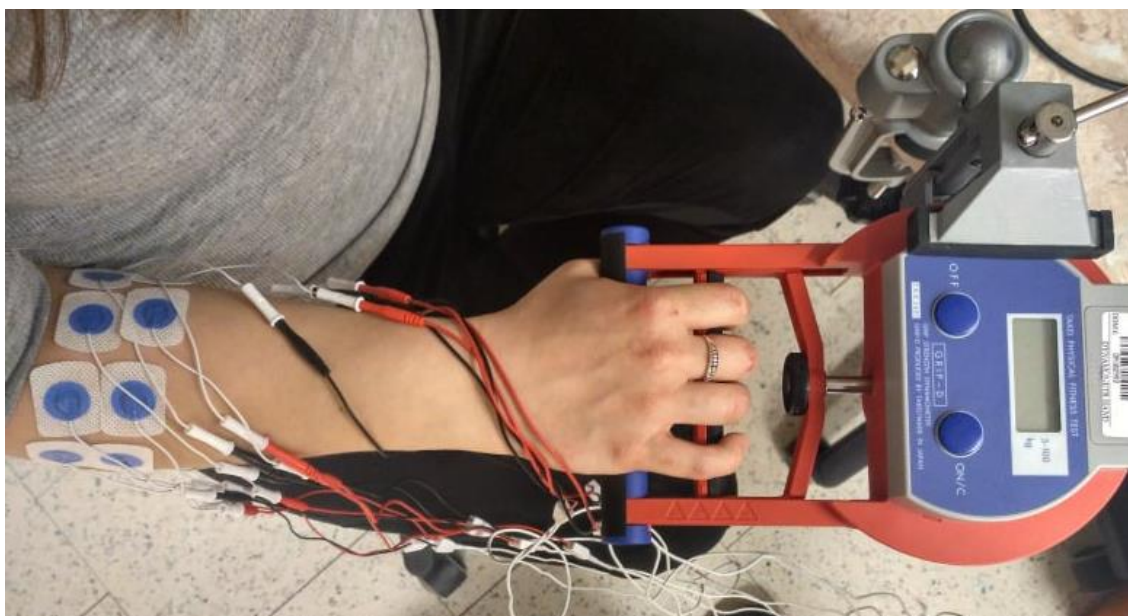
Následně mohlo proběhnout první měření pro zjištění časové náročnosti. Měření s oběma přístroji bylo totožné a skládalo se ze tří úchopů v různých polohách, ve kterých byla pomocí dynamometru naměřena maximální síla. Měření bylo vybráno na základě čtvrté výzkumné otázky a pro lepší zpracování dat a jeho přesný postup bude popsán v následující podkapitole. Od maximální síly se původně odečítaly 3 kg a měření se opakovalo, dokud se nedosáhlo nejnižší možné hodnoty. Kvůli únavě svalů bylo nutné mezi jednotlivými měřeními čekat minimálně 90 s. Později se toto ukázalo jako problém právě kvůli časové náročnosti experimentu.

V případě, že by proband vyvinul maximální sílu 40 kg, muselo by se měření opakovat ještě dvanáctkrát než by se došlo k nejnižší měřitelné hodnotě. To by znamenalo, že kromě 12 minut samotného měření by se přičetlo ještě 18 minut odpočinku pro svaly. V případě, že by proband vyvinul sílu 40 kg a více při všech třech úchopech, náročnost měření na jednom zařízení by byla přes 90 minut. Při totožném postupu u dalšího zařízení by se celý experiment protáhl až na 3 hodiny, což bylo v rámci časové náročnosti experimentu nevyhovující. Problémem s odečítáním předem stanovené hodnoty bylo také to, že je velmi nízká pravděpodobnost vyvinutí totožné síly při všech měřeních. Kvůli předem stanovené odečítané hodnotě 3 kg by toto znamenalo rozdílný počet záznamů pro každý úchop a zařízení, což by ztížilo následné porovnávání hodnot.

Protože doba odpočinku svalů je klíčová pro jejich regeneraci, rozhodlo se, že se upraví odečítaná hodnota. Kvůli celistvosti měření byla hodnota stanovena na 12,5% z maximální svalové síly, přičemž byl výsledek zaokrouhlen a pro lepší přehlednost se

odečítalo celé číslo. To vedlo k ustálení počtu měření, které do té doby bylo závislé na namačkané hodnotě, a časová náročnost se tímto způsobem snížila o hodinu.

Dalším faktorem, který se ukázal jako problémový, byl použitý dynamometr. V předchozí kapitole bylo zmíněno, že k měření byly použity dva. Prvním byl digitální dynamometr Takei 5401. Tento dynamometr nemá možnost propojení s počítačem, což se později ukázalo jako klíčové. Při jedné z poloh proband není schopen sledovat display, což je pro vyvíjení předem stanovených hodnot důležité. V případě tohoto dynamometru bylo tedy nutné, aby měřitel probanda vedl a zároveň sledoval měření. V rámci synchronizace dat a měření přesných hodnot, se toto ukázalo jako nemožné. Komplikací byl také rozměr a hmotnost zařízení, které bylo v určitých polohách moc těžké. Z tohoto důvodu byl později použit svěrák, do kterého se dynamometr umístil, viz obr. 19.



Obrázek 19 – Dynamometr Takei ve svěráku (zdroj: autor)

Ovšem kvůli jeho tvaru nebyl dynamometr připevněn stabilně a ze svěráku často vypadal, což zapříčinilo nežádoucí opakování měření. Z těchto důvodů byl později použit modernější dynamometr značky Saehan, který umožňuje živý záznam měření, a jeho rozměry jsou lepší pro manipulaci.

### **Výzkumný soubor**

Protože tato práce zkoumá zatím jen prvotní srovnatelnost a zdali jsou přístroje vůbec vhodné pro porovnávání, nemusel být výzkumný soubor velký a skládal se pouze ze dvou lidí.



Pilotní šetření bylo provedeno na ženě ve věku 22 let s dominantní pravou končetinou. Jednalo se o studentku vysoké školy bez pravidelné manuální aktivity. Ovšem kvůli množství elektrod nutných pro měření se ukázalo drobnější dámské předloktí jako nevyhovující a pro lepší rozmístění elektrod byl nalezen proband mužského pohlaví.

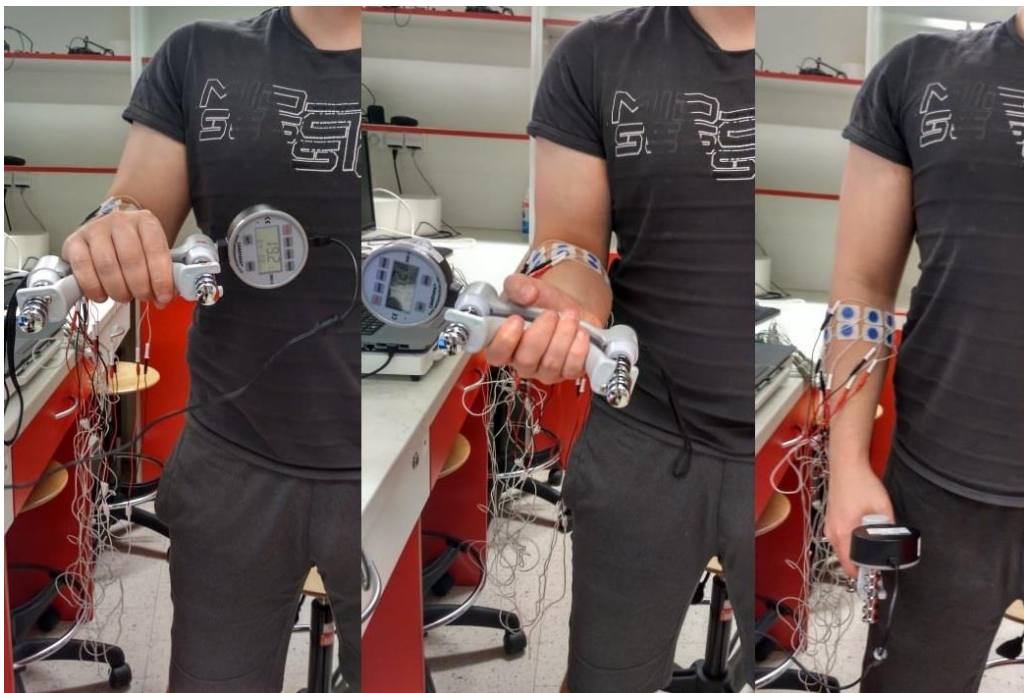
Finální měření bylo tedy provedeno na muži ve věku 24 let s dominantní pravou končetinou. Jednalo se taktéž o studenta bez pravidelné manuální aktivity.

### **Postup výzkumného šetření**

Celé výzkumné šetření bylo provedeno v laboratořích FZS a bylo totožné pro obě zařízení. Každé z měření bylo provedeno jiný den, ale ve stejnou denní dobu, aby byl výkon svalů co nejpodobnější.

První měření bylo uskutečněno pomocí TruTrace EMG. Elektrody byly nalepeny podle předem určených svalů, které jsou vypsány v kapitole 3.2.2. Poté se jednotlivé elektrody připojily k EMG hlavici, přičemž se muselo dbát na opatrnost kvůli správnému přiřazení svalů k jednotlivým kanálům.

Měření probíhalo ve třech různých polohách a to v pronaci, supinaci a podél těla, viz Obr. 20.



Obrázek 20 – Ukázka poloh úchopu (zdroj: autor)

Začínalo se v poloze pronace, postupovalo do supinace a končilo rukou podél těla. Před samotným měřením byl zapnut notebook umístěný v laboratoři FZS a spuštěn program od společnosti Deymed. Program a nastavení bylo popsáno v kapitole 3.2.1. Dalším krokem bylo propojení dynamometru Saehan s notebookem a spuštění programu od stejné firmy k záznamu vyvíjené síly. Po přípravě přišlo na řadu samotné měření. Synchronně se spustil záznam EMG i dynamometru a proband vyvinul maximální sílu. Dokud se oba programy nezastavily, proband se nemohl hýbat, neboť by došlo k rušení měření. Po jejich zastavení následovala pauza na 90 s kvůli relaxaci svalů, během které bylo od naměřené hodnoty odečteno 12,5%.

Po pauze byla v programu pro záznam dynamometru nastavena odečtená hodnota, kterou měl proband nově vyvinout. Během měření je názorně zobrazena červenou barvou, viz Obr. 21, tudíž je pro měřeného jednodušší specifické hodnoty dosáhnout. Tento proces se opakoval, dokud se nedosáhlo nejnižší odečtené hodnoty.



Obrázek 21 – Ukázka programu Saehan (zdroj: autor)

Způsob měření byl totožný pro všechny tři polohy úchopu a měření pomocí Myo Armbandu, viz Obr. 22. U Myo Armbandu se však kvůli synchronizaci a porovnatelnosti dat nevyvíjela nová maximální síla, ale použily se stejné hodnoty, viz Příloha C, jako ty, které byly vyvinuty při měření pomocí TruTrace EMG.



Obrázek 22 – Umístění Myo Armbandu (zdroj: autor)

### 3.2.3 Výzkumná data a jejich zpracování

Výzkumná data byla z konvenčního EMG i Myo Armbandu uložena do textového souboru a následně zpracována v programu Excel.

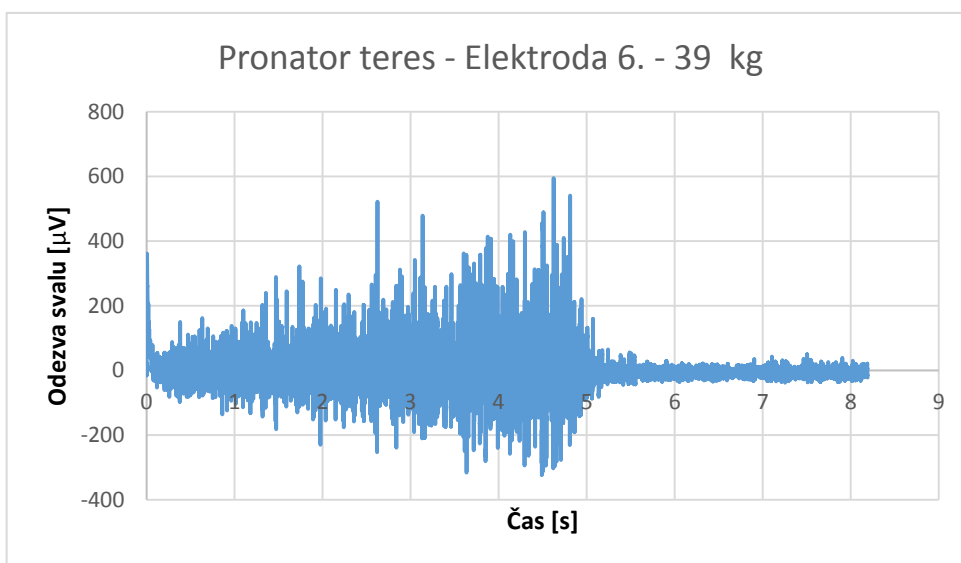
Jak již bylo řečeno v kapitole 3.2.1, EMG TruTrace má vysokou vzorkovací frekvenci, což znamená, že jeden záznam obsahuje velké množství dat. Například záznam o délce 8 sekund tvoří něco přes 56 000 dat.

Pro další zpracování bylo nutné zjistit jednotky a čas mezi jednotlivými vzorky. Vzorkovací frekvence v případě Multi EMG je 6250 Hz. Pro získání času mezi jednotlivými prvky můžeme uplatnit vzoreček na výpočet periody patrný z Rovnice 1.

$$\frac{1}{f} = T \quad \text{Rovnice 1}$$

Po aplikaci rovnice dostaneme 0,00016, neboli 0,16 ms mezi jednotlivými vzorky. Jednotky se mění dle nastavení, což bylo řečeno v kapitole 3.2.1. Jelikož senzitivita náhledu byla při měření pomocí TruTrace nastavena na 300  $\mu\text{V}$ , tak i výsledné hodnoty budou udávány v  $\mu\text{V}$ .

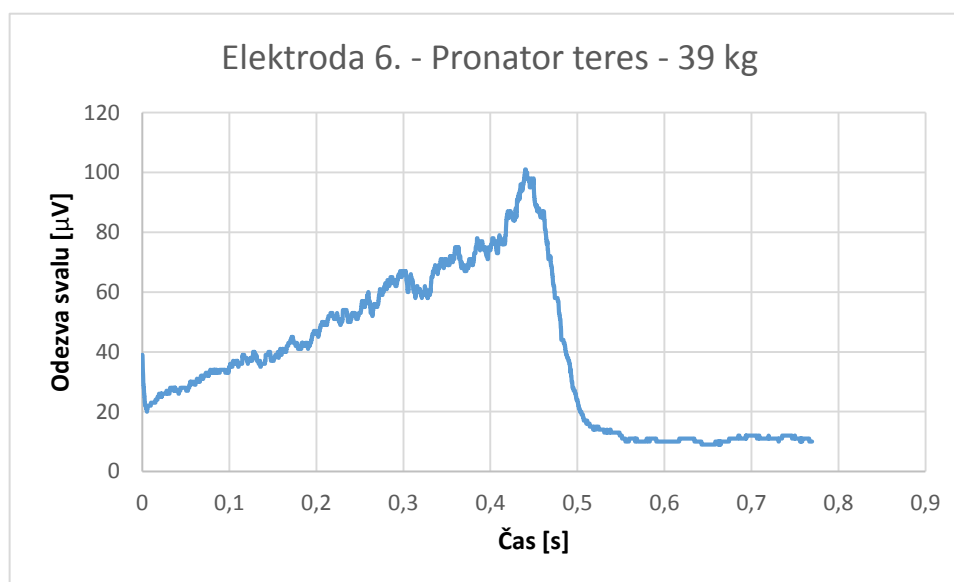
Po přenesení dat do Excelu a vytvoření XY bodového grafu byla data nepřehledná a obsahovala mnoho šumu, viz Graf 1, proto bylo nutné data dále zpracovat.



Graf 1 – Ukázka grafu z TruTrace EMG před filtrací

Prvotním zpracováním byla rektifikace, což je možnost jak určit amplitudu signálu. Pro tento případ byla využita tzv. full wave rectification, která všechny záporné hodnoty překlopí do kladných, tedy vytvoří absolutní hodnotu signálu, se kterou se dá dále pracovat (20).

Pro další zpracování byla jednotlivá data zprůměrována. Jednalo se o průměr filtrované hodnoty plus 199 následujících hodnot, tedy průměr 200 souvisle navazujících dat. Následně se výsledek vložil do excelové funkce CELÁ.ČÁST, která zaokrouhluje číslo na nejbližší menší celé číslo. Po tomto zpracování data vytvořila křivku, viz Graf 2, vhodnou pro další porovnávání.



Graf 2 – Ukázka grafu z TruTrace EMG po filtraci

Jak bylo zmíněno v kapitole 3.2.1, Myo Armband má několikanásobně nižší vzorkovací frekvenci, tj. 200 Hz. I v tomto případě bylo nutné zjistit čas mezi jednotlivými údaji a jednotky, ve kterých se data zaznamenávají. Pro zjištění času byla opět aplikována Rovnice 1 a získala se hodnota 0,005, čili 5 ms. Data z Myo Arbandu jsou označena jako unitless, což znamená, že určité jednotky nemají. Avšak díky synchronizaci dat z měření je možné vyhledáváním největších vzorků alespoň určit jejich přibližnou hodnotu v kontextu s mikrovolyty.

Například u záznamu maximální síly v poloze podél těla lze odvodit, že největší hodnota z jednotlivých elektrod odpovídá vyvinuté síle 45 kg. Tedy když je pomocí funkce MAX v Excelu nalezena největší hodnota vygenerovaná například elektrodou 1, je patrné, že odpovídá právě 45 kg. Na základě tohoto zjištění můžeme následně nalézt největší odpovídající hodnotu z druhého zařízení a vydělit je mezi sebou. Pro ukázkou budou vzaty hodnoty z měření maximální síly podél těla na elektrodě 1. Po uplatnění funkce MAX je největší hodnota v případě TruTrace 395  $\mu\text{V}$  a v případě Myo Armbandu 77,84 nspecifikovaných jednotek. Po vydělení hodnoty z TruTrace hodnotou z Myo Armbandu dostaneme číslo 5,07, což znamená, že 5,07  $\mu\text{V}$  odpovídá 1 jednotce Myo Armbandu. Toto číslo je ovšem stále nepřesné a je potřeba ho zprůměrovat s výsledky z dalších elektrod.

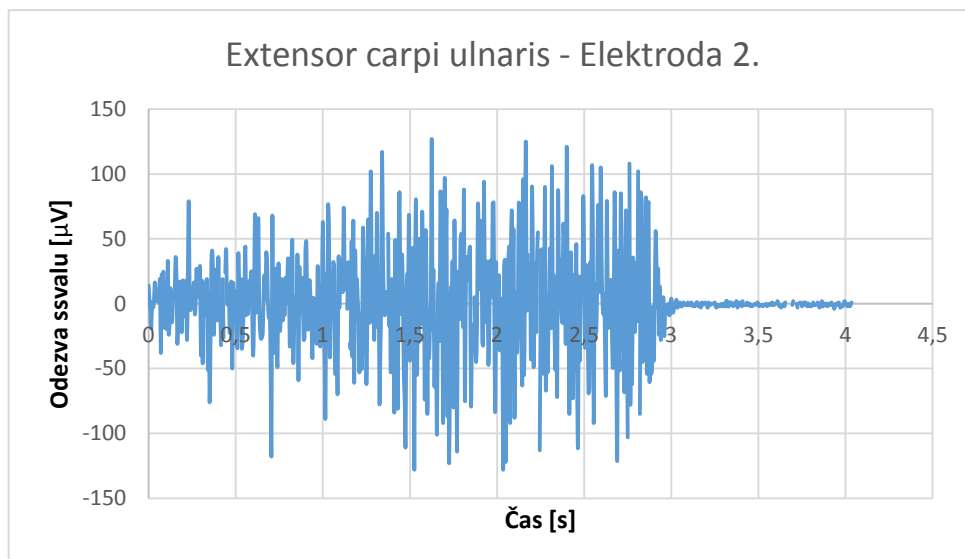
Postupným dělením a následným průměrováním byly získány hodnoty pro jednotlivé polohy, které jsou vyobrazeny v Tabulce 2.

<b>Poloha stisku</b>	<b>Průměry největších hodnot</b>
<b>Podél těla</b>	6,08
<b>Pronace</b>	6,28
<b>Supinace</b>	4,95

Tabulka 2 – Průměry

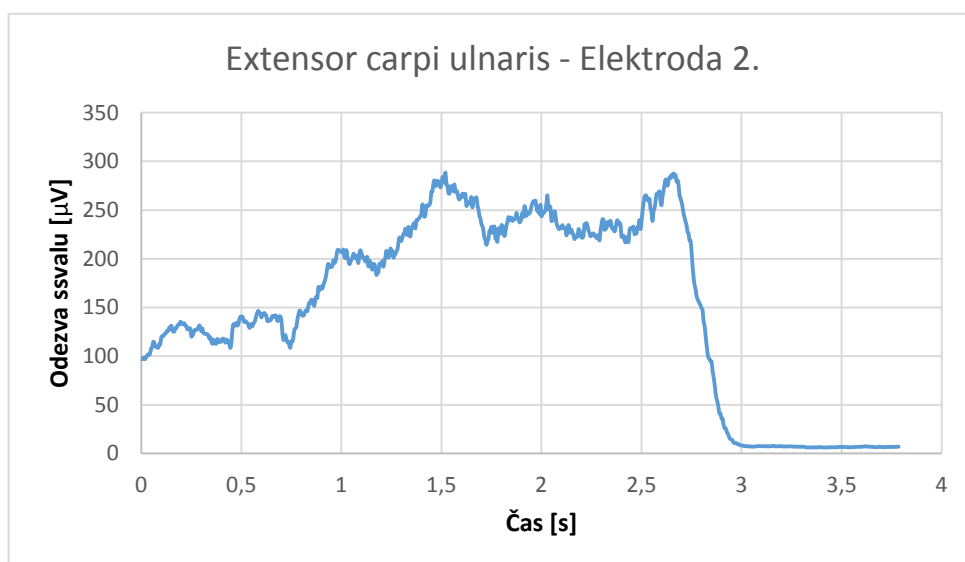
Finálním zprůměrováním těchto tří hodnot je získán výsledek 5,76, z čehož je možné vyvodit závěr, že 1 jednotka Myo Armbandu odpovídá přibližně **5,76  $\mu\text{V}$** .

Po získání tohoto přepočtu jednotek byla data z Myo Armbandu vynásobena získanou hodnotou a připravena pro další úpravu. Zanesením do XY bodového grafu se i tato data prokázala jako nevhodná pro porovnávání a stejně jako grafy z konvenčního EMG i tyto obsahovaly mnoho šumu, viz Graf 3, a byla nutná filtrace.



Graf 3 – Ukázka grafu z Myo Arbandu před filtrací

Filtrace byla provedena stejným způsobem jako u konvenčního EMG, ovšem kvůli menšímu množství údajů se průměrovalo pouze 100 souvisle navazujícími daty. Po tomto zpracování data vytvořila křivku, viz Graf 4, vhodnou pro další porovnávání.



Graf 4 – Ukázka grafu z Myo Arbandu po filtrací

### 3.2.4 Výzkumná data a jejich analýza

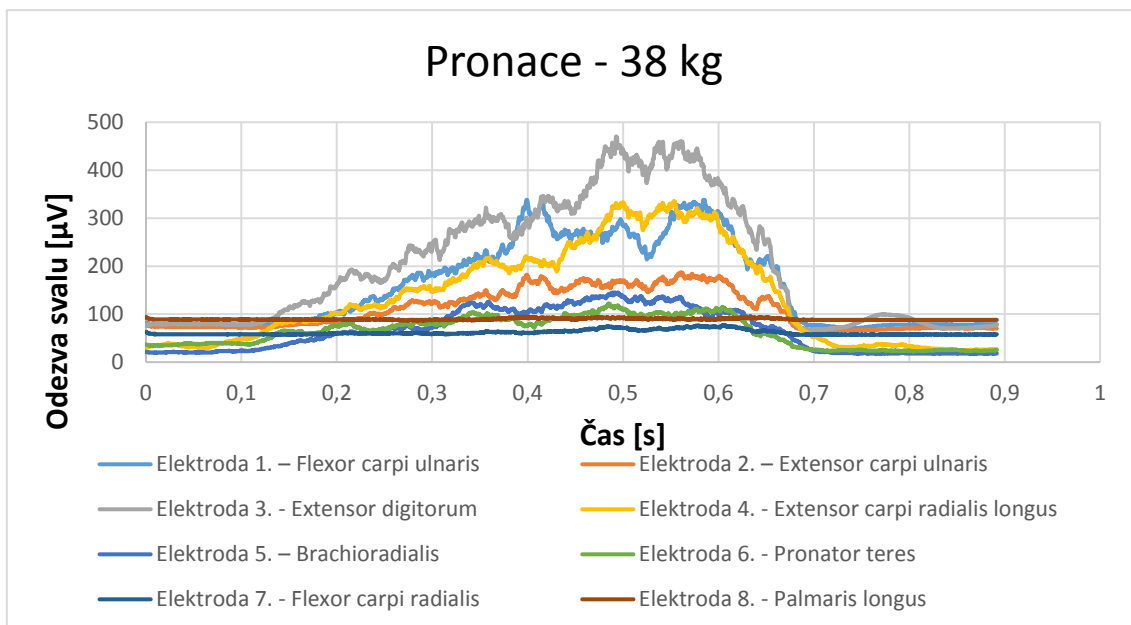
K analýze dat byl z obou zařízení vybrán pro každou polohu jeden graf, který bude porovnáván s odpovídajícím grafem z druhého zařízení. Učinilo se tak kvůli velkému množství grafů, přesněji 48, které jsou volně dostupné v Příloze A. Vybrány byly grafy s maximální hodnotou, na nichž jsou křivky a hodnoty nejpatrnější, tudíž jsou nejvhodnější pro porovnání. Ke každému grafu je také v Příloze D přiřazen obrázek záznamu snímání svalové síly pro lepší nastínění průběhu každého měření.

První polohou pro porovnávání je pronace, kterou se měření začínalo. V pronaci proband vyvinul maximální sílu 38 kg.

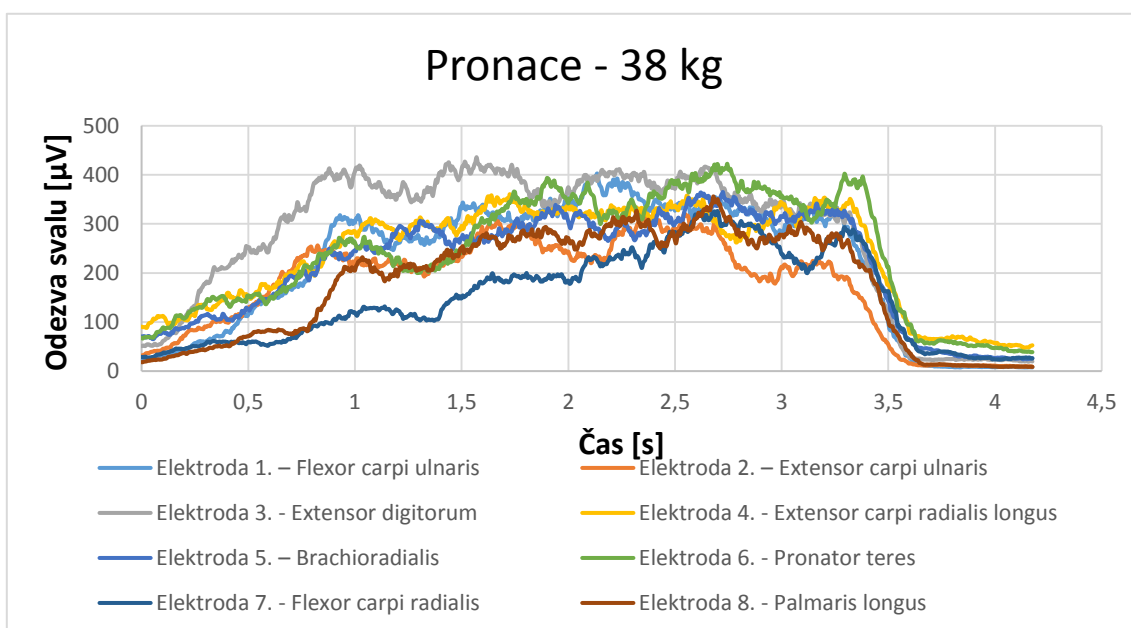
Druhou polohou je supinace, při které byla vyvinuta maximální síla 41 kg.

Poslední polohou je ruka podél těla s maximální hodnotou 45 kg.

Jelikož se na základě grafů nedají zodpovědět všechny výzkumné otázky, je nutné taky zpracovat naměřená data. Pro bližší porovnání systémů je vhodné zjistit, zdali jsou jejich odezvy na elektrodách stejné nebo alespoň srovnatelné. K tomuto poslouží tabulky, udávající průměr maximálních hodnot jednotlivých elektrod ze všech měření pro každou polohu.



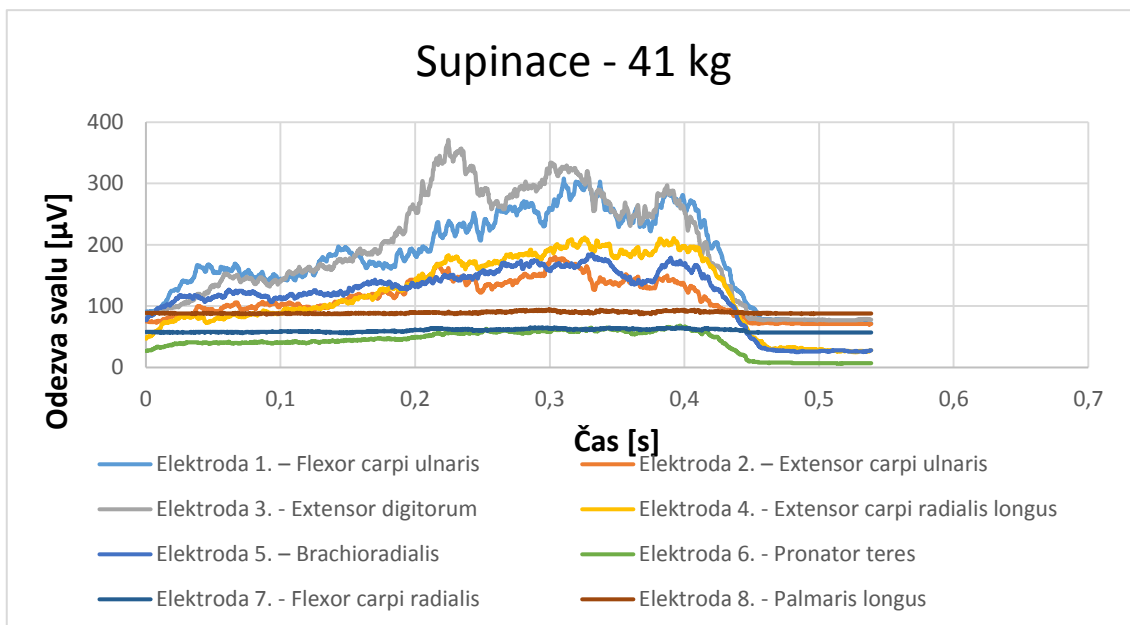
Graf 5 – Maximální síla v pronaci TruTrace EMG



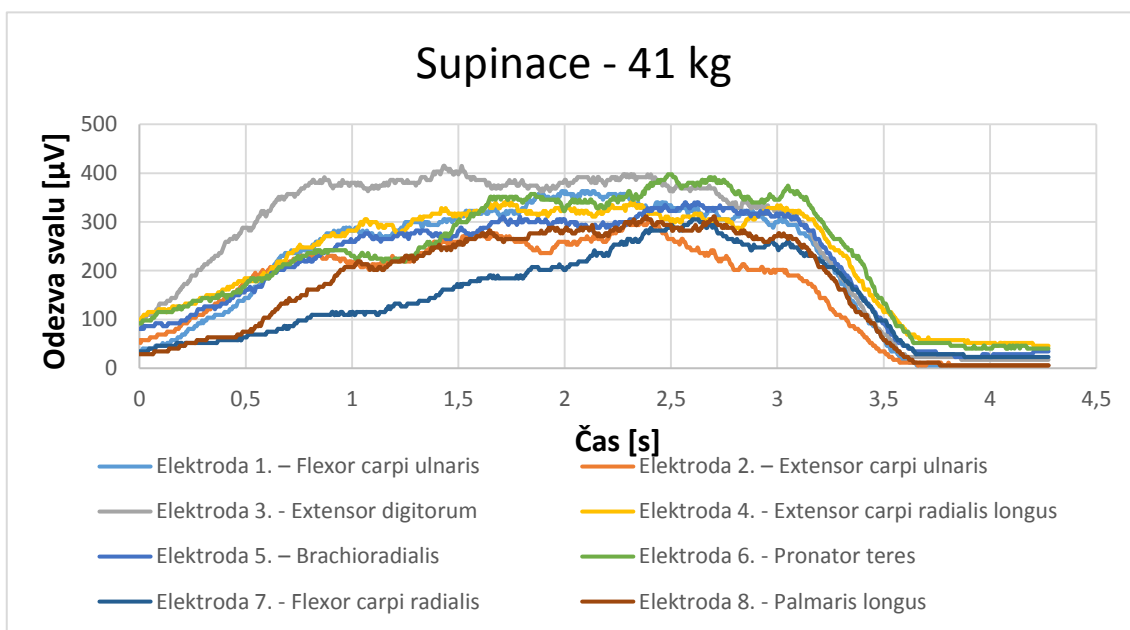
Graf 6 – Maximální síla v pronaci Myo Armband

Graf 5 a 6 vykazuje největší aktivitu na elektrodě 3. (*m. extensor digitorum*). Druhé největší aktivity se ovšem liší. Při měření pomocí TruTrace EMG je druhou nejprominentnější křivkou elektroda 1. (*m. flexor carpi ulnaris*) a u Myo Arbandu elektroda 6. (*m. pronator teres*).



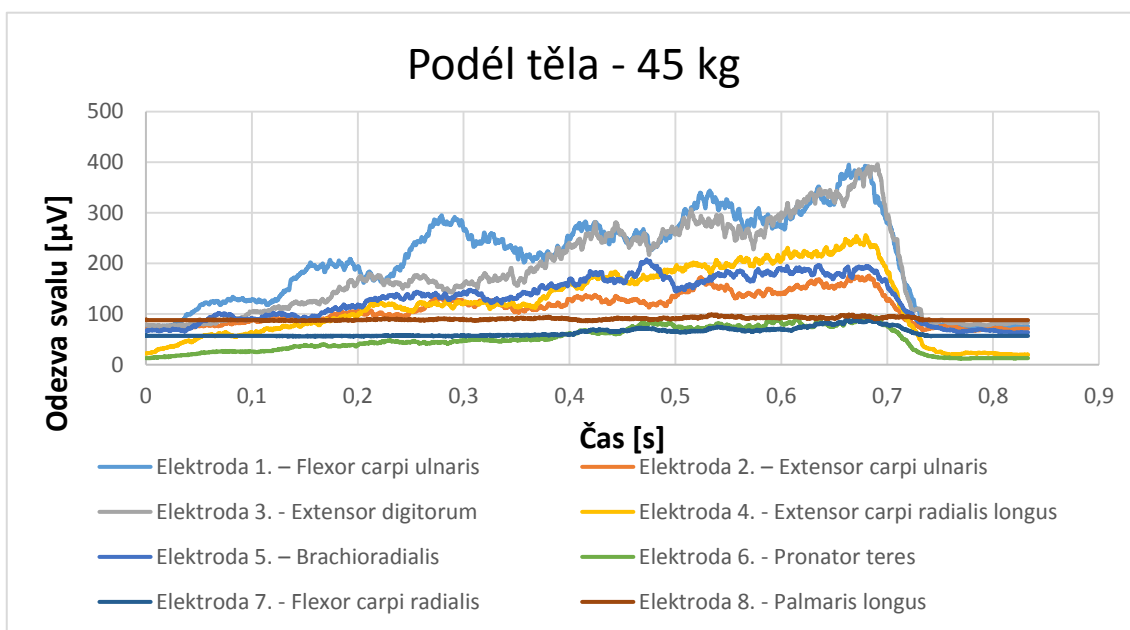


Graf 7 – Maximální síla v supinaci TruTrace EMG

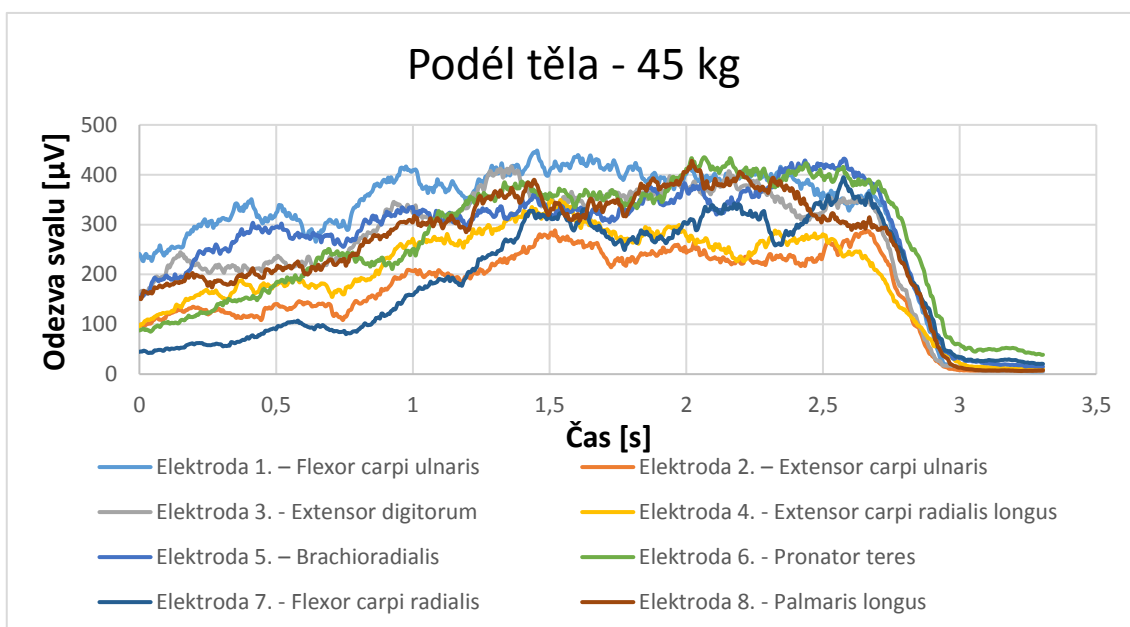


Graf 8 – Maximální síla v supinaci Myo Armband

Grafy 7 a 8 oba také vykazují největší svalovou aktivitu na elektrodě 3. (*m. extensor digitorum*) a druhá největší aktivita se u obou měření liší. Druhou nejsilnější odezvou u TruTrace byla elektroda opět elektroda elektroda 1. (*m. flexor carpi ulnaris*) a u Myo Armbandu elektroda 6. (*m. pronator teres*).



Graf 9 – Maximální síla podél těla TruTrace EMG



Graf 10 – Maximální síla podél těla Myo Armband

Grafy 9 a 10 vykazují největší odezvu na elektrodě 1. (*m. flexor carpi ulnaris*). Druhou největší odezvou u TruTrace je elektroda 3. (*m. extensor digitorum*) a u Myo Arbandu opět elektroda 6. (*m. pronator teres*).

<b>Pronace</b>								
	El. 1.	El. 2.	El. 3.	El. 4.	El. 5.	El. 6.	El. 7.	El. 8.
<b>TruTrace [<math>\mu\text{V}</math>]</b>	210	130	<b>255</b>	177	192	92	218	239
<b>Myo Armband [<math>\mu\text{V}</math>]</b>	241	194	<b>288</b>	263	263	263	160	223

Z Tabulky 3 lze usoudit, že maximální hodnoty spolu nekorelují. Kromě totožné největší hodnoty na elektrodě 3. pro obě zařízení, v tabulce nejsou žádné spojitosti.

<b>Tabulka 3 – Průměry maximálních hodnot pro pronaci</b>								
	El. 1.	El. 2.	El. 3.	El. 4.	El. 5.	El. 6.	El. 7.	El. 8.
<b>TruTrace [<math>\mu\text{V}</math>]</b>	210	130	208	152	207	46	232	<b>255</b>
<b>Myo Armband [<math>\mu\text{V}</math>]</b>	249	200	<b>282</b>	225	303	267	163	262

Tabulka 4 – Průměry maximálních hodnot pro supinaci

V Tabulce 4 nejsou žádné spojitosti. Neshodují se ani nejmenší ani největší hodnoty daných elektrod. Pro TruTrace se největší hodnota nachází v elektrodě 8. a pro Myo Armband opět v elektrodě 3.

<b>Podél těla</b>								
	El. 1.	El. 2.	El. 3.	El. 4.	El. 5.	El. 6.	El. 7.	El. 8.
<b>TruTrace [<math>\mu\text{V}</math>]</b>	<b>275</b>	145	219	147	158	59	145	172
<b>Myo Armband [<math>\mu\text{V}</math>]</b>	<b>448</b>	323	420	353	432	438	395	428

Tabulka 5 – Průměry maximálních hodnot pro polohu podél těla

V Tabulce 5 je souvislost u největší hodnoty, která se pro obě zařízení nachází na elektrodě 1.

### 3.3 Analýza výzkumných cílů a výzkumných otázek

Hlavním cílem této práce bylo nalézt nejvhodnější místo pro snímání svalových potenciálů ruky s cílem dalšího zpracování dat. V kapitole 3.2.2 je řečeno, že v rámci tohoto měření je nejvhodnějším místem pro snímání svalových potenciálu takové místo, které kopíruje pevné umístění senzorů Myo Armbandu. Po bližší analýze jejich rozmístění a anatomie horní končetiny, byly elektrodám přiřazeny tyto svaly:

- Senzor 1 – Flexor carpi ulnaris
- Senzor 2 – Extensor carpi ulnaris
- Senzor 3 – Extensor digitorum
- Senzor 4 – Extensor carpi radialis longus
- Senzor 5 – Brachioradialis
- Senzor 6 – Pronator teres
- Senzor 7 – Flexor carpi radialis
- Senzor 8 – Palmaris longus

Pro zodpovězení první výzkumné otázky je nutné se blíže podívat na výsledky z měření v Tabulkách 3, 4 a 5.

Při pronaci měla u obou zařízení největší odezvu elektroda 3. (*m. extensor digitorum*). Po bližším zkoumání kineziologie v kapitole 2.3 víme, že *m. extensor digitorum* zajišťuje extenzi prstů a zápěstí a je synergistou pro extenzi předloktí.

Při supinaci se svaly s nejsilnější odezvou liší. Pro TruTrace má nejsilnější odezvu elektroda 8. (*m. palmaris longus*) a pro Myo Armband opět elektroda 3. (*m. extensor digitorum*). *M. palmaris longus* je agonistou při flexi ruky a synergistou pro pronaci a flexi předloktí.

V poslední poloze podél těla má pro obě zařízení nejsilnější odezvu elektroda 1. (*m. flexor carpi ulnaris*). *M. flexor carpi ulnaris* je synergistou flexe předloktí a agonistou flexe ruky.

Pomocí těchto poznatků můžeme usoudit, že sval, který má největší odezvu je v kontextu tohoto měření *m. extensor digitorum*, avšak nejdominantnější skupinou svalů je povrchová vrstva přední skupiny svalů předloktí, která zahrnuje dva zbylé svaly.

Pro zodpovězení druhé otázky je nutné se podívat na grafy v předchozí kapitole a získaná data.

Při okometrickém hodnocení grafů je znát, že jsou odlišné. Jako první je možno si povšimnout odlišných časových os, což má za následek odlišná doba měření, která se nedala plně synchronizovat. Ani po výměně dynamometru nebylo měření spolehlivé a synchronizace byla náročná. Systém zamrzal, což při vyvíjení předem určené síly znemožnilo sledování vyznačené hranice a často vedlo k namačkání vyšší hodnoty a tím pádem opakování měření. Opakované měření probanda i s využitím pauz unavilo a dosažení kýžených hodnot bylo náročnější a delší. Časová synchronizace však byla nedokonalá i v případě, že se měření povedlo napoprvé. Po mnoha pokusech během pilotního šetření bylo zjištěno, že dosažení stejných hodnot v totožném čase je prakticky nemožné. Z těchto důvodů dokonalá synchronizace časových os není možná.

Při bližším zkoumání grafů je patrné, že i křivky jsou odlišné. Zde má velký podíl odlišná vzorkovací frekvence, která je u TruTrace EMG několikanásobně vyšší a proto jsou záznamy z tohoto zařízení detailnější. Dále hraje roli i již zmíněná doba měření a způsob vyvíjení síly, který křivku také mění. Jak již bylo zmíněno, čas se nedá plně synchronizovat, ovšem v případech, kdy časové osy byly alespoň přibližné, nastal problém se způsobem vyvíjení síly. Probandi nejsou schopni vyvinout opakovaně stejnou sílu totožným způsobem a nárůst, držení maxima, či povolení se vždy do určité míry liší, což lze pozorovat i na výsledných grafech. Ovšem většina těchto poznatků je aplikovatelná i u porovnávání dat ze stejného zařízení a jsou převážně způsobeny vnějšími vlivy, proto jim není přikládána velká váha.

Důležitější jsou informace čitelné z Tabulek 3, 4, 5, z nichž jsou znatelná maxima aktivity na jednotlivých elektrodách. V případě, že jsou zařízení srovnatelná, maxima elektrod by korelovala s maximy druhého zařízení, k čemuž v tomto případě nedošlo. V tabulkách jsou viditelné pouze dvě shody, a to nejsilnější odezvy u pronace a polohy podél těla, což není dostačující důkaz. Z tohoto důvodu nejsou data získaná Myo Armbandem srovnatelná s daty získanými pomocí diagnostického zařízení.

Třetí otázka byla zaměřena na jednotky a její obsáhlejší odpověď a vysvětlení nalezneme v kapitole 3.2.3. Závěrem této otázky je, že 1 jednotka Myo Arbandu odpovídá přibližně 5,76  $\mu\text{V}$ .

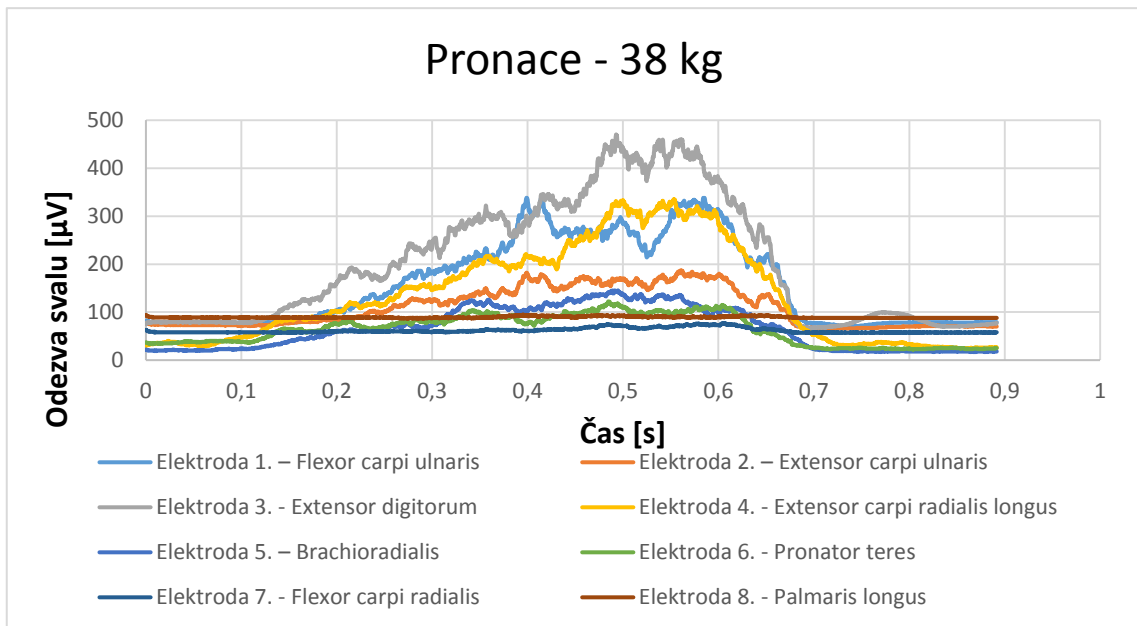
K zodpovězení čtvrté otázky je nutné se podívat na grafy z měření a dále zkoumat tabulková data. Tabulka 6 zobrazuje polohy úchopu a průměry jejich hodnot z jednotlivých elektrod spočítané pro obě zařízení.

	El. 1 [ $\mu$ V]	El. 2 [ $\mu$ V]	El. 3 [ $\mu$ V]	El. 4 [ $\mu$ V]	El. 5 [ $\mu$ V]	El. 6 [ $\mu$ V]	El. 7 [ $\mu$ V]	El. 8 [ $\mu$ V]
Pronace 38 kg	225,5	162	271,5	220	227,5	177,5	189	231
Supinace 41 kg	229,5	165	245	188,5	255	156,5	197,5	258,5
Podél těla 45 kg	361,5	234	319,5	250	295	248,5	270	300

Tabulka 6 – Průměry maximálních hodnot pro všechny polohy

Při bližším zkoumání je z Tabulky 6 zřejmá jistá souvislost mezi namačkanou hodnotou a výslednou odezvou elektrod, avšak to neplatí pro celou tabulku. Hodnoty v poloze podél těla, při které byla vyvinuta největší síla, mají jednoznačně nejsilnější odezvu i při záznamu EMG, ovšem v případě pronace a supinace tato souvislost už tak jasná není. Pronace, při které proband vyvinul nejnižší hodnotu síly, má v elektrodách 3., 4. a 6. silnější odezvy než u supinace, při které byla vyvinuta druhá největší síla. Z tohoto důvodu zatím nelze vyvodit určitou souvislost mezi vyvinutou silou a záznamem EMG.

Tato problematika by se dále dala hodnotit i porovnáním průběhu a dynamiky vyvíjené síly, která se získala v podobě obrázku z programu Saehan a výsledným grafem totožného měření. Pro porovnání byly vybrány data získaná při vývoji maximální síly, a to 38 kg, v poloze pronace, viz Graf 11 a Obrázek 23.



Graf 11 – Maximální hodnota v pronaci



Obrázek 23 – Průběh vyvíjení maximální síly v pronaci

Při porovnání Grafu 11 a Obrázku 23 není patrná jasná souvislost. Dané křivky neodpovídají průběhu vyvíjené síly a ve velké míře se liší.

Po získání těchto údajů můžeme říci, že mezi silou a odezvou EMG na základě tohoto měření a získaných údajů není jasná souvislost. Tabulková data jsou do jisté míry návazná, ovšem nejedná se o výsledky vykazující dostatečnou reliabilitu k vyvození kladného závěru.

## 4 Diskuze

Výsledky nedopadly tak, jak by se očekávalo. Předpokládalo se, že při obdobném rozmístění elektrod a senzorů budou výsledky podobné, ale jak již bylo řečeno, získané tabulkové údaje nejsou vyhovující a na tomto základě lze prohlásit, že data získaná z obou zařízení nejsou srovnatelná. Nicméně toto může být způsobeno mnoha faktory, kvůli kterým není důvod toto téma uzavřít, ale právě naopak.

Nevyhovující výsledky mohly být způsobeny z velké části typem a umístěním elektrod. Použité elektrody byly velké, a jak již bylo zmíněno v kapitole Výzkumný soubor, jejich umístění na drobnějším předloktí ženy složité. Elektrody mezi sebou neměly rozstup a místy se překrývaly. Toto bylo vyřešeno výměnou probanda, avšak i tak mezi elektrodami nebyly dostačující rozestupy a jejich rozmístění bylo komplikované.

Z předchozí kapitoly je jasné, že i postup měření mohl způsobit rozdílné výsledky. Doba a způsob vyvíjení síly ovlivňují výchozí křivku a v mnoha případech se ani nedosáhlo určené hodnoty. Jednalo se sice řádově o desetiny, ale ve spojitosti s dalšími zmíněnými faktory i toto mohlo přispět k rozdílům v datech.

V neposlední řadě může hrát podstatnou roli i přepočtení jednotek. I když na přepočtení byly použity všechny dostupné údaje, číslo je stále nepřesné a dalo by se dále průměrovat, čímž by se dosáhlo ještě přesnějšího údaje a tím i přesnějších hodnot z Myo Armbandu.

Při porovnání záznamu z Myo Armbandu s obrázkem ze snímání svalové síly je zřejmé, že spolu do jisté míry korelují. Z tohoto důvodu lze spekulovat, že při eliminaci zmíněných faktorů budou zařízení přehodnocena jako srovnatelná a momentální výsledky mohou být způsobeny i komplikacemi vycházejícími z diagnostického EMG.



## 5 Návrh doporučení pro praxi

Na základě získaných dat je doporučeno v experimentu dále pokračovat i přes záporný výstup práce. Jak již bylo řečeno, v rozdílu dat mohlo hrát roli mnoho faktorů, ze kterých se dá většina eliminovat.

Pro další měření se doporučuje využití kulatých elektrod. Jsou rozměrově menší, lze s nimi lépe manipulovat a umístit je na požadované místo. Dále se doporučuje zakoupení čistícího peelingu na elektromyografická vyšetření, který by mohl pomoci s opakovaným odlepováním elektrod a tím i narušování záznamu EMG.

Dalším nedostatkem, který se dá upravit je i systém pro záznam síly. Na trhu jistě bude modernější program, který by umožnil záznam bez opakovaného zamrznutí obrazu. Dále by experiment těžil i z toho, kdyby byl umožněn textový záznam dat a ne jenom obrázkový, což by značně pomohlo při synchronizaci dat.

Jak již bylo řečeno, v experimentu by se vyplatilo pokračovat, jelikož má velký potenciál pro mnoho odvětví. Při pokračování se doporučuje aplikace zmíněných doporučení a upřesnění přepočtu jednotek. V neposlední řadě by se jistě vyplatilo vyzkoušet obdobný experiment na větším vzorku lidí.

## 6 Závěr

Práce se zabývala porovnáváním údajů z diagnostického EMG a zařízení určeného primárně pro zábavní průmysl Myo Armbandu. V teoretické části byla shrnuta anatomie horní končetiny, analýza vícesegmentálního pohybu horní končetiny a dále informace o elektromyografii a všem, co k ní patří. V této části se jsou také zmíněny myoelektrické protézy a ortézy a popis vybraných modelů.

Ve výzkumné části bylo nalezeno nejlepší umístění EMG elektrod pro experiment a provedlo se výzkumné měření pomocí diagnostického EMG a Myo Armbandu. Data z měření byla následně zpracována v podobě grafů a tabulek a vyhodnocena v rámci analýzy dat. Na základě získaných dat bylo možné určit jednotky systému Myo Armband, což je velkým přínosem pro případné pokračování experimentu či developery zabývající se tímto zařízením. Výsledkem této práce je, že získaná data z experimentu nebyla srovnatelná, avšak to mohlo být způsobeno mnoha faktory, které se dají při dalším měření usměrnit.

Z tohoto důvodu se doporučuje v dané problematice pokračovat a blíže jí zkoumat. Jak již bylo řečeno, získání kladných výsledků by mohlo pozitivně přispět do mnoha odvětví. Jedná se například o již zmiňovanou protetiku a ortotiku, kde by byl získán nový systém pro záznam myoelektrických potenciálů, ale také třeba pro ergonomii. Právě ergonomie stále využívá zastaralých metod, které by se díky Myo Armbandu daly zmodernizovat a zefektivnit. Náhrada dvoukanálového holterového měření bezdrátovým systémem s osmi kanály by jistě znamenal přínos pro toto odvětví.

Cíle práce byly tímto splněny a na základě získaných závěrů se doporučuje v experimentech pomocí Myo Armbandu pokračovat, avšak při úpravě postupů na základě vypsání doporučení.

## Seznam použité literatury

1. DUFEK, Jaroslav. *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-208-6.
2. MyoArmband. *Thalnic Labs* [online]. [cit. 2020-03-05]. Dostupné z: [www.support.getmyo.com](http://www.support.getmyo.com)
3. PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
4. MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-1521-6.
5. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 3. vyd. Praha: Grada, 2016. ISBN 80-7169-970-5.
6. ELIŠKA, Oldřich a Miloslava ELIŠKOVÁ. *Aplikovaná anatomie pro fyzioterapeuty a maséry*. Praha: Karolinum, 2009. ISBN 978-80-246-1716-9.
7. PETER, Sue. *Atlas of anatomy*. Potsdam: H. F. Ullmann, 2015. ISBN 978-3-8480-0914-5.
8. ŠIFTA, Petr. *Obecná kineziologie*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2018. ISBN 978-80-7494-403-1.
9. DYLEVSKÝ, Ivan a Petr JEŽEK. *Základy kineziologie*. IVAN DYLEVSKÝ A PETR JEŽEK. *vos.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)
10. CIBULČÍK, František a Jozef ŠÓTH. *Základná príručka elektromyografických technik: EMG atlas*. Martin: Osveta, 1998. ISBN 80-8063-001-1.
11. HRAZDIRA Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902-8961-4.
12. RAEZ M. B. I., M. S. HUSSAIN a F. MOHD-YASIN. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*. 2006, 8(1), 11-35. ISSN 1480-9222. DOI 10.1251/bpo115. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1455479/>
13. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

14. PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
15. WEISS, J., L. WEISS a J. SILVER. *Easy EMG*. Elsevier, 2016. ISBN 978-0-323-28664-0.
16. Deymed. *Deymed* [online]. [cit. 2020-03-05]. Dostupné z: <https://eshop.deymed.cz/>
17. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
18. KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie*. Praha: TRITON, 1999. ISBN 80-7254-047-5.
19. MÁŠOVÁ, Lenka. *Snímání EMG a jeho hodnocení*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
20. KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2011. ISBN 978-80-244-2762-1.
21. MUZUMDAR, Ashok. *Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application*. 1. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2004. ISBN 978-3-642-62302-8.
22. VANÍČKOVÁ, Vanessa. *Snímače bionických náhrad horních končetin*. Liberec, 2018. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií.
23. BLAŽEK, Martin. *Bionická ortéza a její propojení s pacientem*. Liberec, 2018. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií.
24. NAJMAN, Petr. *Bionická ruka*. Liberec, 2016. Semestrální projekt. Technická univerzita v Liberci, Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií.
25. Bebionic. *Ottobock* [online]. [cit. 2020-03-05]. Dostupné z: [www.bebionic.com](http://www.bebionic.com)
26. i-Limb. *Touch Bionics Inc. and Touch Bionics Limited* [online]. [cit. 2020-03-05]. Dostupné z: [www.touchbionics.com](http://www.touchbionics.com)
27. Open Bionics. *Open Bionics* [online]. [cit. 2020-03-05]. Dostupné z: <https://www.openbionics.com/>
28. HACKberry. *exii HACKberry* [online]. [cit. 2020-03-05]. Dostupné z: [www.exiii-hackberry.com/](http://www.exiii-hackberry.com/)
29. MyoPro. *Myomo* [online]. 2018 [cit. 2020-05-10]. Dostupné z: [www.myomo.com](http://www.myomo.com)

30. Yoo, Hyun-Joon *et al.* Development of 3D-printed myoelectric hand orthosis for patients with spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2019, **16**(162). <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0633-6>
31. ULANOFF, L. Myo armband makes hands-free motion control real. Mashable.2015, **15**(5). Dostupné také z: [www.mashable.com/2015/05/24/myo-review/#XMkRe5UGb5q8](http://www.mashable.com/2015/05/24/myo-review/#XMkRe5UGb5q8)
32. Dynamometr Takei. *Pandamed* [online]. [cit. 2020-05-10]. Dostupné z: [www.pandamed.co.uk](http://www.pandamed.co.uk)
33. Dynamometr. *Saehan* [online]. [cit. 2020-05-10]. Dostupné z: [www.saehanmedical.com](http://www.saehanmedical.com)

## **Seznam příloh**

Příloha A: CD disk

Příloha B: Vizualizace nastavení TruTrace EMG

Příloha C: Tabulka hodnot v kg naměřených dynamometrem Saehan na probandovi mužského pohlaví

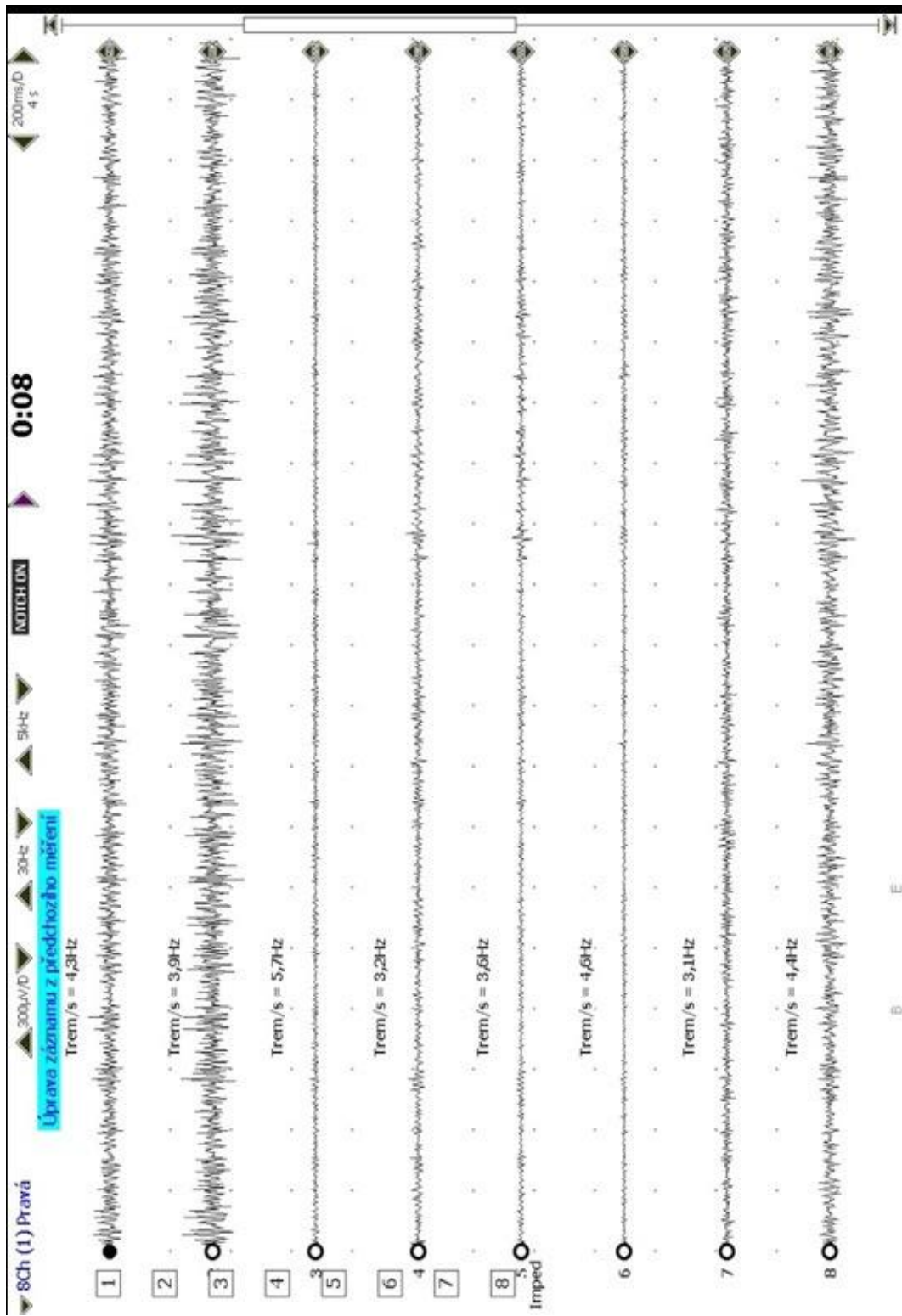
Příloha D: Záznamy ze snímání svalové síly

Příloha E: 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
- Na CD jsou všechny naměřené hodnoty jednotlivých probandů v programu Excel

## Příloha B: Vizualizace nastavení TruTrace EMG





**Příloha C: Tabulka hodnot v kg naměřených dynamometrem Saehan na probandovi mužského pohlaví**

<b>Pronace [kg]</b>	<b>Supinace [kg]</b>	<b>Podél těla [kg]</b>
38	41	45
33	36	39
28	31	33
23	26	27
18	21	21
13	16	15
8	11	9
5	6	3

## Příloha D: Záznamy ze snímání svalové síly

- Pronace TruTrace



- Pronace Myo Armband



- Supinace TruTrace



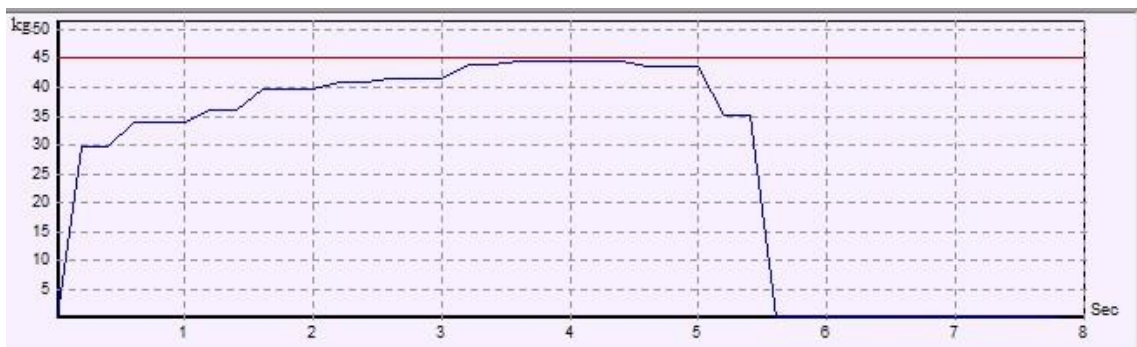
- Supinace Myo Armband



- Podél těla TruTrace



- Podél těla Myo Armband



## Příloha E: Informovaný souhlas

### Souhlas respondenta s účastí ve výzkumu

<b>Jméno a příjmení studenta:</b>	
<b>Osobní číslo studenta:</b>	
<b>Univerzitní e-mail studenta:</b>	
<b>Studijní program:</b>	
<b>Ročník:</b>	
<b>Kvalifikační práce:</b>	<input type="checkbox"/> bakalářská <input type="checkbox"/> diplomová
<b>Téma kvalifikační práce:</b>	
<b>Technika</b>	

Dobrý den,

v souvislosti se zpracováním kvalifikační práce bych Vás tímto chtěl/a požádat o udělení souhlasu s podílením se na výzkumu jako respondent. Kdykoliv máte možnost odstoupit od realizace výzkumu. Výzkum bude realizován technikou rozhovoru / pozorování, dále bude elektronicky zaznamenán (prostřednictvím diktafonu, videa apod.) a následně zpracován.

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: \_\_\_\_\_

