



# Porovnání zařízení pro měření povrchového EMG a ručních elektronických dynamometrů měřících elektromyografické signály

## Bakalářská práce

*Studijní program:*

B3944 Biomedicínská technika

*Studijní obor:*

Biomedicínská technika

*Autor práce:*

**Jana Svobodová**

*Vedoucí práce:*

Ing. Jan Koprnický, Ph.D.

Ústav mechatroniky a technické informatiky





## Zadání bakalářské práce

# Porovnání zařízení pro měření povrchového EMG a ručních elektronických dynamometrů měřících elektromyografické signály

*Jméno a příjmení:* **Jana Svobodová**  
*Osobní číslo:* D18000064  
*Studijní program:* B3944 Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* Biomedicínská technika  
*Zadávací katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* **2020/2021**

## **Zásady pro vypracování:**

### **Cíle práce:**

1. Zhodnotit metody měření EMG signálů pomocí různých elektronických zařízení.
2. Prostudovat souvislost EMG s výstupním svalovým výkonem generovaným rukou.
3. Otestovat sadu ručních elektronických dynamometrů.

### **Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):**

Na trhu se vyskytuje velké množství zařízení pro měření povrchových elektromyografických signálů a různých způsobů měření povrchového EMG. Vedle standardních diagnostických lékařských zařízení jsou to otevřené elektronické systémy umožňující snímání EMG a zpracování dat vlastními algoritmy. Často tyto systémy poskytují kromě měření EMG i měření dalších biologických nebo fyzikálních signálů a pronikají stále více mimo segment diagnostické medicíny, například do oblasti tzv. nositelné elektroniky, kde jsou využívány pro různé účely.

Miniaturizace elektronických zařízení pronikla také do oblasti ručních dynamometrů, které jsou v praxi používány převážně ve své mechanické podobě. Ruční dynamometrie s využitím možnosti záznamu signálu přímo do počítače nabízí nové možnosti hodnocení svalové zátěže horních končetin. Kombinací měření povrchového EMG a synchronizovaného záznamu svalových projevů se nabízí zlepšení hodnocení svalového zatížení horních končetin.

Výstupem bakalářské práce bude článek a souhrn s porovnáním dat získaných z různých přístrojů pro měření EMG a ručních dynamometrů. Budou analyzovány možnosti synchronizovaného záznamu dat z těchto přístrojů. Výsledky budou diskutovány s odbornou praxí, kde elektronický záznam takto synchronizovaných dat není zatím běžný.

### **Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:**

1. Předpokládáme, že různé metody měření povrchových EMG signálů a ručních dynamometrů poskytnou jinak přesné výsledky.
2. Očekáváme, že signál EMG a svalový výkon bude synchronizovaný.

### **Metoda:**

Kvalitativní

### **Technika práce, vyhodnocení dat:**

Měření, analýza a komparace dat.

### **Místo a čas realizace výzkumu:**

Laboratoře FZS a FM, prosinec 2020 – leden 2021

### **Vzorek:**

Vybraná zařízení pro měření EMG signálů a ruční dynamometry.

### **Rozsah práce:**

Rozsah bakalářské práce činí 50-70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

### **Forma zpracování kvalifikační práce:**

Tištěná a elektronická.

*Rozsah grafických prací:*  
*Rozsah pracovní zprávy:*  
*Forma zpracování práce:*  
*Jazyk práce:*

tištěná/elektronická  
Čeština



### **Seznam odborné literatury:**

- BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. Základy lékařské fyziky. 4. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.
- CHANG, Ho et al. 2015. Development of an integrated digital hand grip dynamometer and norm of hand grip strength. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 2015, 26(1), 611-617. DOI: 10.3233/BME-151352.
- ČAPEK, Lukáš et al. 2018. Biomechanika člověka. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0367-6.
- GRAVELING, Richard, ed. 2018. Ergonomics and Musculoskeletal Disorders (MSDs) in the Workplace: A Forensic and Epidemiological Analysis. Boca Raton: CRC Press. ISBN 9781138744332.
- HASSAN, H. F., S. J. ABOU-LOUKH a I. K. IBRAHEEM. 2019. Teleoperated robotic arm movement using electromyography signal with wearable Myo armband. *Journal of King Saud University – Engineering Sciences*. DOI 10.1016/j.jksues.2019.05.001.
- KOS, Anton a Anton UMEK. 2018. Biomechanical biofeedback systems and applications. New York, NY: Springer. ISBN 978-331-9913-483.
- LABAT, Karen L. a Karen RYAN. 2019. Human body: a wearable product designer's guide. Boca Raton: CRC Press. ISBN 978-149-8755-719.
- MERLETTI, Roberto a Dario FARINA, eds. 2016. Surface electromyography: physiology, engineering and applications. Hoboken: John Wiley & Sons. ISBN 978-1-118-98702-5.
- POPOVIC, Marko B. 2019. Biomechatronics. London: Academic Press. ISBN 978-0-12-812939-5.
- ŠVÁBOVÁ, Květa et al. 2015. Vybrané kapitoly z pracovního lékařství. Díl 1, Pracovnílékařské služby, pracovní prostředí, nemoci z povolání, ergonomie. Praha: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví. ISBN 978-80-87023-32-7.
- WEISS, J. M., L. D. WEISS a J. K. SILVER. 2016. Easy EMG: A Guide to Performing Nerve Conduction Studies and Electromyography. 2nd ed. London: Elsevier. ISBN 978-0-323-28664-0

*Vedoucí práce:*

Ing. Jan Koprnický, Ph.D.  
Ústav mechatroniky a technické informatiky

*Datum zadání práce:*

1. září 2020

*Předpokládaný termín odevzdání:*

30. června 2021

L.S.

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.

7. dubna 2021

Jana Svobodová

## Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora: Jana Svobodová  
Instituce: Technická univerzita v Liberci  
Název práce: Porovnání zařízení pro měření povrchového EMG a ručních elektronických dynamometrů měřících elektromyografické signály  
Vedoucí práce: Ing. Jan Koprnický, Ph.D.  
Počet stran: 64  
Počet příloh: 3  
Rok obhajoby: 2021  
Anotace: Tato bakalářská práce se zabývá porovnáním metod měření povrchových EMG signálů pomocí různých elektronických zařízení. V teoretické části je zmapována anatomie horních končetin a fyziologie šíření akčního potenciálu. Dále byly popsány elektrodiagnostické metody, elektromyografická zařízení a dynamometrické přístroje. Ve výzkumné části byla otestována sada ručních elektronických dynamometrů a dvě odlišná zařízení EMG, přičemž je pozorován synchronizovaný průběh síly generované rukou a svalového napětí v čase. Korelace těchto průběhů je znázorněna ve vytvořeném programu v prostředí Matlab. V závěru vyhodnocujeme srovnatelnost a využití těchto zařízení pro praxi.  
Klíčová slova: Elektromyografie, akční potenciál, svalový tonus

## Annotation

Name and surname: Jana Svobodová  
Institution: Technical University of Liberec  
Title: Comparison of devices for measurement of surface EMG and electronic hand grip dynamometers for electromyographic signals

Supervisor: Ing. Jan Koprnický, Ph.D.  
Pages: 64  
Appendix: 3  
Year: 2021

Annotation: The Bachelor thesis is focused on comparison of surface EMG signals measurement methods using different electronical devices. Anatomy of upper limbs and physiology of the action potential propagation is charted in the theoretical part. Hereafter are described electrodiagnostic methods, electromyographs and dynamometers. A hand grip dynamometer set and two different EMG devices are tested in the partical part, while a synchronized course of the force generated by a hand and muscle tension in time is observed. Correlation of these waveforms is shown in the created program in the Matlab environment. In conclusion, we evaluate the comparability and use of these devices for practise.

Keywords: Electromyography, action potential, muscle tension

## Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala panu Ing. Janu Koprnickému, Ph.D. za vstřícnost a vedení této práce. Děkuji také Ing. Radkovi Šafaříkovi, Ph.D. za veškerý čas, ochotu a odbornou pomoc ve výzkumné části. Dále chci poděkovat Mgr. Pavlu Böhmovi, za užitečné rady a odpovědi na všechny mé otázky. V neposlední řadě patří můj dík i všem dobrovolníkům, kteří mi byli zdrojem signálu.



# Obsah

Seznam zkratek . . . . .	11
<b>1 Úvod</b>	<b>12</b>
<b>2 Teoretická část</b>	<b>13</b>
2.1 Anatomie horní končetiny . . . . .	13
2.1.1 Kostra horní končetiny . . . . .	14
2.1.2 Kosterní svalstvo . . . . .	14
2.1.3 Svaly horní končetiny . . . . .	17
2.2 Fyziologie . . . . .	20
2.2.1 Neuron . . . . .	20
2.2.2 Iontové kanály . . . . .	20
2.2.3 Akční potenciál . . . . .	21
2.2.4 Motorická jednotka . . . . .	22
2.2.5 Svalová tkáň . . . . .	23
2.3 Elektrodiagnostické metody . . . . .	23
2.3.1 Elektromyografie . . . . .	23
2.3.2 Elektromyograf . . . . .	26
2.3.3 Elektromyografický signál . . . . .	29
2.3.4 Využití EMG . . . . .	31
2.4 Měření svalového výkonu . . . . .	32
<b>3 Výzkumná část</b>	<b>35</b>
3.1 Cíle a výzkumné předpoklady . . . . .	35
3.2 Metodika výzkumu . . . . .	36

3.3	Předvýzkum . . . . .	38
3.4	Pilotní šetření . . . . .	39
3.5	Výzkumné šetření . . . . .	43
3.6	Analýza výzkumných dat . . . . .	45
<b>4</b>	<b>Diskuze</b>	<b>50</b>
<b>5</b>	<b>Návrh doporučení pro praxi</b>	<b>51</b>
<b>6</b>	<b>Závěr</b>	<b>52</b>
	<b>Použitá literatura</b>	<b>56</b>
<b>A</b>	<b>Obsah přiloženého CD</b>	<b>57</b>
<b>B</b>	<b>Vizualizace TruTrace EMG</b>	<b>58</b>
<b>C</b>	<b>Korelační koeficienty</b>	<b>60</b>

## Seznam zkratek

<b>A/D</b>	analogově digitální převodník
<b>ADP</b>	adenosindisofsfát
<b>Ag</b>	stříbro
<b>AgCl</b>	chlorid stříbrný
<b>AMP</b>	adenosinmonofosfát
<b>AP</b>	akční potenciál
<b>ATP</b>	adenosintrifosfát
<b>AVR</b>	akční potenciál
<b>BP</b>	band-pass – pásmová propust
<b>Ca</b>	vápník
<b>CMAP</b>	compound muscle action potential – sumace akčních potenciálů
<b>EKG</b>	elektrokardiografie
<b>EMG</b>	elektromyografie
<b>K</b>	draslík
<b>Li-On</b>	Lithium-iont
<b>LP</b>	low-pass – dolní propust
<b>max.</b>	maximální
<b>MJ</b>	motorická jednotka
<b>MUAP</b>	motor unit action potential – akční potenciál motorické jednotky
<b>m.</b>	musculus – sval
<b>např.</b>	například
<b>NCS</b>	nerve conduction study – kondukční studie
<b>RMS</b>	root mean square – kvadratický průměr
<b>Na</b>	sodík
<b>tzv.</b>	takzvaný
<b>zjm.</b>	zejména

# 1 Úvod

Elektromyografie je vyšetřovací metoda zkoumající svalovou aktivitu, která se projevuje šířením akčního potenciálu z motoneuronů. Dnes jsme schopni pomoci elektromyografických zařízení s elektrodami tento signál naměřit i na povrchu těla.

Přístroje EMG se nejčastěji vyskytují v podobě lékařských zařízení, které umožňují na neurologickém oddělení diagnostikovat neurosvalové poruchy. Výstupy z takového měření mohou být uplatněny například v ergonomických testech, které stanovují nároky na zaměstnance. Mimo oblast medicíny proniká elektromyografie také do oblasti protetiky, která se zabývá aplikací protetických pomůcek, nahrazujících části lidského těla.

Technologie povrchové elektromyografie se neustále vyvíjí a je stále relativně vzdálená od dokonalosti. Ve většině případech se totiž jedná o přístroje cenově nedostupné. U takových přístrojů bývá primárním účelem diagnostické či terapeutické vyšetření a jsou proto svým softwarovým rozhraním uzpůsobené spíše vystudovaným medikům. Na druhé straně se na trhu začínají objevovat i miniaturizovaná elektronická zařízení, která by je mohla zejména pro nelékařské uživatele zastoupit. Jedním z takových přístrojů je Go Direct EKG/EMG Sensor Vernier, který je určený primárně pro školní pokusy. Spolu s příslušným dynamometrem nabízí synchronizovaný záznam síly a svalové zátěže, který je možno ve volně přístupném softwaru Vernier Graphical Analysis graficky zobrazit a analyzovat.

Porovnání výstupních dat a prokázání srovnatelnosti dostupnějšího zařízení s lékařským elektromyografem by mohlo být značně přínosné pro mnoho oborů od ergonomie po protetiku.

Teoretická část této bakalářské práce mapuje anatomii horních končetin se zaměřením na příslušné svaly a kosti. Nezbytnou součástí je popsání fyziologie přenosu akčního potenciálu, který doprovází každou svalovou práci. Dále přibližuje elektrodiagnostické metody a popisuje princip fungování elektromyografických zařízení. V neposlední řadě seznamuje s dynamometrickými metodami.

Ve výzkumné části testujeme sadu dynamometrů a porovnáváme data získaná z dvou různých přístrojů pro měření EMG.

## 2 Teoretická část

Jako první je potřeba zmapovat anatomii horních končetin, na kterých budeme provádět měření svalové aktivity. V této kapitole budou popsány kosti i svaly horní končetiny.

### 2.1 Anatomie horní končetiny

Jelikož je třeba popisovat jednoznačně, uvedeme si pomocí skript (Pospíšilová a Procházková, 2010) základní názvosloví pro orientaci na horní končetině.

- proximální – horní, bližší k pletenci,
- distální – dolní, vzdálenější,
- laterální – zevní, postranní,
- mediální – vnitřní,
- ulnární – loketní, vnitřní,
- radiální – vřetenní, zevní,
- dorzální – zadní, zádový,
- ventrální – přední, břišní.

Elektromyografie úzce souvisí se svalovou aktivitou a pohybem, musíme tedy vymezit termíny pro funkci svalů.

- flexe – ohnutí,
- extenze – natažení,
- dukce – vedení pohybu, úklon ke straně,
- abdukce – pohyb zevně (upažení),
- addukce – pohyb k tělu (připažení),
- supinace – otočení dlaní dopředu (palec od těla),
- pronace – otočení hřbetu ruky dopředu (palec k tělu).

## 2.1.1 Kostra horní končetiny

Obě horní končetiny jsou navázány na osový skelet pomocí pletence. Hlavní funkcí horní končetiny je manipulace s předměty. V následujících čtyřech odstavcích si pomocí odborné literatury (Čapek et al., 2018) popíšeme jednotlivé úseky této kostry.

### Pletenec horní končetiny

Je tvořen klíční kostí (clavicula) a lopatkou (scapula). Ploché trojúhelníkovité lopatky jsou pohyblivé a zvyšují rozsah pohybů končetiny.

### Kost pažní (humerus)

Humerus je nejsilnější kostí horní končetiny. Její proximální konec s kulovitou hlavicí zapadá do kloubní jamky lopatky. Pod ní se nachází dva hrbolky pro úpony svalů, zúžené místo, nebo-li chirurgický krček a na distální části se vyvyšují epikondyly. Ty slouží k úponu kloubních vazů a předloketních svalů.

### Kosti předloktí

Poklad předloktí je tvořen mediálně položenou **kostí loketní (ulna)** a opačně umístěnou **kostí vřetenní (radius)**. Na obou kostech se nachází drsnatina sloužící k úponu pažních svalů. Ulna, radius i humerus se společně stýkají v loketním kloubu.

### Zápěstní kosti

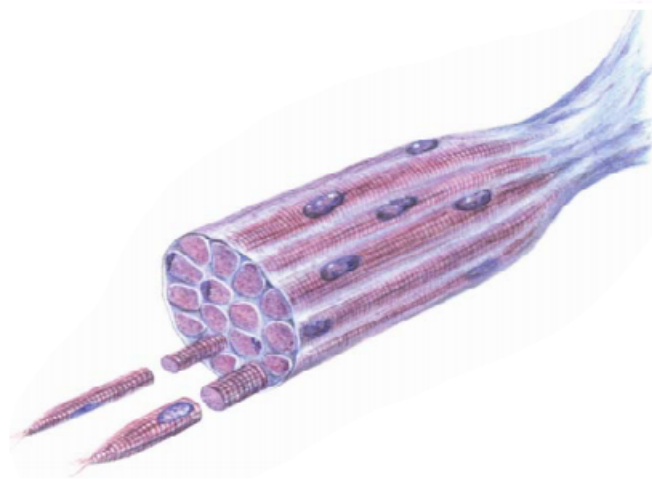
Zápěstí je tvořeno osmi drobnými karpálními kostmi. Proximálně je popisujeme jako kost loďkovitou, měsíčitou, trojhrannou a hráškovitou. Distálně pokračují mnohohranná větší a menší, kost hlavatá a kost hákovitá. Na ně navazují kosti záprstní (metakarpy), tvořící podklad dlaně a přecházející do prstů opatřených články.

## 2.1.2 Kosterní svalstvo

V lidském těle se nachází tři druhy svalových tkání: hladké svalstvo, příčně pruhované svalstvo a příčně pruhované srdeční svalstvo. Nás bude zajímat kosterní svalovina, jinak označovaná jako **příčně pruhovaná**. Je ovladatelná vůlí a podílí se na pohybu. Tvoří ji svalová vlákna z myofibrilů a fibrilů, která jsou spojena do svalových snopečků a snopců (Čihák, 2016).

Nejdůležitějšími složkami svalových vláken jsou **aktin** a **myosin**. Jedná se o bílkoviny, které svým zasunováním do sebe tvoří aktinomyosinový komplex a způsobují kontrakci. Při relaxaci dochází k rozpojení těchto kontraktálních proteinů. Podílejí se také na vizuální podobě příčně pruhovaného svalu, proto lze pod mikroskopem spatřit střídající se světlejší a tmavší aktinové úseky. Obecně má kosterní svalstvo červenou barvu kvůli přítomnému myoglobinu – červenému barvivu. Podle obsahu množství se svalová vlákna dělí na **červená** a **bílá**. Červená mají pomalou kontrakci s větší výdrží, zatímco bílá svalová vlákna se stahují rychle, ale s men-

ší vytrvalostí (Pospíšilová a Procházková, 2010). Rychlost kontrakce je popisována tzv. elektromechanickým zpožděním. Je to doba mezi aktivací svalu a projevem jeho mechanické činnosti (Čapek et al., 2018).



Obr. 2.1: Svalové vlákno příčně pruhovaného svalu přecházející ve šlachu (Čihák, 2016)

Povrch svalu, nebo-li povázka (fascie) je tvořena vazivem. Vazivo tvoří také šlachy, nezbytné k úponu svalů na kosti. Na šlachy navazuje hlava svalu - zúžené místo v blízkosti kosti a opačně uložená bříška. Konkrétní svaly mají drobné odlišnosti v počtu hlav (biceps, triceps, quadriceps), nebo v počtu bříšek (např. dvojbříškový sval) (Čapek et al., 2018).

Svaly lze rozdělit také podle směru působení. **Agonický sval** působí ve směru pohybu, zatímco **antagonický sval** působí ve směru protichůdném. **Antagonistické dvojice svalů** označují skupinu předešle zmíněných svalů, přičemž směr pohybu záleží na jejich souhře.

Dále pak můžeme svaly charakterizovat dle uplatnění jako:

- svaly hlavní – jedná se zjm. o agonistu,
- svaly pomocné – spolupůsobí se svalem hlavním,
- svaly fixační (stabilizační) – zpevňují část těla, ze kterého vyhází pohyb,
- svaly neutralizační – ruší nežádoucí směry pohybů pomocných a hlavních svalů (Čihák, 2016).

## Práce svalu

Pokud dostane sval podnět, dojde ke svalové kontrakci a sval začne působit na své úpony. To je následováno zkrácením svalu, nebo vznikem svalového napětí, či kombinací obou jevů (Beneš et al., 2015). Podle svalových změn rozlišujeme dva typy kontrakcí.

1. kontrakce izotonická – mění se délka svalu,
2. kontrakce izometrická – mění se napětí (tonus) svalu.

Není-li sval drážděn, setrvává v klidovém napětí, nazývaném také jako **klidový tonus**. Toto napětí napomáhá ke správnému držení těla (Čihák, 2016). Klidová délka svalu se určuje v okamžiku, kdy je sval potenciálně schopen vyvinout maximální napětí. Velikost napětí svalu v těle je závislá na délce svalu během stimulace. Pružné napětí je vyjádřeno funkcí jako síla na jednotku plochy kolmou na směr svalových vláken a lidský sval je schopen vyvinout silové působení okolo  $40 \text{ N cm}^{-2}$ . Při konání vnější práce dochází ke zkracování svalu a velikost práce je tedy charakterizována jako funkce délky svalových vláken a celkového průřezu svalu. Rychlost zkracování svalu můžeme popsat touto rovnicí:

$$\frac{dz}{dt} = k(z_{max} - z) \quad (2.1)$$

Přičemž  $z_{max}$  je maximální zkrácení,  $z$  je zkrácení a  $k$  je konstanta nepřímo úměrná velikosti zátěže. Sval se nejrychleji zkracuje na začátku kontrakce a v okamžiku maximálního zkrácení, kdy je hodnota izometrického napětí největší, se rychlost blíží k nule (Beneš et al., 2015). Rychlost stahu závisí také na typu svalových vláken a pohybuje se od 25 milisekund do 75 milisekund (Čihák, 2016).

Svaly umožňují závisle na jejich struktuře různý pohyb. Jsou-li svalové snopce uspořádány šikmo, nazýváme je jako **svaly zpeřené**. Takové svaly vynikají větší silou, avšak menší výškou zdvihu. V jiném případě jsou svalová vlákna orientována paralelně **podélně**. Jejich pohybové vlastnosti jsou charakterizovány naopak větší výškou zdvihu, ale menší silou. Je známo, že se sval obvykle zkracuje o třetinu, nejvíce o polovinu délky svalových vláken (Čihák, 2016).

## Svalová únava

Svaly potřebují pro práci energii, kterou získávají z živin. Velkou roli hraje glukóza, která během přeměny – glykolýzy, poskytuje adenosintrifosfát (ATP). ATP umí při přeměně na adenosindifosfát (ADP) a adenosinmonofosfát (AMP) rychle uvolnit energii potřebnou například právě pro svalovou kontrakci. Práce svalu vyčerpává energetické zásoby glykogenu, dochází k intracelulární acidóze (způsobené anaerobním rozkladem glukózy za vzniku kyseliny mléčné) a k hromadění anorganického fosfátu (z přeměny ATP). Únava svalu může být zapříčiněna také opakovanou aktivací nervosvalových spojení (Rokyta, 2015).



## Inervace svalu

Nervová vlákna v příčně pruhované svalovině označujeme buď jako **motorická**, nebo **senzitivní**. Další skupinou jsou vegetativní nervová vlákna, která mají za úkol inervovat hladkou svalovinu.

- **Motorická nervová vlákna** přivádějí impulsy z nervové soustavy do svalu a končí v neurosvalové synapsi – motorické ploténce, kde se vzruch mění na svalovou kontrakci.
- **Senzitivní nervová vlákna** poskytují nervové soustavě informace o svalovém napětí. Receptory jsou svalová vřeténka, která jsou uložena ve svalech podél pracovní svaloviny (Pospíšilová a Procházková, 2010).

### 2.1.3 Svaly horní končetiny

Začínají úponem na kostře horní končetiny a dělíme je podle jejich umístění. Každý sval má svoji konkrétní nepostradatelnou funkci.

#### Svaly ramenní a lopatkové

- sval deltový, *m. deltoideus* – umožňuje předpažení, zapažení a upažení,
- sval nadhřebenový, *m. supraspinatus* – pomáhá při abdukci paže, zevní rotace ramenního kloubu,
- sval podhřebenový, *m. infraspinatus* – zevní rotace ramenního kloubu,
- malý sval oblý, *m. teres minor* – zevní rotace ramenního kloubu,
- velký sval oblý, *m. teres major* – addukce a rotace ramenního kloubu,
- sval podlopatkový, *m. subscapularis* – vnitřní rotace kosti pažní (Čihák, 2016).

#### Svaly paže

##### 1. Přední skupina

- dvojhlavý sval pažní, *m. biceps brachii* – ohyb a supinace v kloubu loketním, abdukce a addukce v kloubu ramenním,
- vnitřní sval pažní *m. coracobrachialis* – pomoc při addukce a flexi ramenního kloubu,
- hluboký sval pažní *m. brachialis* – flexe v loketním kloubu.

##### 2. Zadní skupina

- trojhlavý sval pažní *m. triceps brachii* – extenze v loketním kloubu (Čihák, 2016).

## Svaly předloktí

### 1. Přední skupina

- Povrchová vrstva
  - pronující sval oblý, *m. pronator teres* – pronace předloktí,
  - zevní ohybač zápěstí, *m. flexor carpi radialis* – flexe a radiální dukce zápěstí,
  - hluboký sval pažní, *m. palmaris longus* – pomocná flexe loketního kloubu a zápěstí,
  - hluboký sval pažní, *m. flexor carpi ulnaris* – flexe zápěstí a loketního kloubu.
- Druhá vrstva
  - povrchový ohýbač prstů, *m. flexor digitorum superficialis* – flexe proximálních kloubů prstů, pomocná flexe v loketním kloubu,
- Třetí vrstva
  - hluboký ohybač prstů, *m. flexor digitorum profundus* – flexe distálních kloubů prstů,
  - dlouhý ohýbač palce, *m. flexor pollicis longus* – ohnutí kloubu palce.
- Hluboká vrstva
  - pronující sval čtyřhranný, *m. pronator quadratus*. – pronace předloktí.

### 2. Laterální skupina

- Povrchová vrstva
  - sval vřetenní, *m. brachioradialis* – supinace pronovaného předloktí, pomocná flexe v loktu,
  - dlouhý zevní natahovač zápěstí, *m. extensor carpi radialis longus* – dorsální flexe a radiální dukce zápěstí,
  - krátký zevní natahovač zápěstí, *m. extensor carpi radialis brevis* – obdobně jako předešlý natahovač.
- Hluboká vrstva
  - sval supinující, *m. supinator* – supinace kosti vřetenní.

### 3. Dorsální skupina

- Povrchová vrstva
  - sval vřetenní, *m. extensor digitorum* – natažení prstů, pomocná dorsální flexe zápěstí,
  - dlouhý zevní natahovač zápěstí, *m. extensor digiti minimi* – dorzální flexe a radiální dukce zápěstí,

- krátký zevní natahovač zápěstí, *m. extensor carpi ulnaris* – dorzální flexe a ulnární dukce zápěstí.
- Hluboká vrstva
  - dlouhý odtahovač palce, *m. abductor pollicis longus* – abdukce palce,
  - krátký natahovač palce, *m. extensor pollicis brevis* – extenze v kloubu palce,
  - dlouhý natahovač palce, *m. extensor pollicis longus* – extenze palce, addukce palce,
  - natahovač ukazováku, *m. extensor indicis* – extenze ukazováku, zápěstí a ruky (Čihák, 2016).

## Svaly ruky

### 1. Skupina palcová

- krátký odtahovač palce, *m. abductor pollicis brevis* – abdukce palce,
- krátký ohýbač palce, *m. flexor pollicis brevis* – flexe a abdukce palce,
- oponující sval palce, *m. opponens pollicis* – staví palec do úchopové polohy,
- přitahovač palce, *m. adductor pollicis* – addukce palce.

### 2. Skupina malíková

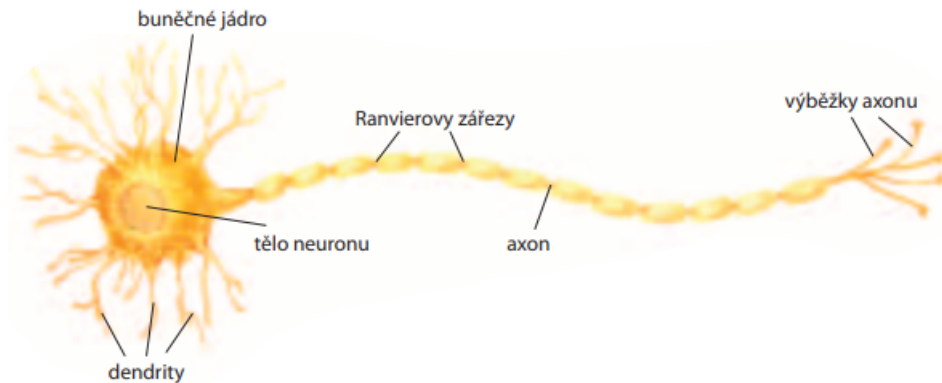
- krátký sval dlaňový, *m. palmaris brevis* – podkožní sval uložený napříč malíkem,
- odtahovač malíku, *m. abductor digiti minimi* – abdukce malíku,
- krátký ohybač malíku, *m. flexor digiti minimi* – flexe malíku,
- oponující sval malíku, *m. opponens digiti minimi* – addukce malíku.

### 3. Svaly červovité, *m. lumbricales* – uložené v dlani, podílí se na pohybu prstů.

### 4. Svaly mezikostní, *m. interossei* – uložené mezi metakarpálními kostmi, umožňují rozevřít prsty „do vějíře“ (Čihák, 2016).

## 2.2 Fyziologie

Pro pochopení šíření vzruchů v těle musíme popsat nervovou soustavu.



Obr. 2.2: Schéma neuronu (Rokyta, 2015)

### 2.2.1 Neuron

Základem nervového systému jsou dva typy buněk: **neurony**, které jsou strukturální a funkční jednotkou a podpůrné **neuroglie**. Neuron je tvořen tělem s výběžky dendrity a axony. Dendrity vedou impuls do těla neuronu, zatímco axony převádějí informaci na jinou buňku. Místa, kde jsou neurony v kontaktu se nazývají synapse (Beneš et al., 2015).

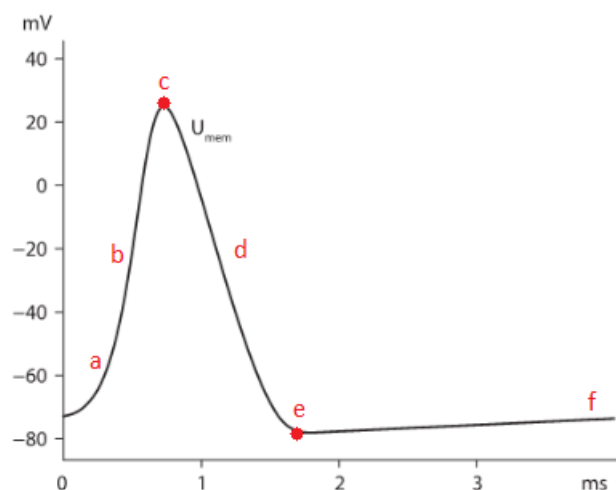
### 2.2.2 Iontové kanály

Povrch buněk tvoří buněčná membrána nezbytná pro transport látek. V membráně se nacházejí iontové kanály, umožňující přenos některých iontů (např.  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$  nebo  $\text{Ca}^{2+}$ ). Vnitřní strana membrány má silný **negativní náboj**, zatímco povrch setrvává kladně nabitý. Přesuny iontů způsobují depolarizaci či hyperpolarizaci povrchu membrány (Rokyta, 2015).

Přivede-li axon na povrch membrány napětí, dojde k **depolarizaci** a snížení klidového potenciálu pod prahovou hodnotu (prahový potenciál). Klidový membránový potenciál se udává v řádech  $-50$  až  $-90$  mV. Běžný rozdíl mezi prahovým a klidovým potenciálem je přibližně 5 až 15 mV. Následně se otevřou kanály řízené napětím, změní se propustnost membrány pro daný iont a vznikne **akční potenciál** (Beneš et al., 2015).

### 2.2.3 Akční potenciál

Jak již víme, vznik akčního potenciálu (AP) je zapříčiněn otevřením iontových kanálů a změnou propustnosti membrány. Pro průchod draselných iontů (dovnitř) se propustnost zvýší málo, zatímco pro sodné ionty (ven) až 600krát. To je příčinou rychlého toku kladných iontů z vnějšího prostředí buňky a vyrovnání původního záporného náboje uvnitř. Záporný klidový potenciál se vrací k nulové hodnotě (Beneš et al., 2015).



Obr. 2.3: Akční potenciál: a) překročení prahového potenciálu, otevření iontových kanálů, b) depolarizace membrány (vyrovnávání koncentrace iontů uvnitř a vně buňky, c) nelze stimulovat nový akční potenciál, d) repolarizace membrány, e) hyperpolarizace, potenciál pod klidovou hodnotou, f) návrat ke klidové hodnotě napětí (Beneš et al., 2015)

Akční potenciál se na monitoru EMG zobrazí ve tvaru vlny (viz obr. 2.3), na které můžeme vyčíst charakteristické rysy:

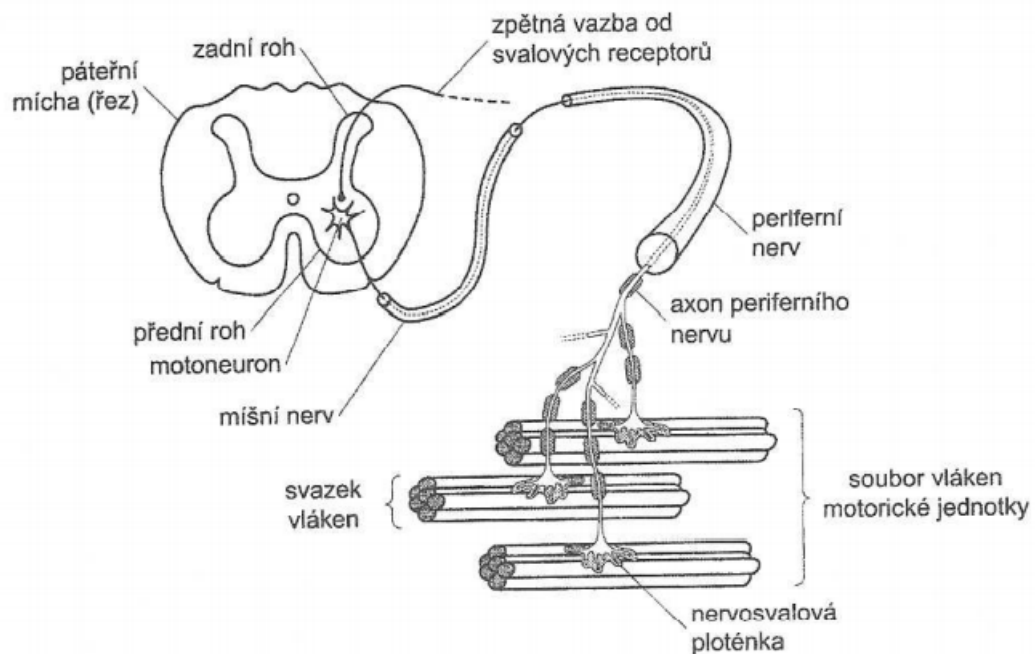
- **Polarita** – dána směrem výchylky na monitoru, pozitivní – nahoru, negativní – směrem dolů.
- **Zpoždění (latence)** – doba mezi stimulací nervu a začátkem akčního potenciálu, v řádu *ms*.
- **Amplituda** – velikost výchylky křivky od klidového stavu. Je dána součtem amplitud potenciálů generovaných depolarizovanými svalovými vlákny. Motorické nervy mají amplitudu v řádech *mV*, zatímco co senzory se pohybují v  $\mu V$ .

- **Doba trvání (duration)** – doba trvání akčního potenciálu, nebo-li doba po kterou je křivka vychýlena od bazální linie.
- **Plocha (area)** – plocha pod křivkou, která udává začátek a konec akčního potenciálu (Weiss et al., 2016), (Dufek, 1995).

## 2.2.4 Motorická jednotka

Základní funkční jednotkou nervosvalové soustavy je motorická jednotka (MJ). Tvoří ji motorický neuron (motoneuron) a jím inervovaná svalová vlákna. Motoneuron je umístěn v předním rohu míšním či v mozkovém kmenu, kde přijímá signály z jiných částí nervového systému. Axony motoneuronů tvoří motorická vlákna periferních nervů, která inervují příslušná svalová vlákna. Motoneurony generují akční potenciál, jenž se šíří ve všech svalových vláknech příslušící dané motorické jednotce. Informace o aktivaci motorických neuronů lze vyčíst z EMG záznamu (Merletti a Farina, 2016).

Pro představu, doba za kterou dojde od podráždění motoneuronu ke kontrakci, je přibližně 100 ms. Za tento čas se akční potenciál stihne přenést na svalová vlákna a depolarizovat membránu (Penhaker, 2004).



Obr. 2.4: Motoneuron (Penhaker, 2004)

## 2.2.5 Svalová tkáň

Svalová tkáň je tvořena svalovými buňkami, tzv. myocyty. Obal této buňky se nazývá sarkolema (Čihák, 2016). Za vznik a šíření vzruchu odpovídá, podobně jako u neuronu, přesun nabitých částic iontovými kanály, neboli depolarizace membrány.

Svalové vlákno má průměr přibližně 50  $\mu\text{m}$ , délku několik centimetrů a je složeno z myofibrilů s průměrem cca 5  $\mu\text{m}$ . Jak již víme, myofibrily jsou složeny z bílkovin aktinu a myozinu. Jejich zasouvání do sebe způsobuje, za spotřeby energie, svalovou kontrakci (Beneš et al., 2015).

## 2.3 Elektrodiagnostické metody

Elektrodiagnostické metody zahrnují více různých testů. Nejčastěji se při měření používá kondukční studie (NCS) a elektromyografie (EMG). Při NCS využíváme během testování zejména povrchové elektrody a provádíme stimulaci pomocí elektrických signálů. Zatímco EMG častěji využívá jehlové elektrody k hodnocení spontánní aktivity či aktivity vyvolané podrážděním svalových vláken hrotem jehly (Weiss et al., 2016). Kvůli jejich podobnosti se běžně v českých pramenech tyto dva testy označují **pouze jako EMG**. Během výzkumu budeme i my kvůli přehlednosti pracovat pouze s pojmem EMG.

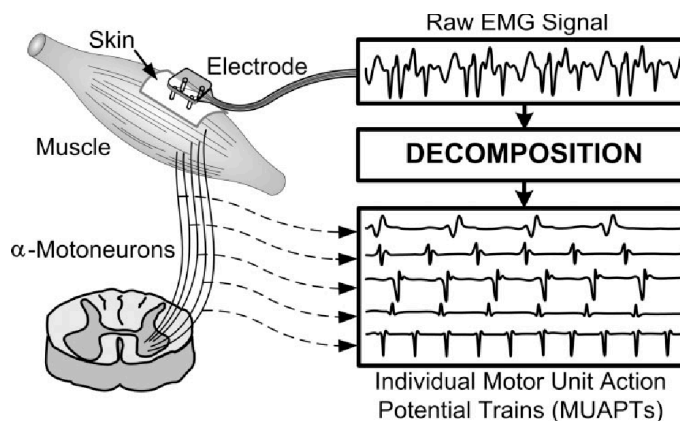
### 2.3.1 Elektromyografie

Jedná se tedy o vyšetřovací metodu, která snímá svalovou aktivitu. Akční potenciál putuje z motoneuronů svalovými tkáněmi, tukem a kůží, kde jsme prostřednictvím elektrod schopni naměřit výsledný signál (Čapek et al., 2018).

V elektromyografii se můžeme setkat s následujícími termíny:

- **CMAP** je sumace akčních potenciálů **svalu**. Impulzy o frekvenci 3 až 5 Hz stimulujeme periferní nerv daného svalu. Dojde k aktivaci všech motorických jednotek a k záškubu svalu. Vyhodnocuje se amplituda signálu napříč impulzy. Je možné použít povrchových i jehlových elektrod.
- **MUAP** značí akční potenciál **motorické jednotky** (z angl. *motor unit action*). Obvykle je pomocí povrchových elektrod zkoumán signál vzniklý přirozenou kontrakcí svalu. Je důležité sval příliš nezatěžovat, aby se aktivovalo pouze menší množství motorických jednotek a my tak měli přehlednější záznam. Výsledný signál je třeba rozložit na reakce jednotlivých motorických jednotek. Mluvíme o tzv. dekompozici, pomocí níž můžeme rozpoznat počet zapojených jednotek do kontrakce.

- **SFEMG** je zkratka pro akční potenciál **jednoho svalového vlákna** (z angl. *single fibre electromyography*). Tato modalita vyžaduje použití jehlové elektrody, která umožňuje selektivnější měření než elektroda povrchová. Pomocí této metody jsme také schopni určit počet aktivních vláken poblíž elektrody, či jejich průměrnou hustotu (Penhaker, 2004).



Obr. 2.5: Povrhové EMG (Penhaker, 2004)

## EMG záznam

Síla kontrakce je přímo úměrná na frekvenci stahů jednotlivých motorických jednotek. Akční potenciál různé MJ má jiný výboj a frekvenci výboje. Frekvence jedné MJ se udává jako 6-25 AP za sekundu a je ovlivněna intenzitou kontrakce a typem svalu. Činnost motorických jednotek nazýváme tedy jako **asynchronní**. Na povrchu těla lze naměřit více časově posunutých napětí, které se do grafu promítnou jako křivka se složitým průběhem. Z tohoto důvodu nelze provést pouze sumaci jednotlivých napětí, ale tzv. interferenci jednotlivých výbojů (Čapek et al., 2018). Výsledný signál lze popsat rovnicí:

$$m(k) = \sum_{i=1}^R \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x_{in}(k - \phi_{n,k}) + v(k) \quad (2.2)$$

Kde  $R$  značí počet aktivních motorických jednotek,  $x_{in}(k)$  je  $n$ -tý akční potenciál dané motorické jednotky  $i$ ,  $\phi_{n,k}$  představuje dobu výskytu akčního potenciálu  $x_{in}$  a  $v(k)$  je značka pro rušivé složky (Merletti a Farina, 2016).



## Artefakty

Pro získání věrného signálu je potřeba věnovat pozornost rušivým složkám, tzv. artefaktům. Jedná se o část signálu, která nemá fyziologický původ v námi vyšetřované oblasti. Artefakty obvykle dělíme na *technické* a *biologické*. Příkladem technických artefaktů jsou elektrostatické potenciály, vznikající zejm. špatným kontaktem elektrod s pokožkou. Lze je minimalizovat použitím vodivých gelů, či řádnou očištěnou pokožkou. Dalšími artefakty jsou rušení elektrorozvodnou sítí (tzv. síťový brum), impulsní rušivé signály ze spínání elektrospotřebičů, rušivá elektromagnetická pole (např. v blízkosti mobilního telefonu) a nebo také šum elektronických prvků a obvodů. Biologickým artefaktem je například pohyb elektrod na elektrolytu, což zpravidla způsobuje chybu měření, nazývanou jako pohybový artefakt. Také práce okolního kosterního svalstva způsobuje při měření EMG artefakty (Penhaker, 2004).

Na vedení nervového impulsu nervem má vliv také kožní teplota. Je-li teplota snížena o 1 °C, sníží se rychlost vedení až o 1,2–2,5 m/s a dokonce dojde i ke snížení amplitudy akčního potenciálu. Proto je třeba dbát na optimální teplotu v laboratoři, jejíž hodnota se uvádí kolem 26 °C (Kadaňka et al., 1994).

Neméně důležitými faktory jsou věk, výška a délka končetin samotného pacienta. Rychlost vedení se u dospělých jedinců od 40 let pomalu snižuje a v 80 letech klesne na cca 90 %. Donošení novorozenci mají rychlost vedení přibližně poloviční než dospělí. S výškou osob klesá rychlost vedení na okrajových částech těla a to údajně kvůli nižší teplotě a menšímu průměru axonů. Na dolních končetinách se signál šíří přibližně o 7 až 10 m/s pomaleji než na horních, nejspíše ze stejných důvodů jako u výšky pacienta (Dufek, 1995).

## Obecné zásady při provádění EMG

- elektrody jsou čisté, suché a je zkontrolován kontakt mezi aktivní ploškou a výstupem,
- kůže v místě dotyku s elektrodou je čistá a odmaštěná,
- elektrody jsou přiloženy v následujícím pořadí: stimulační elektroda s katodou po směru stimulace, zemní elektroda, aktivní záznamová elektroda,
- zemní elektroda je blíže k aktivní než ke stimulační,
- na elektrodách pro více použití je mírná vrstva kontaktního gelu,
- elektrody jsou z důvodu minimalizace pohybových artefaktů pevně přichyceny k tělu pacienta/ probanda,
- vyšetřovaná část těla je ve standardní poloze (např. stabilní úhel flexe v lokti),
- teplota kůže probanda či pacienta je alespoň 32 °C,
- stimuluje se na vzdálenost více než 10 cm,

- stimuluje se stimulační elektrodou v průběhu nervu od nejmenší intenzity až po supramaximální stimulus (cca 20 % nad maximální) (Dufek, 1995).

Dodržení výše zmíněných pravidel minimalizují výskyt chyb měření. V případě zaznamenání abnormálního či žádného signálu nejprve ověříme, zda je vyšetření provedeno technicky správně. Nepřesnosti mohou mít zdroj také například v poruše zemnicí elektrody, jejího kabelu či kontaktu na předzesilovači. Pokud není na monitoru patrný záznam, jedná se pravděpodobně o chybu v záznamové části. Můžeme ověřit nastavenou citlivost monitoru a případně zvýšíme zesílení (Dufek, 1995).

### 2.3.2 Elektromyograf

Elektromyograf snímá rozdíly napětí mezi dvěma body – mezi tzv. **aktivní a referenční elektrodou**. Na elektrickém modelu pak můžeme sledovat šířící se akční potenciál po nervovém vlákne. Negativní výchylka (směrem vzhůru) na křivce znamená, že je místo pod aktivní elektrodou vůči referenční nabitě záporně. Je-li pod aktivní elektrodou kladný náboj, vykreslí se na křivce pozitivní výchylka (směrem dolů). Situace stejného náboje mezi elektrodami (klidové napětí) je znázorněna přímkou – tzv. bazální linií (Dufek, 1995).

Je třeba brát v potaz, že mezi nervem a snímací elektrodou je tkáň - podkožní vazivo, tuk, cévy atd. Tyto tkáně, ačkoliv plní funkci dobrého vodiče, ovlivňují záznam signálu. Podobně jako vysokofrekvenční filtr snižují amplitudu akčních potenciálů a vyhlazují křivku (Dufek, 1995).

Elektromyografy se mohou lišit počtem kanálů, obvykle se v běžné klinice vyskytují s počtem 2, 4, 8 či 16. Zařízení pro záznam EMG se neobejde bez příslušných komponentů, které mají své konkrétní funkce (Penhaker, 2004).

### Elektrody

Elektrody používané v elektrodiagnostických metodách můžeme rozlišit dle konstrukce na **povrchové** a **jehlové**. My budeme během výzkumu pracovat pouze s neinvazivními povrchovými elektrodami, které nám pomohou naměřit rychlost šíření vzruchu nervem. Jejich nevýhodou oproti jehlovým elektrodám může být zaznamenávání potenciálu z větší plochy, což neumožňuje vyšetřovat akční potenciál jednotlivých MJ (Čapek et al., 2018). Dnes jsou stále častěji využívány aktivní elektrody, které obsahují povrchové elektrody a předzesilovač v jednom pouzdře, což přináší větší odolnost vůči rušení (Penhaker, 2004).

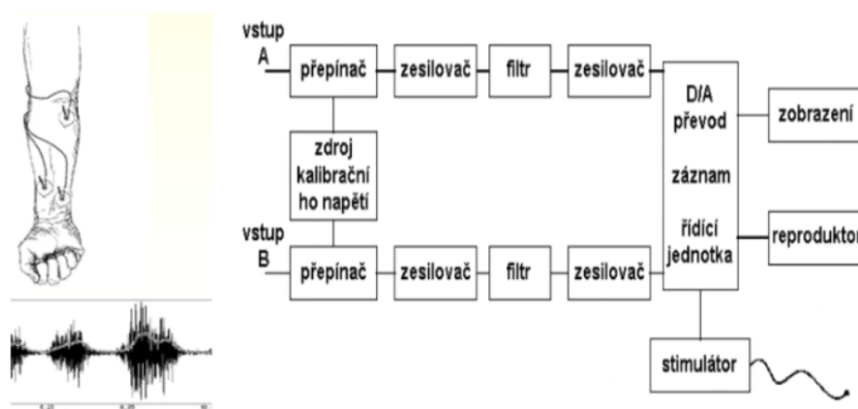
Povrchové elektrody lze také rozlišit podle možnosti opakovaného použití na **jednorázové** či **na více použití**. Elektrody pro více použití jsou vyrobeny zjm. z nerezové oceli, stříbra, výjimečně ze zlata a jsou lepeny na kůži. Elektrody by měly být mezi aplikací na různé pacienty či probandy sterilizovány a za účelem snížení impedance a prevence artefaktů je třeba použít vodivý gel. Jednorázové elektrody jsou opatřeny lepidlovou spodní stranou, která podporuje vodivost a aplikuje se tedy na suchou kůži (Weiss et al., 2016).

Každá elektroda má svoji konkrétní funkci a umístění:

- **Registrační (aktivní) elektroda** je umístěná nad bříškem daného svalu a snímá elektrickou aktivitu.
- **Referenční elektroda** je umístěna nad šlachou. Rozdíl mezi napětím této elektrody a registrační elektrody je výsledným signálem bipolárního EMG.
- **Stimulační elektroda** je speciální typ elektrody schopné stimulovat.
- **Zemnicí elektrody** jsou obvykle v podobě páskové elektrody (Čapek et al., 2018).

Je-li při měření používán pár elektrod, mluvíme o tzv. **bipolárním snímání**. Elektrody, umístěné paralelně se svalovými vlákny, snímají v jednom okamžiku potenciály s různou fází (vzhledem k referenční elektrodě). Výsledkem této metody je bipolární signál rozdílu potenciálů snímaného mezi elektrodami, který je více odolný vůči okolnímu rušení. Při měření je žádoucí co nejmenší a konstantní vzdálenost elektrod. Pokud porovnáme napětí mezi registrační a zemnicí elektrodou, mluvíme o **monopolárním snímání**. Zde častěji dochází k rušení signálu aktivitou okolního svalstva (Krobot a Kolářová, 2011).

Před použitím elektrod je třeba provést kontrolu jejich stavu. U povrchových elektrod se sleduje stav aktivních ploch (nežádoucí je např. koroze) a odstupů pro napojení ke kabelu (Dufek, 1995).



Obr. 2.6: Obecné blokové schéma elektromyografu (Přednášky, FZS TUL)

## Zesilovače

První částí EMG, kterou prochází signál, jsou **předzesilovače**. Ty vlivem vysokého vstupního odporu (alespoň 100 M $\Omega$ ) tlumí biologický signál, než se dostane přes filtry k zesilovači (Penhaker, 2004). Mají za úkol zajistit, aby měl zmenšený signál stále dostatečnou hodnotu napětí pro další zpracování, aniž by byl omezen rušením a šumem. Signál pak putuje přes filtry do **zesilovače**, který za pomoci integrovaných obvodů a čipů zesiluje signál tak, aby bylo možné jej zobrazit. **Diferenční zesilovač** zesiluje signál z aktivních elektrod a zesiluje i invertované hodnoty z referenčních elektrod. Kombinací těchto dvou signálů dojde k eliminaci společných rušivých složek (Weiss et al., 2016).

Základní nároky na zesilovače jsou: malý vlastní šum, zanedbatelný unikající proud, práce s kmitočtovým spektrem biologických signálů a již zmíněný vysoký vstupní odpor (Palmeová, 2020).

## Filtry

Filtry reprodukují žádoucí signál a potlačují vysokofrekvenční a nízkofrekvenční rušivé napětí. **Hornopropustný filtr** má za úkol vyselektovat vysokofrekvenční signál a nechat ho „projít“ dál, naopak skrz **dolní propust** projdou pouze signály s nízkou frekvencí. Čím lepší poměr mezi biologickým signálem a elektrickým šumem, tím věrnější bude informace o zaznamenaných potenciálech (Weiss et al., 2016). Frekvence dolnoproputného filtru se uvádí od 10 do 20 Hz, zatímco u hornopropustného je závislá na typu elektrod. U povrchových se používá obvykle 500 Hz a u jehlových 10 kHz. V každém kanálu je také **pásmová propust**, která potlačuje rušivé rozdílové napětí, způsobené napětím u elektrod. Rušení 50 Hz ze sítě, tzv. brum, lze odfiltrout **pásmovou zádrží** (Penhaker, 2004).

## A/D převodník

Analogově číslicový převodník převádí spojitý signál na signál diskrétní. Zároveň se může také podílet na filtraci a to pomocí tzv. číslicových filtrů (Penhaker, 2004).

## Reproduktor

Setkat se můžeme s reproduktorem zabudovaným i s osamostatněným. Je významný pro sluchovou kontrolu pro vyšetřovaného, který může snáz regulovat síly kontrakce, i pro lékaře a to zjm. při použití jehlových elektrod (Dufek, 1995).

## Zobrazení

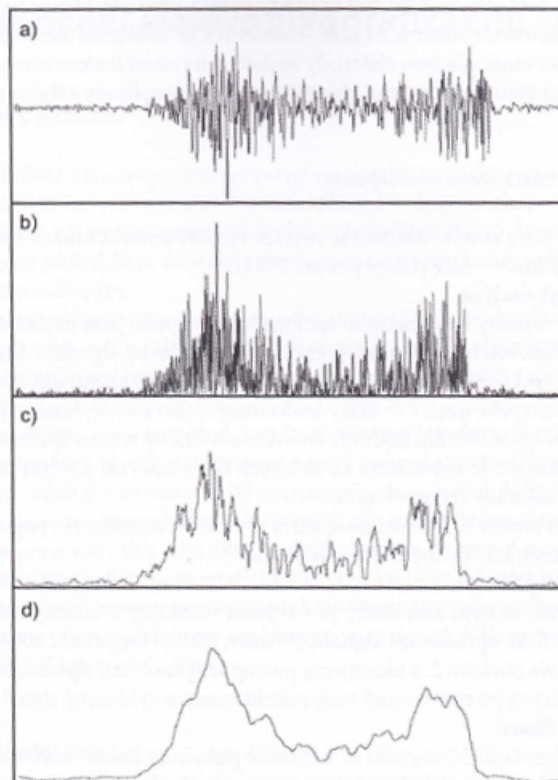
Na monitoru pozorujeme již zesílený a odfiltrovaný signál. Podle zkalibrování odpovídají změny napětí danému množství vertikálních dílků. Jeden dílek (1 cm) na křivce obvykle značí změnu 1 mV, popřípadě násobek či díl 1 mV. Horizontální

dílky nám prozrazují rychlost posunu křivky. Hodnotu dílku lze nastavit kalibrací a většinou odpovídá násobku či dílu 10 ms (Dufek, 1995).

### 2.3.3 Elektromyografický signál

Elektrody snímají nezpracovaný elektromyografický signál složený z interferenčních akčních potenciálů. Pomocí nastavení přístroje a správným umístěním elektrod minimalizujeme zkreslující artefakty signálu, které je pak snazší analyzovat (Krobot a Kolářová, 2011).

V případě použití *jehlových* elektrod jsme schopni, díky malé ploše, dobře lokalizovat signál. Špičkové napětí se udává v řádech stovek  $\mu\text{V}$ . Objem tkáně mezi elektrodou a zdrojem je minimální a vyhneme se tak některým rušivým složkám. Hranice frekvenčního pásma se pohybuje okolo 10 kHz. Oproti tomu špičková hodnota signálu snímaného *povrchovými* elektrodami dosahuje 10 mV a využitelné pásmo je omezeno na 500 Hz. Složky signálu s větší frekvencí nerozeznáme od rušivého šumu (Penhaker, 2004).



Obr. 2.7: Ukázka povrchového EMG: a) surový záznam, b) usměrněný signál, c) vyhlazený usměrněný signál (RMS, velikost okénka 25 ms), d) vyhlazený usměrněný signál (RMS, velikost okénka 100 ms) (Krobot a Kolářová, 2011)

## Surový záznam

Množství snímaných MUAP ovlivňuje frekvenci a velikost EMG signálu. Tento signál se skládá z nerovnoměrně uspořádaných amplitud snímaných potenciálů a je třeba ho nejprve zpracovat (Krobot a Kolářová, 2011).

## Základní linie

Základní linie je sledována při relaxaci svalu, kdy by teoreticky neměla být zaznamenána EMG aktivita. Je tvořena šumem způsobeným podmínkami měření, rušivými artefakty z okolí a je také ovlivněna kvalitou zesilovače. V záznamu můžeme pozorovat i klidové svalové napětí (dané držením těla) ve formě asynchronních výbojů motorických jednotek. Hodnota signálu sledovaného v základní linii by neměla přesáhnout 10–15  $\mu\text{V}$  a je žádoucí prohlédnout si její charakter vždy před začátkem měření. Standardně má začátek v nule a po aktivaci svalu se projevuje nárůstem amplitudy a signálu (Krobot a Kolářová, 2011).

## Analýza a zpracování EMG signálu

Při zpracování a analýze elektromyografického signálu postupujeme v několika krocích:

1. Filtrace – odfiltrování nežádoucích frekvencí (viz 2.3.2).
2. Normalizace signálu – při zkoumání více signálů z jednoho svalu je třeba vztáhnout naměřené hodnoty k jedné, námi předem určené, **referenční hodnotě** (Krobot a Kolářová, 2011). Nejčastěji se používá jako referenční hodnota *maximální izometrická kontrakce*. Tuto hodnotu určíme alespoň ze tří kontrakcí svalů vyšetřované osoby, která by neměla přesáhnout 5 s a je vhodné dát pacientovi mezi kontrakcemi minimálně 2 minuty (Čapek et al., 2018). Pro klinické účely je nejefektivnější vztáhnout referenční hodnotu na *průměrnou hodnotu klidové svalové aktivity*. Klidovou aktivitu lze naměřit ve výchozí poloze pohybu. Tento postup je často využíván pro tzv. *timing*, nebo-li hodnocení začátku svalové aktivity (Krobot a Kolářová, 2011).
3. Frekvenční analýza – k analýze se používá Fourierovy transformace, která převádí signál z časové oblasti do oblasti frekvenční. Z frekvenčního spektra lze pak vyčíst různé informace, jako například průběh svalové únavy (Krobot a Kolářová, 2011).

#### 4. Analýza amplitudy

- (a) Rektifikace – neboli usměrnění, je vytvoření absolutních hodnot z naměřených amplitud signálu. Vynecháním tohoto kroku by byl výsledný signál teoreticky nulový, jelikož se amplitudy náhodně pohybují v kladných i záporných hodnotách kolem nuly.
- (b) Vyhlazení – v tomto procesu, dochází k odstranění vysokofrekvenčních odchylek signálu, způsobených superpozicí MUAP. Ostré špičky signálu se tak vyhladí a výsledný signál můžeme charakterizovat jako tzv. lineární obálku. Pro tento úkon nejčastěji používáme algoritmy AVR a RMS. AVR používá k vyhlazení průměr rektifikovaných hodnot ve vybraném časovém intervalu, zatímco RMS pracuje se střední kvadratickou hodnotou (Krobot a Kolářová, 2011).

### 2.3.4 Využití EMG

Pojem elektromyografie obsahuje elektrofyzilogické metody, snímající elektrickou aktivitu svalů a nervového systému, čímž nám napomáhá **diagnostikovat** poruchy nervosvalového aparátu (Dufek, 1995).

EMG lze využít i pro **analýzu** chůze a funkčnosti celého pohybového ústrojí. Toto měření je doplňováno informacemi z kloubních snímačů, snímačů tlaku vyvíjené na chodila i např. videokamerou (Penhaker, 2004).

Uplatňuje se také jako **terapeutický** přístroj, a to například při rehabilitaci za doprovodu vizuální či akustické zpětné vazby těla pacienta (Penhaker, 2004).

Takzvaná *high-density surface EMG*, což je vysoce výkonná technika snímání povrchového signálu, se uplatňuje na poli klinických výzkumů od **neurofyzologie** po **protetiku** (Merletti a Farina, 2016). Protetika je obor, zabývající se náhradou defektované části těla nebo její funkce. Dnes jsou oblíbené hlavně elektricky poháněné protézy, které jsou schopné nasimulovat pohyb zdravých končetin, a to právě za pomoci EMG (Palmeová, 2020).

Využití EMG lze najít i v oblasti **ergonomie**. „*Ergonomie je vědecká disciplína zahrnující porozumění interakce mezi člověkem a dalšími prvky systému a profesemi, které aplikují teorii, principy, data a metody k optimalizaci lidské pohody a všech činností.*“ (Švábová, 2015). Tento obor je důležitý pro prevenci onemocnění z povolání, které se dnes projevují např. ve formě poruch svalové a kosterní soustavy. Průzkumy (Labour Force Survey) z roku 2013 uvádějí, že ve 28 zemích EU bylo zaznamenáno 60,1 % pracovníků, kteří oznámili v posledním roce příznaky tohoto onemocnění. V roce 2015 pak v nezávislém výzkumu (Eurofound) vyšlo najevo, že napříč 35 evropskými státy 43 % respondentů nahlásilo v posledním roce problémy s bolestmi zad a 42 % se potýkalo s bolestmi krku či horních končetin (Graveling, 2018). Tomuto stále častějšímu jevu lze předejít včasnou diagnózou či věrným popsáním kosterní a svalové zátěže, které může přinést právě dobře provedený EMG záznam. Na jeho základě můžeme určit podíl účasti svalů při konkrétním pracovním



úkonu a pomocí přizpůsobení pracovních míst a nástrojů omezit jejich možné pracovní přetížení (Krobot a Kolářová, 2011).

„*Problematika snímání a zpracování EMG signálů je velmi rozsáhlá a nebyla dosud v dostatečné míře standardizována. Používané a preferované způsoby snímání a zpracování se proto ve značné míře liší i mezi jednotlivými specializovanými pracovišti.*“ (Penhaker, 2004). Jak z výše citovaného a stále aktuálního tvrzení vyplývá, je třeba zaměřit se na vytvoření optimálních standartů, které minimalizují artefakty při měření a nepřesnosti při zpracování signálu a naopak maximálně zefektivní metodu EMG tak, aby bylo možné ji spolehlivě využít napříč všemi výše uvedenými obory.

## Biofeedback

Termín biofeedback, neboli zpětná biologická vazba, se objevil v druhé polovině 20. století. Je to metoda využívající různé senzory, které měří fyzickou a fyziologickou aktivitu, kterou obvykle pomocí vlastních smyslů člověk nezaregistruje. Signály a data ze sensorů jsou zpracovány a vráceny jako *feedback* prostřednictvím smyslů (zrak, sluch, dotek) zpět, aby mohla osoba na základě přijatých informací ovlivnit aktivitu požadovaným způsobem. Příkladem takového měření je právě i elektromyografie (Kos a Umek, 2018).

Využití biofeedbacku lze nalézt na poli medicíny, rehabilitace, či sportu. Pomocí biologické zpětné vazby lze zlepšit zdravotní stav a léčit nemoci, jako například poruchy spánku, stres, závislosti, migrénové bolesti hlavy, epilepsie, hypertenze, dýchací potíže a jiné. V oblasti rehabilitace lze podpořit zotavení po mrtvici, traumatu, či úrazu, zlepšit svalové dysfunkce po zranění atd. Co se týče sportu, biofeedback se zaměřuje na podporu motorického učení, zlepšení výkonu a prevenci úrazů a detekci únavy (Kos a Umek, 2018).

## 2.4 Měření svalového výkonu

Chceme-li pozorovat elektrickou aktivitu kosterního svalstva, musíme znát sílu sledovaného svalu. Jak již víme z podkapitoly *Analýza a zpracování EMG signálu* (viz kapitola 2.3.3), pro metodu EMG je důležité znát také referenční hodnotu, za kterou zvolíme nejčastěji maximální izometrickou kontrakci. V případě pozorování aktivace svalů horní končetiny se nabízelo použít pro zjištění těchto hodnot ruční dynamometr.

### Dynamometrie

Metoda zkoumající průběh síly z fyzikálního hlediska se nazývá dynamometrie. Lze ji rozdělit na izometrickou a izokinetickou.



**Izokinetická dynamometrie** se zabývá velikostí vůlí řízené svalové kontrakce, ale i náhlých nedobrovolných svalových stahů např. u křečí. Fungování izokinetických přístrojů lze přirovnat k páce, která se pomocí snímače dynamometru pohybuje stálou rychlostí. Konstantní rychlost je udržována buď *kolem osy*, a testuje tak pohyb v jednom velkém kloubu (ramenní, kyčelní, zápěstní, apod.), nebo ve směru posunu po přímce během interakce více svalových skupin. Podle síly, kterou působí testovaná osoba na páku, mění dynamometr odpor páky a při tom zachovává přednastavenou rychlost. Výstupem záznamu jsou změny síly testované osoby, odpovídající změnám odporu dynamometru. To je charakterizováno následujícími veličinami: silovým výkonem (N), výkonem (W) a prací (J), úhlovou rychlostí (rad/s) či rychlostí lineárního pohybu (m/s), kroutícím momentem a momentem síly (Nm) (Maňáková, 2015).

**Izometrická dynamometrie** měří izometrickou sílu (mění se napětí svalu, viz 2.1.2) a to pomocí tenzometrů a dynamometrů. Pro menší skupiny svalů jsou využívány snímače tenzometry, zatímco pro složitější svalové skupiny dynamometry. Ty mohou být buď elektronické, či mechanické. Různé dynamometry testují různé svalové skupiny. Například zádový dynamometr měří sílu vzpřímovačů trupu, zatímco proband drží hrazdičku umístěnou ve výši kolena a snaží se vzpřímit. Síla svalů ruky a předloktí je zase prověřována pomocí ručních dynamometrů (Reguli, 2011).

## Ruční dynamometrie

Ruční dynamometrie je pro svoji jednoduchost a finanční dostupnost oblíbeným diagnostickým prostředkem v oblasti rehabilitace ruky. Svalová energie v horních končetinách je charakterizována silou stisku ruky a je důležitým indexem pro hodnocení fyzické kondice a funkčnosti integrity motoneuronů a motorické jednotky (Dzvoník, 2012). Síla úchopu je mimo jiné ovlivněna věkem. Podle výzkumů poklesne u zdravých mužů nad 65 let každoročně průměrně o 3 % . Genetické predispozice jsou také značně ovlivňujícím faktorem. Průměrná síla úchopu Evropanů a Američanů je větší než u Asiatů, přičemž síla sevření u většiny lidí nepřesahuje 980,665 N (100 kg) (Chang et al., 2015). Průzkumy dokázaly, že nejvyšší sílu dokáží vynaložit jedinci mezi 24. a 39. rokem života. Mezi další faktory ovlivňující stisk ruky patří také pohlaví, výživa, sportovní aktivita, typ zaměstnání, či dominantní horní končetina. Při dominantnější pravé končetině se udává o 10 % silnější pravá před levou, zatímco u lidí s dominancí levé ruky se síly rovnají. Se stiskem pozitivně koreluje také tělesná výška a hmotnost sledovaných osob (Dzvoník, 2012).

Během měření má značný vliv také délka testování (nebo-li doba maximální izometrické kontrakce), rozcvičení a dokonce i slovní povzbuzení pro motivaci k podání maximálního výkonu. V poslední řadě mohou být výsledky ovlivněny také denní dobou testování, což se však při některých pokusech prokázalo jako zanedbatelné (Dzvoník, 2012).

Dynamometrická zařízení se mohou značně lišit v konstrukci či v principu metody měření. Nejčastěji se můžeme na trhu setkat s následujícím označením dynamometrů:

- **Mechanické dynamometry** – vyvinutá síla působí mechanickým převodem na měřicí prvek, což má za následek deformaci (např. silových pružin, membrán, kroužků, atp.) (Molová, 2019).
- **Hydraulické dynamometry** – síla přenesená na píst či membránu v hydraulickém obvodu způsobí změnu tlaku v kapalině, která je snímána. Tyto přístroje jsou méně citlivé, kvůli opotřebení těsnění hydraulického systému.
- **Pneumatické dynamometry** – měří tlak, nikoli manuální sílu. Tlak závisí na kompresi vzduchu přes gumový „balónek“. Výsledek může být však ovlivněn velikostí ruky, jelikož je tlak závislý na ploše, na kterou je síla vyvíjena.
- **Digitální dynamometry** – umožňují sledování křivky síly a času a poskytují další parametry pro analýzu, jako je čas k dosažení maximální síly, míra únavy, plocha pod křivkou. To může být podstatně výhodné při hodnocení funkčnosti horních končetin (Shiratori et al., 2014).

## 3 Výzkumná část

### 3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

Hlavním cílem této práce bylo shrnutí a porovnání dat získaných z různých přístrojů pro měření EMG a ručních dynamometrů. Pro dosažení cíle bylo třeba zabývat se i dílčími úkoly.

1. Popsat anatomii horní končetiny.
2. Prostudovat fyziologii spojenou se svalovým tonem.
3. Shrnout základní poznatky o elektrodiagnostických metodách.
4. Otestovat sadu ručních elektronických dynamometrů.
5. Zhodnotit metody měření EMG signálů pomocí různých elektronických zařízení.
6. Prostudovat souvislost EMG s výstupním svalovým výkonem generovaným rukou.

Během výzkumu bereme v potaz následující výzkumné předpoklady:

1. Předpokládáme, že různé metody měření povrchových EMG signálů a ručních dynamometrů poskytnou jinak přesné výsledky.
2. Očekáváme, že signál EMG a svalový výkon bude synchronizovaný.

## 3.2 Metodika výzkumu

Před zahájením experimentu je nutné seznámit se s přístroji a systémy, které byly během výzkumu použity.

### Použitá experimentální zařízení

Prvním přístrojem, který byl použit pro měření síly stisku ruky je **Go Direct Hand Dynamometer** (viz obr. 3.1). Tento dynamometr je určen pro vzdělávací účely a nutno podotknout, že produkty značky Vernier nejsou, jak udává sám výrobce, navrženy ani doporučeny pro průmyslové, lékařské, ani komerční využití (*Vernier, 2020*). Výhodou tohoto přístroje byla možnost připojení senzoru k našemu počítači přímo prostřednictvím USB, nebo pomocí Bluetooth technologie. Specifikace přístroje:

- Rozsah: 0–600 N (maximální hodnota před poškozením je 850 N)
- Rozlišení: 0,1 N
- Vzorkovací frekvence: 10 Hz
- Baterie 300 mA, dobíjecí

Při experimentech bylo možné spárovat dynamometr s doplňkem **Go Direct EKG**, což nám umožnilo sledovat přímou korelaci svalové síly a únavy. Tento snímač měřil pomocí povrchových elektrod nejen elektrickou aktivitu srdce, ale také elektrické signály produkované během svalových kontrakcí. Poskytoval totiž dva samostatné výstupy: jeden optimalizovaný pro standardní třívodičové EKG a jeden určený povrchovým záznamům EMG. Specifikace:

- Rozsah: 200 mV
- Rozlišení: 0,024  $\mu\text{V}$
- Maximální vzorkovací frekvence: 400 Hz
- Baterie 300 mA, dobíjecí
- Kanál EKG nastaven filtry horní propusti na 0,3 Hz a dolní propusti na 22,5 Hz
- Kanál EMG nastaven filtry horní propusti na 2 Hz a dolní propusti 29 Hz (*Vernier, 2020*)

Pro srovnání byl při měření síly použit také **DHD-3 Digital Hand Dynamometer** od firmy Saehan.

Toto zařízení má následující technické specifikace:

- Rozsah: 0–90 kg
- Rozlišení: 0,1 kg
- Přesnost: cca 1 % z celého rozsahu
- Baterie Li-On polymerová, dobíjecí (*Saehan Grip, 2007*).

Značnou výhodou je jeho nastavitelná rukojeť, kterou si proband může přizpůsobit svému úchopu. Při práci s tímto dynamometrem jsme používali program G-STAR doporučený přímo výrobcem.



Obrázek 3.1: Použitá zařízení: a) Go Direct Hand Dynamometer, b) Go direct EKG, c) DHD-3 Digital Hand Dynamometer (*Vernier, 2020*)

Během výzkumu jsme porovnávali EMG data z dvou různých přístrojů. Jedním přístrojem je již zmíněný **Go Direct EKG** od značky Vernier, druhým je elektromyograf **TruTrace EMG** od firmy DEYMED Diagnostic s.r.o, který byl poskytnut Fakultou zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci. Toto bateriově napájené zařízení je konstruováno přímo pro lékařská vyšetření a nabízí kromě záznamu EMG také možnost stimulace, kterou jsme však v našem experimentu nevyužili. Hodnota vzorkovací frekvence byla v našem případě 12 500 Hz. Je dána počtem využitých kanálů, přičemž počet kanálů je podmíněn vybranou hlavicí a maximální počet je 16. Naše měření bylo limitováno třemi elektrodami na EMG Vernier, a tak

jsme i u druhého EMG zařízení použili stejné množství elektrod. Hlavní částí zařízení je přenosný systém Traveler, doplněný o klávesnici pro obsluhu programu, do kterého lze zasunout volitelné moduly a EMG hlavici. Traveler jsme kabelem propojili s notebookem, na kterém byl nainstalovaný program od stejné firmy.

Posledním, neméně důležitým doplňkem byly elektrody. V případě měření na TruTrace EMG byly zvoleny předgelované Ag/AgCl elektrody od stejné značky. Jejich velikost byla vzhledem k našemu účelu a rozměru předloktí probanda optimální. Během měření s EMG Vernier byly kvůli svorkám použity elektrody Kendall, taktéž s Ag/AgCl senzorem a hydrogelem.



Obr. 3.2: TruTrace EMG Traveler s hlavicí, modulem a klávesnicí (*Deemed Diagnostic, 2017*)

### 3.3 Předvýzkum

Chceme-li porovnávat záznam stejného charakteru ze dvou zařízení, je nezbytné stanovit stejné výchozí podmínky měření. Prvním důležitým aspektem je **umístění elektrod**. Společnost Vernier ve svých informativních videích instruuje o umístění elektrod, které se shoduje s měřením aktivity svalů *biceps brachii*, *flexor carpi radialis*, *flexor digitorum superficialis*. Toto umístění elektrod na předloktí se pro nás tedy stalo východiskem při měření svalové aktivity oběma přístroji.

Výstup celého experimentu byl závislý také na zvolené poloze, ve které se nachází námi pozorovaná končetina. S pozicí svalu se totiž mění také maximální síla. Výzkum byl tedy prováděn na probandovi zatíženém dynamometrem v různých polohách úchopu – pronace podél těla, supinace podél těla, abdukce v pronaci a abdukce v supinaci.

V rámci předvýzkumu byly zjištěny zajímavé poznatky z předchozích, již proběhlých výzkumů. Jedním z doporučení, bylo například vybrat probanda s širším předloktím, vhodnějším k umístění elektrod. Elektrody by pak měly být, pro lepší manipulaci, spíše kulaté a rozměrově menší (Palmeová, 2020). Při našem experimentu jsme tedy zvolili pro pilotní i finální měření probanda mužského pohlaví ve věku 26 let, s častou fyzickou aktivitou a dominantní pravou končetinou.



Obr. 3.3: Umístění elektrod (Zdroj: autor)

V kapitole 2.3.1 je také zmíněna celá řada artefaktů, které by mohly nechtěně ovlivnit výstup výzkumu. Pozornost byla věnována zejména řádnému očištění pokožky a eliminaci pohybových artefaktů.

### 3.4 Pilotní šetření

V první řadě bylo zapotřebí stanovit maximální kontrakci ruky probanda, která nám po dobu našeho experimentu byla **referenční hodnotou**. Jak již bylo zmíněno v kapitole 2.3.3, objektivních hodnot lze dosáhnout v případě, že budeme dělat mezi jednotlivými záznamy stahu alespoň dvouminutové přestávkové intervaly potřebné pro svalovou rekonvalescenci. Stisk by při tom neměl přesáhnout interval 5 sekund. Měření tedy probíhalo v předem stanovených polohách s náležitými časovými rozestupy. Proband byl za stejných podmínek zatížen postupně oběma dynamometry. Hodnoty maximálního stisku na obou dynamometrech se však neshodovaly a lišily se přibližně o 10 kg. Bylo tedy nutné prověřit věrohodnost těchto zařízení a reliabilitu měření.

Tabulka 3.1: Měření maximální síly v pronaci podél těla

	max. síla [kg]			průměr [kg]
Vernier	41,0	43,3	<b>43,6</b>	42,6 ± 0,05
DHD-3	48,6	55,0	<b>55,0</b>	52,9 ± 0,90





Obr. 3.4: Dynamometr DHD-3 Saehan ve všech úchopech (Zdroj: autor)

Test může být označen za **reliabilní**, pokud má malý rozptyl chyb. Toho lze dle zahraničních zdrojů nejnázne docílit naměřením tří po sobě jdoucích hodnot, z nichž se následně vypočítá aritmetický průměr (Dzvoník, 2012). **Stanovením průměru** naměřeným maximálních kontrakcí na jednom dynamometru, získáme hodnotu, kterou lze porovnávat s maximálními silami stejného úchopu na jiném dynamometru.

Je třeba brát v úvahu rozdílnost samotných měřicích mechanismů obou přístrojů. Jak jsme již v teoretické části objasnili (viz 2.4), existují různé dynamometry, používající různé metody. Dynamometr DHD-3 Saehan lze zařadit mezi hydraulické, zatímco druhý dynamometr Vernier měří pomocí piezoelektrického krystalu. Ten se námi působenou silou deformuje a způsobuje vznik elektrického napětí, které je převedeno na sílu. Lze ho spíše kategorizovat dle našeho rozdělení mezi dynamometry mechanické. Odlišnost těchto principů by se nepochybně mohla podílet na odlišných naměřených hodnotách maximální síly.

Pro srovnání jsme během měření použili ještě další dynamometr. Jednalo se o digitální dynamometr **Takei 5401** s udávanou přesností 0,1 kg a rozsahem 5 až 100 kg. Byl opatřen obdobně jako dynamometr od firmy Saehan nastavitelným madlem, které probandovi umožňovalo lepší úchop. Oproti předchozím zařízením se vyjímal větší hmotností (cca 0,68 kg), což se v jiném experimentu stalo pro některé probandy překážkou (Palmeová, 2020). Náš subjekt však známky stížení výkonu nevykazoval, a tak byl přístroj i přesto zahrnut do šetření. Co se týče konstrukcí zařízení, bylo nutné všechny přístroje důkladně prozkoumat. Kvůli nedostačujícímu





Obr. 3.5: Dynamometr Takei, pronace a abdukce (Zdroj: autor)

množství informací v dostupných katalozích bylo vhodné kontaktovat distributora. Za hlavní příčinu rozdílných dat byla označena **odlišná velikost snímačů**. S různým úchopem dynamometru se mění úhly umístěných prstů a kloubů, kterými prochází osa otáčení a ze kterých se pohyb převádí přes šlachy do svalů principem páky. Je proto klíčové znát přesná působíště sil (Bernaciková et al., 2010). Tomu naznačuje i naše pilotní měření. Přes rozdílný mechanismus hydraulického dynamometru DHD-3 se naměřené hodnoty blížily k hodnotám získaným z dynamometru Takei, zatímco záznam ze zařízení Vernier s jiným úchopem byl výrazně odlišný. I přes tento fakt byl přístroj od firmy Vernier použit a to zejména kvůli možnosti synchronizovaného záznamu EMG na zařízení stejnojmenné značky. Ve výzkumném šetření jsme pak v případě použití tohoto dynamometru snížily referenční (maximální) hodnotu stisku probanda o 10 kg.

Tabulka 3.2: Měření maximální síly v pronaci podél těla na všech třech dynamometrech

	max. síla [kg]			průměr [kg]
	1	2	3	
Vernier	41,0	43,3	<b>43,6</b>	42,6 ±0,05
DHD-3	48,6	55,0	<b>55,0</b>	52,9 ±0,90
Takei	51,3	52,4	<b>54,3</b>	52,7 ±0,05

Tabulka 3.3: Měření maximální síly v supinaci podél těla

	max. síla [kg]			průměr [kg]
Vernier	<b>42,6</b>	39,2	41,3	41,0 ±0,05
DHD-3	47,9	50,7	<b>52,2</b>	50,3 ±0,90
Takei	<b>51,9</b>	50,7	51,6	51,4 ±0,05

Tabulka 3.4: Měření maximální síly abdukce v supinaci

	max. síla [kg]			průměr [kg]
Vernier	41,3	42,7	<b>43,5</b>	42,5 ±0,05
DHD-3	47,2	<b>54,0</b>	52,8	51,3 ±0,90
Takei	49,1	54,3	<b>55,8</b>	53,1 ±0,05

Tabulka 3.5: Měření maximální síly abdukce v pronaci

	max. síla [kg]			průměr [kg]
Vernier	<b>42,7</b>	41,1	41,9	41,9 ±0,05
DHD-3	50,2	<b>54,5</b>	49,8	51,5 ±0,90
Takei	46,1	49,6	<b>52,8</b>	49,5 ±0,05

**Časová náročnost** byla znatelná již z pilotního měření maximální síly. Proband nejprve zlehka procvičil motoriku horních končetin. Dále měl provést v každém ze čtyř úchopů tři maximální kontrakce, přičemž mezi jednotlivými stisky musela být zachována přestávka pro regeneraci o délce 2 minut. Na stopkách bylo dohlíženo na to, aby žádný ze stisků nepřesahoval délku 5 sekund. Během výměny přístrojů se odpočinkový interval nepatrně prodloužil. V jedné poloze tak subjekt pracoval (se všemi třemi dynamometry) kolem 20 minut. Následovala desetiminutová pauza, přičemž byl subjekt instruován o správném držení dynamometru v další poloze. Pracovali jsme tedy s předpokladem, že celkové měření všech referenčních hodnot vyjde časově přibližně na 2 hodiny.

V průběhu měření se ukázalo, že je poměrně obtížné současně synchronizovat zapnutí programu pro záznam EMG a dynamometru a vynaložit stisk o síle referenční hodnoty, který trvá přesně 5 sekund. To značně ovlivnilo časovou náročnost a z toho důvodu jsme z měření vyjmuli jednu polohu – abdukce tedy probíhala pouze s pronovaným předloktím.

### 3.5 Výzkumné šetření

Výzkumné šetření probíhalo převážně v laboratořích FZS, kde je přístupné EMG zařízení TruTrace EMG od firmy DEYMED Diagnostic s.r.o.

Po otestování sady dynamometrů a zaznamenání průměrných hodnot maximálního stisku následovalo dynamické měření síly, přičemž proband zaujal opět stejné polohy - pronace, supinace a abdukce. Během tohoto šetření byl oblepen jednorázovými elektrodami pro snímání EMG signálu (viz obr. 3.3), který umožňuje sledovat svalový potenciál v čase. Ukázalo se, že při dynamickém stisku nebyl proband příliš schopen regulovat sílu vyvinutou na dynamometr, a tak bylo obtížné dodržovat předem stanovené referenční hodnoty. Po více opakování maximální kontrakce, která se pohybovala kolem 50 kg, jevil známky únavy a měl menší kontrolu nad silou svého stisku. Takové záznamy EMG by nebyly srovnatelné. Z toho důvodu byla stanovena nová, nižší referenční hodnota, které mohl snáz pozvolna dosáhnout.

Během experimentu musel být subjekt ze zdravotních důvodů vyměněn za jiného. Jednalo se taktéž o 26letého studenta bez pravidelné manuální práce. Z výše zmíněných poznatků vyplývá, že za novou referenční hodnotu bude vhodné dosadit sílu, které náš subjekt docílí snáze. Proband si určil za optimální sílu o velikosti 20 kg. Takové síly byl schopen dosáhnout opakovaně, což je předpoklad srovnatelného EMG záznamu. Nejdříve bylo ale nutné opět naměřit maximální stisk pro všechny dynamometry, abychom je mohli i pro tohoto probanda označit za relevantní. Víme totiž z předchozího zkoumání (viz 3.4), že naměřené hodnoty na dynamometru souvisí s jejich konstrukcí a anatomickými predispozicemi jedince.

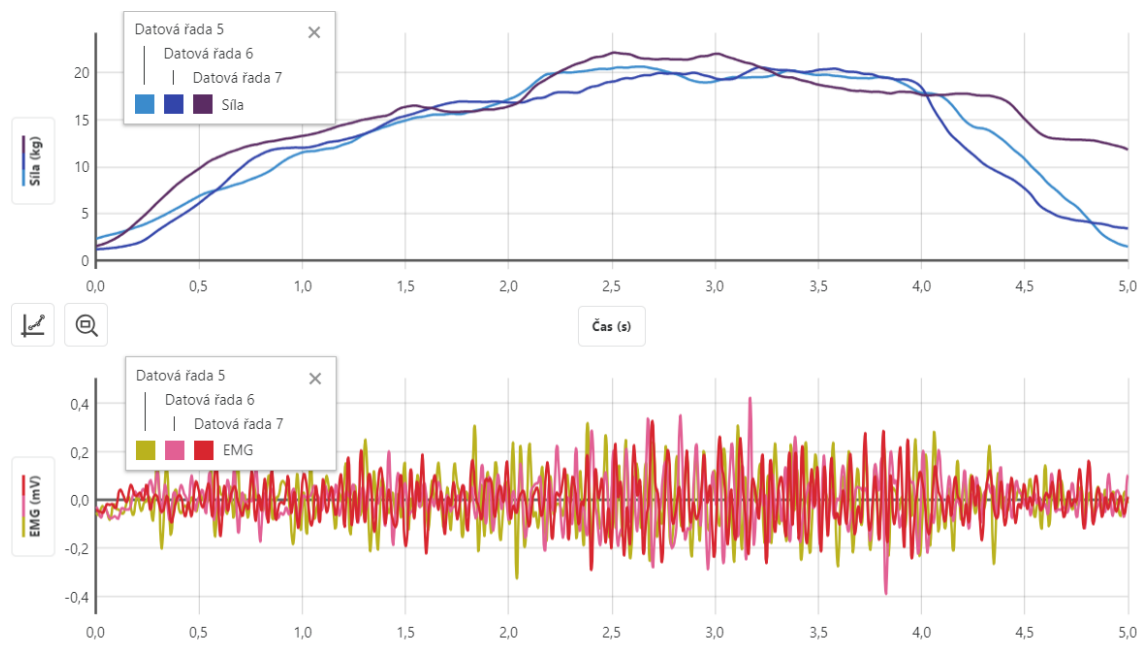
Tabulka 3.6: Měření maximální síly v pronaci podél těla – Proband 2

	max. síla [kg]			průměr[kg]
Vernier	43,8	44,4	<b>44,0</b>	44,1 ±0,05
DHD-3	42,5	43,0	<b>44,1</b>	43,2 ±0,90
Takei	42,6	<b>45,3</b>	44,8	44,2 ±0,05

Při první sérii výzkumného měření byl proband připojen elektrodami k zařízení **EMG Vernier**. To jsme spárovali pomocí bluetooth s notebookem a nainstalovaným programem **Vernier Graphical Analysis**, který je volně přístupný na webových

stránkách výrobce. V tomto programu je možné sledovat průběhy měřených veličin, převádět jednotky, zobrazovat integrály i statistiky a také ručně vkládat dopočítanou či zadávanou veličinu. Lze nastavit i vzorkovací frekvenci, která je ale omezena maximální hodnotou 400 Hz. Kromě vizuálního zobrazení signálu program umožňuje exportovat také číselné hodnoty, které lze použít pro další zpracování.

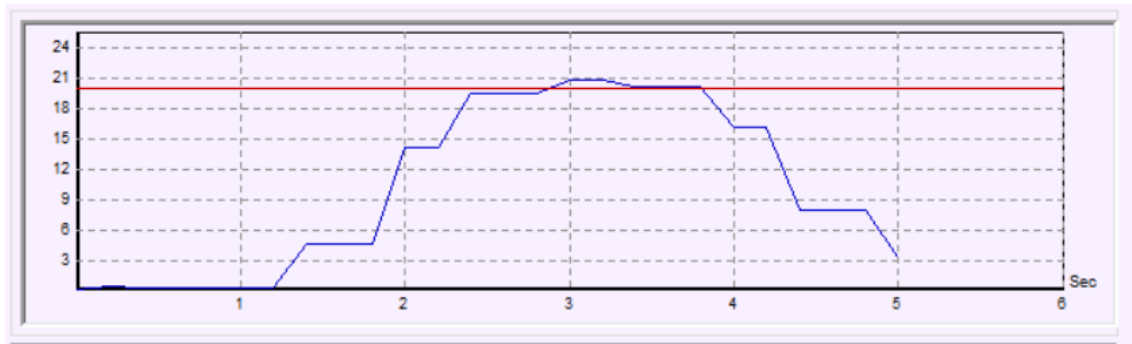
V kombinaci dynamometru Vernier a EMG senzoru Vernier mohl proband sám v reálném čase sledovat záznam svalového potenciálu a vývoj síly, kterou mu tak šlo lépe regulovat na předem stanovenou referenční hodnotu 20 kg (obr. 3.6). Měření probíhalo obdobně jako v pilotním šetření. Proband měl 5 sekund na stisknutí určené hodnoty. To probíhalo v každé poloze třikrát, přičemž mezi opakováními byla dodržována dvouminutová přestávka pro regeneraci. Po naměření všech úchopů dostal proband do ruky další dynamometr a měření se opakovalo. Druhý dynamometr DHD-3 umožňoval také záznam síly v čase, avšak program DHD-3 G-STAR (obr. 3.7) nebyl tolik uživatelsky přívětivý, jako v předchozím případě. Záznam se často zpožďoval a pro probanda byl spíše matoucí. Poslední dynamometr Takei ukazoval na svém displeji pouze maximální aktuálně dosaženou hodnotu, tudíž musel být proband během měření slovně upozorněn na dosažení 20 kg.



Obr. 3.6: Ukázka z programu Vernier Graphical Analysis, abdukce (Zdroj: autor)

V druhé fázi měření byl vyměněn senzor EMG Vernier za **EMG TruTrace**, přičemž byl aplikován obdobný postup.

Signál jsme v případě měření pomocí EMG TruTrace pozorovali ve stejnojmenném softwaru na notebooku zapůjčeném Fakultou zdravotnických studií (ukázka ze záznamu je dostupná v příloze B.1). Ten bylo možné umístit přímo na jednotku Traveler a propojit ho s celým zařízením. V programu bylo možné před i během měření upravovat parametry záznamu dle naší potřeby. Nastavení jsme se snažili



Obr. 3.7: Ukázka z programu DHD-3 G-STAR, pronace (Zdroj: autor)

co nejvíce přizpůsobit jednoduššímu EMG zařízení Vernier, aby nasbíraná data vyžadovala co nejmenší úpravu. Filtr horní propusti jsme nastavili na 500 Hz a filtr dolní propusti na 2 Hz. Citlivost nám určuje jednotky výstupu, my jsme tudíž zvolili  $\mu\text{V}/\text{D}$  odpovídající záznamu EMG Vernier.

### 3.6 Analýza výzkumných dat

Oba programy pro záznam EMG nám umožnily pozorovat průběh svalového napětí v čase a po ukončení měření bylo možné data exportovat do textových dokumentů (dostupné v příloze na CD), zatímco z dynamometrů nám hodnoty v čase poskytl pouze jeden ze tří – Vernier. Tyto hodnoty průběhu síly v závislosti na čase jsme také exportovali do příslušných textových dokumentů. Postupně jsme je všechny načítli pomocí vytvořeného skriptu v prostředí Matlab R2019b. Naměřený signál EMG a síly z dynamometru jsme zobrazili nejprve v časové charakteristice. V případě EMG Vernier byl průběh vizuálně podobný s průběhem vykresleným v softwaru Vernier Graphics Analysis. V případě Trutrace EMG bylo potřeba signál nejprve podvzorkovat na frekvenci 400 Hz, protože jak již bylo zmíněno, toto zařízení se lišilo od EMG Vernier mnohonásobně vyšší vzorkovací frekvencí (3.2).

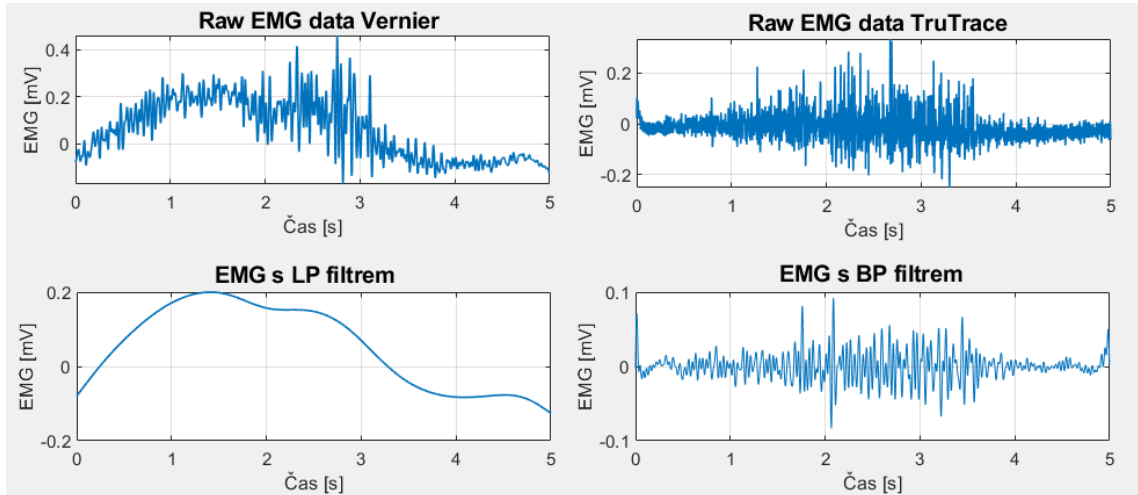
Dalším úkonem potřebným ke zpracování dat je diskrétní fourierova transformace (DFT). Jedná se o zobrazení z časové oblasti do oblasti frekvenční, která umožňuje jednodušeji zkoumat některé vlastnosti signálů a systémů. Je vyjádřena následovně:

$$X[k] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-\frac{j2\pi nk}{N}} \quad (3.1)$$

Kde  $X[k]$  je  $k$ -tý koeficient spektra – komplexní číslo,  $N$  je délka analyzovaného signálu – počet vzorků,  $x[n]$  je  $n$ -tý vzorek analyzovaného signálu.

Platí-li  $e^{jx} = \cos x + j \sin x$ , pak je spektrum periodické (Holada, 2019).

Mimo jiné pracujeme s několika filtry, které mají za úkol potlačovat nežádoucí frekvence. Jsou jimi pásmová propust, tzv. band-pass (BP), která byla nastavena podle výrobního nastavení Vernier na 2–29 Hz a filtr dolní propusti (low-pass, LP) nastaven tak, aby byl viditelný nízkofrekvenční zámít způsobený svalovou kontrakcí.



Obr. 3.8: Ukázka low-pass a band-pass filtru v prostředí Matlab (Zdroj: autor)

Další prozkoušenou filtrační metodou byla tzv. váhovací okna. V našem případě bylo použito Hammingovo okno, které potlačuje vzorky (laloky) na okrajích spektra. Jeho předpis je vyjádřen následovně:

- pro  $n = 1, 2, \dots, N$ :

$$w[n] = 0,54 - 0,46 \cdot \cos\left(\frac{2\pi}{N}\right) \quad (3.2)$$

- pro ostatní  $n$ :

$$w[n] = 0 \quad (3.3)$$

(Poruba, [n.d.]

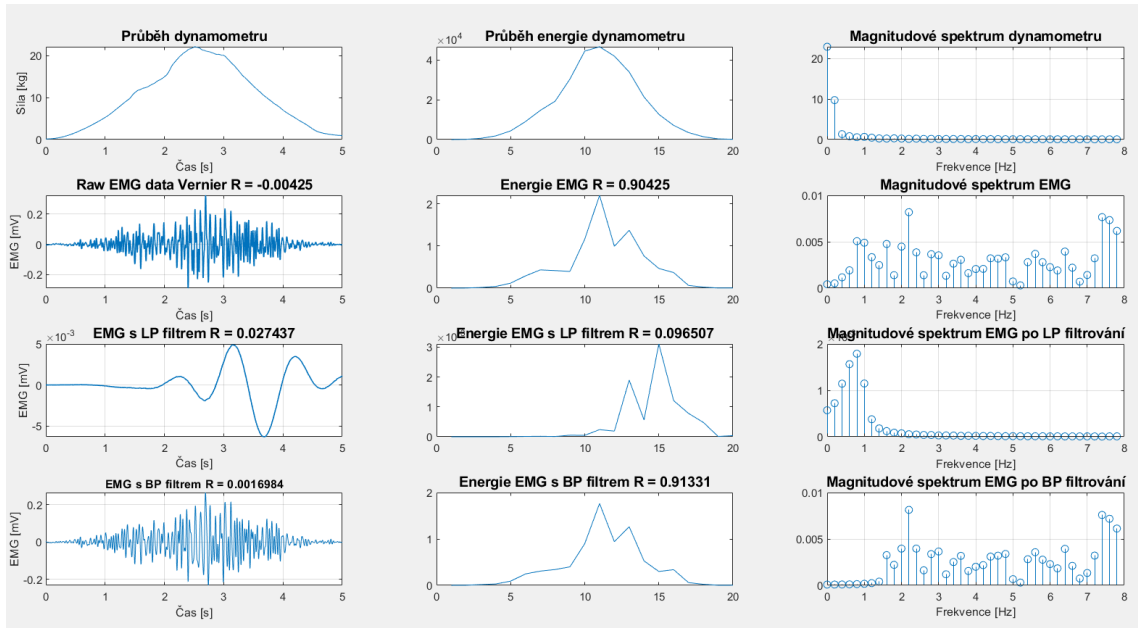
To zapříčinilo sice velký vzrůst podobnosti záznamů, avšak z důvodu zkreslení signálu byly dále hledány jiné vhodnější metody.

Ze všech vykreslených grafů je z výsledného zobrazení patrné, že je informace viditelně přenášena v čase, nízkých frekvencí a v energii (viz 3.9).

Co se týče energie signálu, jedná se o hodnotu autokorelace  $r_{xx}[0]$ . Autokorelace je operátor zkoumající, zda-li je signál  $x[n]$  podobný sobě samému v závislosti na posunutí  $l$ . Pro  $x[n] \in R$  platí:

$$r_{xx}[l] = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n+l]x[n] \quad (3.4)$$

(Málek, 2019)



Obr. 3.9: Ukázka vykreslených grafů z prostředí Matlab (Zdroj: autor)

Energie je pak charakterizována jako:

$$E_x = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n]^2 \quad (3.5)$$

(Málek, 2019)

Její význam je stejný jako u fyzikální energie, je také úměrná práci napětí  $x[n]$  a mařená odporem  $\Omega$ . Průměrnou energii signálu v intervalu  $N$  označujeme jako výkon:

$$P_x = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n]^2 \quad (3.6)$$

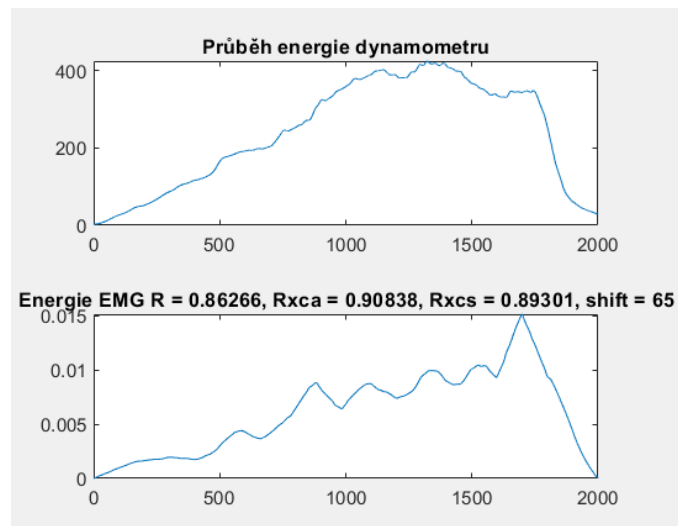
(Málek, 2019)

Hlavním z cílů této bakalářské práce bylo **prostudovat souvislost EMG s výstupním svalovým výkonem generovaným rukou**. K prokázání této hypotézy pomohl tzv. *cross-correlation*, což je operátor, pomocí kterého lze rozlišit podobnost dvou signálů  $x[n]$  a  $y[n]$  v závislosti na jejich vzájemném posunu  $l$  (lag). Pro  $x[n]$ ,  $y[n] \in R$  je vzájemná korelace definována:

$$r_{xy}[l] = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n+l]y[n] \quad (3.7)$$

(Málek, 2019)

Každý vykreslený graf má v názvu korelační koeficient  $R$ , který nám značí podobnost mezi signály EMG a průběhem síly vzniklé při svalové kontrakci. V případě zařízení TruTrace, který neumožňuje synchronizovaný záznam z dynamometru a EMG, bylo potřeba pomocí výše zmíněné funkce signál posunout v čase tak, aby byla nalezena největší shoda. Ta je označena jako  $R_{xc}$  ( $R_{xca}$  – doplnění signálu o nuly, čili protažení;  $R_{xcs}$  – zkrácení signálu).



Obr. 3.10: Ukázka zarovnaného signálu z dynamometru a příslušných korelačních koeficientů (Zdroj: autor)

Běžně jsou uvažovány hodnoty korelace v rozsahu  $< -1, +1 >$ , přičemž platí:

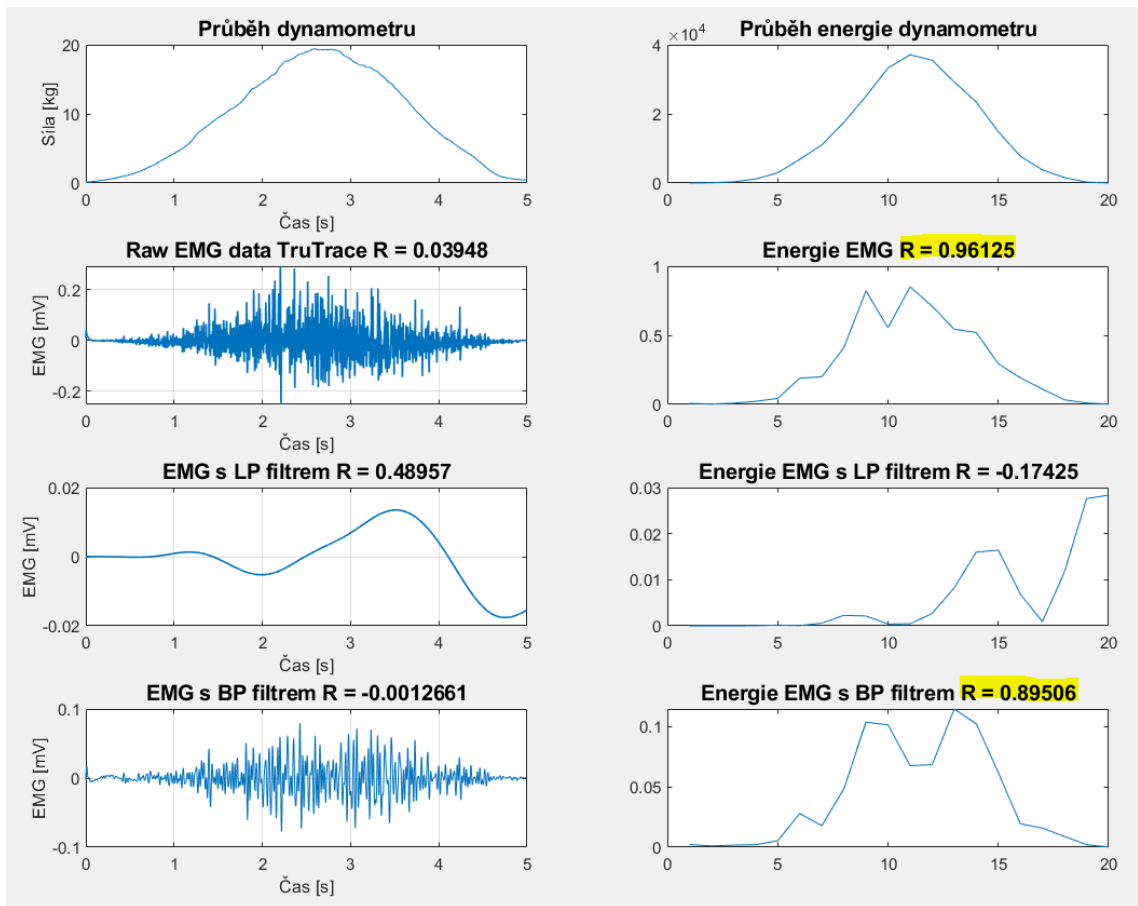
- $0 < R < 0,1$  – nezávislé signály
- $0,1 < R < 0,3$  – slabá korelace
- $0,3 < R < 0,6$  – střední korelace
- $0,6 < R < 0,9$  – silná korelace
- $R > 0,9$  – velmi silná korelace

(Mašín, 2019)

Z toho lze usoudit, že u vykreslených grafů, kde byla shledána hodnota korelačního koeficientu větší než 0,6, můžeme pozorovat silnou či velmi silnou korelaci.

Hodnoty všech korelačních koeficientů z různých poloh jsou zanesené v excelové tabulce dostupné v příloze a na CD.





Obr. 3.11: Silná a velmi silná korelace mezi průběhem síly a záznamem EMG s low-pass/band-pass filtrem a jejich energiemi (Zdroj: autor)

## 4 Diskuze

Jedním z dílčích úkolů bylo otestování sady dynamometrů. Jejich analogii jsme chtěli prověřit pomocí maximálního stisku. První proband měl na vyvinutí síly ve všech třech polohách (pronace, supinace a abdukce) tři pokusy. Ukázalo se, že mechanický dynamometr Vernier vykazoval při testu ve všech pokusech nižší hodnoty. To by mohlo být zapříčiněno rozdílným mechanismem přístrojů. První dynamometr DHD-3 měřil pomocí hydrauliky, zatímco Vernier pomocí piezoelektrických krystalů. Tuto skutečnost jsme se pokusili dokázat přidáním třetího dynamometru Takei, který spadá také jako Vernier mezi dynamometry mechanické. Hodnoty byly však srovnatelné s hydraulickým dynamometrem DHD-3, což naši hypotézu nepodpořilo. Další vysvětlení nabízela rozdílná konstrukce. Dynamometry DHD-3 a Takei byly opatřeny nastavitelným madlem, což umožňovalo probandovi pohodlnější úchop, ve kterém byl schopný vyvinout větší sílu. S různým úchopem dynamometru se totiž mění úhly umístěných prstů a kloubů, kterými prochází osa otáčení a ze kterých se pohyb převádí přes šlachy do svalů principem páky. Pevná poloha snímačů dynamometru Vernier mohla být tedy dalším z důvodů nižších maximálních hodnot naměřených na tomto zařízení.

Všechny dynamometry byly posléze otestovány i druhým probandem, který však rozdílné hodnoty maximálního stisku nezaznamenal. Lze se tedy domnívat, že byl jeho anatomický úchop lépe přizpůsoben poloze snímačů na dynamometru Vernier.

Hlavním cílem bakalářské práce bylo porovnat lékařské EMG zařízení s dostupným elektromyografickým zařízením nižší cenové kategorie. Pro srovnání jsme výzkum prováděli na fakultním TruTrace EMG zařízení, které se běžně používá pro diagnostické účely a na EKG/EMG senzoru od značky Vernier pro středoškolské pokusy. Signál byl měřen pomocí povrchových elektrod na horních končetinách probandů, kteří byli zatíženi dynamometrem Vernier, jenž zobrazuje průběh vyvíjené síly. Potenciál svalové kontrakce byl zaznamenán postupně oběma EMG zařízeními se stejně umístěnými elektrodami. Podobnost mezi výstupními signály byla dokazována v prostředí Matlab pomocí korelačního koeficientu. Při pozorování energií dynamometru a EMG Vernier bylo naměřeno ve většině případech hodnot silné či velmi silné korelace. V případě druhého EMG zařízení TruTrace, které nebylo možné synchronizovat se svalovým výkonem, vykazovaly známky korelace pouze některé hodnoty. To bylo ošetřeno pomocí zarovnání signálu metodou cross-correlation. Díky tomu jsme prokázali korelaci i u druhého přístroje.

## 5 Návrh doporučení pro praxi

V této práci byly dynamometry testovány zejména pro účel měření s EMG. Důležitým faktorem byla možnost pozorování probíhající síly v čase, což umožňoval pouze dynamometr Vernier. Díky tomu bylo snadné regulovat sílu, která byla klíčová pro následné měření svalového napětí. Další výhodou toho zařízení byla možnost připojení EKG/EMG Senzoru Vernier, který zobrazoval elektrický potenciál souběžně s vyvíjenou silou. Dynamometr Takei byl spolu s DHD-3 opatřen posuvným madlem, které jedinci dovolilo přizpůsobit svůj úchop. Oproti předešlému zařízení však neumožňovaly kontinuální záznam síly. Dynamometr Saehan sice nabízel software se zátěžovými testy a testy maximální síly, avšak program se načítal zpomaleně a výsledky byly častokrát chybné. Jistě by si všechny přístroje zasloužili s rámci dalšího výzkumu větší pozornost a měření na větším počtu vzorků.

Obecně lze říci, že při měření biologického signálu ze svalů povrchovou elektrodou je poměrně obtížné nasimulovat stejné podmínky. Napětí totiž není snímáno pouze z jednoho svalového vlákna a proband není schopen docílit vždy přesně stejného stisku. I přes minimalizování možných artefaktů se bude signál vygenerovaný rukou vždy trochu lišit. Nabízelo by se tedy použití jehlových elektrod, které dokáží snímat akční potenciál z menší plochy.

Zajímavé by mohlo být také zkoumat EMG při stimulaci pomocí elektrických impulzů. To by mohlo nabídnout přesnější svalovou odezvu než v případě spontánní aktivity, která je ovlivněna provedením konkrétního pohybu.

Nicméně i naší metodou byla prokázána korelace mezi oběma záznamy EMG a vyvíjenou silou, což by mohlo být přínosem pro další výzkumy i pro praxi. Uživatelsky přívětivý přístroj Vernier, který umožňuje věrohodný synchronizovaný záznam síly i EMG by mohl být užitečný například pro odvětví ergonomie či protetiky.

## 6 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývala porovnáním zařízení pro měření povrchového EMG a ručních elektronických dynamometrů pro měření elektromyografických signálů. Byly stanoveny tři hlavní cíle, přičemž byly všechny splněny.

V teoretické části byla zmapována anatomie horních končetin a fyziologie šíření akčního potenciálu. Dále byly popsány elektrodiagnostické metody a jejich využití, elektromyografická zařízení a ruční dynamometrické přístroje.

Jedním z dílčích cílů bylo otestování sady ručních elektronických dynamometrů, které nám byly nápomocné při měření EMG. Dynamometry byly také kategorizovány podle jejich metod měření, přičemž se ukázalo, že nejdůležitějšími faktory ovlivňující výsledky měření jsou jejich konstrukce a anatomické predispozice probanda.

V praktické části jsme se dále věnovali souvislostem EMG s výstupním svalovým výkonem generovaným rukou a zhodnocování metod měření EMG signálů pomocí různých elektronických zařízení. Výzkum byl prováděn konkrétně na zařízeních TruTrace EMG od společnosti DEYMED Diagnostic s.r.o. a Go Direct EKG (s výstupem optimalizovaným pro povrchové záznamy EMG) od firmy Vernier, který bylo možné mimo jiné spárovat s jedním z dynamometrů stejné značky. To se pro účely našeho měření osvědčilo jako velmi užitečné, jelikož jsme mohli v reálném čase pozorovat vyvíjenou sílu a odpovídající svalové napětí. Pro obě zařízení EMG byla souvislost průběhu svalové kontrakce a potenciálu prokazována pomocí korelačních koeficientů v prostředí Matlab. V obou případech byla po zpracování dat naměřena vysoká míra korelace.

Na základě výzkumu lze doporučit i přístroj Vernier pro praktické využití. Své uplatnění by mohl najít například v oblasti ergonomie či protetiky a to zejména díky možnosti spárování dynamometru a EMG senzoru k přehlednému znázornění síly a svalového napětí, které zatím není příliš běžné. Pro další výzkumy EMG se nabízí také využití vytvořeného programu k prokazování korelací mezi signály.

## Použitá literatura

- BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK, 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.
- BERNACIKOVÁ, Martina Bernaciková, Miriam KALICHOVÁ a Lenka BERÁNKOVÁ, 2010. *Kinematika a dynamika lidského pohybu* [online] [cit. 2021-01-20]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/kinematika\\_dynamika.html](https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/kinematika_dynamika.html).
- ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ, 2018. *Biomechanika člověka*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0367-6.
- ČIHÁK, Radomír, 2016. *Anatomie 3*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5636-3.
- Deymed Diagnostic*, 2017 [online]. Hronov: DEYMED Diagnostic [cit. 2021-03-06]. Dostupné z: <https://deymed.cz/trutrace-emg>.
- DUFEK, Jaroslav, 1995. *Elektromyografie*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. ISBN 80-7013-208-6.
- DZVONÍK, Ján, 2012. *Proximální dynamická stabilizace ramenního pletence a její vliv na sílu akrálních svalů horní končetiny*. Praha. Diplomová práce. Karlova univerzita, 2. lékařská fakulta.
- GRAVELING, Richard, 2018. *Ergonomics and musculoskeletal disorders (MSDs) in the workplace: a forensic and epidemiological analysis*. Boca Raton: CRS Press. ISBN 9781138336070.

- HOLADA, Miroslav, 2019. Úvod do signálů a systémů [online] [cit. 2021-03-26]. Dostupné z: <https://elearning.tul.cz/mod/resource/view.php?id=195080>.
- CHANG, Ho et al., 2015. Development of an integrated digital hand grip dynamometer and norm of hand grip strength. *Bio-Medical Materials and Engineering*. Roč. 26, č. s1, s. 611–617. Dostupné z DOI: [10.3233/BME-151352](https://doi.org/10.3233/BME-151352).
- KADAŇKA, Zdeněk, Stanislav VOHÁŇKA a Josef BEDNAŘÍK, 1994. *Praktická elektromyografie: text určen pro postgraduální vzdělávání lékařů*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. ISBN 80-7013-181-0.
- KOS, Anton a Anton UMEK, 2018. *Biomechanical biofeedback systems and applications*. New York: Springer. ISBN 978-331-9913-483.
- KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ, 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2762-1.
- MÁLEK, Jiří, 2019. Počítačové zpracování signálů - Přednáška II. [Online] [cit. 2021-03-26]. Dostupné z: <https://elearning.tul.cz/mod/resource/view.php?id=163530>.
- MAŇÁKOVÁ, Zuzana, 2015. *Komparace silových charakteristik hráčů squahe a běžné populace*. Brno. Diplomová práce. Masarykova univerzita.
- MAŠÍN, Vladimír, 2019. Základy biostatistiky: Korelace a regrese [online] [cit. 2021-03-28].
- MERLETTI, Roberto a Dario FARINA, 2016. *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. 1st Edition. Hoboken: Wiley IEEE Press. ISBN 978-1-118-98702-5.
- MOLOVÁ, Anna, 2019. *Biomechanické aspekty úchopu lidské ruky v kontextu ergonomie práce*. Liberec. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií.

- PALMEOVÁ, Kristýna, 2020. *Měření EMG signálů na horních končetinách* [online]. Liberec [cit. 2020-11-07]. Dostupné z: [https://dspace.tul.cz/bitstream/handle/15240/157492/Bakalarska\\_\\_prace\\_\\_Kristyna\\_Palmeova.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://dspace.tul.cz/bitstream/handle/15240/157492/Bakalarska__prace__Kristyna_Palmeova.pdf?sequence=1&isAllowed=y). Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií.
- PENHAKER, Marek, 2004. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava. ISBN 80-248-0751-3.
- PORUBA, Jiří, [n.d.]. Odfiltrování rušivých signálů ze zašumělé řeči. *Elektrorevue* [online]. Roč. 2002, č. 47 [cit. 2021-04-01]. ISSN 1213-1539. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/clanky/02047/index.html%5C#TOP>.
- POSPÍŠILOVÁ, Blanka a Olga PROCHÁZKOVÁ, 2010. *Anatomie pro bakaláře I: obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové*. Vyd. 1. Liberec: Technická univerzita v Liberci. ISBN 978-80-7372-675-1.
- REGULI, Zdenko, 2011. Výzkumné metody v biomechanice. *Inovace SEBS a ASEBS* [online] [cit. 2020-11-14]. Dostupné z: <https://www.fsps.muni.cz/inovace-SEBS-ASEBS/elearning/biomechanika/vyzkumne-metody-v-biomechanice>.
- ROKYTA, Richard, 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4867-2.
- Saehan Grip*, 2007 [online]. Changwon [cit. 2020-11-26]. Dostupné z: <http://www.saehanmedical.com/>.
- SHIRATORI, Ana et al., 2014. Evaluation protocols of hand grip strength in individuals with rheumatoid arthritis: A systematic review. *Revista brasileira de reumatologia*. Roč. 54, s. 140–147. Dostupné z DOI: [10.1016/j.rbre.2014.03.009](https://doi.org/10.1016/j.rbre.2014.03.009).
- ŠVÁBOVÁ, Květa, 2015. *Vybrané kapitoly z pracovního lékařství: Díl 1, Pracovnílékařské služby, pracovní prostředí, nemoci z povolání, ergonomie*. 1. vyd. Praha: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví. ISBN 978-80-87023-32-7.
- Vernier*, 2020 [online]. Oregon [cit. 2020-11-25]. Dostupné z: <https://www.vernier.com/>.

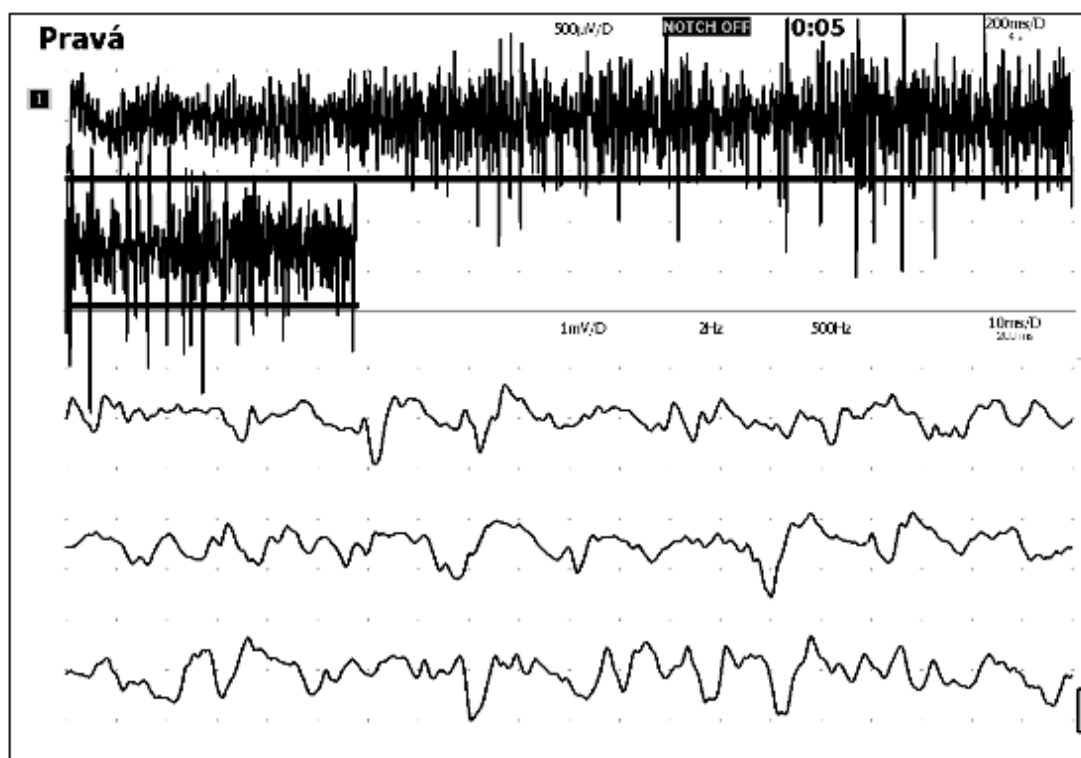
WEISS, Jay, Lyn WEISS a Julie SILVER, 2016. *Easy EMG: A Guide to Performing Nerve Conduction Studies and Electromyography*. 2nd Edition. London: Elsevier. ISBN 978-0-323-28664-0. Dostupné také z: <https://www.elsevier.com/books/easy-emg/weiss/978-0-323-28664-0>.



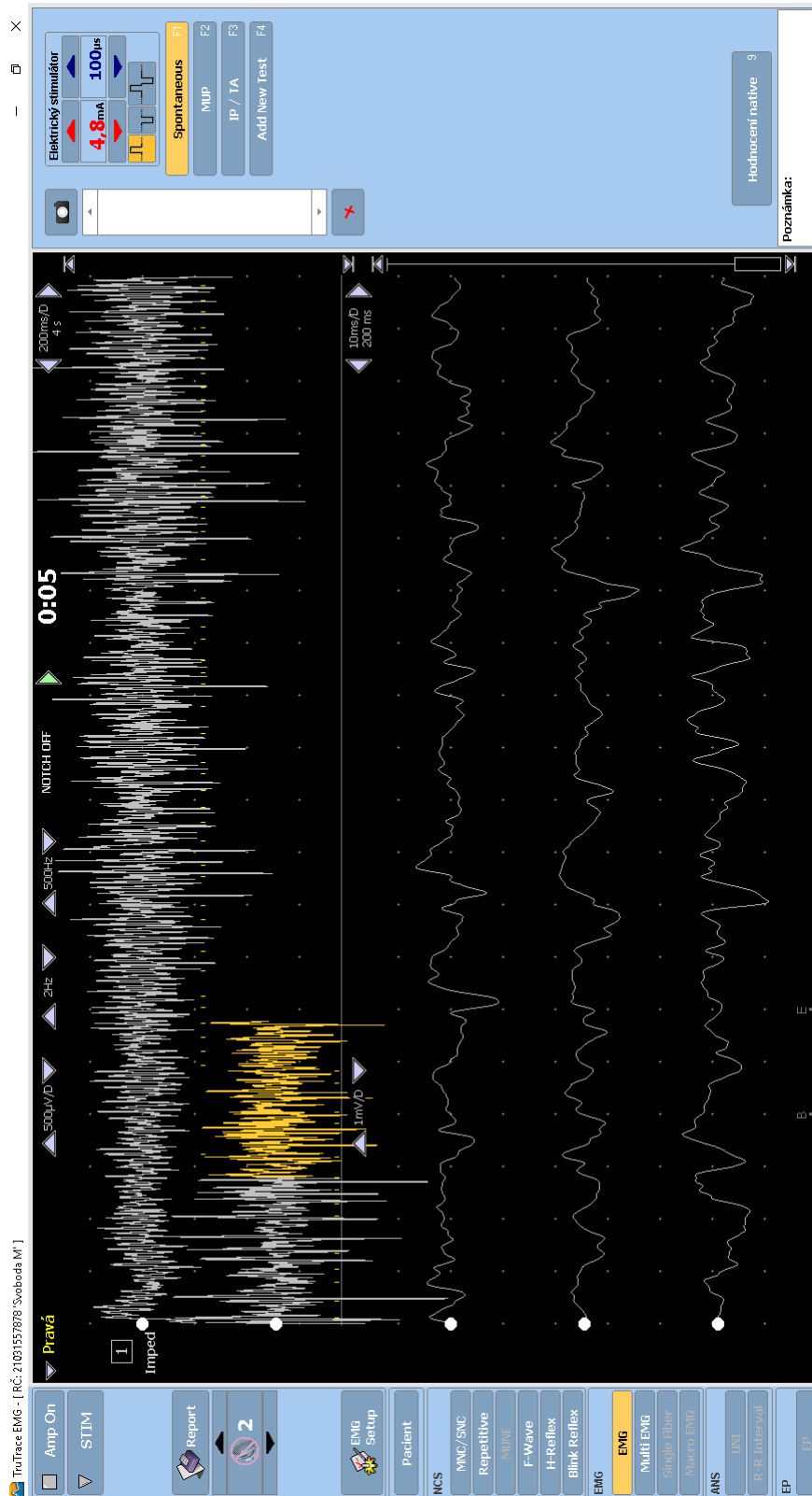
## A Obsah přiloženého CD

- bakalářská práce ve formě PDF
- naměřené hodnoty z dynamometrů a EMG v textových souborech
- snímky ze záznamu signálů ve formátu PNG
- souhrnné excelové tabulky maximálních sil a korelačních koeficientů
- kompletní zdrojový kód z prostředí Matlab
- shrnující článek

## B Vizualizace TruTrace EMG



Obrázek B.1: Ukázka z programu TruTrace EMG – záznam před exportem dat (Zdroj: autor)



Obrázek B.2: Ukázka z programu TruTrace EMG (Zdroj: autor)

## C Korelační koeficienty

EMG VERNIER 1									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
EMG - raw data	0,80394	0,64474	0,59582	0,67915	0,19436	0,007276	-0,1514	0,1328	-0,11185
EMG - LP filtr	0,92037	0,75622	0,63559	0,88916	0,38038	-0,07527	-0,341	0,18874	-0,26069
EMG - BP filtr	-0,002926	-0,004321	-0,00903	-0,00904	0,005651	-0,00074	0,013452	-0,0021	0,007466
korelace energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
energie EMG	0,83638	0,9301	-0,29756	0,29642	0,85734	0,392	-0,02866	0,27952	-0,20013
energie EMG - LP filtr	0,67183	0,66936	-0,46088	-0,04165	0,47385	-0,07242	-0,3629	0,13488	-0,45256
energie EMG - BP filtr	0,65486	0,82633	0,80695	0,70746	0,86632	0,76626	0,77534	0,79709	0,61136
EMG TRUTRACE 1									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
EMG - raw data	-0,079446	0,058161	-0,1175	0,039433	-0,04749	0,16064	0,02311	-0,01271	-0,02287
EMG - LP filtr	0,33595	-0,067957	-0,06811	0,25059	-0,21078	0,52293	0,32102	0,30825	0,049186
EMG - BP filtr	-0,014842	-0,006492	-0,00919	0,003063	-0,00376	-0,03016	-0,0227	-0,00886	-0,00998
korelace energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
energie EMG	0,14647	0,16659	0,21402	0,41523	0,8764	0,81737	0,60746	0,72484	0,88642
energie EMG - LP filtr	-0,27538	0,3418	-0,28033	-0,24183	-0,0632	-0,45664	-0,24479	-0,52065	-0,32915
energie EMG - BP filtr	-0,087438	-0,091397	-0,22761	-0,02343	0,46717	0,7652	0,002674	0,16661	0,53865

Tab. C.1: Korelační koeficienty průběhu síly a EMG signálu bez úpravy

EMG VERNIER 1									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
EMG - raw data	0,72195	0,76228	0,65572	0,66542	0,4777	0,47409	0,60574	0,69283	0,68854
EMG - LP filtr	0,32865	0,1697	0,46299	-0,20761	0,25556	0,23474	0,53635	0,53119	0,53039
EMG - BP filtr	0,0018777	0,0001847	-0,00042	-0,000629	0,0010631	-0,0002908	0,000878	-0,00086	0,001958
korelace energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
<b>energie EMG</b>	0,93001	0,97724	0,81592	0,97827	0,94774	0,86673	0,86539	0,81976	0,82079
energie EMG - LP filtr	0,19733	0,077064	0,44718	-0,14464	0,044974	-0,068524	0,36693	0,42771	0,49232
<b>energie EMG - BP filtr</b>	0,77953	0,87487	0,82188	0,8362	0,85191	0,86386	0,90322	0,85065	0,87119
EMG TRUTRACE 1									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
EMG - raw data	-0,13368	0,038028	-0,15095	-0,04115	-0,044036	0,0068162	0,03948	-0,03782	-0,04515
EMG - LP filtr	0,27068	0,13977	0,21478	0,32374	-0,30034	0,53158	0,48957	0,42437	0,2661
EMG - BP filtr	-0,003459	-0,001035	-0,00229	0,0001649	-0,00095	-0,0011259	-0,00127	-0,00146	-0,00087
korelace energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
<b>energie EMG</b>	0,94107	0,75098	0,89033	0,90669	0,9832	0,94779	0,96125	0,91499	0,972
energie EMG - LP filtr	-0,2864	0,3179	-0,34536	-0,35992	0,21267	-0,41184	-0,17425	-0,46828	-0,37881
<b>energie EMG - BP filtr</b>	0,872	0,81005	0,85723	0,89992	0,92046	0,88963	0,89506	0,87671	0,88913

Tab. C.2: Korelační koeficienty průběhu síly a EMG signálu po aplikaci hammingova okna

EMG VERNIER 1									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
EMG - raw data	0,80394	0,64474	0,59582	0,67915	0,19436	0,0072763	-0,1514	0,1328	-0,11185
EMG - LP filtr	0,92037	0,75622	0,63559	0,88916	0,38038	-0,075273	-0,341	0,18874	-0,26069
EMG - BP filtr	-0,002926	-0,004321	-0,00903	-0,00904	0,005651	-0,00074	0,013452	-0,0021	0,007466
korelace R energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
energie EMG	0,83638	0,9301	-0,29756	0,29642	0,85734	0,392	-0,028664	0,27952	-0,20013
energie EMG - LP filtr	0,67183	0,66936	-0,46088	-0,041646	0,47385	-0,072424	-0,3629	0,13488	-0,45256
<b>energie EMG - BP filtr</b>	0,65486	0,82633	0,80695	0,70746	0,86632	0,76626	0,77534	0,79709	0,61136
EMG TRUTRACE 1									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
EMG - raw data	-0,038594	0,11096	-0,06584	0,067403	-0,030768	0,16711	0,012669	-0,00051	-0,01766
EMG - LP filtr	-0,27117	0,47099	-0,35078	0,23371	-0,33515	0,6451	-0,03534	-0,11343	-0,18252
EMG - BP filtr	-0,023939	-0,021382	-0,03112	-0,021911	-0,015358	-0,017123	-0,026237	-0,01092	-0,00842
korelace energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
energie EMG	0,94444	0,65094	0,66038	0,65441	0,9524	0,80588	0,86266	0,78559	0,93947
energie EMG - LP filtr	0,33615	-0,56726	0,54673	-0,31729	0,28427	-0,63515	0,27943	0,055379	0,12782
<b>energie EMG - BP filtr</b>	0,86437	0,69929	0,58506	0,51314	0,88156	0,83228	0,79605	0,74722	0,77331

Tab. C.3: Korelační koeficienty průběhu síly a EMG signálu po aplikaci cross-correlation

EMG VERNIER 1									
korelace $R_{xca}$ energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abduke 1	abduke 2	abduke 3
energie EMG	0,83638	0,9301	0,67334	0,60079	0,85734	0,4551	0,76108	0,71951	0,69491
energie EMG - LP filtr	0,81832	0,75629	0,65551	0,48667	0,78557	0,2632	0,90327	0,85745	0,75027
energie EMG - BP filtr	0,83638	0,9301	0,67334	0,60079	0,85734	0,4551	0,76108	0,71951	0,69491
korelace $R_{xcs}$ energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abduke 1	abduke 2	abduke 3
energie EMG	0,83638	0,9301	0,5457	0,49395	0,85734	0,34066	0,45203	0,37652	0,27797
energie EMG - LP filtr	0,81656	0,89159	0,53954	0,44721	0,87638	-0,064184	0,77445	0,79149	0,311
energie EMG - BP filtr	0,83638	0,9301	0,5457	0,49395	0,85734	0,34066	0,45203	0,37652	0,27797
EMG TRUTRACE 1									
korelace $R_{xca}$ energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abduke 1	abduke 2	abduke 3
energie EMG	0,98269	0,96669	0,92338	0,90952	0,96045	0,93842	0,90838	0,81045	0,94217
energie EMG - LP filtr	0,85128	0,79639	0,6134	0,70271	0,57193	0,91017	0,6728	0,72658	0,79189
energie EMG - BP filtr	0,98269	0,96669	0,92338	0,90952	0,96045	0,9842	0,90838	0,81045	0,94217
korelace $R_{xcs}$ energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abduke 1	abduke 2	abduke 3
energie EMG	0,98323	0,96008	0,93696	0,89092	0,9583	0,91995	0,89301	0,78744	0,94
energie EMG - LP filtr	0,79198	0,8473	0,5752	0,70127	0,60862	0,93789	0,79899	0,79492	0,85774
energie EMG - BP filtr	0,98323	0,96008	0,93696	0,89092	0,9583	0,91995	0,89301	0,78744	0,94

Tab. C.4: Korelační koeficienty průběhu síly a EMG po zarovnání signálu

EMG VERNIER 2									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abduke 1	abduke 2	abduke 3
EMG - raw data	-0,027031	-0,033773	0,005812	-0,01547	0,004515	0,008932	0,038631	0,014	0,005834
EMG - LP filtr	0,7489	0,032891	-0,73092	-0,57286	0,14633	0,54194	0,63317	-0,3192	0,53009
EMG - BP filtr	0,0014491	-0,006664	0,027871	0,000872	-0,00294	-0,00268	-0,00247	0,021295	0,019301
korelace R energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abduke 1	abduke 2	abduke 3
energie EMG	0,74653	0,85254	0,72898	0,48571	0,7295	0,61523	0,9538	0,74849	0,8103
energie EMG - LP filtr	-0,58832	-0,77359	-0,59197	-0,40798	-0,31445	-0,39946	-0,43484	-0,36935	-0,52104
energie EMG - BP filtr	0,75633	0,77803	0,73787	0,5029	0,72667	0,62712	0,92429	0,74241	0,80787
EMG TRUTRACE 1									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abduke 1	abduke 2	abduke 3
EMG - raw data	-0,19808	-0,32534	-0,22695	-0,09905	-0,02284	0,094556	-0,10622	0,017978	-0,0997
EMG - LP filtr	-0,21436	-0,022856	-0,14885	-0,20312	-0,42138	-0,49576	-0,53635	-0,59387	-0,0533
EMG - BP filtr	0,047012	0,028656	-0,02084	0,013153	0,044227	0,04462	0,039158	-0,04761	0,011701
korelace energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abduke 1	abduke 2	abduke 3
energie EMG	0,093924	0,024105	0,20793	0,59883	0,051091	-0,04168	0,69026	0,27343	0,63659
energie EMG - LP filtr	0,0055254	0,10829	0,27565	0,23138	0,34076	0,34785	0,581	0,44417	-0,14532
energie EMG - BP filtr	-0,26204	-0,23263	0,043836	0,40378	-0,3357	-0,38163	0,74586	-0,16125	-0,11839

Tab. C.5: Korelační koeficienty 2 průběhu síly a EMG signálu bez úpravy

EMG VERNIER 2									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
EMG - raw data	-0,001783	-0,001134	-0,00102	-0,00085	0,001668	-0,00143	0,000156	0,000858	-0,00425
EMG - LP filtr	0,036206	-0,0492	-0,00584	0,11609	-0,05441	-0,01966	0,1412	0,034569	0,027437
EMG - BP filtr	0,0006784	-0,000933	0,002147	-0,00051	-0,00087	-0,00041	-0,00052	0,001702	0,001698
korelace R energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
<b>energie EMG</b>	<b>0,93266</b>	<b>0,9769</b>	<b>0,91639</b>	<b>0,90678</b>	<b>0,88228</b>	<b>0,82536</b>	<b>0,99016</b>	<b>0,90676</b>	<b>0,90425</b>
energie EMG - LP filtr	0,36619	0,68998	0,098222	0,31174	0,22416	-0,28117	0,14796	0,70769	0,0965
<b>energie EMG - BP filtr</b>	<b>0,91727</b>	<b>0,93011</b>	<b>0,92592</b>	<b>0,90198</b>	<b>0,91169</b>	<b>0,83149</b>	<b>0,97133</b>	<b>0,90381</b>	<b>0,91331</b>
EMG TRUTRACE 2									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
EMG - raw data	-0,23122	-0,25938	-0,22119	-0,18353	-0,19437	-0,14813	-0,23876	-0,2409	-0,2386
EMG - LP filtr	-0,18194	0,020825	0,20271	-0,08882	-0,25941	-0,21587	-0,16176	-0,39033	0,019297
EMG - BP filtr	0,0055349	0,0082183	-0,00505	0,001006	0,006498	-0,00148	0,003389	-0,00797	0,00205
korelace energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
<b>energie EMG</b>	<b>0,92163</b>	<b>0,84118</b>	<b>0,45087</b>	<b>0,82344</b>	<b>0,9068</b>	<b>0,82122</b>	<b>0,74132</b>	<b>0,96868</b>	<b>0,92584</b>
energie EMG - LP filtr	0,016075	-0,091075	-0,31648	0,088734	0,098053	-0,0177	-0,07157	0,26966	-0,16369
<b>energie EMG - BP filtr</b>	<b>0,93973</b>	<b>0,52047</b>	<b>0,22515</b>	<b>0,79969</b>	<b>0,76199</b>	<b>0,80547</b>	<b>0,58551</b>	<b>0,79882</b>	<b>0,85245</b>

Tab. C.6: Korelační koeficienty 2 průběhu síly a EMG signálu po aplikaci Hammingova okna

EMG VERNIER 2									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
EMG - raw data	-0,027031	-0,033773	0,005812	-0,01547	0,004515	0,0089321	0,038631	0,014	0,005834
EMG - LP filtr	0,7489	0,032891	-0,73092	-0,57286	0,14633	0,54194	0,63317	-0,3192	0,53009
EMG - BP filtr	0,0014491	-0,006664	0,027871	0,0008724	-0,002943	-0,002683	-0,00247	0,021295	0,019301
korelace R energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
energie EMG	0,74653	0,85254	0,72898	0,48571	0,7295	0,61523	0,95838	0,74849	0,8103
energie EMG - LP filtr	-0,58832	-0,77359	-0,59197	-0,40798	-0,31445	-0,39946	-0,43484	-0,36935	-0,52104
energie EMG - BP filtr	0,75633	0,77803	0,73787	0,50294	0,72667	0,62712	0,92429	0,74241	0,80787
EMG TRUTRACE 2									
korelace R průběhu síly na dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
EMG - raw data	-0,29942	-0,38236	-0,27959	-0,11923	-0,07589	0,041917	-0,12932	-0,01377	-0,13762
EMG - LP filtr	-0,69806	-0,85445	-0,80295	-0,68074	-0,68292	-0,49544	-0,61156	-0,04879	-0,77779
EMG - BP filtr	0,028394	0,023079	0,00268	0,006744	0,037788	0,029716	0,01653	-0,03211	0,011826
korelace energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
energie EMG	0,84277	0,29592	0,52644	0,66896	0,28304	0,34199	0,72983	0,39904	0,7921
energie EMG - LP filtr	-0,32674	-0,36311	0,84605	0,56607	0,51298	0,42015	0,46357	-0,09548	0,82393
energie EMG - BP filtr	0,73873	-0,15628	0,27271	0,54152	0,11193	0,16209	0,81199	0,13553	0,26028

Tab. C.7: Korelační koeficienty 2 průběhu síly a EMG signálu po aplikaci cross-correlation

EMG VERNIER 2									
korelace $R_{xca}$ energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
energie EMG	0,79268	0,89517	0,72898	0,76705	0,92484	0,70196	0,95838	0,74849	0,8103
energie EMG - LP filtr	0,20024	-0,77359	0,17556	0,32865	0,36663	0,31592	0,34133	0,29985	0,30951
energie EMG - BP filtr	0,79268	0,77803	0,72898	0,76705	0,92484	0,70196	0,95838	0,74849	0,8103
korelace $R_{xcs}$ energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
energie EMG	0,73171	0,8555	0,72898	0,67357	0,92258	0,67532	0,95838	0,74849	0,8103
energie EMG - LP filtr	0,36802	0,5708	0,5735	0,49151	0,49242	0,5529	0,36668	0,36068	0,45968
energie EMG - BP filtr	0,73171	0,8555	0,72898	0,67357	0,92258	0,67532	0,95838	0,74849	0,8103
EMG TRUTRACE 2									
korelace $R_{xca}$ energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
energie EMG	0,84668	0,84468	0,9795	0,95184	0,9048	0,92623	0,86441	0,91083	0,96273
energie EMG - LP filtr	0,66531	0,66344	0,91199	0,76535	0,59773	0,66459	0,93831	0,58167	0,83949
energie EMG - BP filtr	0,84668	0,84468	0,9795	0,95184	0,9048	0,92623	0,86441	0,91083	0,96273
korelace $R_{xcs}$ energie dynamometru s:	pronace 1	pronace 2	pronace 3	supinace 1	supinace 2	supinace 3	abdukce 1	abdukce 2	abdukce 3
energie EMG	0,84251	0,7684	0,98222	0,94746	0,88895	0,91518	0,85055	0,91637	0,96018
energie EMG - LP filtr	0,55784	0,63251	0,90901	0,73741	0,66822	0,53825	0,9201	0,53682	0,83662
energie EMG - BP filtr	0,84251	0,7684	0,98222	0,94746	0,88895	0,91518	0,85055	0,91637	0,96018

Tab. C.8: Korelační koeficienty 2 průběhu síly a EMG po zarovnání signálu