

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Disertační práce

**Komparativní analýza pohybového vzoru plaveckého způsobu  
kraul a specifických posilovacích cvičení**

Vedoucí disertační práce:  
doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracovala:  
Mgr. Jitka Vaněčková

Praha, říjen 2018

# Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou disertační práci zpracovala samostatně, a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne .....

Mgr. Jitka Vaněčková .....

## Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své disertační práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

<b>Jméno a příjmení</b>	<b>Číslo OP</b>	<b>Adresa</b>	<b>Datum vypůjčení</b>
-------------------------	-----------------	---------------	------------------------

---

# Poděkování

Děkuji své rodině za podporu a trpělivost při časově náročné realizaci výzkumu a jeho zpracování. Za podporu a cenné rady při zpracování této disertační práce děkuji svému školiteli doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. Dále děkuji Ing. Danielu Špulákovi, Ph.D. a Ing. Janu Sedlákovi z katedry teorie obvodů FEL ČVUT za odbornou pomoc při analýze dat, Mgr. Radce Bačákové, Ph.D. za pomoc při měření a při transferu a zpracování dat z instrumentária.



# Abstrakt

- Název:** Komparativní analýza pohybového vzoru plaveckého způsobu kraul a specifických posilovacích cvičení
- Cíl práce:** Cílem disertační práce je posouzení míry koordinační shody zapojení vybraných svalů během plaveckého cyklu kraul jako cílového pohybu s imitačním cvičením.
- Metoda:** Výzkumná studie má charakter intra-individuální a inter-individuální komparativní analýzy koordinačních charakteristik pohybové soustavy. Jedná se o sekvenční triangulaci kvantitativně – kvalitativního přístupu, o vnitroskupinovou případovou studii s experimentálním způsobem získávání dat.
- Výsledky:** Svalová aktivace vybraných svalů při plaveckém způsobu kraul vykazovala věcně významný rozdíl v porovnání s imitačními pohyby na plaveckém trenažéru Biokinetic a při posilování s plaveckými expandéry.
- Klíčová slova:** Plavání, povrchová elektromyografie, expandéry, plavecký trenažér, Biokinetic

# **Abstract**

**Title:** Comparative analysis of the crawl pattern and specific exercises.

**Purpose:** The aim of the dissertation is to evaluate the coordination similarity ratio of involvement of selected muscles during the crawl swimming cycle as a target movement with imitation movement acts.

**Methods:** The research study has the character of an intra-individual and inter-individual comparative analysis of the coordination characteristics of the movement system. This is a sequential triangulation of a quantitative-qualitative approach and an intragroup case study with an experimental way of getting data.

**Results:** Muscle activation of selected muscles during the crawl did not show a significant difference in effect size compared to the imitation movements on the Biokinetic swimming simulator and exercising with swimming expanders.

**Keywords:** Biokinetic, expanders, surface electromyography, swimming, swimming simulator,

# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod .....</b>	<b>15</b>
<b>2</b>	<b>Teoretická východiska práce .....</b>	<b>17</b>
2.1	Úvod do problematiky pohybu člověka.....	17
2.1.1	<i>Volní motorika .....</i>	<i>17</i>
2.1.2	<i>Morfologie a struktura svalu .....</i>	<i>18</i>
2.1.3	<i>Funkce svalů .....</i>	<i>22</i>
2.1.4	<i>Svalová aktivita .....</i>	<i>24</i>
2.1.5	<i>Organizace pohybu v CNS.....</i>	<i>25</i>
2.1.6	<i>Řetězení činnosti svalů .....</i>	<i>27</i>
2.2	Elektromyografie (EMG) .....	32
2.2.1	<i>Povrchová elektromyografie.....</i>	<i>32</i>
2.2.2	<i>EMG ve vodním prostředí (WaS-EMG) .....</i>	<i>35</i>
2.2.3	<i>Technické vybavení pro EMG .....</i>	<i>39</i>
2.2.4	<i>Faktory ovlivňující elektromyografický signál .....</i>	<i>44</i>
2.2.5	<i>Zpracování a analýza EMG signálu.....</i>	<i>48</i>
2.3	Charakteristika plavání .....	56
2.3.1	<i>Plavání ve stručných historických souvislostech.....</i>	<i>56</i>
2.3.2	<i>Biomechanika plavání .....</i>	<i>58</i>
2.3.3	<i>Charakteristika klíčových pojmů a parametrů plavecké lokomoce.....</i>	<i>66</i>
2.3.4	<i>Faktory ovlivňující sportovní výkon v plavání .....</i>	<i>68</i>
2.3.5	<i>Rozvoj silových schopností – suchá příprava plavců .....</i>	<i>74</i>
2.4	Plavecká technika kraul .....	78
2.4.1	<i>Parametry techniky pohybů paží .....</i>	<i>78</i>
2.4.2	<i>Funkce dolních končetin.....</i>	<i>85</i>
2.4.3	<i>Svalová koordinace při plaveckém způsobu kraul .....</i>	<i>86</i>
2.5	Přehled výzkumných prací v řešené problematice .....	89

<b>3</b>	<b>Cíl, úkoly práce, vědecké otázky a hypotézy .....</b>	<b>94</b>
3.1	Cíl práce.....	94
3.2	Úkoly práce.....	94
3.3	Vědecká otázka.....	94
3.4	Hypotézy.....	95
<b>4</b>	<b>Metodika .....</b>	<b>96</b>
4.1	Výzkumný soubor.....	96
4.2	Výzkumné metody.....	96
4.3	Sběr dat.....	97
4.3.1	<i>Průběh a organizace měření.....</i>	<i>97</i>
4.3.2	<i>Specifikace technického vybavení využitého ve výzkumu .....</i>	<i>99</i>
4.3.3	<i>Sledované svaly, lokalizace elektrod .....</i>	<i>102</i>
4.4	Zpracování dat .....	106
4.5	Interpretace výsledků trojúhelníkové metody .....	111
4.6	Pilotní výzkum.....	115
<b>5</b>	<b>Výsledky.....</b>	<b>120</b>
<b>6</b>	<b>Diskuse.....</b>	<b>144</b>
<b>7</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>155</b>
<b>8</b>	<b>Použitá literatura a prameny .....</b>	<b>157</b>
<b>9</b>	<b>Přílohy.....</b>	<b>181</b>

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1</b> Struktura sarkomery .....	19
<b>Obrázek 2</b> Motorická jednotka .....	20
<b>Obrázek 3</b> Příklad záznamu EMG .....	34
<b>Obrázek 4</b> Vhodná lokalizace elektrod v sEMG .....	41
<b>Obrázek 5</b> Postup hydroizolace elektrod .....	42
<b>Obrázek 6</b> Zpracování signálu EMG .....	43
<b>Obrázek 7</b> Vliv tukové vrstvy na EMG záznam .....	45
<b>Obrázek 8</b> Amplituda a frekvence EMG signálu při rozdílné lokalizaci elektrod .....	46
<b>Obrázek 9</b> Ovlivnění EMG signálu při jeho zpracování .....	48
<b>Obrázek 10</b> Model putování elektrického dvoj pólu na membránách sval. vláken .....	49
<b>Obrázek 11</b> Model třífázového motorického akčního potenciálu .....	49
<b>Obrázek 12</b> Zpracování hrubého signálu EMG .....	50
<b>Obrázek 13</b> Aktivace a deaktivace svalu při překročení zvoleného prahu .....	52
<b>Obrázek 14</b> Prahování obálky EMG signálu úrovněmi 15 %, 20 % a 25 % maxima ..	54
<b>Obrázek 15</b> Působení hydrostatického vztlačku a tíhy na člověka ve vodě .....	59
<b>Obrázek 16</b> Bernoulliho princip obtékání těles .....	61
<b>Obrázek 17</b> Souvislosti mezi letem ptáka a pohybem plavce .....	62
<b>Obrázek 18</b> Síly působící na plavce za pohybu .....	63
<b>Obrázek 19</b> Závislost celkového odporu na úhlu náběhu plavce a polohách jeho segmentů při rychlosti $v = 2 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ .....	65
<b>Obrázek 20</b> Hydrodynamický vztlak a odpor na ruce při pohybu, úhly šípovitosti .....	66
<b>Obrázek 21</b> Plavecký krok, plavecký prokluz .....	68
<b>Obrázek 22</b> Faktory ovlivňující sportovní výkon v plavání .....	69
<b>Obrázek 23</b> Plavecký trenažér Biokinetic na FTVS UK v Praze .....	76
<b>Obrázek 24</b> Poloha probanda při posilování na trenažéru Biokinetic .....	77
<b>Obrázek 25</b> Fáze cyklu horních končetin .....	80
<b>Obrázek 26</b> Fáze kroulového cyklu .....	80
<b>Obrázek 27</b> Diferenciace plavecké techniky v záběrové fázi .....	82
<b>Obrázek 28</b> Dva způsoby přenosu paže .....	84
<b>Obrázek 29</b> Reflexní plazení – směr propulzního působení dolní končetiny .....	85
<b>Obrázek 30</b> Přehled zaměření publikací zabývajících se EMG ve vodním prostředí ...	90
<b>Obrázek 31</b> Plavecký FLUM na FTVS UK v Praze .....	100

<b>Obrázek 32</b> Ilustrativní schéma systému ME6000 .....	102
<b>Obrázek 33</b> Lokalizace elektrod na <i>m. latissimus dorsi</i> .....	103
<b>Obrázek 34</b> Lokalizace elektrod na <i>m. pectoralis major</i> .....	104
<b>Obrázek 35</b> Lokalizace elektrod na <i>m. obliquus abdominis externus</i> .....	105
<b>Obrázek 36</b> Lokalizace elektrod na <i>m. triceps brachii</i> .....	106
<b>Obrázek 37</b> Elektromyografický signál (horní graf), absolutní hodnota EMG signálu (azurová čára) a jeho obálka (modře, spodní graf) .....	107
<b>Obrázek 38</b> Princip trojúhelníkové metody.....	108
<b>Obrázek 39</b> Trojúhelníková metoda – vývojový diagram.....	109
<b>Obrázek 40</b> Interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů. ....	111
<b>Obrázek 41</b> Normované průměrné obálky elektromyografického signálu.....	112
<b>Obrázek 42</b> Intervaly svalové aktivity.....	113
<b>Obrázek 43</b> Grafické vyjádření průměrné polohy počátku a konce svalové aktivity a směrodatné odchylky obou údajů. ....	113
<b>Obrázek 44</b> Grafické vyjádření průměrné polohy počátku a konce svalové aktivity..	114
<b>Obrázek 45</b> Vývojový diagram znázorňující prahování a trojúhelníkovou metodu s vyznačenými grafickými výstupy dle číselných výsledků .....	115
<b>Obrázek 46</b> Intervaly aktivity svalů ve vodním prostředí .....	117
<b>Obrázek 47</b> Intervaly aktivity svalů v rámci plaveckého cyklu pomocí expandérů....	117
<b>Obrázek 48</b> Intervaly aktivity svalu v rámci plaveckého cyklu na Biokineticu.....	118
<b>Obrázek 49</b> Zvolený rozsah signálu (raw s EMG) – vymezen červenými čarami (proband č. 1).....	120
<b>Obrázek 50</b> Záznam segmentace z vybraného signálu u všech měřených svalů probanda č. 1 .....	121
<b>Obrázek 51</b> Záznam periodicity všech osmi kanálů u probanda č. 1 .....	122
<b>Obrázek 52</b> Detekce svalové aktivity <i>m. pectoralis major dx</i> u probanda č. 1 .....	123
<b>Obrázek 53</b> Detekce svalové aktivity <i>m. pectoralis major sin</i> u probanda č. 1 .....	124
<b>Obrázek 54</b> Detekce svalové aktivity <i>m. latissimus dorsi dx</i> u probanda č. 1. ....	125
<b>Obrázek 55</b> Poloha aktivace <i>m. latissimus dorsi</i> v plaveckém flumu .....	125
<b>Obrázek 56</b> Poloha aktivace <i>m. latissimus dorsi dx</i> na plav. trenažéru Biokinetic ....	126
<b>Obrázek 57</b> Poloha aktivace <i>m. latissimus dorsi dx</i> při posilování na expanderu.....	126
<b>Obrázek 58</b> Detekce sval. aktivity <i>m. latissimus dorsi sin</i> u prob. č. 1 .....	127
<b>Obrázek 59</b> Detekce sval. aktivity <i>m. external abdominal oblique dx</i> u prob. č. 1....	128
<b>Obrázek 60</b> Detekce sval. aktivity <i>m. external abdominal oblique sin</i> u prob. č. 1....	129

<b>Obrázek 61</b> Detekce sval. aktivity m. triceps brachii dx u probanda č. 1 .....	130
<b>Obrázek 62</b> Detekce svalové aktivity m. triceps brachii sin u probanda č. 1 .....	131
<b>Obrázek 63</b> Průměrné intervaly svalové aktivity a průměrné obálky EMG signálu ve vodním prostředí u probanda č. 1 .....	132
<b>Obrázek 64</b> Průměrné intervaly svalové aktivity a průměrné obálky EMG signálu na plaveckém trenažeru Biokinetic u probanda č. 1 .....	133
<b>Obrázek 65</b> Průměrné intervaly svalové aktivity a průměrné obálky EMG signálu při posilování s expandery u probanda č. 1 .....	133

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Přehled studií hodnotící EMG signál ve vodním prostředí a na suchu .....	37
<b>Tabulka 2</b> Porovnání MVC u různých studií.....	55
<b>Tabulka 3</b> Max. hodnoty fyziologických parametrů při testu do maxima .....	72
<b>Tabulka 4</b> Průměrná poloha aktivace svalů ve sledovaném cyklu .....	116
<b>Tabulka 5</b> Timing nástupů sledovaných svalů (plavecký flum, treňažér Biokinetic) .	118
<b>Tabulka 6</b> Timing nástupů sledovaných svalů (plavecký flum, expandéry).....	119
<b>Tabulka 7</b> Hodnoty poloh sval. aktivity <i>m. pectoralis major dx, sin</i> u prob. č. 1 .....	124
<b>Tabulka 8</b> Hodnoty poloh sval. aktivity <i>m. latissimus dorsi dx, sin</i> u prob. č. 1.....	127
<b>Tabulka 9</b> Hodnoty poloh sval. aktivity <i>m. obliquus externus abdominis dx, sin</i> u probanda č. 1 .....	129
<b>Tabulka 10</b> Hodnoty poloh sval. aktivity <i>m. triceps brachii dx, sin</i> u prob. č. 1 .....	131
<b>Tabulka 11</b> Matice korelací svalů u prob. č. 1 ve všech měřených situacích (Flum) .	134
<b>Tabulka 12</b> Matice korelací svalů u probanda č. 1 ve všech měřených situacích (Biokinetic).....	134
<b>Tabulka 13</b> Matice korelací svalů u probanda č. 1 ve všech měřených situacích (Expandéry) .....	134
<b>Tabulka 14</b> Základní popisné charakteristiky u <i>m. pectoralis major dx</i> u všech probandů .....	135
<b>Tabulka 15</b> Wilcoxon test u <i>m. pectoralis major dx</i> u všech probandů .....	136
<b>Tabulka 16</b> Základní popisné charakteristiky u <i>m. pectoralis major sin</i> u všech probandů .....	136
<b>Tabulka 17</b> Wilcoxon test u <i>m. pectoralis major sin</i> u všech probandů .....	137
<b>Tabulka 18</b> Základní popis. charak. u <i>m. latissimus dorsi dx</i> u všech probandů .....	137
<b>Tabulka 19</b> Wilcoxon test u <i>m. latissimus dorsi dx</i> u všech probandů.....	138
<b>Tabulka 20</b> Základní popisné charakteristiky u <i>m. latissimus dorsi sin</i> u všech probandů .....	138
<b>Tabulka 21</b> Wilcoxon test u <i>m. latissimus dorsi sin</i> u všech probandů.....	139
<b>Tabulka 22</b> Základní popisné charakteristiky u <i>m. obliquus abdominis ext. dx</i> u všech probandů .....	139
<b>Tabulka 23</b> Wilcoxon test u <i>m. oblixuus abdominis ext. dx</i> u všech probandů.....	140
<b>Tabulka 24</b> Základní popisné charakteristiky u <i>m. obliquus abdominis ext. sin</i> u všech probandů .....	140



<b>Tabulka 25</b> Wilcoxon test u <i>m. obliquus abdominis ext. sin</i> u všech probandů .....	141
<b>Tabulka 26</b> Základní popis. charak. u <i>m. triceps brachii dx</i> u všech probandů .....	141
<b>Tabulka 27</b> Wilcoxon test u <i>m. triceps brachii. dx</i> u všech probandů .....	142
<b>Tabulka 28</b> Základní popis. charak. u <i>m. triceps brachii sin</i> u všech probandů .....	142
<b>Tabulka 29</b> Wilcoxon test u <i>m. triceps brachii sin</i> u všech probandů .....	143

## Seznam použitých zkratek a symbolů

ATP	adenosintrifosfát
AVR	průměrná rektifikovaná hodnota (Average Rectified Value)
Ca <sup>2+</sup>	vápenaté ionty
CNS	centrální nervová soustava
EEG	elektroencefalografie
EKG	elektrokardiogram
EMG	elektromyografie
FINA	Fédération Internationale de Natation (Mezinárodní plavecká federace)
FT	rychlá svalová vlákna (Fast Twitch)
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu
IED	vzdálenost elektrod (Interelectrode Distance)
kEMG	kineziologická elektromyografie
m.	musculus, muscle
MJ	motorická jednotka
PB	osobní rekord (Personal Best – time)
RMS	střední kvadratická hodnota (Root Mean Square)
sEMG	povrchová polyelektromyografie (Surface Electro Myo Graphy)
SENIAM	projekt evropských výzkumných skupin, které se zabývají výzkumem neinvazivní povrchové elektromyografie
SF	srdeční frekvence
SL	plavecký krok (Stroke Length)
SR	frekvence plaveckého pohybu (Stroke Rate)
ST	pomalá svalová vlákna (Slow Twitch)
UK	Univerzita Karlova
VASA	označení plaveckého ergometru
$\alpha$	alfa

# 1 Úvod

V současnosti se v řadě publikací zdůrazňuje význam výkonnostních předpokladů v jednotlivých sportech, v této souvislosti je kladen důraz na využívání specifických tréninkových a diagnostických prostředků. Do přípravy vrcholových sportovců pronikají nejnovější vědecké poznatky z oblasti sportovního tréninku, fyziologie tělesné zátěže nebo psychologie. V posledních letech došlo k výraznému posunu plaveckých výkonů vpřed, především z důvodu aplikování těchto významných komponent do sportovní přípravy plavců. Jak uvádí Bompá, a Haff (2009) a také Riewald, a Rodeo (2015) je současný vrcholový plavecký trénink, charakterizován specializovanou přípravou. Úspěšnost nejlepších plavců závisí na vyváženém tréninku s použitím moderních prostředků, specifických tréninkových podnětů a diagnostických prostředků. Za jeden z těchto prostředků lze považovat i kineziologickou analýzu, která umožňuje specifikovat vnitrosvalové a mezisvalové koordinace daného lokomočního pohybu.

Dizertační práce se zaměřuje na plavecký způsob kraul, který je silově organizován zejména přes pletenec ramenní. Jak uvádí Hollander a Cabri (1987) a Deschodt, Arsac a Rouard (1999) přibližně 85 % hnací síly získává plavec právě činností horních končetin. Také další studie prokazují významnou korelaci mezi silou svalů horní poloviny těla a plaveckým výkonem (Aspenes & Karlsen, 2012; Aspenes, Kjendlie, Hoff, & Helgerud, 2009; Loturco et al., 2016). Zvýraznění silové přípravy v celkovém pojetí plaveckého tréninku má pozitivní vliv především na zvýšení propulzní složky pohybu plavce ve vodě, prodloužení plaveckého kroku a pokles frekvence záběrů charakterizující posun v rozvoji speciálně silových předpokladů (Garrido et al., 2010). Rozvoj silových schopností plavců je specifický, neboť probíhá ve dvou dimenzích – ve vodním prostředí a na suchu. Zaměření silové přípravy na komplexní pohybový aparát rozvíjí nesespecifickou plaveckou sílu a rozvoj specifické plavecké síly má vztah k posloupnosti zapojování svalových skupin, k rychlosti pohybu, vynaloženému úsilí a době trvání svalového tonu. K rozvoji specifické plavecké síly dochází tedy ve vodě nebo při cvičení, které plavecké pohyby imitují. V běžné tréninkové praxi jsou využívány plavecké trenažéry (Biokinetic, VASA) a expandery. Tato arteficiální zařízení jsou považována za speciální tréninkový prostředek pro rozvoj silových schopností ramenního pletence a jejich využití je také nedílnou součástí

tréninkového plánu české reprezentace. Otázkou zůstává, do jaké míry tyto pohybové akty kineziologicky imitují plavecký záběr ve vodě u jednotlivých plavců.

Záměrem předkládané práce je sledování aktivace svalů při posouzení míry koordinační shody kraulového plaveckého cyklu jako cílového pohybu s napodobivým a posilovacím cvičením mimo vodní prostředí (na plaveckém trenažeru Biokinetic a při posilovacím cvičení s expandery) pomocí elektromyografického měření (EMG) svalové aktivity. Tato metoda je v současné době vnímána jako objektivizační nástroj při hledání koordinačních souvislostí práce pohybové soustavy. Je označována jako jedna z nejpoužívanějších metod, která je dostupná a velmi přesná. Specifické závěry této práce navrhnou metodická doporučení a také závěry obecnějšího charakteru, které lze vztáhnout k dosavadním poznatkům z kineziologie sportovní lokomoce.

V současnosti existuje velké množství prací zabývajících se fyziologickými aspekty jednotlivých plaveckých způsobů. Nenalezneme však studii, která by průkazně ozřejmovala kineziologické rozdíly respektive podobnosti zapojení svalů horní části těla při provedení kraulového záběrového cyklu horní končetinou a při imitačních pohybových aktech.

## **2 Teoretická východiska práce**

### **2.1 Úvod do problematiky pohybu člověka**

Tato kapitola je zaměřena na rozbor zákonitostí ovlivňující cyklický pohybový projev člověka. Pozornost je především věnována obecným zákonitostem řízení pohybu, morfologii, funkci a aktivitě kosterních svalů, organizaci pohybu v centrální nervové soustavě (CNS) včetně vyvolání pohybového programu. Dále se věnuje svalovým řetězcům a smyčkám, které vznikají zapojením různých segmentů těla při kvadrupedické lokomoci. Tyto oblasti úzce souvisejí s problematikou řešenou ve výzkumu.

#### **2.1.1 Volní motorika**

Na samotném pohybu se podle Véleho (2006) podílí několik složek. Pevnou mechanickou oporu těla jako jsou kostra, klouby a vazy tvoří podpurná složka. Silová složka v podobě svalů přeměňuje chemickou energii na mechanickou. Nervový aparát jako řídicí složka řídí a adaptuje pohybové programy podle měnících se podmínek. Poslední je složka logistická, která zajišťuje podmínky pro činnost vnitřního prostředí v podobě metabolismu. Všechny výše zmíněné složky musí být při pohybu uplatněny. Výkonovou částí pohybového systému je myoskeletární aparát, tj. skelet a svaly. Avšak název myoskeletární opomíjí řídicí složku CNS i logistiku. Myoskelet se díky vlastním receptorům v kloubních pouzdrech, ligamentech, šlachách, fasciích a ve svalech podílí na tvorbě zpětnovazebních informací potřebných pro řízení pohybu. „Bez účasti CNS není účelný pohyb možný, a proto je nezbytné respektovat CNS stejně jako svaly a kosti.“ (Velé, 2006, p. 25). Jak ve své práci uvádí Enoka (2008), volní pohyb souvisí s kontrakcemi svalů, které organizuje příslušná část mozkové kůry ve vztahu k aktuálním požadavkům vnitřního i vnějšího prostředí. Tyto pohyby již mohou být ve svém průběhu přerušeny a upraveny tak, aby bylo dosaženo požadovaného cíle. Obdobně také Véle (2006), uvádí, že pohybový systém pracuje jako jeden celek řízený nervovou soustavou a pohyb vzniká reakcí na zevní nebo vnitřní podněty prostředí. Podnětem je impulz, který je zdrojem emočního napětí a vyvolává pohybovou odezvu závislou na intenzitě emočního prožitku.

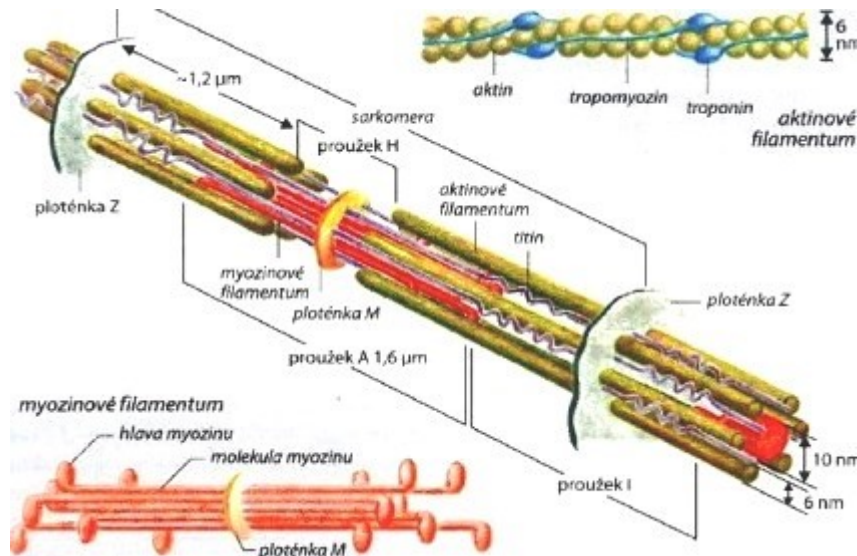
## 2.1.2 Morfologie a struktura svalu

Jak zmiňuje Čihák (2011) a také Kohlíková (2013) svalová soustava spolu s kostrou tvoří nervově řízený aktivní pohybový aparát, kde hlavním úkolem svalů je působit určitou silou na kostru. Samotný pohyb je hlavním činitelem pro udržování funkce schopnosti svalové tkáně. Díky intenzivnímu výzkumu během posledního desetiletí bylo zjištěno, že kosterní sval může být považován za aktivní endokrinní orgán, kde svalová kontrakce vyvolává metabolickou a fyziologickou odpověď v dalších tkáních. Na základě odborné literatury lze dále shrnout, že kosterní sval je inervován mozkomíšními nervy a bez nervových podnětů nefunguje a atrofuje (Čihák, 2011; Ganong, 2005; Kohlíková, 2013; Velé, 2006). Dle těchto autorů je kosterní svalovina komplexem svalových vláken, jejichž hlavní funkcí je kontrakce, která umožňuje stahy zapojených motorických jednotek. Svalové vlákno je základní stavební jednotkou kosterního svalu. Čihák (2011) zmiňuje, že morfologické a funkční vlastnosti svalu jako jsou tloušťka, barva, množství mitochondrií, účast enzymů, rychlost kontrakce a unavitelnost rozdělují vlákna na pomalá a rychlá. I další autoři (Dylevský, 2009; Kohlíková, 2013; Máček & Radvanský, 2011) shodně dělí svalová vlákna do těchto dvou základních skupin. Pomalá svalová vlákna (Slow Twitch – ST) a rychlá svalová vlákna (Fast Twitch – FT), přičemž je dále dělí na oxidativně-glykolytická a glykolytická.

Svalové vlákno je dlouhá, mnohojaderná, cylindrická buňka s kónickými konci a buněčnou membránou na povrchu, nazývanou sarkolema, k níž přiléhá síť jemných retikulárních vláken spojující vzájemně svalová vlákna. Svalové vlákno je složeno z menších vláken o síle 2-3  $\mu\text{m}$ , tzv. myofibril, které se skládají z jednotlivých filament. Myofibrily obsahují kontraktilní proteiny aktinu, myozinu, tropomyozinu a troponinu. Filamenta obsahují ještě proteiny elastické a výstužné, které udržují kontraktilní bílkoviny v patřičných vzájemných vztazích a tím vytváří tzv. cytoskeleton (Dylevský, 2009; Ganong, 2005; Kohlíková, 2013; Velé, 2006).

Kosterní sval obsahuje kontraktilní aparát, který se skládá z opakujících se jednotek nazývaných sarkomery (Obrázek 1), jež obsahují vysoce organizovaný komplex složený z aktinových a myozinových vláken ohraničený Z-liniami. Z-linie jsou husté trojrozměrné linie kolmé k myofibrilám, které procházejí středem izotropních úseků napříč celým svalovým vláknem a ukotvují tenká aktinová vlákna, jejichž hlavní proteinovou složkou je sarkomerický  $\alpha$ -actinin (Bouchard & Hoffman, 2011). Ganong

(2005), Campbell a Reece (2008) a Kohlíková (2013) v tomto ohledu uvádějí, že každé silné vlákno se skládá z několika stovek myozinových molekul a je obklopeno šesti pravidelně uspořádanými slabými vlákny aktinu.



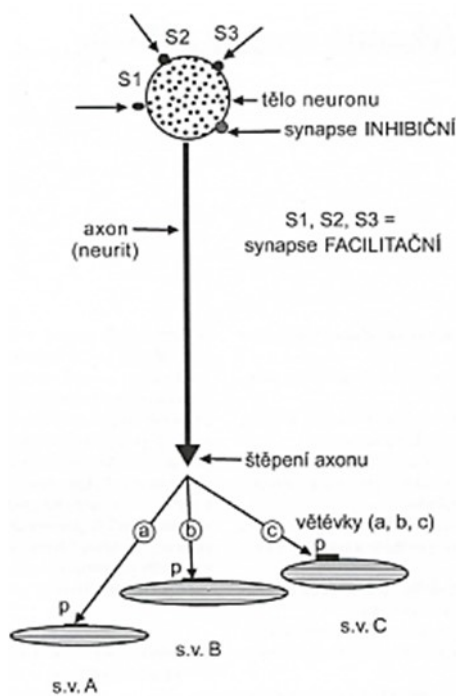
**Obrázek 1** Struktura sarkomery (Silbenagl & Despopoulos, 2004)

V prostorách mezi dvěma řetězci aktinu se nacházejí dlouhá vlákna tropomyozinových molekul, která nesou vazebná místa pro malé kulovité molekuly troponinu umístěné pravidelně podél tropomyozinové molekuly. Ganong (2005) i Kohlíková (2015) shodně uvádějí, že na složení, pravidelném uspořádání a pevnosti sarkomer se podílejí ještě proteiny titin, nebulin, myomezin, desmin a G-protein. Myofibrily jsou obklopeny membránovými strukturami tvořící sarkotubulární systém, který se skládá z T-systému a sarkoplazmatického retikula. Funkcí T-systému je rychlý přenos akčního potenciálu ke všem svalovým vláknům. Sarkoplazmatické retikulum zajišťuje pohyb vápenatých iontů ( $\text{Ca}^{2+}$ ) a metabolické procesy ve svalu.

Základní funkcí svalu je stah neboli kontrakce, který je vyvolán nervovým podnětem. Podstatou kontrakce svalového vlákna jsou vzájemné posuny aktinových a myozinových filament (Čihák, 2011). Při těchto posunech dochází k přeměně chemické energie na energii mechanickou, kde zdrojem chemické energie jsou molekuly ATP a kreatinfosfát (Kohlíková, 2015).

## Motorická jednotka

Základním funkčním i strukturálním prvkem motoriky je motorická jednotka; poprvé ji definoval v roce 1930 Sherrington (Keller, 1999). Podle Véleho (2006) se motorická jednotka skládá ze skupiny svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem v předním míšním rohu, jenž je spojen neuritem se skupinou kontraktálních vláken ve svalu nervosvalovými ploténkami. Dendritické (facilitační) synapse depolarizují postsynaptické buněčné membrány, zatímco inhibiční synapse blokují vznik této depolarizace (Obrázek 2).



s.v. - svalová vlákna (A,B,C), p - neuromuskulární ploténka

**Obrázek 2** Motorická jednotka (Véle, 2006)

V míše je motoneuron přes dendrity spojen s míšní neuronální sítí, a tím se dostává do styku s drahami, které přivádí signály jak z centra, tak i z periferie a ovlivňují dráždivost dendritu. Po překročení určité hranice dráždivosti dojde ke vzniku signálu, jenž se neuritem šíří ke skupině svalových vláken. Ty reagují synchronním záškubem. Motorická jednotka pracuje rytmicky kvantovým způsobem, a to dle zákona „vše nebo nic“ a uvolněné kvantum mechanické energie je za normálních podmínek vždy stejné (Véle, 2006). Motorickou jednotku svalu Čihák (2011) popisuje jako skupinu svalových vláken inervovaných jedinou nervovou buňkou (motoneuronem). Dále zmiňuje,



že u svalů, jež vykonávají jednoduché, hrubé pohyby, bývá motorická jednotka velká (až 150 svalových vláken); a u svalů s jemnými a přesnými pohyby (např. u svalů pohybujících oční koulí) bývá jednotka zpravidla malá (8–15 svalových vláken). Také Criswell (2011) potvrzuje, že při inervaci některých svalů vykonávajících přesné pohyby (např. okohybné svaly), inervuje motorickou jednotku jen několik svalových vláken, zatímco při inervaci svalů nevyžadujících přesné pohyby (posturální svaly) je tento poměr podstatně vyšší. Dle Velého (2006) se motorické jednotky vzájemně liší nejen kvalitou, ale i počtem svalových vláken. Tyto počty mohou být výrazně odlišné; od několika desítek svalových vláken v motorické jednotce okohybných svalů až po několik stovek vláken v motorické jednotce posturálních svalů.

Jak uvádí Čihák (2011), základem svalové funkce je kontrakce, která je za normálních okolností vyvolávána nervovým podnětem. Rychlost kontrakce je závislá na druhu svalových vláken. U takzvaných rychlých vláken proběhne kontrakce do 25 milisekund a u pomalých vláken do 75 milisekund. Véle (2006) rozlišuje motorické jednotky na tonické (pomalejší) a fázické (rychlejší) podle charakteru probíhajícího záškubu a funkce příslušné motorické jednotky. Criswell (2011) uvádí, že aktivace motoneuronu vzniká současným podrážděním většího počtu facilitačních synapsí, což vede ke vzniku vzruchu přenášeného neuritem k motorickým ploténkám svalových vláken motorické jednotky. Následně dojde k porušení iontové bariéry svalové tkáně a k dalšímu šíření signálu po membránách svalového vlákna. Vlákna samotná jsou kryta vzrušivou buněčnou membránou – sarkolemou, která při kontrakci šíří vlny depolarizace. Také Véle (2006) zmiňuje, že pro kontrakci svalového vlákna postupují vzruchy neuritem až k jeho štěpení a přes něj k motorickým ploténkám jednotlivých svalových vláken dále endoplazmatickým retikulem až do nitra svalových vláken ke kontraktilním fibrilám, jež se po příchodu vzruchu zkrátí podle známého „zašupovacího mechanismu“ mezi aktinovými a myozinovými molekulami. Kontrakce probíhá jako synchronní záškrub všech svalových vláken motorické jednotky. Vzruch probíhající nervovým vláknem provádí depolarizaci buněčné membrány svalového vlákna a projevuje se zevně akčním potenciálem motorické jednotky. Průběh akčních potenciálů lze snímat elektromyograficky a tím evidovat objektivně aktivitu motorických jednotek ve svalu. Tyto zákonitosti jsou blíže popsány i v dalších publikacích (Alberts et al., 1998; Ganong, 2005).

### 2.1.3 Funkce svalů

Jednotlivý sval nebo svalová skupina je činitelem ve více různých funkcích s rozdílnými úkoly, proto lze uvést několik funkčních členění. Dělení ryze anatomické je považováno za nejvíce propracované. Z fyziologického hlediska bereme v potaz, jakým způsobem vytváří jednotlivá svalová vlákna energii pro svou kontrakci. Dalším je hledisko rehabilitační, které vychází fyziologického a svaly s převahou bílých vláken označuje jako svaly fázičné a s převahou červených vláken jako svaly posturální. Nerovnováha mezi těmito svaly je příčinou vadného držení těla.

Z klinického hlediska, vedle svalu jako základní funkční jednotky, existuje ještě skupina svalů, kterou Véle (2006) označuje jako vyšší funkční jednotku a nazývá ji funkční svalovou skupinou. Představují skupinu svalů kolem kloubu a je tvořen ze svalu hlavního – agonisty a svalů pomocných synergistů. Sval, působící v opačném směru než agonista, je označován jako antagonist. Mezi agonistou a antagonistou obvykle existuje vztah reciproční inhibice: agonista inhibuje antagonistu a opačně. Ovšem při vyšší aktivitě agonisty (nad 3. stupeň podle svalového testu) je v antagonistovi určité napětí, které může se vzrůstajícím napětím agonisty přejít i do aktivní kontrakce, kterou pak označujeme jako kokontrakci antagonisty. Toto současné zapojení obou svalů se označuje jako kokontrakce nebo také koaktivace. Jak uvádí Kračmar (2002) je koaktivace funkčních antagonistů zároveň fenoménem vyskytujícím se v propulzním zapojení svalů v režimu lokomoce v souvislosti s lokalizací místa opory – punctum fixum a místa pohybu – corpus mobile. Také Massó, Rey, Romero a Gual et al. (2010) tvrdí, že simultánní existence aktivity agonistických a antagonistických svalů je fenomén, který je nezbytný pro hodnocení kvality pohybu.

Zdali dojde k inhibici anebo kokontrakci antagonisty závisí na charakteru pohybu. Pomalý pohyb, kdy převládá spíše držení, dochází ke kontrakci. Při rychlých pohybech je antagonist inhibován a aktivuje se až v závěru pohybu, jako ochrana kloubu proti poškození. U některých skupin svalů (např. svalstvo předloktí pro stabilizaci zápěstí) je kokontrakce stabilní součástí funkce a antagonistické svaly jsou označeny jako stabilizátory (Velé, 2006). Z vývojového a účelového hlediska tento autor rozlišuje systém flexorový a extenzorový. Extenzorový systém inhibuje systém flexorový. V osových svalech je třeba uvažovat spíše o svalech levé a pravé poloviny páteře, které svou aktivitou vytvářejí dynamickou rovnováhu střední polohy obratlů.

Kolář (2009) vnímá sval jako pokračování nervu, jako součást nervového systému. Každý sval je jednotkou, která má svou funkci, protože činnost centrální nervové soustavy se projevuje v důsledku jako svalová činnost. Sval definuje jako anatomickou jednotku z hlediska toho, zda je flexorem, extenzorem, rotátorem, agonistou, antagonistou nebo synergistou. Z pohledu funkční kineziologie o svalu nejlépe vypovídají globální svalové souhry, kvalita a distribuce svalového tonu.

Ve své práci Tichý, Macková, Jelínek a Ťupa (2010) poukazují na dělení svalů v kontextu s pohybem v jednotlivých kloubech. Klinická zkušenost totiž poukazuje na to, že kosterní svaly kolem téhož kloubu se na základě jejich funkce nechovají stejně. Některé hrají větší roli při lokomoci, jiné jsou významné pro stabilitu kloubu. Kosterní svaly provádí ve svém kloubu při přirozeném pohybu kombinaci pohybů kolem všech os (flexe – extenze, vnitřní – zevní rotace, abdukce – addukce). Je zřejmé, že každý kloub lidského těla má svůj typický fyziologický vzorec pohybu vycházející z pohybů přirozených, například chůze. Tento vzorec se skládá z charakteristické kombinace pohybů kolem všech os. Lze tedy u každého kloubu rozeznat fyziologické vzorce flekční i extenční. Kosterní svaly kolem téhož kloubu lze rozdělit na tzv. vzorcové a nevzorcové. První z nich se účastní především přirozených pohybů a provádějí buď flekční, či extenční vzorec kloubního pohybu. Tyto svaly jsou označovány jako lokomoční. Na druhé straně svaly nevzorcové provádějí pohyb z flekčního vzorce a jiný ze vzorce extenčního, tím de facto brání vychylování kloubu a jejich hlavní funkcí je stabilizace kloubu.

Z anatomického hlediska uvádí Čihák (2011) kromě označení svalových skupin agonistů, antagonistů, synergistů také funkce, které vstupují do činnosti při svalové souhře. Označuje je jako sval hlavní (zpravidla jeden se synergistů (agonistů) pro určitý pohyb) a jako svaly pomocné, což jsou svaly spolupracující se svalem hlavním. Dále tento autor uvádí skupinu svalů, která umožňuje daný pohyb tím, že zpevní část těla, ze které pohyb vychází, tyto svaly nazývá jako svaly fixační či stabilizační. Kromě toho uvádí také skupinu neutralizační, to jsou svaly, které svou činností ruší nežádoucí směry pohybů vykonávaných hlavními a pomocnými svaly.

## 2.1.4 Svalová aktivita

Podle Véleho (2006) se jednotlivé motorické jednotky při činnosti svalu aktivují asynchronně postupným náborem MJ v lineární závislosti na úsilí (Adrian-Brockův zákon). Tento děj lze ověřit prostřednictvím EMG. Jednotlivé MJ mají vlastní rytmus výbojů, a proto je jejich vzájemná činnost asynchronní. Úsilí narůstá „prostorovou sumací“ aktivních neuronů, tzv. rekrutací, tj. zvyšujícím se náborem počtu aktivovaných neuronů ve svalu. Asynchronní aktivita nemůže tedy dosáhnout maximálního možného momentu síly, jakého by bylo dosaženo při synchronním zapojení všech neuronů. Výhodou ovšem je vytváření plynulého nárůstu vyvíjené síly. Pokud je zapotřebí vyvinout nadměrnou sílu, dochází k „časové sumaci“, tj. MJ vybíjejí vyšším kmitočtem než obvykle. Tímto se dosáhne krátkodobého zvýšení síly, avšak s rychlým nástupem únavy, a současně klesá plynulost pohybu. Může se objevit až sakadovaný pohyb.

Na základě vzdálenosti úponů od příslušné kloubní osy dělí Véle (2006) svaly na záběrové (spurt muscles) a stabilizující (shunt muscles). Záběrové mají větší moment záběru (působí na segment více kolmo a ve větší vzdálenosti od osy otáčení). Stabilizující naopak obepínají kloub těsně (např. *m. deltoideus*, *m. tensor fasciae latae*) a působí z malé vzdálenosti a paralelně s osou pohybujícího se segmentu. Hlavice kloubu je tak vtlačována do jamky a kloub je stabilizován.

Sval je schopen pracovat jen po omezený čas. Z fyziologického hlediska je předurčen pro krátkodobou rytmickou aktivaci střídanou relaxací. Dlouhodobější izometrická kontrakce se u zdravého jedince projevuje negativně v mechanismu řízení, ale především dojde k porušení mechanismu zásobení krví. Při trvalém izometrickém napětí dochází k městnání krve, které vyvolává pocit bolesti a nutí uvolnění tahu a ke změně pozice. Při dlouhých opakovaných izometrických kontrakcích může dojít i k ischemickým změnám až ke strukturálnímu poškození (Velé, 2006).

Pro udržení výkonu svalu při práci jsou nutné relaxační pauzy, ale dlouhodobý klid je rovněž škodlivý (již po 3–5 dnech fixace dochází k histologicky prokazatelným organickým změnám ve svalu i vazivu). Véle (2006) dále uvádí, že podle Christensena sval odevzdává největší výkon v režimu 30 sekund plné aktivity následovaných 30 sekundovým intervalem odpočinku.

## 2.1.5 Organizace pohybu v CNS

Řízení pohybového systému dle Jandy, Herbenové, Jandů a Pavlů (2004) ovlivňuje vertikální a horizontální okruh. Na zpětnovazebním principu jsou prostřednictvím předních rohů míšních jejich aferentní i eferentní složkou propojeny ve vertikálním směru čtyři hladiny řídicích systémů: mícha a vestibulum, mozeček, podkoří a kůra. V míše a vestibulu se nachází multisenzorická integrace aference, která probíhá v rámci posturálních funkcí. Tento aferentní komplex dle Koláře (2009) participuje na celém lokomočním vzoru. Propriorepcí je zajištěno vnímání polohy těla a jeho pohybu v prostoru, ve většině případů je bez volní kontroly. Vestibulum zajišťuje závislost trupu na postavení v prostoru a nastavuje základní svalový tonus. Pomocí mozečku dochází k základní formaci hybných stereotypů, bez kterých není možné provádět koordinovaný volní pohyb. Systém, kde jsou uloženy mimopyramidové dráhy - bazální ganglia, se nazývá podkoří. Tyto dráhy jsou dle Bartůňkové (2007) zodpovědné za programování pomalých a ustálených pohybů. V kůře mozkové nacházíme spojení k motorickým centrům ve frontálním laloku (*rhinecephalon*). Zde lokalizovaný komplex šedé hmoty tvoří limbický systém, spojený v oblasti podkoří především s hypotalamem. V kůře mozkové je tedy zajišťováno rozhodnutí o provedení pohybu, z hlediska funkce svalu je ovlivňován tonus svalu, regulován práh vnímání bolesti i z hlediska reakce na stresové situace organismu (Janda et al., 2004). Horizontální okruh je dle těchto autorů zodpovědný za koordinaci a jemnou motoriku. Konečný pohyb jedince je závislý na optimální úrovni obou těchto okruhů. Tyto okruhy ale mají také důležitou funkci i při zaujmutí polohy těla v klidu. Z fyzikálního hlediska se může zdát, že jde o klidový proces, při kterém jsou jednotlivé řídicí mechanismy zcela vypnuty, avšak tento proces v klidové poloze je dynamický, aktivní a zpětnovazební.

Kohlíková (2013) i Enoka (2008) uvádějí, že předpokladem veškeré hybnosti je svalový tonus. Motorický systém reaguje na příslušné podněty prostřednictvím spinálního reflexu, automatické reakce a volního pohybu. Spinální reflexy zahrnují aferentní signály do míchy a eferentní signál do svalu. Spojení mezi aferentními a eferentními axony se skládá jen z jedné synapse. V případě automatických reakcí jde o komplexnější nervové okruhy, do kterých vstupuje i činnost mozku. Zde, na spinální úrovni nacházíme pohybovou organizaci nazvanou kvadrupedální diagonální zkřížený lokomoční vzor. Princip reciproční inervace hlavních flexorů a extenzorů na končetině (facilitace jednoho vyvolává inhibici druhého) je v hrudní míšní

intumescenci převrácen pro kontralaterální končetinu. Propojená pánevní míšní intumescence pracuje v obdobném režimu, ale stranově obráceném (Kračmar, Chrástková, & Bačáková, 2016).

Podle Rokyty (2015) je účast jednotlivých mozkových struktur při řízení pohybu u různých typů pohybu odlišná a liší se i v rámci jednotlivých fází daného pohybu. Volní pohyb je realizován na základě motorického plánu, který se utváří v mozkové kůře a zahrnuje také laterální systém sestupných míšních drah. Na řízení balistických pohybů se podílí mozeček. Oproti tomu rampové pohyby jsou průběžně upravovány senzomotorickými aferentními informacemi ze svalů a zrakového systému. Při uchopovacích pohybech jsou zesíleny korové odpovědi na dotek konečků prstů. Při přibližovacích pohybech se uplatňuje zejména zadní parietální a premotorická kůra. Kohlíková (2013) ve své studii uvádí tři základní kroky provázející volní pohyby. Při prvním dochází k součinnosti limbického systému a frontálního laloku, tedy k motivaci a představě pohybu, další krok reprezentuje plán provedení, jenž pochází z mozkové kůry (dále se dostává do bazálních ganglií a mozečku) a posledním třetím krokem je zahájení a provedení pohybu, které pochází z motorické kůry za aktivace alfa motoneuronů.

Pohybový vzor pro volní pohyby je podle Ganonga (2005) plánován uvnitř mozku, koordinován mediální a intermediální části mozečku (*spinocerebellum*) a jeho spoji. Přípravu a organizaci volních pohybů zajišťuje premotorická a motorická kůra. Studie zaměřené na elektroencefalografii (EEG) ukázaly, že sensorická aference zvyšuje excitabilitu mozku a vytváří pohotovostní potenciál v CNS již při vzniku pohybového záměru. CNS vybere podle záměru z paměťového depozitáře vhodný motorický program. Na tomto principu je založen ideomotorický trénink.

Dle Véleho (2006) přípravu pohybu organizuje a integruje mozek jako celek. V bazálních gangliích, dochází k výběru použitelných programů. Tyto programy jsou v rámci spolupráce s asociačními oblastmi mozkové kůry paměťově fixovány. Vzhledem k tomu, že v mysli dominuje cíl pohybu, musí být průběh pohybu řízen programem, který nevyžaduje přímou účast vědomí na řízení pohybu. Každý pohyb se skládá z jednoduchých dílčích pohybových vzorů (podprogramů), představující jakási schémata konkrétního pohybu uložená v paměti v podobě „pohybové matrice“. Jednoduché pohybové vzory jsou strukturálně uloženy jen v míše, kdežto složitější posturální úkony jsou uloženy v podkorových centrech mozku. Systém je schopen průběžně adaptovat vybraný program pro aktuální podmínky vnitřního i vnějšího

prostředí, a to umožňuje širokou proměnlivost a pružnost pohybového projevu. Pohybový vzor (podprogram) uložený v paměti je realizován svalovým aparátem jako pohyb. Pohybový program je organizovaný soubor jednoduchých pohybových vzorů uložených v paměti. Této problematice si také všímá ve své práci Kračmar (2002), kde uvádí, že řídicí složka pohybového systému koordinuje a adaptuje pohybové programy podle měnících se podmínek. Na vytváření a fixaci hybných stereotypů uplatňovaných v jednotlivých sportovních odvětvích mají vliv vývojově staré pohybové programy, které jsou geneticky zakódované. Díky učení pohybů dochází k vytváření nových pohybových programů. Vytváření je jednodušší, pokud odpovídají rámci těchto původních, přirozených pohybových programů a vzorů.

Kolář (2009) chápe motorické vzory jako standardizované pohybové reakce, jako motorické odpovědi CNS na přesně definované podněty. Reflexy jsou vnímány jako základní jednotky překryté komplexem koordinované hybnosti. Vedle reflexů na míšni a kmenové úrovni je hybnost podmíněna také senzomotorickými funkčními vztahy uspořádanými na vyšších úrovních řízení včetně korových oblastí.

### 2.1.6 Řetězení činnosti svalů

Charakter spolupráce jednotlivých svalů popisuje ve své práci Véle (2006). Tvrdí, že většina pohybů neprobíhá pouze v základních rovinách, ale nejčastěji diagonálně. Tyto pohyby jsou prováděny ve více segmentech současně, protože při pohybu působí vždy několik svalů současně a tvoří tím svalové skupiny se společnou funkcí. Jednotlivé svaly jsou propojeny vazivovými nebo kostními strukturami do širších celků, například osový orgán nebo končetiny. Diagonální pohyby v kloubech, celých končetinách a v trupu popisuje ve své metodě proprioceptivní neuromuskulární facilitace ještě před Vélem – Voss, Ionta a Myers (1985). Tyto metody jsou známy jako Kabatova metoda (PNF – postizometrická nervosvalová facilitace) a Vojtova metoda reflexní lokomoce.

Svaly propojující pohyblivý kostní segment se dvěma pevnými strukturami tvoří svalovou smyčku. Jak uvádí Véle (2006), je svalová smyčka tvořena skupinou dvou svalů, které se upínají na dvě vzdálená *puncta fixa*. Mezi tyto svaly je zařazen pohyblivý kostní segment (*punctum mobile*), jehož poloha je vyvažována tahem obou svalů. Pojem funkční řetězec popisuje tento autor jako dva nebo více svalů, které jsou funkčně vzájemně svázány. Mezi tyto svaly je včleněna volná nebo pohyblivá kost nebo šlašitý útvar a směr průběhu svalových vláken je zde přibližně shodný. Funkční řetězec

spojuje několik samostatných hybných segmentů, které mají v tomto funkčním spojení více pohybových možností nežli segmenty samotné. Funkční řetězce mohou působit jak v jednom směru, tak i v protichůdných směrech, takže pak fungují jako otěže, mezi které je „dynamicky“ zavěšen kostní segment. Svalový řetězec vzniká vzájemnou fyzikální i funkční vazbou několika svalů nebo smyček propojených mezi sebou vazivovými i kostními strukturami do řetězce tvořící samostatný složitý útvar, jehož funkce je programově řízena z CNS. Centrální nervová soustava umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých článků podle předem programovaného časového rozvrhu, kterým se pohyb svalů koriguje a tím se dosahuje přesnosti pohybu při úspoře energie. Po stránce funkční mohou svaly ve funkčním řetězci pracovat jako funkční synergisté synchronně při udržování polohy vřazeného segmentu, také mohou pracovat jako funkční antagonisté při změně polohy segmentu. Funkční antagonisté mohou pracovat v kokontrakci při propulzním působení při lokomoci, např. *m. triceps brachii, caput longum a m. biceps brachii, caput longum* při reflexním nebo spontánním plazení (Vojta & Peters, 1995).

Dle Dvořáka (2005) je svalová smyčka principem činnosti složitěho řízení úmyslného pohybu. Ve svalové činnosti mimo potřeby koordinace v každé mikrofázi existuje i koordinace mezifázová. Jednotlivé mikrofáze tvoří mezifáze. Tento proces je založen na činnosti jednotlivých svalů a svalových skupin. Svaly v činnosti tvoří diferencované obrazce funkcí, které se nazývají svalové řetězce. Pojem kinematický řetězec se poprvé objevuje u amerického ortopeda rakouského původu Steindlera v 50. letech 20. století. Ten také rozlišil řetězce na uzavřené a otevřené. Zpravidla je za otevřený řetězec považován ten, který má jeden konec, označovaný jako distální volný, a druhý, proximální, je pevně fixován. Uzavřený kinematický řetězec má fixované oba konce a změna postavení v jednom kloubu je možná pouze za současné změny postavení i v minimálně jednom dalším kloubu. V praxi je však obtížné stanovit přesnou hranici mezi otevřeným a uzavřeným. Lze je spíše považovat za mezní situace na škále přechodu jednoho řetězce v druhý.

Spojení svalů do jednoduchých smyček složitějších řetězců integruje jejich funkci. Proto je nutno při analýze pohybu vycházet nejen z jednotlivých svalů působících přímo na segment, ale i ze svalových řetězců působících zároveň na více segmentů určujících konečný průběh pohybu, do kterého je sledovaný sval začleněn. Funkci svalových řetězců lze analyzovat klinicky i elektromyograficky. Činnost fyzicky i funkčně zřetězených svalů je nedílnou součástí pohybového chování v běžné denní činnosti.



Soustředění se na jeden sval v řetězci při jeho testování nebo posilování vyčleňuje sval z celkové souvislosti a pohyb odvozený pouze z jeho úponů je zkreslený, protože se nezohledňuje vliv okolních svalů na jeho funkci. Nicméně i takto získaná data testováním funkce jednoho svalu mají význam (Véle, 1997, 2006).

Véle (2006) rozlišuje svalové řetězce v osovém orgánu, řetězce mezi trupem a lopatkou, řetězce mezi ramenním pletencem a trupem, svalové řetězce působící na dolní končetinu. Na trupu můžeme pozorovat dva velké systémy, které mají zkřížený průběh vláken svalů a fascií. Vzadu je to široký pruh začínající na ramenním pletenci od *m. latissimus dorsi* na jedné straně a přecházející do lumbodorsální fascie téže strany. Tato fascie přechází přes processus spinosi na páteři na druhou stranu a pokračuje přes fascii *m. gluteus maximus* až do fascia lata druhé strany. Na přední straně je podobný útvar vycházející od *m. pectoralis major* přes hrudník a *mm. obliqui externi abdominis* do střední čáry a odtud jako *mm. obliqui interni abdominis* na ligamentum inguinale a odtud do fascia lata druhé strany. Oba tyto tahy spojují hrudník s dolními končetinami do jednoho funkčního celku.

Po stránce funkční mohou svaly v řetězci pracovat jako funkční synergisté synchronně (v kokontrakci) při udržování určité polohy vřazeného segmentu, při změně polohy segmentu pak mohou pracovat jako funkční antagonisté (reciproční inervace). Véle (1997) potvrzuje, že svaly pracují na základě reciproční inervace pouze do určitého stupně aktivace. Při vyšším úsilí, zejména při udržování určité polohy proti gravitaci, se vedle agonisty aktivuje i antagonist. Další možností je postupná (sekvenční) aktivace řetězců, která probíhá podle stanoveného časového rozvrhu (timing), řízeného programově a korigovaného proprioceptivní zpětnou vazbou. Aktivace segmentů probíhá jako vlna aktivity postupně od jednoho segmentu k druhému (Véle, 1997).

Kolář (2001) si všímá prvků časoprostorové dynamiky a souvislosti funkcí svalových skupin, které jsou propojeny ve svalových řetězcích. Dle tohoto autora, může jemná odchylka v nastavení výchozí polohy velmi diferencovaně měnit funkční zapojení jednotlivých svalů v celém svalovém řetězci.

### **Svalové řetězce mezi trupem a lopatkou (Velé, 2006)**

Mezi lopatkou a trupem existují čtyři svalové smyčky, tvoří „dynamický závěs lopatky“, který zajišťuje průběžně stabilizaci i pohyb lopatky. Smyčky při pohybu spolupracují. Tím je dosažen koordinačně harmonický pohyb horní končetiny.

1. Smyčka pro abdukci a addukci lopatky (scapula)
  - obratle – *m. rhomboideus* (scapula) – *m. serratus anterior* – žebra
2. Smyčka pro depresi a elevaci lopatky
  - hlava – *m. trapezius superior*
  - krční páteř – *m. levator scapulae* – scapula
  - hrudní páteř – *m. trapezius inferior*
3. Smyčka pro depresi a elevaci ramene
  - žebra – *m. pectoralis minor* – scapula – *m. trapezius superior* – obratle
4. Smyčka fixující lopatku
  - obratle – *m. trapezius medium* – scapula – *m. serratus ant.* – žebra

### **Řetězce mezi ramenním pletencem a trupem (Velé, 2006)**

1. Řetězec paže – hrudník
  - přední hrudník – *m. pectoralis major* – humerus – *m. latissimus dorsi* – zadní hrudník
2. Zkřížené dlouhé řetězce trupu – zadní strana:
  - humerus jedné strany – *m. latissimus dorsi* – fascia thoracolumbalis – páteř – crista iliaca kontralaterální – fascia glutea – *m. gluteus maximus* – fascia lata – *m. tensor fasciae latae* – fibula
3. Zkřížené dlouhé řetězce trupu – přední strana:
  - humerus jedné strany – *m. pectoralis major* – fascie přední plochy hrudníku – (přes pochvu přímých břišních svalů na druhou stranu) *mm. obliqui abdominis* – ligamentum inguinale – fascie stehenní – fascia lata – *m. tensor fasciae latae* – fibula

## **Řetězec zpevňující pletenec ramenní (Velé, 2006)**

- hrudník – clavícula – *m. deltoideus* – humerus – *m. deltoideus* – scapula – svaly lopatkových smyček – hrudník

### 1. řetězec otevřený:

- paže – pletenec ramenní – paže – předloktí
- scapula – *m. supraspinatus* – humerus – *m. biceps brachii* – předloktí – scapula – *m. coracobrachialis* – humerus – *m. triceps brachii* – předloktí

### 2. řetězec uzavřený:

- paže – pletenec ramenní – paže – předloktí
- scapula – *m. deltoideus* – humerus – *m. brachialis* – ulna
- scapula – *m. biceps brachii* – radius (flexe-supinace)
- scapula – *m. triceps brachii* – ulna (extenze)
- humerus – *m. triceps brachii* – ulna (extenze)
- humerus – *m. brachiradialis* – radius (flexe)

## **Svalové řetězce v oblasti pletence ramenního (Javůrek, 1986)**

Svalové smyčky uváděné Javůrkem (1986) se podobají těm, které uvádí Vélé (2006).

Svalové smyčky spojující hrudník a lopatku:

1. *m. rhomboideus* – *m. serratus anterior*
2. *m. levator scapulae* – dolní část *m. trapezius*
3. *m. pectoralis minor* – horní část *m. trapezius*
4. střední část *m. trapezius* – střední část *m. serratus anterior*

## 2.2 Elektromyografie (EMG)

### 2.2.1 Povrchová elektromyografie

Elektromyografie (dále jen EMG) patří mezi elektrofyziologické techniky, které napomáhají hodnocení funkčního stavu motorického systému. K vyšetření a měření se používá přístroj zvaný elektromyograf. Jedná se o záznam elektrických potenciálů měřeného příčně pruhovaného kosterního svalstva (Trojan, Druha, Pfeiffer, & Votava, 2005).

Jak uvádí Pánek, Pavlů, a Čemusová (2009) aby mohlo dojít ke svalové kontrakci, je potřeba nervového vzruchu, který vykazuje určitou prahovou hodnotu. Tento vzruch putuje ke svalovému vláknu z míchy po odstředivém eferentním motoneuronu. Jedno motorické nervové vlákno inervuje více (různý počet) svalových vláken, které pak utvářejí motorickou jednotku. Svalové tkáně vedou elektrický potenciál. Tento jev je označován jako akční potenciál, což je elektrický vzruch vznikající na membráně svalových buněk. Buněčná membrána excitabilních buněk je nejen nositelem elektrického náboje, ale má také schopnost tento potenciál přechodně změnit. Touto změnou elektrického potenciálu v průběhu svalové kontrakce dochází k časoprostorové aktivaci motorických jednotek, jejichž elektrickou sumační odpověď lze zaznamenat pomocí elektromyografie.

Počátek využívání elektromyografie k diagnostice při neurologických vyšetřeních se datuje do druhé poloviny dvacátého století. Historický vývoj této metody je důkladně popsán v publikaci Criswell (2011) nebo Krobot a Kolářová (2011). Základy elektromyografie coby vědního oboru vznikly již v polovině 19. století přičiněním německého fyzika a fyziologa Emila du Bois-Reymonda (1818–1896). První záznam elektrické aktivity svalu byl proveden Mareym v roce 1890, který zároveň poprvé použil pojem elektromyografie. V průběhu minulého století našla tato věda široké uplatnění v lékařství a kineziologii a její význam narůstá i v současnosti. Medicínské aplikace se nyní soustředí na diagnostiku poruch nervů a svalstva (Frigo & Crenna, 2009; Subasi, 2013) a terapii po úrazech či operacích (Micera, Vannozzi, Sabatini, & Dario, 2001). Další velkou oblast využití nalézá elektromyografie také ve sportu, kde je aplikována při posuzování vlivu sportovních aktivit na zdraví jedince nebo při zlepšování tréninkových programů. Jedná se většinou o analýzu zapojení jednotlivých svalů, jejichž aktivitu lze jen obtížně sledovat jinými způsoby. Jak uvádí Enoka (2008)

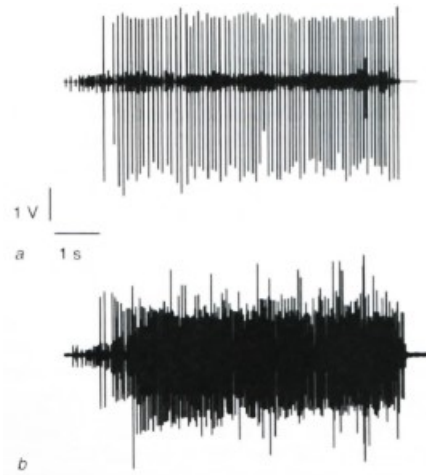
je často metody EMG využíváno pro zjišťování časové aktivace svalů (timingu) a intenzity síly při aktivaci svalů nervovým systémem. Podle Huga (2011) se prostřednictvím záznamu EMG relativně snadno sleduje svalová koordinace, která podává obraz o svalové aktivaci v čase při realizovaném pohybu. Aplikací elektromyografie v kineziologii se zabývá také např. De Luca (De Luca, 1997); Liu, Ying, a Rymer (2015); Massó et al. (2010); Vannozzi, Conforto, & Dalessio (2010). V současné době je k dispozici několik zařízení určených ke snímání EMG. Elektromyografie se dnes používá také v mnoha laboratořích různých oborů – biomechanika, fyzioterapie, neurologie aj. (Raez, Hussain, & Mohd-Yasin, 2006).

Povrchová elektromyografie (surface-electro-myography, dále jen sEMG) je v kineziologické analýze nezastupitelná, umožňuje sledovat aktivitu několika svalů současně a hodnotit jejich synergistické či antagonistické vztahy v měřené aktivitě. sEMG je prováděna pomocí monopolárních, bipolárních, povrchových elektrod či multielektrod, které mají větší počet elektrod s minimální vzdáleností. Povrchové elektrody umožňují registrovat přímou i nepřímou excitabilitu svalu či nervu (De Luca, 1997; Merletti & Parker, 2004; Rodová, Mayer, & Janura, 2001). Jak uvádí Zedka (2009) v případě povrchové EMG jsou snímány bioelektrické signály většího množství aktivních motorických jednotek v blízkosti snímacích senzorů (elektrod) umístěných na kůži nad testovaným svalem. Povrchové elektrody poskytují součet bioelektrických potenciálů velkého množství svalových vláken, která jsou pod kůží, a to umožní získat informaci o činnosti celého svalu nebo jeho částech. Tato metoda umožňuje analyzovat a objektivizovat pohyb z funkčního hlediska a je vhodným nástrojem pro výzkum v experimentální kineziologii (Krobot & Kolářová, 2011).

Keller (1999) uvádí, že při získávání EMG záznamu jde vlastně o přenos signálu z oblasti synapse na nervosvalové ploténce do svalového vlákna, což způsobí ve svalu akční potenciál šířící se ze synapse až do konců svalových vláken. Myoelektrické signály vznikají díky změně stavu membrány svalových vláken. Na depolarizaci membrány pak navazuje období restituce. V tomto období dochází k přípravě na další vzruch a dochází k repolarizaci membrány.

Podle Véleho (2006, p. 46) se „Při činnosti svalu aktivují jednotlivé motorické jednotky asynchronně postupným náborem v lineární závislosti na vyvíjeném úsilí“. Ganong (2005) v této souvislosti zmiňuje, že při minimální volní aktivitě dochází k podráždění jen několika málo motorických jednotek. Se stoupajícím volním úsilím se jejich počet zvyšuje. Tento děj je známý jako Adrian-Bronckův zákon. Vzájemná

činnost motorických jednotek je asynchronní, protože každá má svůj vlastní rytmus výbojů. Zvyšování úsilí pak probíhá prostorovou sumací aktivních neuronů (Obrázek 3, kde osa „x“ monitoruje čas [s] a osa „y“ elektrické napětí [ $\mu\text{V}$ ]), kdy stoupá nábor počtu aktivovaných neuronů ve svalu (Enoka, 2008).



a – akční potenciál svalového vlákna náležící jedné MJ  
b – překrývání akčních potenciálů většího počtu MJ

**Obrázek 3** Příklad záznamu EMG (Enoka, 2008)

Zdrojem elektromyografického signálu je dle Kellera (1999) změna membránového potenciálu, po němž následuje návrat na původní hodnotu. Sekvence těchto změn (depolarizace, repolarizace) je v EMG zobrazována jako akční potenciál představující nervový vzruch. Záznam těchto sumačních potenciálů se nazývá elektromyogram (Ganong, 2005; Keller, 1999; Merletti & Parker, 2004).

Pro aplikaci v rámci kinantropologického výzkumu existují metodologická doporučení vycházející z předešlých studií a jsou k dispozici na webových serverech nadnárodních projektů SENIAM<sup>1</sup> či ISEK<sup>2</sup>.

<sup>1</sup> SENIAM (Surface EMG for the Non-Invasive Assesment of Muscles) evropská společnost zabývající se aplikací a výzkumem SEMG v EU. Shromažďuje výsledky a klinické analýzy z biomedicíny a výzkumného programu (BIOMED II). Zaměřuje se na aplikaci elektrod, zpracování EMG signálů, atd. (Hermens et al., 1999).

<sup>2</sup> ISEK (The International Society of Electrophysiology and Kinesiology) je multidisciplinární nadnárodní organizace, zabývá se lidským pohybem a neuromuskulárním systémem, výzkumem v oblasti elektrofyzologie a kineziologie (ISEK, 2015).

## 2.2.2 EMG ve vodním prostředí (WaS-EMG)

Problematika snímání EMG ve vodním prostředí představuje vzhledem ke změnám v působení gravitace na lidské tělo oblast s obrovským potenciálem pro výzkumnou činnost. WaS-EMG je zavedenou zkratkou (Pánek, Jurák, Pavlů, Krajča, & Čemusová, 2010) pro anglický název Water Surface Electromyography (tj. EMG snímané ve vodním prostředí). Kineziologická elektromyografie (kEMG) může být použita k objektivní analýze svalové aktivity, funkce, koordinace a koaktivace v komplexních dynamických pohybech, tedy i v plavání (Coty et al., 2007; Clarys & Cabri, 1993; Lauer, Figueiredo, Vilas-Boas, Fernandes, & Rouard, 2013). Povrchová EMG (sEMG) je primární metodou kEMG z důvodů její neinvazivity. První autoři, kteří používali sEMG pro měření pod vodou během plavání, byli především Ikai, Ishii, a Miyashita (1961, 1964). Jejich práce se zaměřila především na zapojení propulzních svalů při plaveckém způsobu kraul. V roce 1967 zavedl Lewillie (1967) techniky telemetrického přenosu dat sEMG ve vodě. Metodikou EMG ve vodním prostředí se zabývali v 80. letech Okamoto a Wolf (1979). Byli první, kteří navrhli a předložili metodu elektromyografického měření pod vodní hladinou. Popisují způsoby upevnění elektrod na tělo plavce. Zabývají se také problémy s artefakty, které vznikají při vedení mezi povrchem elektrod a snímacím přístrojem. Jejich výzkumy směřovaly zejména ke sledování kraulového kopu a porovnávání práce dolních končetin s pohybovým vzorcem chůze. Problematice měření povrchového EMG ve vodním prostředí se dále věnovala celá řada autorů (Clarys, Robeaux, & Delbeke, 1985; Pöyhönen, Keskinen, Hautala, Savolainen, & Mälkiä, 1999). Mezi přední odborníky, kteří se zabývali ověřením a standardizací metodických aspektů snímání povrchového EMG ve vodním prostředí patří Rainoldi, Cescon, Bottin, Casale a Caruso (2004). Tato studie vyhodnotila signál sEMG z *m. biceps brachii* u deseti mužů, kteří prováděli izometrické kontrakce 50 % MVC na suchu a ve vodním prostředí bez izolace elektrod. Výsledky ukázaly, že signál sEMG získaný ve vodním prostředí bez izolace byl malý. Signál získaný s hydroizolovanými elektrodami byl podobný signálu na suchu. Autoři uvádí, že voda přímo na elektrodách způsobuje nízkofrekvenční komponenty a tím mění data amplitudy signálu sEMG. Tato studie ukázala na potřebu použití voděodolné lepicí folie při nahrávání EMG signálu ve vodě. Amplitudy EMG, frekvenční charakteristiky zaznamenané bez tohoto ochranného filmu jsou silně ovlivněny vodivostí a pohybem vody. Další výzkumy, které se zabývaly srovnáním EMG signálu pod vodní hladinou

a na suchu, dospěly k podobným závěrům (Carvalho et al., 2010; Masumoto & Mercer, 2008; Veneziano et al., 2006).

Veneziano et al. (2006) si ve své práci všímá faktorů, které mohou ovlivnit rozdílnost výsledků při snímání EMG ve vodním prostředí. Uvádí faktory týkající se otázky míry ponoření těla, od izolované končetiny až po celé tělo, dále si všímá teplot vody vzhledem k teplotě pokožky, otázky síly vztlaku, studia rozdílných svalů, odlišné metodologické přístupy a již uváděné otázky hydroizolace elektrod.

Ověřením relevance výše zmíněných faktorů se zabývalo mnoho výzkumných prací. K otázce míry ponoření probandů, lze uvést například studie Dietz a Colombo (1996), Kalpakcioglu, Candir, Bernateck, Gutenbrunner a Fischer (2009), Kim, Kim, Ko a Yang (2017). Dietz a Colombo (1996) provedli podrobnou studii posturální stability s upravovanou mírou ponoru těla. Ta byla stanovena L2, Th4 a C7. Výsledky studie potvrdily, že se zvyšujícím se ponořením lineárně klesá amplituda EMG u *m. gastrocnemius*, avšak u *m. tibialis anterior* je efekt slabší. U *m. biceps femoris* a *m. rectus femoris* nebyl zjištěn výrazný rozdíl. Výsledky jednotlivých studií zabývajících se touto problematikou nejsou jednoznačné. Většina autorů však uvádí, že lokální ponoření končetiny do vody nemá vliv na EMG záznam. Stejně tak vliv teploty vody na aktivaci svalu pouze při lokálním ponoření není doposud prokázán.

Problematickou teploty vody při snímání EMG se zabývala řada autorů (Petrofsky & Laymon, 2005; Petrofsky & Lind, 1980). Jak uvádí Dewhurst, Riches, Nimmo & De Vito (2005) je ve vodě přenos tepla z okolního prostředí intenzivnější a tkáně, které jsou blíže k pokožce, mají tendenci ochladnout více než na vzduchu, lze tedy očekávat rozdíly ve variabilitě sEMG. Také podle Merlettiho, Sabbahi a De Luca (1984) by pokles teploty svalové hmoty způsobil pokles rychlosti vedení svalových vláken, a proto i změnu ostatních elektromyografických proměnných. Za účelem minimalizace tohoto faktoru, je pro provádění experimentů doporučována teplota vody v rozmezí 29–32,5 °C, což umožňuje, aby teplota svalů byla přibližně stejná jak pro vzduch, tak pro vodní prostředí (Veneziano et al., 2006). Carvalho et al. (2010) uvádí optimální teplotu vody v rozmezí 32 °C ( $\pm 1$  °C). Jandová (2009) doporučuje pro izotermní koupele teplotu 34–35 °C – nutno podotknout, že jsou to koupele celkové, u nichž se nepředpokládá fyzická aktivita. Při teplotě 25–32 °C se jedná o chladné, hypotermní koupele, při kterých dochází při teplotě vody 25 °C k poklesu tělesné teploty o 1 °C za 7 minut. Studie, které se zabývají izotonickou kontrakcí pod vodou, se teploty nejvíce přibližují rozsahu 27–34 °C.



Další důležitým faktorem je otázka, zda a do jaké míry dochází ke změně signálu sEMG vlivem vodního prostředí. Několik studií, které hodnotily amplitudu signálu EMG u různých svalových skupin, našlo menší hodnoty ve vodním prostředí, než na suchu, a to jak při dynamických cvičení (Masumoto, Takasugi, Hotta, Fujishima, & Iwamoto, 2004, 2005; Miyoshi, Nakazawa, Tanizaki, Sato, & Akai, 2006), tak i při izometrické kontrakci (Clarys et al., 1985; Fujisawa, Suenaga, & Minami, 1998; Kalpakcioglu et al., 2009; Paz Santos et al., 2015; Pöyhönen & Avela, 2002; Pöyhönen et al., 1999). Některé studie naopak prokázaly podobné amplitudy signálu EMG při porovnávání suchého a vodního prostředí (Alberton et al., 2008; Carvalho et al., 2010; Pinto et al., 2010; Rainoldi et al., 2004; Silvers & Dolny, 2011; Veneziano et al., 2006). Většina autorů uvádí, že je možné získat podobný signál EMG na suchu i ve vodním prostředí, pokud jsou kontrolovány výše uvedené faktory (dodržování metodologických přístupů, využívání postupu při hydroizolaci elektrod, provádění verifikaci integrity signálu sEMG po výkonu, dodržování doporučené teploty). Silvers a Dolny (2011) tyto studie prezentují v tabulce 1.

**Tabulka 1** Přehled studií hodnotící EMG signál ve vodním prostředí a na suchu

Autoři	Rok	ABP	BB	BF	RF	TA	TB	VL	VM
Clarys et al.	1985		O						
Pöyhönen et al.	1999			O				O	O
Rainoldi et al.	2004		X						
Abbiss et al.	2006							X	
Alberton et al.	2008							X	
Kalpakcioglu et al.	2009		O						
Carvalho et al.	2010		X						
Pinto et al.	2010		X	X	X		X		
Silvers & Dolny	2011			X	X	X			X
Veneziano et al.	2011	X							

X – dobrá validita měření EMG; O – nižší amplituda signálu ve vodním prostředí

ABP – m. abduktor pollicis brevis; BB – m. biceps brachii; BF – m. biceps femoris; RF – m. rectus femoris; TA – m. tibialis anterior; TB – m. triceps brachii; VL – m. vastus lateralis; VM – m. vastus medialis.

Silvers a Dolny (2011) ve svém výzkumu ověřovali integritu signálu povrchového EMG na suchu a ve vodním prostředí podle maximální volní kontrakce (MVC). Výsledky studie neprokázaly žádné signifikantní rozdíly mezi hodnotami naměřenými na suchu a pod vodou. Normalizace EMG záznamu dle MVC je další diskutovanou otázkou.

Přestože se jedná o standardní metodu normalizace EMG během cvičení na suchu, není zcela jasné, zda lze srovnávat hodnoty MVC na suchu a ve vodním prostředí, mnohé studie totiž vykazují značné rozdíly. Konkrétně Clarys et al. (1985) uvádí nižší hodnoty detekovaného signálu EMG během MVC ve vodním prostředí. Tato zjištění, ale nebyla kvantifikována, neboť primárním cílem studie bylo porovnání telemetrického snímání signálu ve vodním prostředí a na suchu. Pozdější studie (Clarys, Scafoglieri, Tresignie, Reilly, & Von Roy, 2010) dokonce uvedla, že pokud jde o lepší normalizační techniku ve sportu a cvičení, reference MVC jsou ideální pro všechny statické situace, ale v dynamických je třeba se jim vyhnout. Také Pöyhönen et al. (1999) srovnával MVC extenzorů kolen (*m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis*) a flexoru kolene (*m. biceps femoris*) na suchu a vodním prostředí. Výsledky této studie prokazují nižší svalovou aktivitu ve vodním prostředí (*m. vastus medialis* 11 %, *m. vastus lateralis* 17 %, *m. biceps femoris* 17–25 %). Další experiment Pöyhönen a Avela (2002) také zaznamenal nižší MVC v rozmezí o 11–35 % v závislosti na sledovaném svalu, při plantární flexi ve vodním prostředí (*m. soleus*, *m. gastrocnemius medialis*). V současné době není zřejmé, zda rozdíl v MVC na suchu a ve vodě je způsoben metodologickým omezením zaznamenávání ve vodě nebo z důvodů fyziologickým změn, které jsou přímým důsledkem vodního prostředí.

Metodikou snímání povrchového EMG ve vodním prostředí se v ČR zabývá Pánek et al. (2010). Metodické postupy při WaS-EMG vychází z klasického snímání sEMG, ale je třeba respektovat určitá specifika. Je nutné ošetření kůže (očištění, odmaštění, případně odstranění ochlupení) za použití abrazivní pasty lihobenzinu. Dále je nutné použití voděodolného vaku pro zesilovač, speciální bipolární elektrody, krycí voděodolné přelepky (s průměrem cca 7 cm), EMG vodivý gel a silikon. V technice provedení je kladen velký důraz na správnou dávku vodivého gelu, který je aplikován na disk elektrody (většinou stříbrné Ag/AgCl o průměru 5 mm). Malé množství gelu zvyšuje impedanci (kontaktní impedance nesmí přesáhnout 5 k $\Omega$  ani poklesnout pod 500  $\Omega$ ) mezi kůží a elektrodou, která zeslabuje a ruší elektrický signál. Naopak její velká dávka zvyšuje riziko odlepení elektrody v průběhu měření. Dále se u WaS-EMG liší interelektrodová vzdálenost, u které není dodržen doporučený 1 cm (De Luca, 1997) protože docházelo opakovaně k odlepování elektrod. Kruhové, krycí přelepky mohou být překryty maximálně o 1/3 svého průměru. Ke stejnému závěru dospěly i další studie (Clarys et al., 2010). Stejně jako Pánek et al. (2010), tak i Rainoldi et al. (2004) doporučují připevnění kabelů s bipolárními elektrodami na tělo probanda (tím se

sníží další artefakty způsobené pohybem kabelů). Jak již bylo výše zmíněno je při měření vodního EMG důležité použití voděodolné pásky (Carvalho et al., 2010; Masumoto & Mercer, 2008; Rainoldi et al., 2004; Veneziano et al., 2006). Dle Pánka et al. (2010) je u WaS-EMG třeba větší obezřetnosti při vyhodnocování artefaktů, které jsou ve vodě častější.

### **2.2.3 Technické vybavení pro EMG**

Technické zařízení pro elektromyografické vyšetření je tvořeno z několika komponent, určených pro měření, analýzu a dokumentaci ze stimulační jednotky. Patří sem elektrody, zesilovače, filtry, zobrazovací zařízení, registrační zařízení, stimulátor, usměrňovač a monitor. V současnosti jsou EMG přístroje tvořeny na bázi počítače, nebo vlastní přístroj spolupracuje se softwarem v počítači a počítač je zároveň zobrazovacím a paměťovým zařízením.

Technickému vybavení nutnému pro vyšetření SEMG metodou se věnuje mnoho autorů Garcia a Vieira (2011), Criswell (2011), Day (2002), Enoka (2008), Freed (2012), Hermens et al. (1999), Konrad (2005), Merletti, Botter a Barone (2016), Windhorst a Johansson (1999), Trojan et al. (2005), Špulák et al. (2014) a další.

#### **Elektrody v sEMG**

Ke snímání elektrických impulzů, respektive pro jejich přenos jsou používány různé druhy elektrod. Pro snímání signálu konkrétních svalových vláken a menších svalových oblastí může být využito invazivní metody s použitím jehlových elektrod (Enoka, 2008). Tuto metodu však kvůli možnosti poškození svalu v průběhu pohybu nedoporučují Windhorst a Johansson (1999). Jehlová elektromyografie je podle Krobota a Kolářové (2011) široce rozšířena zejména v diagnostice nervosvalových onemocnění. Její výhodou je možnost zaznamenat aktivitu jen jediného svalového vlákna (Ganong, 2005).

Trojan et al. (2005) k této problematice uvádí, že je možné použít různé druhy elektrod. Existují jehlové elektrody, které umožňují snímání signálu z určitých svalových vláken a na menších svalových oblastech. Tato invazivní metoda však není příliš vhodná pro měření svalové činnosti při pohybu z důvodu možného poškození svalů a vzniku nocicepce. Jak uvádí Windhorst a Johansson (1999), oproti tomu plošné elektrody umožňují měření svalové činnosti těsně pod povrchem kůže, kde snímají

elektrický signál z okolí elektrody bez poranění kůže. Jedná se tedy o neinvazivní metodu elektromyografie. Elektrický signál je snímán z okolí elektrody tedy bez poranění kůže. Tato neinvazivní metoda dle Criswella (2011) poskytuje objektivní kvantifikaci svalové činnosti a umožní získat záznam o synergii pohybových vzorů, které nelze postřehnout pouhým okem.

Podle Daye (2002) mohou být využity dva typy povrchových elektrod suché a gelové. Suché elektrody z ušlechtilých kovů jsou aplikovány přímo na kůži bez využití vodivého gelu, využívá se tedy v situacích, kdy velikost svalu neumožňuje aplikaci gelu. Nevýhodou suchých elektrod je značný odpor, který vzniká mezi elektrodou a kůží. Pro eliminaci tohoto odporu je nutné použít předzesilovače. Gelové elektrody (Ag, AgCl) jsou rovněž aplikovány přímo na kůži za přítomnosti gelu. Jejich výhodou je nízká hladina šumu, avšak není možno je vždy aplikovat na malou plochu, kde se nachází vedle sebe více svalů. Také Bačáková (2013) rozděluje elektrody dle charakteru použití na povrchové a jehlové dále pak podle jejich funkce na stimulační a registrační. Registrační elektrody jsou disky většinou kruhového, obdélníkového anebo čtvercového tvaru. Aktivní elektroda s označeným kabelem je umístěna do bodu, z něhož bude snímán akční potenciál a referenční je druhým vstupem zesilovače.

Jak uvádí Enoka (2008) elektrody mohou mít různou velikost a mohou být vyrobeny z různých materiálů. Například mohou být využity velké (30 cm<sup>2</sup>) gumovo-karbonové, malé (o průměru 4 mm) z chloridu stříbrného a stříbra, nebo jde o jemné drátky o průměru 25 μm.

Evropská společnost zabývající se povrchovou elektromyografií (SENIAM) definuje následující vlastnosti týkající se elektrod:

- a) velikost a tvar elektrod,
- b) materiál,
- c) vzdálenost (IED),
- d) konstrukční modalitu.

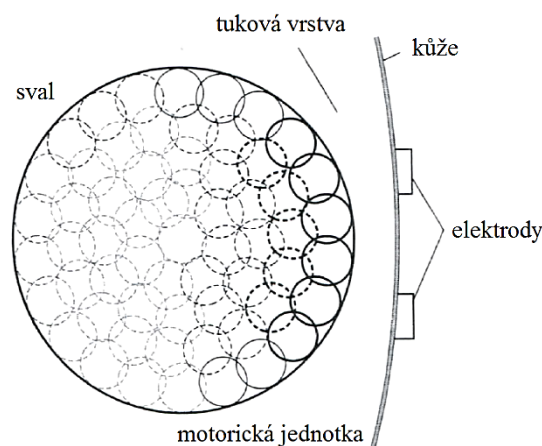
Jak zmiňuje Merletti, Botter & Barone (2016) většina studií používá nejčastěji kruhové gelové elektrody. Naopak veliké rozdíly lze nalézt v používání různých velikostí elektrod. Autoři uvádí, že v odborné literatuře bylo nalezeno až 57 velikostí. Mírná preference používání byla zjištěna u elektrod o průměru 8–10 mm. Je prokázána výhodnost menších elektrod a je doporučována.

Vzdálenost (IED) elektrod u větších svalových snopců nesmí být mezi středy elektrod větší než 20 mm a u měření malých svalů by tato vzdálenost neměla překročit čtvrtinu délky měřeného svalu. Odborné studie vykazují poměrně širokou škálu vzdáleností (IED), jak prezentuje studie Merletti, Botter & Barone (2016), například měření pro *biceps brachii* (10–40 mm), *biceps femoris* (20–50 mm), *deltoideus* (20–40 mm), *gastrocnemius* (10–50 mm), *rectus femoris* (10–50 mm).

Konrad (2005) s ohledem na doporučení SENIAM udává několik pokynů pro optimální použití elektrod:

- nejlepší hodnoty impedance kůže mají gelové elektrody
- při použití malých elektrod dojde k eliminaci přeslechů
- čím menší je vzdálenost elektrod, tím vyšší jsou hodnoty impedance
- lepší je umístit vzájemné elektrody blízko sebe
- střed dvou vzájemných elektrod by měl být od sebe vzdálen 2 cm
- aplikace elektrod by měla být ve směru svalových vláken, případná referenční elektroda by měla být lokalizována mimo tento směr
- aplikace elektrod by měla být na střední část svalového břicha

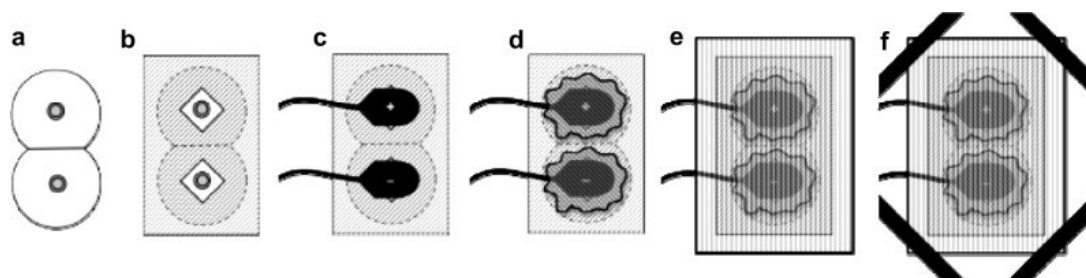
Criswell (2011) prezentuje oblasti vhodné pro aplikaci elektrod, které jsou znázorněny na obrázku 4. Malé kružnice zde reprezentují svalová vlákna související s náborem příslušné motorické jednotky. Nejvhodnější přenosy pro EMG signál při využití sEMG poskytují tmavší kružnice, které jsou blízko povrchu kůže (blízko elektrod).



**Obrázek 4** Vhodná lokalizace elektrod v sEMG (Criswell, 2011)

Důležitá je také fixace kabelů a zesilovačů na kůži pomocí pásky či bandáže. Samotné elektrody by však neměly být přelepovány, aby nedošlo k rozdílnému zvyšování tlaku pásky na použité elektrody. Pokud by došlo k přelepování elektrody z důvodů odpadnutí, organizačních apod., nelze srovnávat získaná data. Před aplikací elektrod musí být z povrchu kůže odstraněno ochlupení a musí dojít k odstranění staré kůže pomocí abrazivní pasty a odmaštění prostoru určeného k aplikaci elektrody (Konrad, 2005). Při využívání sEMG může docházet ke zkreslení výsledků kvůli odlišnému postupu při aplikaci elektrod. Pro tento účel jsou k dispozici atlasy pro lokalizaci elektrod. Na tyto atlasy odkazují například Criswell (2011) nebo Konrad (2005).

Jak bylo již zmíněno v kapitole 2.2.2, signál sEMG získaný ve vodním prostředí bez izolace elektrod je nízký. Jak uvádí studie Rainoldi et al. (2004) je důležité použití hydroizolace (voděodolné lepicí folie). Tento závěr potvrzují i následující studie Carvalho et al. (2010), Masumoto a Mercer (2008), Veneziano et al. (2006) a další. Doporučená metoda používání hydroizolačních elektrod při snímání EMG ve vodním prostředí je patrná z obrázku 5.



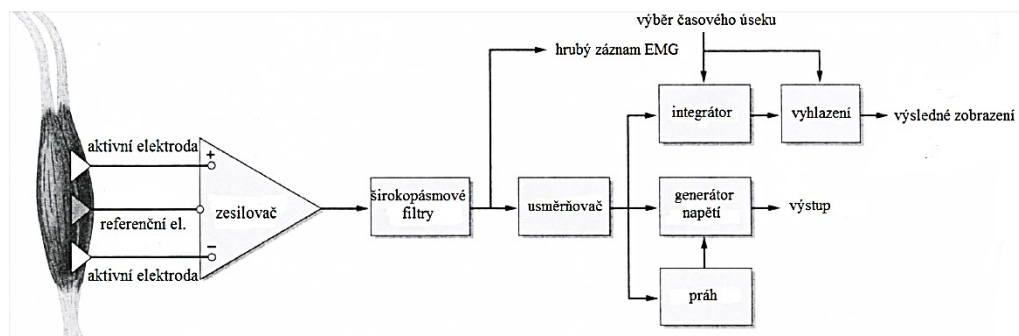
a) povrchové elektrody na pokožce; b) základní kryt OpSite™ s otvory pro elektrodové pojistky; c) elektrodové vodiče zaklapnuté; d) vodiče pokryté silikonovým tmelem; e) závěrečný kryt OpSite™; f) pruhy OpSite™ zabezpečující rohy krytu

**Obrázek 5** Postup hydroizolace elektrod (Silvers & Dolny, 2011)

### Zesilovače a přístroje sloužící k záznamu signálů

Pro potlačení negativních signálů a pro zesílení signálů z elektrod se využívá zesilovacích zařízení. Tyto přístroje dokáží zesílit rozdíl dvou vstupních signálů a tím i velikost oblasti záznamu, což umožní zaznamenat celou šíři EMG signálu. K zajištění kvalitního záznamu elektrických signálů, je zapotřebí použít zařízení schopné zaznamenávat signály až do 10 kHz. Tento záznam může být ovlivněn různými faktory, které tak následně vytváří požadavky na vstupní odpor používaného přístroje (Criswell,

2011). Existuje celá řada zařízení, která poskytují záznamy amplitud signálu sledovaných svalů při činnosti, některé dokáží sledovat průběh zapojení až 24 měřených svalů najednou jak ve statické poloze jedince, tak v pohybu. Další přístroje umožňují zesílení signálu, zajištění stálosti a digitalizace a potlačení negativních signálů. Tento signál pak můžeme sledovat v aktuálním čase například v PC (Balkó, 2015). Obecný postup zpracování EMG signálu až po výstupní úroveň použitelnou k interpretaci výsledku je znázorněn na obrázku 6 (Criswell, 2011).



**Obrázek 6** Zpracování signálu EMG (Criswell, 2011)

Současné přístroje jsou schopny zesílit signál s minimálním náborem nežádoucího šumu v rozsahu  $0,5 \mu\text{V}$  až  $10 \mu\text{V}$  na jeden dílek stupnice. Důležitým mezníkem ve vývoji bylo představení bipolární techniky záznamu (Škopek, 2016). Jak uvádí Merletti a Parker (2004) i Enoka (2008) je možné záznam akčního potenciálu sledovat při využití dvou elektrod, které tento signál dále přenášejí k případnému zpracování.

Pro bipolární zapojení elektrod se používá diferenční zesilovač, který umí zesílit rozdíl dvou vstupních signálů. Výhodou bipolárního zapojení s diferenčním zesílením je získání záznamu v celé šíři pásma při zvýšení prostorového rozlišení (velikost oblasti záznamu). S těmito zesilovači je tedy možné zaznamenávat celou šíři EMG signálu. Typická frekvence je 10 Hz až 20 Hz (horní propust) a mezi 500 Hz až 1000 Hz (dolní propust). Horní propust je důležitá, protože pohybové artefakty jsou tvořeny nízkými frekvencemi (menší než 10 Hz). Dolní propust je vhodná k odstranění vysokých frekvencí, aby se zabránilo aliasingu. Takovéto zapojení elektrod má za následek pozitivní zvýšení odstupů signálu od šumu (Day, 2002).

Odstup signálu a šumu (signal-to-noise ratio, S/N) udává poměr (rozdíl) mezi úrovní standardního signálu a úrovní zbytkového šumu zesilovače. Čím je hodnota S/N

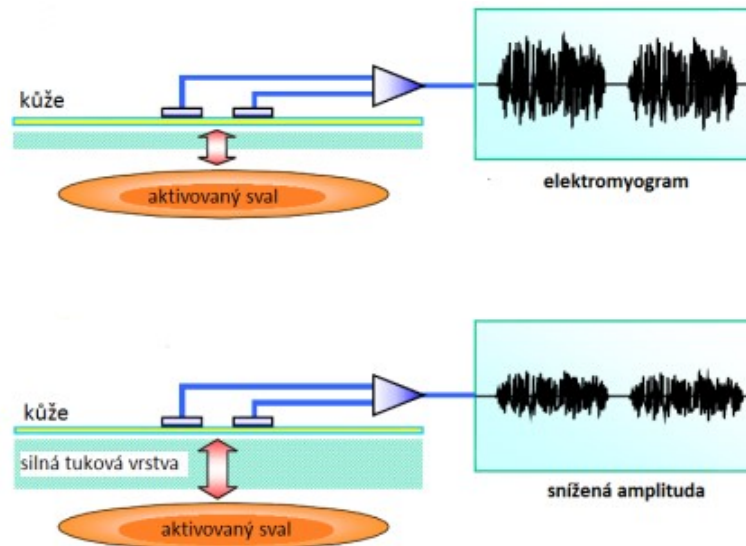
větší, tím je signál lepší a čistější. Může se stát, že signál je malé amplitudy a ztrácí se v biologickém šumu. Poté je třeba zprůměrovat více opakovaných přeběhů a tím zvýšit čistotu záznamu (Keller, 1999).

Jak uvádí Windhorst & Johansson (2012) k převodu analogového signálu na signál digitální slouží součástka v přístroji tzv. A/D převodník. Tento převod slouží především k rychlé vizualizaci dat a dalšímu možnému zpracování na počítači. V nich jsou data dále zpracovávána (redukce šumu, kompenzace přístrojových artefaktů, statistické testy, optimalizace měřených strategií či dekompozice komplexního signálu na jednotlivé komponenty).

#### **2.2.4 Faktory ovlivňující elektromyografický signál**

Mnohé odborné studie uvádějí, že v průběhu využití elektromyografie mohou vzniknout v registrovaném signálu odchylky (artefakty), které nemají původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu. Otázkou artefaktů a filtrováním EMG signálu se ve své studii zabývá De Luca, Gilmore, Kuznetsov a Roy (2010). Podle Farina, Merlettiho, a Enoka (2004) mají na EMG signál, zejména pak na jeho amplitudu vliv měřící technika a fyzikální a fyziologické vlastnosti nervosvalového systému. Do oblasti nefyziologických faktorů autoři řadí faktory anatomické (tvar neuromuskulární soustavy, tloušťka podkožní tkáně, velikost a rozložení MJ, délka, počet a rozložení inervovaných svalových vláken), faktory měřicího systému (velikost, tvar a umístění elektrod ovlivňující odpor a šum), faktory geometrické (délka svalového vlákna, pohyb svalu vzhledem k aktuální pozici elektrod), faktory fyzikální (vodivost tkání, rušení okolními svaly). Do kategorie fyziologických faktorů řadí vlastnosti membrány vlákna (průměrná rychlost vedení) a faktory motorické jednotky (počet aktivovaných MJ, synchronizace). Obdobně také Konrád (2005) uvádí, že zdrojem nežádoucích šumů může být sama měřená tkáň, fyziologické přeslechy a také vnější hluk. Elektrická vodivost tkání je závislá na tloušťce dané tkáně, jejím typu, teplotě a fyziologických změnách. Vliv tukové tkáně na EMG je znázorněn na obrázku 7. Dále má na nábor elektrického potenciálu vliv například typ a průměr svalových vláken, stabilita náboru, rychlost pálení motorické jednotky apod.





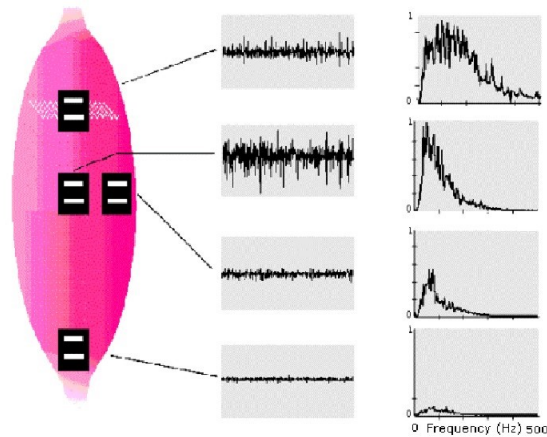
**Obrázek 7** Vliv tukové vrstvy na EMG záznam (Konrad, 2005).

Také De Luca (1993) uvádí, že na elektrickou amplitudu EMG má vliv typ tkáně, potivost kůže, tuková vrstva, fyziologické změny a teploty. Tyto podmínky mohou poměrně výrazně ovlivnit naměřené hodnoty. Mezi další faktory, které mohou ovlivnit nábor elektrického potenciálu, patří zejména počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken, hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu, stabilita náboru, rychlost pálení motorické jednotky, viskoelastické vlastnosti svalu a šlachových tkání apod. (např. sval s převahou rychlých vláken vykazuje menší zpoždění mezi elektromyografickým signálem a silou a tím také dochází k jeho menšímu zkreslení).

Kračmar, Vystrčilová, a Psotová (2007) ve své práci uvádí: „Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. Popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme vlastně aktivaci pouze místa svalu, kde jsou lokalizovány elektrody. Předpokládáme-li zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v kloubu se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalu a znehodnotit tak výsledky měření. Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod. Je samozřejmě nutné simulovat pohyb co nejvěrněji – tvar pohybu i charakteristika práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická“ (p. 104).

Závislost umístění elektrod při EMG vyšetření také potvrzuje De Luca (1997, 2002). Na obrázku 8 jsou znázorněny odlišné výstupy z vyšetření kosterního svalu dle

umístění elektrody. De Luca (2002) dále uvádí, že by elektroda neměla být umístěna na svalovém úponu nebo v jeho blízkosti, dochází zde ke snížení amplitudy EMG signálu.



**Obrázek 8** Amplituda a frekvence EMG signálu při rozdílné lokalizaci elektrod

Stejně jako De Luca (1997) a Hug (2011), tak i Konrad (2005) upozorňuje na možnost ovlivnění EMG signálu aktivitou okolních svalů (tzv. cross talk, přeslech). Tento přeslech představuje nábor elektrické aktivity svalu blízko měřeného svalu. Jednotlivé svaly mohou produkovat velké množství EMG, který může být zachycen jinými elektrodami, než které jsou určeny pro měřený sval. Tomuto problému je třeba se snažit vyhnout především u úzkých svalových skupin, kde je třeba sval přesně lokalizovat, palpatovat a teprve následně zde, po očištění a odmaštění kůže, umístit elektrodu. Proto i detekce EMG signálu na úzkých svalech předloktí je poměrně problematická. Podle Konráda (2005) mohou být fyziologickými přeslechy chápány i záznamy časové změny elektrického potenciálu způsobené srdeční aktivitou (elektrokardiogram – EKG), zvláště při lokalizaci elektrod v horní polovině těla, nebo změny v geometrii mezi svalovým bříškem a umístěním elektrody.

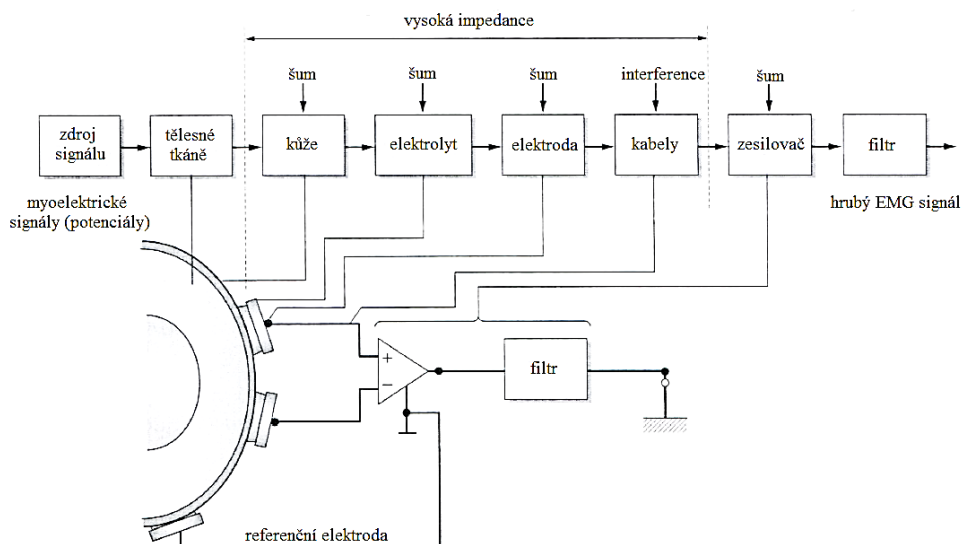
Zvláštní péči je dle Konrada (2005) třeba také věnovat ve velmi hlučném a elektrifikovaném prostředí. Jiné externí elektrické přístroje je třeba velmi dobře uzemnit, aby nedocházelo k rušivým signálům. K faktorům vnějšího hluku Ræz et al. (2006) zmiňují fakt, že každé elektrické zařízení napojené na elektrickou síť vydává elektrický šum, většinou s dominantní frekvencí okolo 50 Hz, což odpovídá frekvenci elektrické sítě. Většina terénních EMG snímačů má pásmo 50 – 60 Hz odfiltrováno.

Další možné negativní ovlivnění, může být z elektromagnetického záření na Zemi, jehož amplituda může být až třikrát vyšší než amplituda EMG.

Výběr a kvalita elektrod a zesilovače jsou další uváděné komponenty, které mohou mít značný vliv na základní hodnoty EMG signálu, z tohoto důvodu se doporučují elektrody určené výhradně k měření EMG (Konrad, 2005). Odpor povrchových elektrod by neměl překročit nebo se přiblížit hodnotě 10 k $\Omega$  (De Luca, 1993).

K minimalizaci zkreslení záznamu elektrických signálů, je nutné dle Škopka (2012) využít zařízení schopné zaznamenávat signály až do 10 kHz a užívat k měření zesilovače signálu. Dnes jsou na trhu k dispozici EMG zařízení, která umožňují sledování průběhu zapojení až 24 měřených svalů najednou pomocí on-line spojení s počítačem a to nejen ve statické poloze jedince, ale i při pohybu. Také Kolář (2009) doporučuje při měření využívat elektrická zařízení umožňující zesílení získaného signálu z elektrod a potlačení negativních signálů. Tato zařízení jsou také schopna zajistit stálost a digitalizaci signálu, který je pak převeden do měřicího přístroje, kde je možné signály zobrazit. Signál je též možné převést na monitor počítače.

Při hodnocení EMG záznamu je dle Criswella (2011) nutné zohlednit také věk, pohlaví, antropometrické zvláštnosti testovaných osob, délku svalů, tloušťku podkožní tukové tkáně, rychlost kontrakce, průřez svalu, typ svalového vlákna, drobné změny v postuře, impedanci kůže. Možnosti ovlivnění EMG signálu jsou graficky znázorněny na obrázku 9, kde jsou patrná možná ovlivnění EMG signálu při postupu od zdroje signálu akčního potenciálu po jeho filtraci. Minimalizace těchto rušivých vlivů je možná dle autora pomocí předzesilovačů a filtrů.



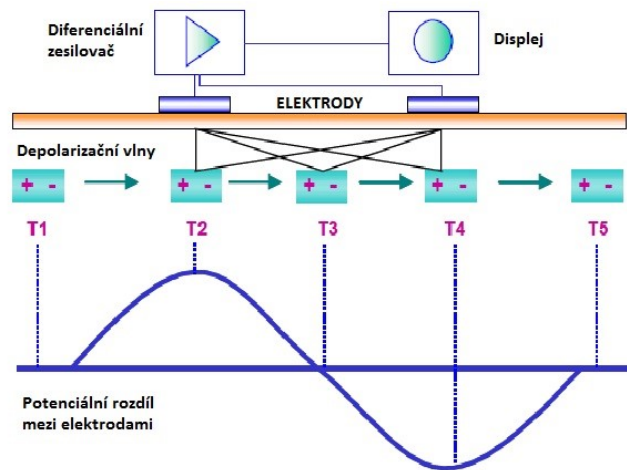
**Obrázek 9** Ovlivnění EMG signálu při jeho zpracování (Criswell, 2011)

Dalším faktorem, který může ovlivnit výsledek šetření je svalová únava (De Luca, 1997). Pro hodnocení změny frekvenčního spektra záznamu v průběhu svalové únavy se využívá tzv. frekvenční analýzy. Jedná se o převod signálů z časové oblasti do oblasti frekvenční, tím se získá celkové spektrum EMG signálu (Krobot & Kolářová, 2011).

Faktory ovlivňující měření WaS-EMG včetně prací, které se zabývají artefakty ve vodním prostředí, jsou zmiňovány v kapitole 2.2.2.

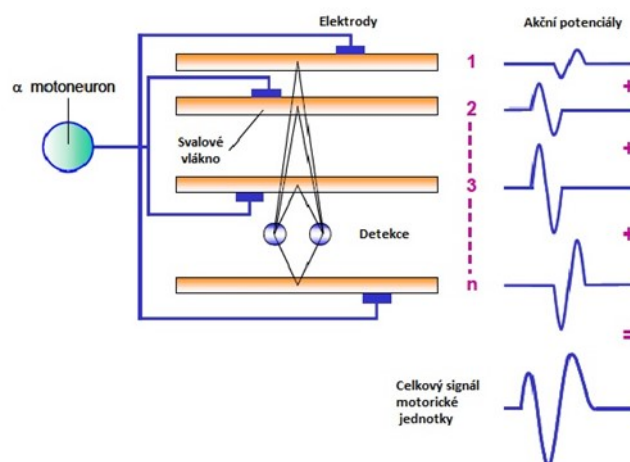
### 2.2.5 Zpracování a analýza EMG signálu

Jak uvádí Winter (2005) samotný vznik EMG signálu je důsledek depolarizace a repolarizace cyklu. Při tomto cyklu se tvoří tzv. depolarizační vlny nebo též elektrický dipól, který „cestuje“ po povrchu svalových vláken. Typicky bipolární elektrodová konfigurace a diferenciální zesílení se používají pro kineziologické opatření EMG. Na obrázku 10 je znázorněn model putování elektrického dvoj pólu na membránách svalových vláken.



**Obrázek 10** Model putování elektrického dvojpolu na membránách svalových vláken (Konrad, 2005)

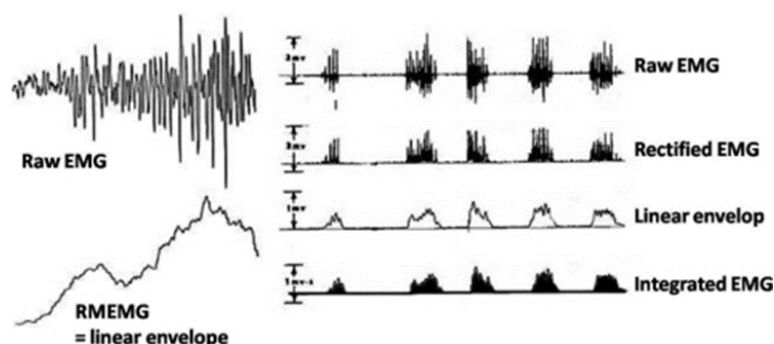
Akční potenciál v bodě T1 se nachází na nulové hodnotě a postupuje směrem k páru elektrod. Tento narůstající akční potenciál je měřen směrem k bodu T2, kde dosahuje nejvyšších hodnot. Dále se dipól dostane na poloviční vzdálenost mezi elektrodami, kde protíná nulovou linii a narůstá v bodě T4, kde opět dosahuje nejvyšších hodnot vzhledem k akčnímu potenciálu svalu. Tento model vysvětluje, vznik monopolárního akčního potenciálu v rámci bipolárního signálu. Přestože se motorická jednotka skládá z mnoha svalových vláken, lze tvrdit, že tento elektrodový pár „vidí“ velikost všech inervovaných vláken v rámci jejich celkové, prostorové vzdálenosti a rozlišení, jak je patrné z obrázku 11 (Konrad, 2005).



**Obrázek 11** Model třífázového motorického akčního potenciálu (Konrad, 2005)

Z důvodu eliminace aliasingu se doporučují pro vzorkování frekvence cca 1000 vzorků za sekundu (1000 Hz) nebo vyšší (De Luca, 1997). Platí zde Shannonův (někdy Nyquistův) teorém, který udává vhodnou velikost vzorkovací frekvence dvojnásobnou maximální frekvenci obsažené v signálu (Pánek et al., 2009). V tomto ohledu se shoduje s Konradem (2005), který rovněž udává vzorkovací frekvenci 1000–1500 Hz. V případě nižší frekvence může dojít k situaci, že rekonstruovaný signál je velmi odlišný od původního vzorkovaného signálu.

Při digitalizaci EMG signálu je možno jako první výstupní informaci o průběhu svalové aktivace pozorovat tzv. raw signál. Tento signál je surový, hrubý, nezpracovaný. Před uložením EMG signálu odborníci (Clarys et al., 2010; ISEK, 2015; Raez et al., 2006) doporučují jeho zpracování, z důvodu eliminace vysokých frekvencí šumu, nízkých kmitočtů a jiných možných negativních vlivů. Z tohoto důvodu je signál v rámci analýzy často průměrován a rektifikován (Raez et al., 2006). O nezbytnosti dalšího zpracování surového elektromyografického záznamu se také zmiňuje Winter (2005). Surový záznam se skládá z náhodně uspořádaných amplitud, proto není přesně reprodukovatelný a je třeba dalšího zpracování signálu. To je možné pomocí filtrů libovolným EMG softwarem. Přesto i ze surového signálu je možné získat cenné informace (průběh a chování svalové inervace, zapojení či nezapojení svalu nebo hodnoty aktivace svalu). Jak zmiňuje Balkó (2015) rektifikací dochází k eliminaci negativních hodnot surového záznamu (half wave rectification) nebo k jeho převedení (převrácení) do pozitivních hodnot (full wave rectification). Vyhlazením dojde k potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu. Výsledný signál je pak tzv. lineární obálkou. Postup zpracování hrubého signálu EMG je patrný na obrázku 12.



**Obrázek 12** Zpracování hrubého signálu EMG (Clarys et al., 2010)

Nejčastěji se podle Krobota a Kolářové (2011) využívá vyhlazení pomocí zprůměrování rektifikovaných hodnot ve vybraném časovém intervalu (AVR – average rectified value). Výsledkem je vyhlazená křivka skládající se z několika po sobě jdoucích zprůměrovaných časových intervalů. Čím je interval kratší, tím méně jsou výsledné hodnoty vyhlazeny. Basmajian a De Luca (1985) doporučují rozsah tohoto okna v rozmezí 100–200 ms. Často je využito i zpracování signálu na úrovni střední kvadratické hodnoty (RMS – root mean square), jež více reflektuje fyziologický vztah mezi chováním motorických jednotek a svalovou kontrakcí (Krobot & Kolářová, 2011). Většina těchto metod zpracování signálu EMG je doporučována mezinárodní společností v oblasti elektrofyziologie a kineziologie (ISEK).

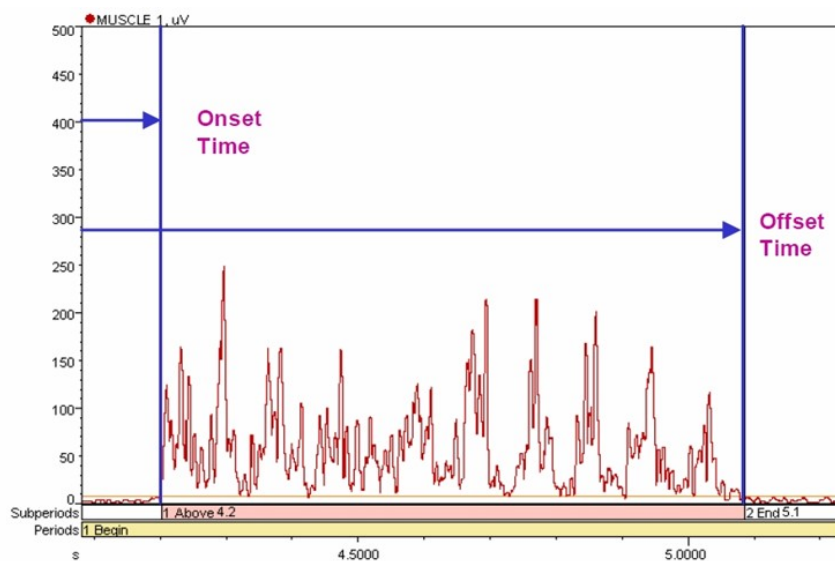
### **Analýza charakteristik signálu ve frekvenční oblasti**

Mezi standardní operace v rámci digitálního zpracování signálu patří analýza charakteristik signálu ve frekvenční oblasti (spektrální analýza) a v časové oblasti a časově-frekvenční analýza, případně fraktální analýza. Spektrální analýza slouží obecně k popisu signálu pomocí jeho složek ve frekvenční oblasti. Zobrazení jednotlivých harmonických komponentů signálu je výhodné zejména pro odstranění nežádoucích složek a následné vyhodnocení charakteru signálu (Jan, 2002). Získaný signál je možné popsat v časové nebo frekvenční oblasti. Přechod mezi vyjádřením z časové oblasti do oblasti frekvenční zajišťují tzv. transformace. K často používané transformaci funkce z časové na frekvenční oblast, slouží tzv. Fourierova transformace. Ta umožňuje získat obrazu signálu, který se dá následně zpracovávat a analyzovat (Škopek, 2016). Při analýze dat, a zpracování signálu je nutné respektovat určitá pravidla. Hug (2011) uvádí, že porovnává-li se amplituda proměnných jednotlivými měřeními, je nutné provést tzv. normalizaci dat. Tzn. převod EMG na určitou škálu, která je charakteristická pro všechna měření s následnou normalizací časové osy sloužící ke snížení interindividuální variability pohybu během měření. Na základě převedení časové osy na procenta pracovního cyklu, lze následně porovnávat sledovanou aktivitu i mezi jedinci, kteří vykonávají pohyb s různým časovým trváním. Konrad (2005) zmiňuje, že normalizace časové osy je vhodná pro porovnávání cyklických pohybů a takto získaná data jsou spíše ordinálního než metrického měřítka.

Názory na určení časové aktivity svalů (časové souslednosti náboru svalů, timingu) jsou i v současné době předmětem mnoha diskusí. Odlišný přístup lze

předpokládat v medicíně, ve fyzioterapii nebo při analýze aktivity svalů při pohybu ve sportu. Kračmar et al. (2016) má opačný názor, tvrdí, že se stále jedná o pohyb jednoho živočišného druhu. A rozdíly by měly být maximálně v citlivosti (viz svalový test v rehabilitaci).

Při sledování aktivity určitého svalu po určitou dobu můžeme určit aktivaci nebo deaktivaci svalu vzhledem k průběhu aktuální amplitudy signálu jak je patrné z obrázku 13. Pro analýzu EMG signálu je nutné tento signál filtrovat a rektifikovat, jak bylo již uvedeno výše. S upravenou křivkou může výzkumník dále pracovat (Konrad, 2005).



**Obrázek 13** Aktivace a deaktivace svalu při překročení zvoleného prahu (Konrad, 2005)

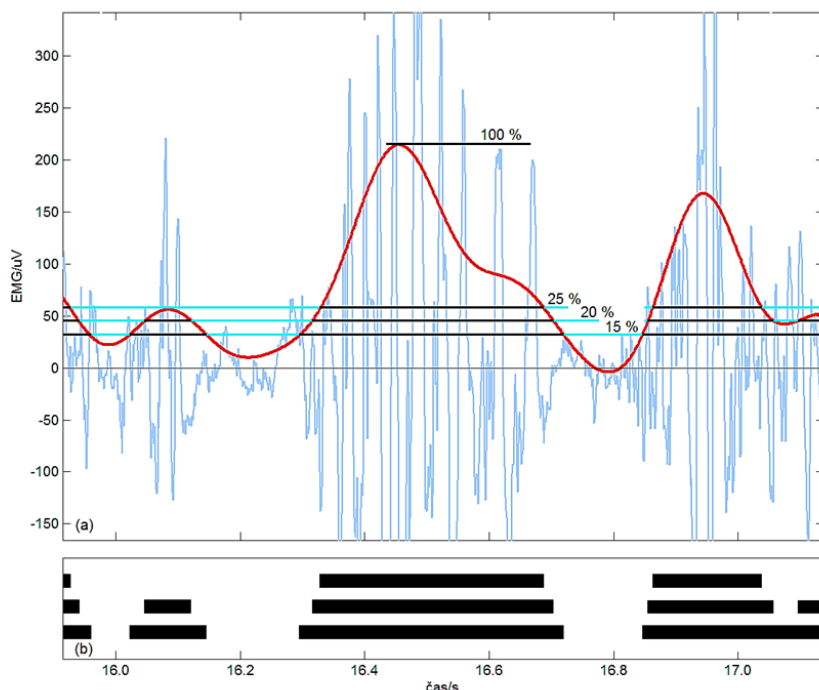
Sledováním funkce svalů v čase můžeme hodnotit svalové synergie nebo rychlost reakce na daný podnět (Basmajian & De Luca, 1985). Před samotným hodnocením aktivace sledovaných svalů je nutné určit tzv. aktivační hodnotu (práh), od níž může být sval považován za aktivní. Podle Konrada (2005) může být tento práh určen okamžikem překročení hodnoty dvou nebo tří směrodatných odchylek od klidové svalové aktivity. Dodává však, že tento postup není vzhledem k opakovatelnosti výsledků objektivní. Určení aktivačního prahu na základě směrodatných odchylek ze základní linie je podle něj variabilní v rámci jednotlivých pokusů i v rámci komparace různých osob. Podobně i De Luca (1997) doporučuje sledovat aktivaci svalu při překročení střední hodnoty signálu o dvě směrodatné odchylky. Pokud je tato hodnota kladná či záporná po určitou dobu činnosti (běžné hodnoty 20 ms), lze to



označit za aktivaci či deaktivaci svalu. Autor tento postup prezentuje na aktivaci svalu při pomalém zvyšování napětí ve svalu a dodává, že je nutné zohlednit šum a chování amplitudy signálu. Stejně jako De Luca (1997), tak i Krobot a Kolářová (2011) doporučují určit minimální dobu (např. 20 ms) pro registraci aktivace svalu. V některých studiích se však můžeme setkat i s časovým úsekem 10 ms (Pavelka, 2011).

Někteří autoři hodnotí aktivaci svalu při dosažení určité procentuální hodnoty z lokálního maxima sledované fáze. Podle Konrada (2005) tato hranice může být hodnocena už při dosažení 5 % z tohoto maxima. V práci Juráka, Pánka a Požgayové (2011) při analýze chybného provedení přenosu horních končetin u plaveckého způsobu kraul pomocí EMG se setkáváme dokonce s prahem na úrovni 50 % maximální registrované aktivity v průběhu hodnocené fáze. Podle Huga (2011) není žádoucí zbytečně zvyšovat tuto hladinu. Williams a Walmsley (2000) sledovali aktivaci svalů při výpadu v šermu na úrovni aktivačního prahu 10 % z hodnoty lokálního maxima křivky sledované fáze, také Balkó (2016) se zabýval aktivací svalů při výpadu v šermu a ve své práci vycházel z 20% prahu lokálního maxima. Pavelka (2011) tento práh při úderu v karate hodnotil také na úrovni 20 % maximální hodnoty hodnocené fáze. Vycházel z doporučení Hug a Dorel (2009), kteří tento postup označují jako single-threshold. Krobot a Kolářová (2011) zastávají názor, že volba prahu může zvolena podle typu prováděného pohybu. Hug (2011) k této problematice dodává, že identifikace aktivace svalu může být v určitých případech nečitelná, sporná a závislá na zvolení prahu.

Určení aktivace svalů na úrovni zvoleného prahu z maximální hodnoty amplitudy (lokálního maxima) v příslušné obálce je patrné z obrázku 14 (Špulák et al., 2014). Tento postup je vhodný například při hodnocení acyklických pohybů, které mají snadno definovatelný začátek a konec sledované fáze.



Obálka (červená silná křivka); úrovně a elektromyografický signál na pozadí (a); intervaly svalové aktivity detekované s využitím tří různých úrovní (b)

**Obrázek 14** Prahování obálky EMG signálu úrovněmi 15 %, 20 % a 25 % maxima (Špulák, 2015).

Špulák (2015) dále ve své práci uvádí, že pokud je EMG signál dostatečně vyhlazen, lze práh vztáhnout k jeho maximální hodnotě. Lákavou možností je použít nejvyšší hodnotu dosaženou během testu MVC. Tento test má ale dle autora nízkou opakovatelnost a při měření více svalů je časově velmi náročný. S ohledem na nahrávací chyby (např. pozvolné změny celkové amplitudy EMG signálu v důsledku postupného pronikání gelu elektrod do pokožky) má navíc naměřené maximum jen velmi krátkou platnost.

Existují i další metody detekce svalové aktivity, jak ve své studii zmiňuje Špulák (2015). Jedná se o prahování doplněné o nelineární úpravu Teager-Kaiserovým energetickým operátorem  $\Psi$ , metodu založenou na integrovaném profilu signálu, metodu založenou na analýze pravděpodobnosti a statistice výskytu určitých hodnot EMG signálu, dále použití Kalmanova filtru a Gaussova-Markova modelu, detekce změn za využití singulárního spektra, vlnkové transformace a další. Při cyklických činnostech je v současnosti dle autora zřejmě nejpřesnější metodou, která se používá pro analýzu EMG křivek, metoda tzv. „trojúhelníkové“ detekce. Tato metoda byla použita pro náš výzkum a je blíže charakterizována v kapitole 4.4 (Zpracování dat).

## Normalizace dat EMG signálu

Mezi další způsob úpravy EMG signálu patří normalizace, tuto problematiku řeší zejména Clarys et al. (2010), Mirka (1991), Fernández-Peña, Lucertini, Ditroilo (2009) či Halaki a Ginn (2012), Konrad (2005). Statistickými metodami pro kinantropologii se dlouhodobě zabývá Hendl (2009). Nejčastěji uváděnou technikou normalizace amplitudy EMG je pomocí maximální volní kontrakce (MVC). Ke stanovení hodnot maximální volní kontrakce je nutné detekovat vždy jednotlivý sval zvlášť a stejně tak provést vyhodnocení dat a vyhlazení amplitudy (De Luca, 1997; Konrad, 2005). Literatura v některých případech uvádí, že mohou být při měření získány ze svalu hodnoty vyšší než jejich změřená MVC, příklady těchto studií jsou uvedeny v tabulce 2.

**Tabulka 2** Porovnání MVC u různých studií (Clarys et al., 2010)

Authors	Examples	Up to	M. Triceps Brachii ( % of 100 % MVC)		
				Maximum (N = 1)	X total (N = 60)
<b>Lewille, 1973</b>	Back Stroke	142 %	<b>Crawl</b>		
	Breast Stroke	120 %	<b>Slow</b>	104	86
	Dolphin	160 %	<b>Normal</b>	114	96
			<b>Sprint</b>	124	110
<b>Clarys et al., 1983</b>	Crawl	138 %	<b>Breast Stroke</b>		
	Sculling	195 %	<b>Slow</b>	56	20
			<b>Normal</b>	96	60
<b>Jobe et al., 1984</b>	Baseball pitching	226 %	<b>Sprint</b>	120	80
			<b>Back Stroke</b>		
			<b>Slow</b>	106	72
<b>Clarys et al., 1990</b>	Archery (90 m)	111 %	<b>Normal</b>	114	80
<b>Hosea et al., 1990</b>	Golf swing	115 %	<b>Sprint</b>	142	96
<b>Clarys et al., 1994</b>	Special slalom	180 %	<b>Dolphin</b>		
			<b>Slow</b>	102	80
<b>Hintermeister et al., 1997</b>	Giant slalom	283 %	<b>Normal</b>	114	80
			<b>Sprint</b>	160	104

K tomuto trendu může docházet především při cyklických pohybech, u práce velkých svalových skupin (Voss et al., 1985). Clarys et al. (2010) k této problematice uvádí, že normalizační technika MVC je velmi populární a je přijatelná ve všech statických aplikacích. Pro všechny dynamické aktivity je použití izometrického odkazu sporné. Jako argumenty dále autor prezentuje i rozdílnost maxim při koncentrické a excentrické kontrakci. Otázka linearit vzniká, pokud hodnoty naměřené během isotonických dynamických sportovních pohybů přesahují 100% MVC. „Zdá se, že je rozumné předpokládat, že staticky získaná EMG, jako je MVC, nemůže být vhodnou referencí pro dynamické EMG“ (Clarys et al., 2010, p. 73).

De Luca (1997) doporučuje při normalizaci amplitudy brát hodnoty submaximální a stanovovat vhodný referenční bod na hodnotu 80 % MVC. Nad tuto hodnotu prahu totiž dle De Luca (1997) nemusí být síla a hodnoty EMG příliš stabilní. Hug a Dorel (2009) například doporučuje využít vztahu k submaximální nebo maximální volní kontrakci. Hodnoty MVC pod 10 % označují někteří autoři jako nedostatečnou svalovou aktivaci, která by se dala následně analyzovat. Oproti tomu hodnoty nad touto hranicí maximální volní kontrakce příslušného svalu jsou k zajištění funkční kapacity motorických jednotek daného svalu dostačující (Benešová, Holubářová, Pánek, & Pavlů, 2011). Decker, Hintermeister, Faber a Hawkins aj. (1999) ve své práci uvádí různé druhy aktivace svalu: do 20 % MVC minimální aktivace, 21–50 % MVC střední aktivace a nad 50 % MVC výrazná aktivace svalu.

Pokud hodnotíme svalovou aktivitu během cyklického pohybu, je zapotřebí provést časovou normalizaci, při které je EMG záznam vyjádřen procenty z pohybového cyklu (Jöllenbeck, 2006). Normalizaci časové osy doporučuje i většina autorů (De Luca, 1997; Hug & Dorel, 2009; Konrad, 2005).

## **2.3 Charakteristika plavání**

### **2.3.1 Plavání ve stručných historických souvislostech**

Plavání vždy patřilo k základním pohybovým dovednostem, které byly vedle chůze, běhu, lezení apod. existenční nutností člověka. Historie plavání je velmi dlouhá a počátky tohoto sportu jsou podle maleb na vázách a četných sošek dokladovány již ve starověkém Egyptě. V záznamech na papyrusech lze také nalézt zmínku o učiteli plavání, který vyučoval děti faraóna. První plavecké pohyby člověka vycházely z napodobování pohybu zvířat – hrabání, někdy i se střídavým vytahováním paží (Colwin, 2014; Hoch, 1983; Hofer, 2018; Lynn, 2014).

Počátky sportovního plavání jsou spjaty s vytrvalostními výkony. Popud k těmto výkonům dal anglický básník lord G. G. Byron. Aby si ověřil pravdivost řecké báje o Leandrovi, přeplaval roku 1810 Dardanelskou úžinu. V roce 1875 překonal anglický kapitán Matthew Webb kanál La Manche, jeho výkon byl 21 hodin a 45 min. V roce 1971 přeplaval kanál i Čech František Venclovský. Plavecké výkony byly dosahovány v moři, řekách, velmi populární byly distanční závody ve městech, např. slavný závod

„Napříč Paříží“. V současné době jsou soutěže podobného typu organizovány jako dálkové a otužilecké plavby (Hofer, 2018).

Podle Colwina (2014) se v polovině 19. století začaly zakládat v Londýně první plavecké kluby. Postupně se začalo vyvíjet také sportovní plavání v bazénech. Mezinárodní plavecká federace (FINA) byla založena roku 1908. Tato organizace vytvořila předpoklady pro vytyčení jednotných směrnic a pravidel a dala tak základ pro soutěžení v mezinárodním měřítku. Plavání bylo také zařazeno do programu již na první Olympiádě v roce 1896. Na těchto Olympijských hrách byla vypsána pouze disciplína „plavání“ a délka tratě, která se měla překonat. V závodech na 100 zde zvítězil průkopník jedné z prvotních plaveckých technik plaveckého způsobu kraul Maďar Alfred Hajos v čase 1:22,3 min.

Plavecký sport se dále vyvíjel, sportovci spolu s trenéry hledali nerychlejší plavecký způsob a nejlepší techniku provedení. Zlepšování plaveckých způsobů si žádalo i zvýšení pohybové úrovně plavce a to si vyžadovalo kvalitní tréninky. Přicházejí nové tréninkové metody, trénink se stává pravidelným a především dvoufázovým.

### **Vývoj techniky plaveckého způsobu kraul**

Technika kraulu se dynamicky rozvíjela zejména v souvislosti s obnovením novodobých olympijských her. „Vývoj byl umožněn liberálním pojetím pravidla disciplíny „volný způsob“. Podle plaveckých pravidel „v takto označené disciplíně může závodník plavat jakýmkoli způsobem, při dokončení každé délky bazénu a v cíli se plavec musí dotknout stěny kteroukoliv částí těla“ (Hofer, 2018, p. 45).

Většina autorů (Colwin, 2014; Hoch, 1983; Hofer, 2018; Lynn, 2014) uvádí jako první techniku tzv. trudgeon, nazývaný také „španělským rázem“. Touto technikou plaval první olympijský vítěz z roku 1896 Hajos. Tato technika se vyznačovala vysoko zvednutou hlavou, střídavými záběry pažemi, které se přenášely vpřed vzduchem. Nohy prováděly nůžkovité záběry. Tělo plavce se přitom otáčelo z boku na bok. Hlavní nedostatek této techniky spočíval v práci nohou. Nůžkovitý záběr nohou sice uděloval plavci velké zrychlení, to však bylo znehodnoceno následným pohybem ve směru plavání. V Paříži 1900 vzbudil pozornost Australan F. Lane, který prováděl střídavé kopy nohama vertikálním směrem, a to na jeden záběr paží, jeden kop. Pohyb vycházel z kolenního kloubu. Tato technika se označuje jako australský kraul. Otázku brzdících pohybů dolních končetin řešil také Maďar Z. Halmay. Aby odstranil brzdící účinky

nohou, plaval pouze pažemi. I přes tento “handicap” byl ostatním rovnocenným soupeřem. Halmai tak již na začátku 20. století potvrdil tézi o rozhodujícím podílu paží při vytváření propulzní síly u kraulu (Colwin, 2014). Vývoj této techniky dovršil havajský plavec Duke Kahanomoku, který zvítězil v roce 1912 ve Stockholmu. Prováděl též kopy vertikálním směrem, avšak pohyb již vycházel z kyčelních kloubů, odkud se vlnovitě přenášel do uvolněných kotníků.

Americký trenér Bachrach společně se svým svěřencem J. Weismulerem techniku kraulu dále zdokonalil. Zdůrazňovali vyšší polohu ramen, rytmické dýchání s výdechem do vody, relaxovaný přenos paží s téměř svislým předloktím a šesti úderovou souhru horních a dolních končetin. J. Weismuler překonal 9. července 1922 jako první plavec na světě minutovou hranici na 100 m volným způsobem časem 58,6 s. Technika tohoto plavce se stala základem moderního kraulu (Lynn, 2014).

V roce 1992 čínské sprinterky Wang Yenyig a Zhuang Young použily kraul s přenosem rovné paže a vyhrály olympijské zlato, avšak tento styl se stal nepovšimnutým. Byl zastíněn obviněním plavkyň z používání nedovolených látek. Přenos rovnou paží znovu vyzdvihl Australan Michael Klim na světovém šampionátu v Perthu roku 1998. Období tohoto stylu bylo nazváno revolucí „větrných mlýnů“ (Colwin, 2014; Volckening, 2004).

V současnosti lze rozlišit americké i australské pojetí kroulové techniky. Světových výsledků tak dosahují plavci různých individuálních stylů.

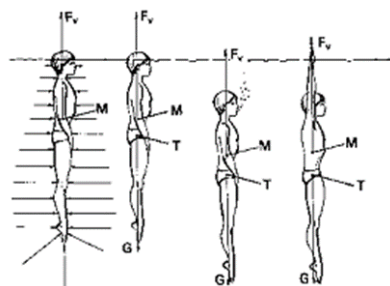
### **2.3.2 Biomechanika plavání**

Problematice biomechaniky plavání se věnuje celá řada autorů (Barbosa et al., 2010; Barbosa, Costa, & Silva, 2011; Colwin, 2014; Hofer, 2018; Maglischo & Maglischo, 1995; Maglischo, 2003; Motyčka, 2001; H. M. Toussaint & Beek, 1992; H. Toussaint & Truijens, 2005; Vorontsov & Rummyantsev, 2000). Znalost fyzikálních zákonitostí je nezbytná při každém rozboru pohybu člověka ve vodním prostředí. Pohyb plavce je výslednicí brzdících a hnacích (propulzních sil). Specifičnost vodního prostředí určují především síly hydromechanické, a to hydrostatika a hydrodynamika, dále odpor prostředí a setrvačnost. Z pohledu biomechaniky je nutno při teoretické analýze pohybu člověka ve vodě respektovat i zákony anatomie a fyziologie lidského těla. V následujícím textu je předložen základní přehled fyzikálních zákonitostí, které ovlivňují pohyb člověka ve vodě.

Statickými silami, které působí na tělesa ponořená do kapaliny, tedy i na tělo plavce se zabývá hydrostatika. *Hydrostatický tlak* roste s hloubkou, neboť jej vytváří tíha vodního sloupce. V kapalině působí všemi směry a na tělo působí kolmo. Výslednice všech hydrostatických sil je hydrostatický vztlak, úměrný podle Archimédova zákona objemu těla, a působící v působišti vztlaku. To je shodné s těžištěm vytlačené vody, tedy s geometrickým středem těla (Hofer, 2018; Maglischo, 2003; Motyčka, 2001).

Fyzikální stav vody je určován dvěma veličinami: *hustotou a tlakem*. Hustota (měrná hmotnost) vody je definována poměrem hmotnosti a objemu. Hustota (říční) sladké vody, teploty 20 °C je  $\rho$  998 kg/m<sup>3</sup>. Průměrná hustota lidského těla je blízká hustotě vody, není konstantní, ale mění se dýcháním, věkem i v závislosti na pohlaví. Rozdílná je též hustota jednotlivých tělesných segmentů, a to podle rozložení tkání v těle, například nejnižší hustotu mají plíce, dále tuková tkáň (920–940 kg·m<sup>-3</sup>), svaly mají větší hustotu než voda (1040–1050 kg·m<sup>-3</sup>) a kosti (1700–1900 kg·m<sup>-3</sup>). Jedná se o determinující přirozené faktory ovlivňující plavecký výkon, tzv. „vrozenou splývavost“ plavce, která je podmíněna geneticky somatotypem (Hofer, 2018; Maglischo, 2003; Motyčka, 2001). Problematikou těchto faktorů se zabývají mnohé studie (Cochrane et al., 2015; Geladas, Nassis, & Pavlicevic, 2005; Richardson, Beerman, Heiss, & Shultz, 2000), které potvrzují podmíněnost antropometrických komponent vzhledem k plaveckému výkonu.

Na lidské tělo ponořené do vody působí *tíha* těla  $G$  v jeho těžišti hmotnosti  $T$  a *hydrostatický vztlak*  $F$  v geometrickém středu objemu  $M$  vytlačené vody. Rozdíl mezi oběma silami má vliv na plovatelnost těla. Je dán vzájemným vztahem hustoty vody a lidského těla (Colwin, 2014; Hofer, 2018; Motyčka, 2001). Působení hydrostatického vztlaku a tíhy na plovatelnost člověka je znázorněn na obrázku 15.



F<sub>v</sub> – vztlaková síla; M – geometrický střed těla; T – těžiště; G – tíha těla

**Obrázek 15** Působení hydrostatického vztlaku a tíhy na člověka ve vodě (Hofer, 2018)

Jak uvádí Hofer (2018) pro reálnou, neproudící kapalinu za působení tíže, k níž patří i voda, platí tři základní zákony: 1) velikost hydrostatického tlaku nezávisí na směru působení, 2) Pascalův zákon – tlak v kapalině se šíří všemi směry, 3) tlak v kapalině roste úměrně s hloubkou. Z těchto zákonů můžeme odvodit Archimedův zákon.

Obvyklá formulace Archimedova zákona zní: „Těleso ponořené do kapaliny je nadlehčováno vztlakovou silou, rovnající se tíže kapaliny tělesem vytlačené. Působíště hydrostatické vztlakové síly je v těžišti objemu (geometrickém středu objemu) vytlačené kapaliny“ (Hofer, 2018, p. 16).

Dle Colwina (2014) má tento zákon zásadní vliv na správnou polohu a stabilitu těla plavce. Pokud je těžiště hmotnosti těla shodné se středem objemu vytlačené vody a leží-li oba body na společné vertikále tak, že těžištěm hmotnosti je pod středem objemu výtlaku, je tělo ve stabilní poloze, pokud nejsou splněny tyto podmínky, bude poloha těla labilní. Poloha těla plavce je tedy závislá na individuálních parametrech (délka, hmotnost končetin, distribuce svalové hmoty, poloha těžiště, působení hydrostatického vztlaku).

Hydrodynamika se zabývá silami, které působí na tělesa v průběhu pohybu v kapalině, tedy i na pohyb těla plavce ve vodě. Jedná se o jeden z rozhodujících faktorů ovlivňujících rychlost plavání. Jak uvádí většina autorů (Colwin, 2014; Counsilman & Counsilman, 1994; Hofer, 2018; Maglischo, 2003), pohyb plavce se řídí Newtonovými pohybovými zákony: zákonem setrvačnosti, zákonem síly a zákonem akce reakce. Plavec může ve vodě zvyšovat svou rychlost jen tehdy, bude-li zvyšovat hnací síly paží, nohou a trupu a současně bude zmenšovat odpor vody vhodným tvarem a polohou těla. Tato zásada neuvažuje požadavky fyziologické, biologické, psychologické apod.

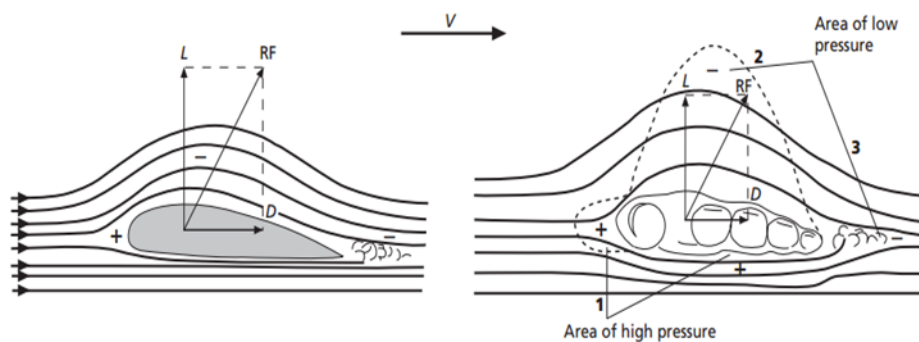
Hydrodynamické síly vznikají prouděním vody a jejím účinkem na tělo plavce, které voda obtéká. Hofer (2018) uvádí, že hydrodynamické síly vznikají na horních a dolních končetinách a při záběrové fázi zajišťují hlavní propulzi. Neaktivní části těla plavce (hlava, trup, dolní i horní končetiny), jsou zdrojem odporu proti pohybu. Účinek odporu a hydrodynamického vztlaku na trup, horní i dolní končetiny ovlivňují společně s hydrostatickým vztlakem polohu těla plavce. Setrvačné síly se podílejí na zrychlování a zpomalování pohybu plavce v průběhu pohybového cyklu.

Zákon o zachování energie při proudění kapalin vyjadřuje Bernoulliho rovnice, z které lze vyvodit závěr, že v průřezu, kde je menší rychlost proudění je menší „dynamický tlak“, ale větší „statický tlak“. Naopak při vyšších rychlostech proudění částic vody je větší dynamický tlak a menší statický tlak. Hydrodynamický vztlak



vzniká při obtékání těles umístěných v proudící kapalině. Vysvětlení jeho vzniku je aplikací předešlých dvou zákonů. V závislosti na tvaru tělesa a úhlu náběhu v proudu vody vznikají na povrchu tělesa, v důsledku různé délky a tedy i rychlosti proudění vody, různé hodnoty dynamického a statického tlaku. Pokud se zvýší dynamický tlak natolik, že statický tlak poklesne pod úroveň tlaku v okolí, vzniká „podtlak“ a na opačné straně tělesa dochází k „sací síle“. Tento princip je znázorněn na obrázku 16. Jemnější modelaci situace přináší Reynoldsova rovnice a další pak rovnice Navier – Stokes, řešící proudění nestlačitelné newtonovské tekutiny. Ta je speciálním případem obecné Cauchyho pohybové rovnice tekutiny.

Právě hydrodynamický vztlak je síla působící na zrychlení pohybu plavce a je důležitou hnací silou. Vzniká u plavce za podmínek, kdy rychlost obtékání povrchu kolem jeho těla je různá. Působí zde podtlak, který vzniká v důsledku vyšší rychlosti obtékání plavcova těla po delší dráze. Tato síla působí kolmo ke směru pohybu. Tento fyzikální jev způsobuje podtlak v horní části a přetlak v dolní části plavcova těla. Úzce souvisí s vedením záběru po esovitých drahách a s tzv. „pocitem vody“ (Colwin, 2014; Counsilman & Counsilman, 1994; Hofer, 2018; Maglischo & Maglischo, 1995; Motyčka, 2001; H. Toussaint & Truijens, 2005; Vorontsov & Rumyantsev, 2000).

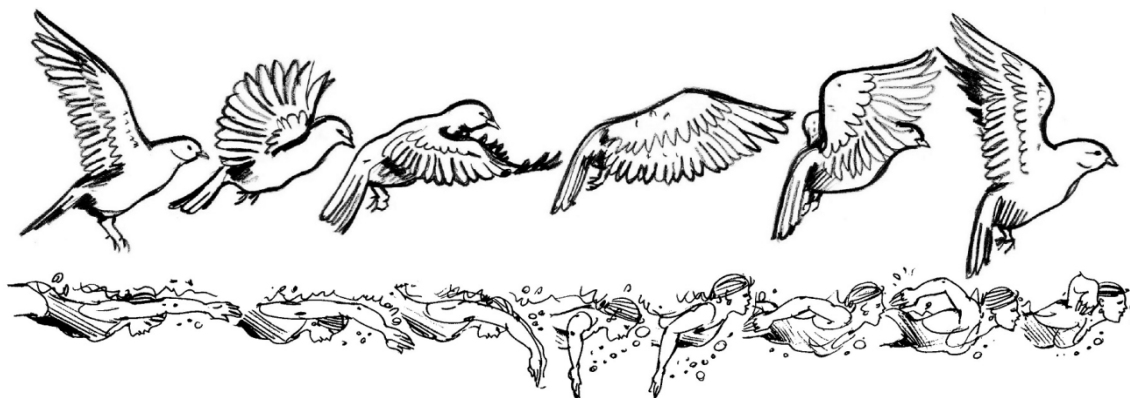


**Obrázek 16** Bernoulliho princip obtékání těles (Vorontsov & Rumyantsev, 2000)

Většina odborníků se shoduje (Brooks, 2011; Colwin, 2014; Hofer, 2018; Maglischo, 2003; Motyčka, 2001), že plavec při sportovním plavání musí především pohyby horních a dolních končetin vytvářet optimální hydrodynamickou sílu, jejíž průmět do směru pohybu je hnací silou pohybu vpřed. Přičemž podstatné je působení této síly po co nejdelší dobu s co nejmenším výdejem energie.

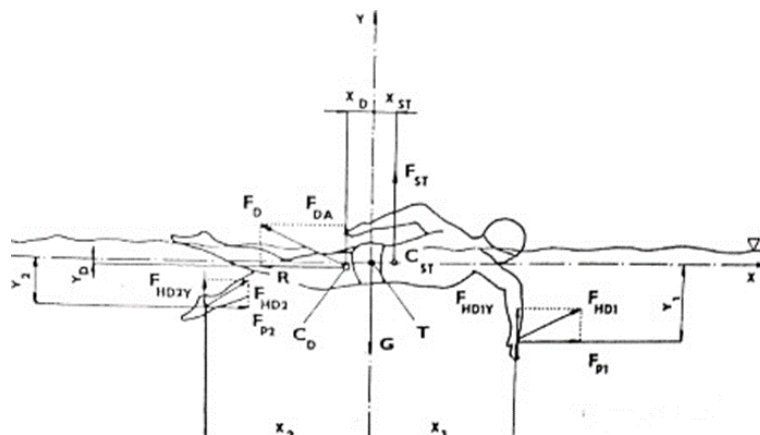
V historickém kontextu se názory na propulzní síly mění. Kiphuth (1942) ve své publikaci uváděl, že pro efektivní kraulový záběr paže musí probíhat v rovině rovnoběžné se střední rovinou. Tato hnací síla byla definována jako „reakce opory“. Studie Counsilnana (1968, 1971) a Maglischa (2003) analyzovaly záběry plavců pod hladinou a jejich výsledky dospěly k zjištění, že kromě „reakcí opory“ lze ovlivnit velikost hnací síly plavce ještě hydrodynamickým vztlakem. Od 80. let přibývali autoři, kteří zpochybňovali dominantní roli vztlaku v plavecké propulzi. Výzkumy ukazovaly na menší význam vztlaku a dominantní roli odporu. Rushall, Sprigings, Holt & Cappaert roce 1994 provedli 3D analýzu naměřených dat a zjistili, že odporové síly jsou vyšší u všech plaveckých způsobů, vyjma plaveckého způsobu prsa. K této problematice také Jurák (2013) shodně uvádí, že vztlak není dominantní složkou propulze a Bernoulliho princip nelze využít k výpočtu vztlakových sil. Toussaint, Van Den Berg & Beek (2002) se domnívají, že celkovou plaveckou propulsi ovlivňuje tzv. tlakový spád, který souvisí s měnícím se tlakem na části paže. Nicméně vznik propulzních sil je stálým tématem k diskusi (Lauder & Dabnichki, 2005; Rouboa, Silva, Leal, Rocha, & Alves, 2006).

Kračmar (2005a) ve své studii z roku 2005 ukazuje souvislosti mezi letem ptáka a pohybem plavce (Obrázek 17). Ptáci jsou udržováni v letu aerodynamickým tvarem křídla. Pro udržení ve vzduchu jsou vybaveni klenutým hrudníkem a mohutnými prsními svaly. Plavec je udržován ve vodě hydrostatickým vztlakem. Jak pták, tak plavec vytváření propulzní sílu pro pohyb vpřed. Hydrostatický vztlak není vůbec uvažován jako komponenta plavecké propulze.



**Obrázek 17** Souvislosti mezi letem ptáka a pohybem plavce (Kračmar, 2005a)

V hydrodynamických podmínkách plavání, tj. za pohybu působí na lidské tělo obecná prostorová soustava vnějších, mimoběžných sil gravitačních, hydromechanických a setrvačných. Pro ilustraci je na obrázku 18 uveden zjednodušený silový rozklad jedné části záběrové fáze kraulu pro rovinu „x“ a „y“ (Hofer, 2018).



**Obrázek 18** Síly působící na plavce za pohybu (Hofer, 2018)

Hydrodynamický odpor charakterizuje Motyčka (2001) i další autoři jako sílu vodního prostředí, která působí proti směru pohybu plavce. Původ této síly i její velikost se liší podle toho, zda se plavec pohybuje na hladině, či pod hladinou. Odpor vody  $R$  při plavání na hladině lze stanovit jako součet tří základních složek: odporu tření  $R_T$ , odporu vlnového  $R_{VL}$  a odporu tvarového  $R_{TV}$ .  $R = R_T + R_{VL} + R_{TV}$ .

Velikost třecího odporu je závislá na viskozitě prostředí, na ploše těla ve vodě a na podmínkách proudění na rozhraní těla a vody. Typy proudění jsou laminární, turbulentní a přechodové. Turbulentní proudění způsobuje největší tření. Jeho vznik a velikost je ovlivněna rychlostí plavce, jeho tělesnými parametry (délkou těla), hustotou a viskozitou vody (Counsilman & Counsilman, 1994; L. Seifert, Toussaint, Alberty, Schnitzler, & Chollet, 2010).

Třecí odpor vzniká proudem vody a tělem plavce. Projevuje se pouze v mezní vrstvě přiléhající k povrchu těla. Proudění vody v této vrstvě je jak ustálené – laminární (menšího odporu styku kapaliny s tělesem) a současně také turbulentní (způsobuje větší brzdící síly). Na velikosti třecího odporu má vliv druh proudění v mezní vrstvě a ten je ovlivněn povrchem, plochou a tvarem tělesa a přítokovou rychlostí vody. Toto viskózní tření vody plavci snižují použitím plavek z nových materiálů obepínajících maximálně tělo. Přestože experimentální práce (Mollendorf, Termin, Oppenheim, & Pendergast,

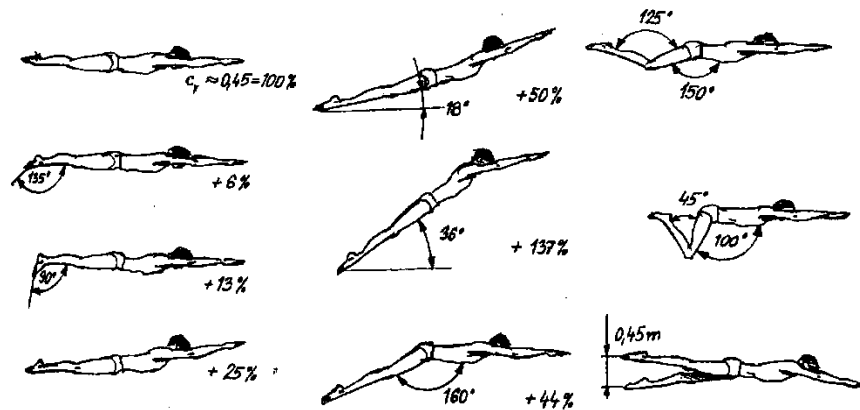
2004; Toussaint, Truijens, et al., 2002) zaměřené na proudění vody okolo lidského těla nepotvrdily cílené usměrnění proudění pomocí plavek, objevují se v roce 2009 nové technologie povrchových úprav plavek a celotělových obleků (typu Shark's skin, Powerskin, Fastskin, Flexskin apod.). Následně od 1. 1. 2010 plavecká federace FINA (2010) zavedla certifikaci materiálu závodních plavek.

Vlnový odpor vzniká podle Hofera (2018) pohybem plavce na vodní hladině nebo těsně pod hladinou. Při plavání v hloubce je vlnový odpor nulový. To je příčinou, proč jsou plavci při plavání pod vodou rychlejší než při plavání na hladině. Velikost součinitele vlnového odporu je funkcí bezrozměrného čísla, které je nazýváno číslem Frouda. Jednu z nejobvyklejších variant jeho matematického zápisu lze vyjádřit touto rovnicí:  $F_r = v/\sqrt{g \cdot L}$ . Kde značí  $v$  - rychlost pohybujícího se tělesa ( $m \cdot s^{-1}$ ),  $L$  - délku tělesa (výška plavce),  $g$  – gravitační zrychlení ( $m \cdot s^{-2}$ ). Stejně jako Hofer (2018) a Seifert (2010) tvrdí, že vlnová délka je závislá na rychlosti, kterou se plavec pohybuje. Vlna se pohybuje se shodnou rychlostí, čímž je plavec „chycen“ mezi sebou vytvořené vlny. Čím je rychlost vyšší, tím se zvyšuje i amplituda vlny a plavání je více energeticky náročné. Čechovská & Miller (2008) dále zmiňují, že plavání pod hladinou působí na plavce menším vlnovým odporem, čehož využívají závodní plavci po startech a obrátkách.

Tvarový odpor je podle Maglischa (2003) součástí hnacích a brzdících sil. Hofer (2018) upřesňuje terminologii a uvádí, že z pohledu vzniku a působení by mohl být nazýván odporem tlakovým nebo vírovým. Z pohledu hydrodynamiky má nejmenší tvarový součinitel odporu  $C_X$  těleso ve tvaru kapky ( $C_X 0,06$ ) a největší ve tvaru misky ( $C_X 1,36$ ). V souladu s touto zákonitostí Colwin (2014) zmiňuje, že velikost tvarového odporu závisí na tvaru tělesa a na jeho poloze vůči proudící vodě. Tvarový odpor v plavání souvisí s co nejvhodnější polohou těla a úhlem náběhu, jak je patrné na obrázku 18. Čechovská & Miller (2008) dodávají, že pro minimalizaci tvarového odporu v hleznu je vhodné postavení kloubu s plantární flexí, důležitá je dostatečná flexibilita kloubu.

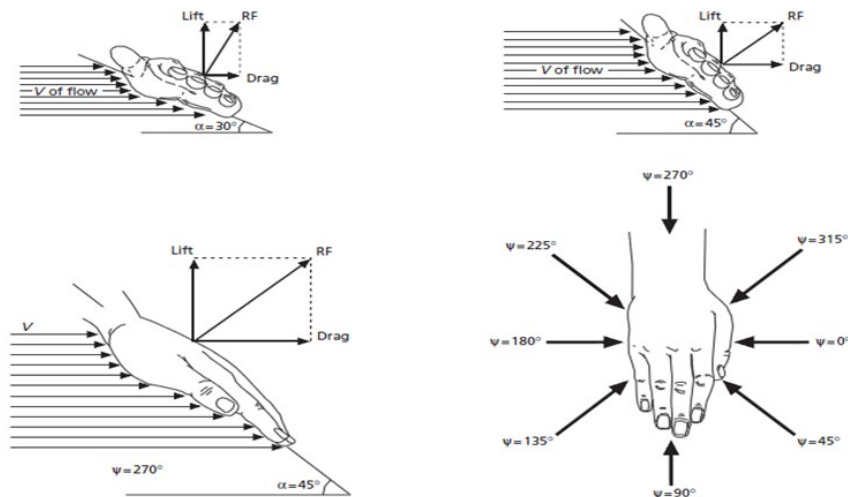
Výsledná hydrodynamická síla, je závislá na řadě faktorů. Dle prvních experimentálních prací Counsilmana (1968, 1971) a Schleihaufa (1979) je důležitý optimální tvar ruky k vytváření vztlaku, dále je třeba volit takovou dráhu pohybu ruky vodou, která by umožnila výslednici hydrodynamického vztlaku a odporu působit ve směru plavání po co nejdelší dobu. Tato dráha je však kompromisem mezi

hydrodynamickými požadavky a kloubním vzorcem ramenního kloubu. A to tak, aby byla minimalizována funkční decentrace kloubu (Obrázek 19).



**Obrázek 19** Závislost celkového odporu na úhlu náběhu plavce a polohách jeho segmentů při rychlosti  $v = 2 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  (Hofer 2018)

Berger, de Groot & Hollander (1995) provedli podobná měření s pomocí modelů rukou a paží a dospěli k obdobným výsledkům jako studie Schleihaua (1979). Následné výzkumy (Bixler & Riewald, 2002; Kudo, Vennell, & Wilson, 2013; Matsuuchi et al., 2009; Vorontsov & Rummyantsev, 2000) posuzují další podstatné faktory, například úhel náběhu ruky  $\varphi$  podle její okamžité polohy na trajektorii (při pohybu ruky palcem vpřed by velikost úhlu alfa měla kolísat mezi 45–60°, při pohybu malíčkem vpřed mezi 55–70°), na geometrickou polohu ruky během jejího pohybu po trajektorii tzv. úhel šípovitosti  $\psi$ . Tyto faktory jsou znázorněny na obrázku 20.



**Obrázek 20** Hydrodynamický vztlak a odpor na ruce při pohybu, úhly šípovitosti (Vorontsov & Rumyantsev, 2000)

Hydrodynamické síly vznikající při pohybech dolních končetin při sportovním plavání lze analyzovat podobným způsobem jako horních končetin. Jediným segmentem, u kterého se předpokládá významnější vznik hydrodynamického vztlaku, je u dolních končetin jejich distální část – noha. Hydrodynamický vztlak s odporem vzniklé na noze mohou za jistých podmínek vytvořit výslednou hydrodynamickou sílu, která může dát do směru plavání pohonnou složku (Colwin, 2014; Hofer, 2018; Maglischo, 2003; Motyčka, 2001). O fylogenetických souvislostech nízké míry propulze, produkované dolními končetinami se zmiňuje (Kračmar, 2005b).

### 2.3.3 Charakteristika klíčových pojmů a parametrů plavecké lokomoce

Vzhledem k řešené problematice je v této kapitole pozornost zaměřena na vymezení odborné terminologie a definování základních pojmů týkajících se parametrů lokomoce plavce.

*Technika* plavání vychází z pravidel mezinárodní plavecké federace, které vymezují čtyři plavecké způsoby: prsa, motýlek, znak a volný způsob (FINA, 2010). Čechovská (2014) uvádí i další pojmy, které se vážou k technice plaveckých způsobů. *Modelová technika* je dle autorky souhrnem kritérií o podobě plavecké techniky v konkrétní disciplíně. Dále charakterizuje i *závodní techniku*, kterou plavec uplatňuje

v soutěžních podmínkách a také *optimalizovanou efektivní techniku*, která vychází z individuálních předpokladů plavce. Hofer (2018) definuje *plavecký způsob* jako pravidly vymezený způsob lokomoce člověka ve vodě, který má obecnější charakter v porovnání s technikou. Je definován a stanoven pravidly, kdy kraul je vymezen již svým označením – volný způsob. Individuální osvojení plavecké techniky je nazýváno *stylem*, který je u každého plavce jedinečný, protože se v něm uplatňují jeho individuální předpoklady.

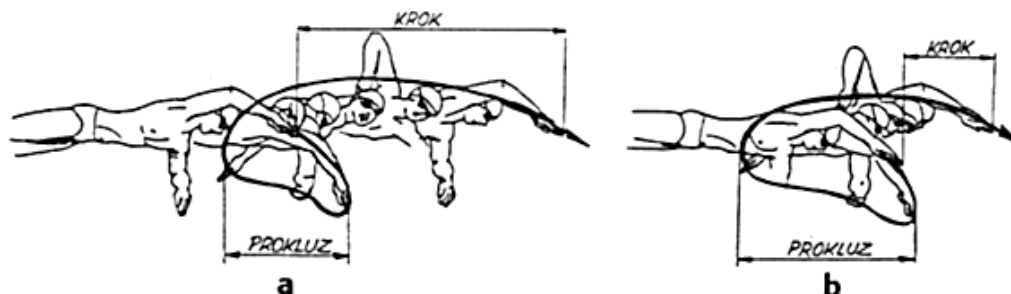
Parametry lokomoce plavce sledují účinky cyklické pohybové aktivity plavce v prostoru a čase a zároveň poskytují informace o účinnosti techniky. Mezi základní parametry patří doba *trvání pohybového cyklu*, *frekvence pohybových cyklů*, *délka plaveckého kroku a prokluz*. Tyto pojmy se objevují téměř ve všech pracích sledujících techniku plavání (Callaway, 2015; Colwin, 2014; Zdeněk Hofer, 2018; Maglischo, 2003; Motyčka, 2001; Toussaint & Truijens, 2005).

Hofer (2018) definují *cyklus* jako soubor opakujících se pohybů. Při kraulu je jedním pohybovým cyklem soubor jednoho cyklu pravou a jednoho cyklu levou horní končetinou. Začíná prvním kontaktem ruky s vodní hladinou po přenosu vpřed. Doba cyklu se mění s intenzitou plavání.

*Plavecký krok* je vzdálenost, kterou překoná plavec (resp. jeho těžiště) v průběhu jednoho cyklu plaveckých pohybů. Relativní délka plaveckého kroku je podílem délky plaveckého kroku k dvojnásobnému rozpětí paží v metrech. Délku plaveckého kroku popsali Craig a Pendergast (1979). V zahraniční literatuře se uvádí jako Stroke Length (SL). Délku plaveckého kroku je možno zjišťovat z videozáznamu v úseku s označenými vzdálenostmi, nebo je možno spočítat počet plaveckých cyklů na stanoveném úseku.

Frekvence pohybů je počet cyklů za jednu minutu, v literatuře uváděné jako Stroke Rate (SR) (Coty et al., 2007; Colwin, 2014; Hofer, 2018; Maglischo, 2003). Vztah mezi frekvencí pohybů, délkou plaveckého kroku a rychlostí plavání je velmi komplexní. Pro dosažení okamžité maximální rychlosti musí plavec použít jejich optimální kombinaci. Se zvyšující se frekvencí se často snižuje délka plaveckého kroku. Nalezení optimálního poměru je individuální záležitost s cílem dosažení co nejvyšší rychlosti. Vysoké frekvence pohybů vedou k rychlému výdeji energie, takže pro každou délku trati je tento poměr různý.

*Prokluz* je vzdálenost, o kterou se posune ruka při záběru proti směru lokomoce, jak je patrné z obrázku 21. Délka prokluzu bývá často spojována se stupněm účinnosti plavecké techniky a navenek se projevuje délkou plaveckého kroku (Hofer, 2018).

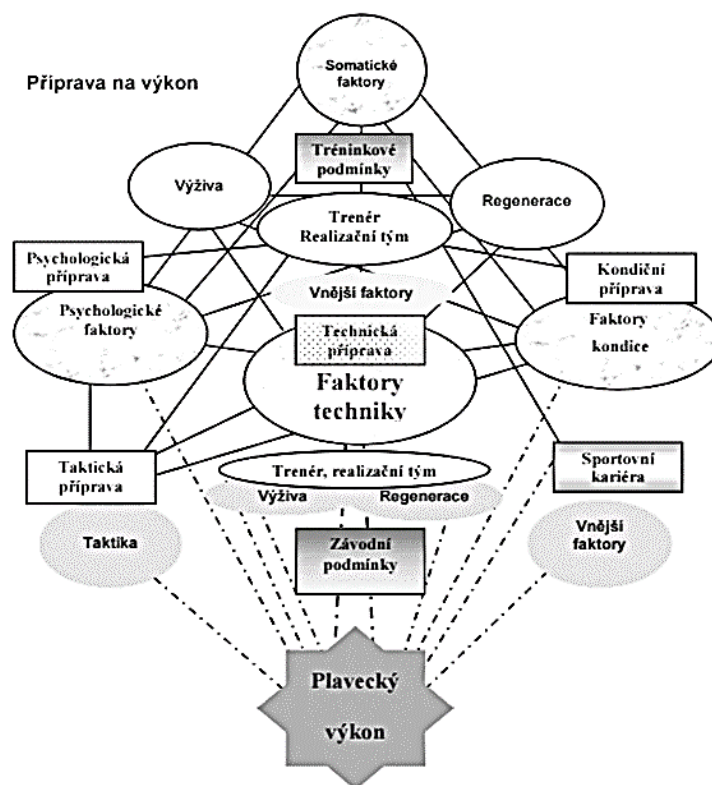


**Obrázek 21** Plavecký krok, plavecký prokluz (Hofer, 2018)

### **2.3.4 Faktory ovlivňující sportovní výkon v plavání**

Každý sportovní výkon je charakterizován počtem a uspořádáním relativně samostatných součástí sportovního výkonu – faktorů, které jsou ve vzájemné interakci. Tyto faktory vycházejí ze somatických, kondičních, technických, taktických a psychických základů výkonů a jejich společným znakem je to, že jsou ovlivnitelné tréninkem. Chápeme je jako relativně samostatné součásti sportovních výkonů (Dovalil et al., 2012). Dle Bensona a Conollyho (2012) je plavání komplexní aktivita, která vyžaduje vysokou kvalitu zvládnutí převážně cyklického pohybu. Zvýšené úsilí či zvýšení tělesné zdatnosti nevede vždy k vyšší dosažené rychlosti, tedy lepšímu výsledku. Důležitá je vysoká kvalita zvládnutí techniky a "pocitu vody". Konkrétní plavecký výkon je v odborné literatuře (Bernacíková, Kapounková, & Novotný, 2012; Colwin, 2014; Hofer, 2018; Maglischo, 2003; Pokorná & Čechovská, 2009; Silva, Costa, & Oliveira, 2007) chápán jako složitý víceúrovňový systém naprosto specifických vztahů mezi širokým spektrem jednotlivých faktorů. Představa struktury těchto faktorů bývá pojímána pro svou složitost často pouze schematicky, jak je patrné z obrázků 22. Z tohoto důvodu neexistuje v literatuře komplexní, exaktně ověřený model struktury plaveckého výkonu, v následujícím textu jsou proto uváděny faktory, které ovlivňují sportovní výkon obecně.





**Obrázek 22** Faktory ovlivňující sportovní výkon v plavání (Pokorná & Čechovská, 2009)

### Somatické faktory

Z řady šetření lze vyvodit závěry, že stavba těla jedince je jedním z faktorů ovlivňující výkonnost v různých sportovních specializacích a příslušných sportech. To platí i pro plavání a antropomotorické ukazatele jsou považovány za jedny z nejdůležitějších faktorů (Fernandes et al., 2008; Richardson et al., 2000; Sánchez-Muñoz, Zabala, & Williams, 2012; Zuniga et al., 2011). Odborné studie (Fernandes et al., 2008; Kjendlie & Stallman, 2011) zabývající se antropometrickou charakteristikou elitních plavců mimo jiné uvádí vysoký index rozpětí paží, vyšší postavu oproti běžné populaci, ektomorfní-endomorfní somatotyp u plavců a vyvážený mezomorfní somatotyp u plavkyň. Jak zmiňuje Grasgruber a Cacek (2008) rozdíly mezi disciplínami i vzdálenostmi jsou výrazné. Na krátkých tratích hraje roli i plocha chodidel a dlaně. Na dlouhých kraulařských tratích klesá význam síly záběru, takže se zmenšuje tělesná výška. Další antropometrické studie (Carter & Ackland, 1994; McLean & Hinrichs, 2000) zmiňují, že procentuální podíl tuku není extrémně nízký a pohybuje se v mezích

obvyklého sportovního optima tj. u mužů cca 5–10 % a u žen 15–20 %. Také Benson a Connolly (2012) uvádí, že průměrná tělesná výška mužů je mezi 187–191 cm, u žen 171–174 cm, tělesná hmotnost 76–84 kg u mužů a 62–66 kg u žen; procento podkožního tuku je u plavců 6,2 % a u plavkyň 10,9 %; typický somatotyp pro vrcholového plavce je 2–5,6–2,9, u plavkyň 3,6–3,8–3,1; podíl svalových vláken u plavců bývá udáván 45 % rychlých a 55 % pomalých.

### **Kondiční faktory**

Kondiční nároky výkonů ve sportovním plavání, při němž se uplatňuje aerobní i anaerobní alaktátový a laktátový metabolismus, jsou poměrně vysoké. S podstatou plaveckého výkonu nejvíce korespondují silové a silově vytrvalostní schopnosti. Uplatňuje se i síla explozivní (starty, obrátky) a vytrvalostní (delší tratě). Rychlostní vytrvalost se projevuje u krátkých tratí (50 m), krátkodobá vytrvalost pro tratě 100 m, 200 m, střednědobá vytrvalost na tratích 200 m, 400 m, dlouhodobá vytrvalost pro dlouhé tratě 800 m až 1500 m a vytrvalostní závody pohybující se v trvání i na úrovni 2 hodin (Costill, Reifield, Kirwan, & Thomas, 1986; Girold, Maurin, Dugué, Chatard, & Millet, 2007; Tanaka & Swensen, 1998). Zásadní význam silových schopností potvrzují i další studie (Aspenes et al., 2009; Costill et al., 1986; Girold et al., 2007; Hawley & Williams, 1991; Morouço, Keskinen, Vilas-Boas, & Fernandes, 2011a; Sharp, Troup, & Costill, 1982; Strzała & Tyka, 2009; Tanaka, Costill, Thomas, Fink, & Widrick, 1993; Tanaka & Swensen, 1998). Podstatná je také flexibilita ramenních kloubů, hlezenních kloubů a kyčlí (Floryan, Rowley, & Smits, 2017; Foley, Mier, Shapiro, & Tiozzo, 2016).

### **Faktory techniky**

Mezi specifické nároky plavání patří význam technického provedení pohybů. Jak uvádí většina autorů (Colwin, 2014; Hofer, 2018; Maglischo, 2003), účinnost plaveckého záběru ve vodním prostředí je přímo závislá na schopnosti oporné reakce plavce, kdy musí vytvořit co největší odpor vodního prostředí vůči záběrovým plochám svého těla. Zde platí nepřímá úměra mezi touto schopností a množstvím vynaložené síly při překonávání určitého úseku v identickém čase. Dle Toussainta a Truijense (2005) mají vliv na zvládnutí těchto faktorů koordinační schopnosti, které však celkově v plavání nemají rozhodující váhu, ale podstatná je standardizace techniky ve všech úrovních

zatížení. S tímto tvrzením nesouhlasí Kračmar et al. (2016), podle kterého je cit pro vodu ta nejvyšší míra recepcce, propriocepce a následné koordinace. Technika je tak vnějším ukazatelem koordinace. Neumann, Pfützner a Hottenrott (2005) spojují optimalizaci individuální techniky z dynamicko-časového a časově-prostorového pohledu také s technickými parametry, konkrétně s frekvencí pohybu a dráhou pohybu záběrových segmentů. Richards (2009) vyjadřuje efektivní techniku jako maximalizaci propulzních sil a minimalizaci odporových sil. Newsome a Young (2012) ji formulují jako kombinaci vynaloženého svalového úsilí a výsledné rychlosti plavání. Ovládnutí optimální plavecké techniky je podle Brookse (2011) podmíněno tzv. dokonalým citem pro vodu, vytvořením dynamického stereotypu v měnících se podmínkách. Nejlepší plavci jako je Michael Phelps, Natalie Coughlin nebo Ryan Lochte jsou vzorem skvělé techniky.

### **Faktory taktiky**

Taktikou rozvržení sil v závodě se zabývá zejména Maglischo (2003). Mezi hlavní taktické faktory v plavání patří volba rozložení sil na plavaném úseku, taktika plavání v kvalifikačních kolech závodu vzhledem k množství vydané energie a únavy plavce. Autor uvádí, že maximálním úsilím dokáže závodník plavat v závodě v součtu maximálně 40–45 s. Může rovněž zvolit taktiku z pohledu dýchání v průběhu závodu. Možnost přizpůsobit taktiku v průběhu závodu vzhledem ke svým soupeřům mají plavci omezenou. I další autoři (Li & Huang, 2008; Lipińska, Allen, & Hopkins, 2016; Minwu, 2002) zmiňují taktiku v závislosti na podmínkách a situaci - např. rozložení sil při závodě, plavání disciplíny určeným tempem, reálný odhad vlastních možností, schopnost rychle reagovat na změny, které se mohou vyskytnout během závodu.

### **Psychické faktory**

Příprava vrcholového sportovce přináší opakovanou psychickou zátěž. Výzkum Shearda a Golbyho (2006) potvrdil vliv psychologických faktorů při zvyšování výkonnosti plavce a ovlivňování kognitivních funkcí. Podle výsledků šetření, která uvádí např. Bar-Eli, Dreshman, Blumenstein a Weinstein (2002), Meggs a Chen (2018) lze konstatovat, že příčiny úspěšnosti sportovce je žádoucí hledat nejen v oblasti motorických parametrů, ale také ve sféře psychologické. Dle těchto studií jsou vytrvalostní sporty,

jako je plavání, spojeny s odhodláním, soutěživostí, emocionální stabilitou a nedostatkem úzkosti.

### Fyziologické faktory

Většina plaveckých disciplín (50 m, 100 m a 200 m) se pohybuje v časovém intervalu do 2 min. Intenzita zatížení je submaximální až maximální. Metabolické krytí probíhá tedy především v systému ATP-CP u nejkratších zátěží až po anaerobní glykolýzu tratí delších (Neumann et al., 2005). Jak uvádí Bernacíková et al., (2012) výkony hrazené z 50 % aerobně a z 50 % anaerobně trvají kolem 4–5 minut. Jde o výkony na 400 m tratích. Metabolické krytí nejdelší plavecké tratě 1500 m je z větší části hrazeno aerobní fosforylací. Pro trať 50 m je energetický výdej uváděn 3700 % bazálního metabolismu, celkový výdej energie pak 190 kJ/min. Z energetického hlediska je nejefektivnější disciplínou kraul (vyžaduje jen 71% energie ve srovnání s plaveckou technikou prsa Nejčastěji posuzované a sledované fyziologické parametry jsou uvedeny v tabulce 3.

**Tabulka 3** Max. hodnoty fyziologických parametrů při testu do maxima (Bernacíková et al., 2012)

Fyziologický parameter		Muži	Ženy
VO <sub>2</sub> max	maximální příjem kyslíku	ml · min <sup>-1</sup> · kg <sup>-1</sup>	
		55-65* (dlouhé tratě)	55-60**
		60-70**	56,1***
		62,7***	54,5****
		65****	
SF max	maximální srdeční frekvence	tepy · min <sup>-1</sup>	
		184****	183****
La max	maximální koncentrace laktátu	mmol · l <sup>-1</sup>	
		15-16*	12,5***
		9,4****	6,8****
V <sub>E</sub> max	maximální ventilace	tepy · min <sup>-1</sup>	
		185****	133****
VO <sub>2</sub> / SF	tepový kyslík	ml	
		30,4****	18,9****
VC	vitální kapacita plic	l	
		7,2****	4,7****
		% z průměrné populace	
RQ max	poměr respirační výměny		
		1,09****	1,06****
P max	maximální výkon na bicyklovém ergometru	W	
		388***	325***
		437****	295****
		W · kg <sup>-1</sup>	
		5,2****	4,7****
ANP	úroveň anaerobního prahu	% z SF max	
		% z VO <sub>2</sub> max	
		75,5	77,0

Upraveno dle Bartůňková 1993\*; Grasgruber-Cacek 2008\*\*; Jansa 2007\*\*\*; Ústav sportovní medicíny 2010\*\*\*\*

Dle Helgeruda et al. (2007) a také Åstrand, Rodahl, Dahl a Strømme (2003) je  $VO_2\max$  cenným ukazatelem při posuzování aerobní kardiorespirační zdatnosti a je považován za jeden z nejdůležitějších faktorů plaveckého výkonu. Z tohoto důvodu existuje celá řada studií, která se touto problematikou zabývá (Costill et al., 1988, 1991; Fernandes et al., 2008; Olbrecht, 2016). Řada autorů (Colwin, 2014; Engels, Zhu, & Moffatt, 1998; Houdová & Čechovská, 2012; Maglischo, 2003; Olbrecht, 2016) se shoduje, že při vstupu do vodního prostředí dochází k poklesu srdeční frekvence (SF), a to jak klidové, tak i submaximální. Rozdílné názory jsou však na velikost rozdílu SF a důvody vzniku tohoto jevu. V současnosti jsou stále předmětem diskuse, přesto existují obecná doporučení pro odečet 10–13 tepů/min pro stejně prováděnou intenzitu zátěže ve vodním prostředí (Benson & Conolly, 2012; K Hottenrott & Zülch, 1995; Kuno Hottenrott, 2007; Houdová & Čechovská, 2012), ačkoliv určité studie (Alberton et al., 2009; Graef & Krueel, 2006) upozorňují na vysokou interindividuální variabilitu, a tedy potřebu odečet individualizovat. Odborné studie uvádí celou řadu faktorů, které významně ovlivňují kardiovaskulární systém během pobytu ve vodním prostředí. Mezi nejvýznamnější patří působení hydrostatického tlaku okolního prostředí, teplota vody, poloha těla, intenzita pohybové činnosti, klidová srdeční frekvence, tělesná zdatnost a trénovanost, přítomnost zjevných či skrytých onemocnění či vliv medikace (Houdová & Čechovská, 2012).

### **Vnější faktory**

Mezi vnější podmínky, které mohou ovlivnit plavecký výkon, patří zejména tréninkové zázemí – primárně plavecký bazén – jeho délka, kvalita, teplota a čistota vody, konstrukce bazénu a jeho částí, časové možnosti tréninku, teplota ovzduší. Mezi další faktory patří také sportovní vybavení plavce. Plavky jsou po změnách pravidel regulovány materiálově i svými rozměry (FINA, 2010), plavecké brýle mají různé tvary, na výkon plavce však nemají zásadní vliv. Důležitá je také regulace tréninkového procesu a zisk zpětné vazby pro modifikaci tréninku. Nezastupitelnou roli má trenérské zázemí. Pro podání vynikajícího výkonu pomáhá plavci široké spektrum tréninkových možností pro kondiční přípravu a možnosti rehabilitace a regenerace. S podáváním zpětné vazby a dalším impulzům pro růst plavcovy výkonnosti jsou možnosti testování výkonnosti a techniky plavání. Z vnějších faktorů plavce rovněž ovlivňuje rodinné

zázemí, podmínky na soutěžích a závodech, jako jsou prostředí (bazén), soupeři a způsob měření (Colwin, 2014; Hofer, 2018; Maglischo, 2003).

### **2.3.5 Rozvoj silových schopností – suchá příprava plavců**

V každé sportovní specializaci je třeba rozvíjet silové schopnosti pro zajištění co možná nejlepšího výkonu. Rozvoj silových schopností plavců je specifický v tom, že probíhá ve dvou dimenzích, a to ve vodním prostředí a na suchu. Vzhledem k tématu této práce je následující text zaměřen na silovou přípravu plavců mimo vodní prostředí.

Dizertační práce se zaměřuje na plavecký způsob kraul, který je silově organizován zejména přes pletenec ramenní. Jak uvádí Hollander a Cabri (1987) a Deschodt et al. (1999) přibližně 85 % hnací síly získává plavec právě činností horních končetin. Také další studie prokazují významnou korelaci mezi silou svalů horní poloviny těla a plaveckým výkonem (Aspenes & Karlsen, 2012; Aspenes et al., 2009; Loturco et al., 2016). Z důvodu specifického vodního prostředí lze efektivní rozvoj plaveckých dovedností jen velmi těžce nahradit. Přesto suchá příprava zaujímá důležité místo v tréninku plavců a mnoho odborníků ji považuje za plnohodnotnou součást plaveckého tréninku. Na význam suché přípravy ve sportovním plavání poukazují například Crowe, Babington, Tanner, a Stager (1999), Lynn (2014), Maglischo (2003), Morouço, Marinho, Amaro, Pérez-Turpin a Marques (2012). Na základě dostupných studií je možné usuzovat na skutečnost, že suchá příprava plavců, kteří se připravují na stejné plavecké disciplíny a dosahují v nich vrcholné výkonnosti, se velmi výrazně odlišuje. K tréninku mimo vodní prostředí je přistupováno buď jako k doplňku plavecké přípravy, kde zastupuje kompenzační funkci nebo se lze také setkat s pojetím suché přípravy, která je na rovnocenné úrovni s plaveckým tréninkem, tedy je plnohodnotnou součástí tréninkového procesu zejména pak silové přípravy plavce.

Na základě těchto poznatků lze shrnout, že předpoklad horních končetin vytvářet specifický vnější mechanický výkon je jedním z limitujících faktorů určujících plavecký výkon, vykazuje značné zlepšení tréninkem a snižuje se při netrénování. Produkce mechanického výkonu v plavání především u výkonů na 50–400 m, ale i špičkových výkonů na delší tratě 800–1500 m není limitována ani tak úrovní centrálního oběhového a dýchacího systému, jako spíše množstvím a kvalitou svalové hmoty „propulzních svalů“ použitých pro pohyb ve vodě vpřed. Silové schopnosti pletence ramenního se tak stávají podstatnou komponentou výkonu v plavání. Na jejich význam poukazují

například také Strzała a Tyka (2009), Morouço, Keskinen, Vilas-Boas a Fernandes (2011b), kteří uvádějí, že zlepšení silových schopností pletence ramenního má za následek také zvýšení maximální síly, která se projeví ve vyšších rychlostech plavání, konkrétně ve sprintech.

Jak uvádí další odborné studie (Girolid et al., 2007; Morouço, Marinho, Keskinen, Badillo, & Marques, 2014), je rozvoj silových schopností nezbytnou součástí plavecké přípravy a jejich úroveň zásadně ovlivňuje kvalitu plaveckého tréninku a úspěšnost plavce. Garrido et al. (2010) zdůrazňuje, že rozvoj síly u plavců by měl probíhat ve vodě, ale i na suchu. I další autoři (Maglischo, 2003) uvádí, že oba typy tréninku se navzájem doplňují, a tak dochází k pestrosti tréninkových jednotek. Dokonalá koordinace svalové souhry je ovšem obecně důležitější pro výkonnostní perspektivy než např. hrubý nárůst síly. Také Hofer (2018) tvrdí, že efekt využití síly velkých svalových skupin zúčastněných na pohybu je umožněn jemnou motorikou akrálních částí končetin. Koordinace působení mohutných svalových skupin s jemnou motorikou aker je podle tohoto autora pravděpodobně důvodem velkého objemu pouze speciálního plaveckého tréninku závodníků. Jak dále uvádí, posilování na strojích a používání nesespecifických tréninkových prostředků nerozvíjí právě tuto přesnou koordinaci, která bývá nazývána cit pro vodu. Existují také studie, které výhody silového tréninku na suchu zpochybňují (Sandhu, Kaur, & Shenoy, 2012; Tanaka & Swensen, 1998; Trappe & Pearson, 1994). Hlavní příčinu neshod spatřuje Newton, Jones, Kraemer & Wardle (2002) ve faktech, že jednak silový trénink může způsobit svalovou hypertrofii, která může být u plavců kontraproduktivní a zaměření suché přípravy nerozvíjí specifickou svalovou sílu.

Hodnoty objemu silové přípravy v etapě vrcholového tréninku se pohybují v rozmezí 15–25 % celkového objemu tréninkového zatížení v ročním tréninkovém cyklu, což je 200–350 hodin, z toho suchá příprava dosahuje 70–90 % (Maglischo, 2003).

### **Plavecký trenažer Biokinetic**

Využití Biokineticu jako speciálního posilovacího tréninkového přístroje horních končetin se ve sportovním plavání plně osvědčilo. Tento plavecký trenažer vyvinutý v USA, je vhodný na rozvoj síly a zdokonalování techniky záběrových pohybů, především v plaveckém způsobu kraul. Velikost zatížení na trenažeru je přesně

regulována speciálně upraveným dynamem tak, že s použitou silou plavce přímo roste proporcionální odpor systému.

Horčic (2004) uvádí, že Biokinetic je brzděn izokineticky. To znamená, že brzdná síla vzrůstá nade všechny meze při snaze překročit nastavenou rychlost. V opačném případě, kdy požadované rychlosti nebylo dosaženo, je brzdná síla nulová, respektive zbytková, daná mechanickými odpory celého systému. V ideálním případě je tedy rychlost pohybu konstantní. Vlastním brzdícím agregátem je dynamo. Izokinetického principu je dosaženo autoregulační smyčkou záporné zpětné vazby. Dále autor zmiňuje, že pro potřeby testování na FTVS UK v Praze byl trenažér postupně dovybaven snímači pro výstupy síly, rychlosti, celkové dráhy, dráhy pro pravou a levou paži a externím interfacem pro transformaci údajů z trenažeru do počítače. Na základě zpracovaných vstupních údajů je možný dopočet času, frekvence, dráhy, difference dráhy, sumy dráhy, poměru dráhy, rychlosti, síly, výkonu, práce, energie a dalších odvozených parametrů. Programové vybavení umožňuje komunikaci s interfacem, sběr dat, dopočet základních měřených parametrů v reálném čase, grafické a numerické zobrazení aktuálních hodnot v průběhu testu, okamžitý výstup všech informací formou tabulky po ukončení testu, archivaci a možnost následných tisků. Na obrázcích 23 a 24 je zobrazen trenažér a poloha probandů při posilování.



**Obrázek 23** Plavecký trenažér Biokinetic na FTVS UK v Praze





**Obrázek 24** Poloha probanda při posilování na trenažéru Biokinetic

Na Biokineticu absolvují plavci sprinteři testy v trvání jedné, respektive dvou minut, a vytrvalci (400 m a delší tratě) čtyři minuty. Během pohybového cyklu na Biokineticu se objevuje při zatěžování, zejména u sprinterů, výrazná ztráta kvality provedeného pohybu již po 20–30 vteřinách. Podle názorů odborníků představuje snížení těchto ztrát podstatnou výkonnostní rezervu především pro sprinterské tratě.

Podle Hofera (2018) může porovnání výkonu na trenažéru a plaveckého výkonu přispět k poznání, do jaké míry je plavec schopen realizovat své silově vytrvalostní schopnosti ke své propulzi. Na straně druhé ve významné studii o suché přípravě plavců Morouco et al. (2011b) uvádí, že nevýhodou plaveckých trenažérů, může být zanedbávání role dolních končetin a rotace trupu, Na neaktivní roli nohou upozorňovali také již Swaine a Reilly (1983).

## **Expandery**

Konceptu přímého přenosu je využito také při posilování s expandery (Giehl & Hahn, 2005; McLeod, 2014). Toto flexibilní gumové lano, má na svých koncích úchyty nebo speciální plavecké „packy“. Dle Křištofiče (2007) je výhodou expanderů jejich jednoduchost, nízké pořizovací náklady a univerzálnost použití. Umožňují téměř dokonalou imitaci plaveckých pohybů, prakticky všech způsobů plavání. Jejich nevýhoda se začne projevovat při silově vytrvalostním rozvoji. Při vyšších hodnotách zatížení úměrně s pracovním zatížením roste i velikost zpětného tahu. V této fázi je

narušován požadavek uvolněného a relativně pomalého přesunu končetiny do základní polohy. Zpětný pohyb je naopak provázen ustupujícím úsilím svalstva, neboť by byla končetina značnou silou vymrštnuta kupředu. Dochází k nežádoucímu zkreslení průběhu pohybu, k neúčelné aktivaci některých svalových skupin při deceleraci.

## **2.4 Plavecká technika kraul**

Plavecký způsob kraul je v současnosti nejrychlejší a nejefektivnější plavecká technika (Brooks, 2011; Colwin, 2014; Hofer, 2018; Maglischo, 2003; Motyčka, 2001; Swettenham & Atkinson, 2006). Na základě liberálních pravidel Mezinárodní plavecké federace (FINA) je označován také jako volný způsob. V takto označené disciplíně „může závodník plavat jakýmkoli způsobem. V polohovém závodě a v polohové štafetě znamená volný způsob jakýkoli jiný způsob než znak, prsa nebo motýlek“ (Český svaz plaveckých sportů, 2017, p. 23).

Dle Kračmara (2007) je charakter pohybu velmi blízký pohybovým vzorům lidské pohybové ontogeneze. Nalézáme určité společné prvky vycházející z obecných fylogenetických principů kvadrupedální lokomoce vyšších živočichů. Velmi podobná je práce trupu a paží při způsobu kraul a při „reflexním“ plazení podle Vojty.

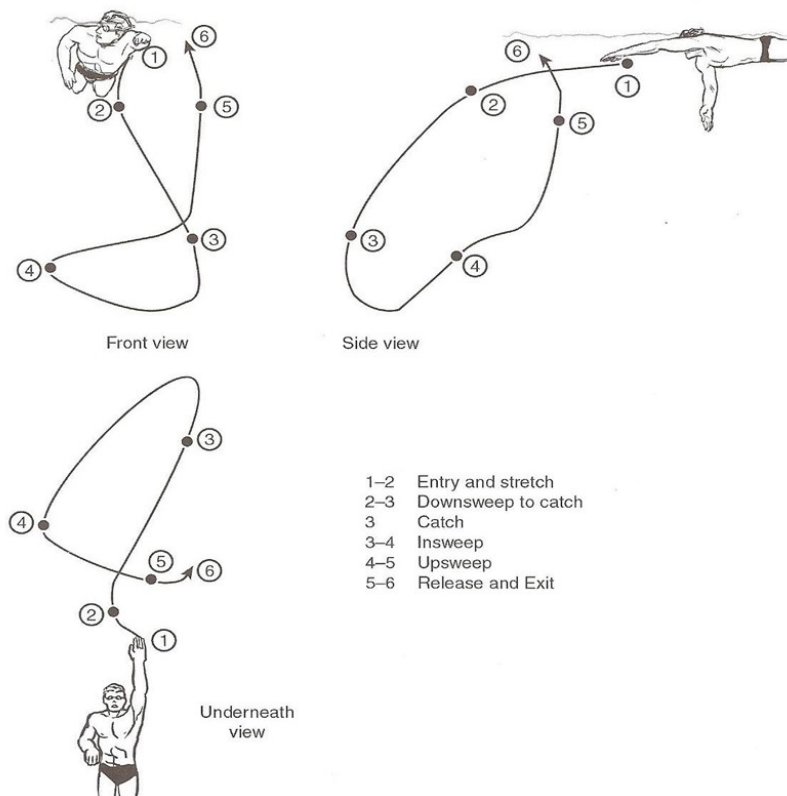
Jak uvádí odborná literatura pohybový stereotyp, který je tvořen střídáním pohybu horních i dolních končetin, není náročný. Obtížnost techniky vidí v koordinaci pohybů horních končetin s dýcháním a dokonalou prací nohou. Za významné jsou označovány těsné souvislosti jednotlivých prvků kraulové techniky. Každý pohyb a změna polohy tělesného segmentu vyvolá patřičnou reakci. Tento kauzální nexus příčin a následků tvoří výsledný pohybový akt - kraulovou techniku v individuálním provedení každého plavce (Colwin, 2014; Hofer, 2018; Maglischo, 2003; Motyčka, 2001; Swettenham & Atkinson, 2006).

### **2.4.1 Parametry techniky pohybů paží**

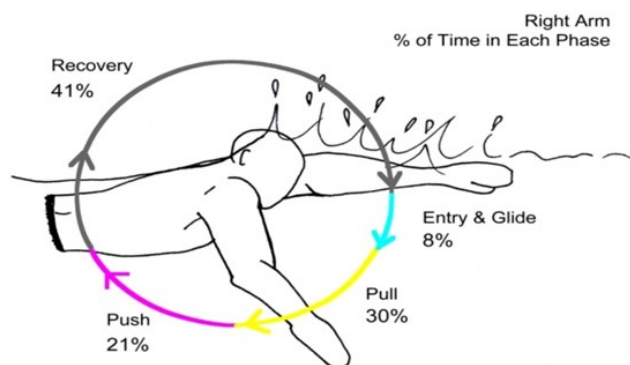
Vzhledem k řešené problematice dizertační práce je v této kapitole přistoupeno k podrobnějšímu popisu kraulové techniky z hlediska činnosti horních končetin. Volný způsob vyžaduje kombinovaný pohyb složený ze skapulární retrakce a elevace s humerální abdukci a vnější rotací v průběhu přenosové fáze. Pohyb paže při kraulovém záběru je rozdělen do několika fází, které jsou dále specifikovány.

Plavání způsobem kraul je lokomoce, která je silově organizována přes pletenec ramenní. Jak uvádí Hollander a Cabri (1987) a další autoři (Deschodt et al., 1999; Smith, Norris, & Hogg, 2002; Zamparo, Pendergast, Mollendorf, Termin, & Minetti, 2005) přibližně 85 % hnací síly získává plavec činností horních končetin. Gatta, Cortesi a Di Michele (2012) zjistil, že dolní končetiny vytvářejí při rychlosti  $1,27 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  propulzní sílu o velikosti 42 N, zatímco při rychlosti  $2 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  je tato síla 9 N. Se zvyšující se rychlostí lokomoce dochází k postupnému snižování velikosti propulzní síly. Gorgoulis et al. (2014) uvádí, že se snižujícím se úhlem náběhu v důsledku zvyšující se rychlosti plavání pravděpodobně dochází k narušení podmínek pro vytváření efektivního kraulového kopu. Také Kračmar (2002) zmiňuje, že při vysokých závodních rychlostech (až  $2,36 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) se téměř výhradně na lokomočním vektoru podílí pouze záběr paží, zajišťovaný svalovými skupinami trupu a horních končetin.

Pohybový cyklus končetin eventuálně jedné končetiny lze rozdělit na fáze. V naší i zahraniční odborné literatuře se setkáváme s různým pojetím určování fází cyklů. Mezi nejstarší patří pojetí dle Counsilmana (1968), který používá členění pouze na fáze uskutečněné pod nebo nad hladinou. Konkrétně na fázi záběru a fázi přenášení nad vodou. Hofer (2018) rozděluje fáze na přípravnou, přechodnou, záběrovou a fázi vytažení a přenosu. V zahraniční literatuře (Chatard, Collomp, Maglischo, & Maglischo, 1990; Colwin, 2014; Maglischo, 2003) jsou většinou používány fáze přípravná (entry and stretch), přechodná záběrová (downsweep to catch), přitahování (insweep) a odtlačování (upsweep), závěrečnou fází (release and exit). Tyto fáze jsou uvedeny na obrázku 25. Chollet, Chabies a Chatard (2000) a Keskinen a Komi (1993) popisují fázi přípravnou, přitahování, odtlačování a přenosu (entry and catch, pull, push, recorvery), které jsou znázorněny na obrázku 26.



**Obrázek 25** Fáze cyklu horních končetin (Maglischo, 2003). Postava plavce uvedena orientačně a poměrově neodpovídá velikosti ilustrované trajektorie. Na pozici „Side view“ je zachycena trajektorie absolutní, tedy vzhledem k okolí a ne relativní, tedy vzhledem k pohybové soustavě plavce.



**Obrázek 26** Fáze kroulového cyklu (Callaway, 2015)

### **Přípravná fáze (Entry)**

Tato fáze trvá 0,1–0,3 s a je považována za začátek pohybového cyklu horních končetin. Dochází k protnutí hladiny paží, která právě dokončila přenos. Ruka se zasouvá do vody v prodloužení ramene blízko k podélné ose na souhlasné straně v pořadí prsty, předloktí, loket a postupně se propíná vpřed. Paže by měla protnout hladinu pod přiměřeným úhlem s mírnou zevní rotací. Loket by měl být výš než ruka. Při natahování se dlaň vrací vnitřní rotací do neutrální polohy. Dlaň je obrácená dolů. Během přípravné fáze se celá končetina pohybuje ve směru lokomoce. Zasunutí končetiny do vody a následný pohyb vpřed plavce přibrzdí a proto je třeba, aby ruka měla příznivý hydrodynamický tvar a výhodnou polohu. Prsty jsou proto natažené a směřují vpřed. Tato fáze je nejvariabilnější fází celého cyklu, neboť změny doby celého pohybového cyklu, jež nastávají vlivem změn intenzity plavání a individuálních stylových odchylek, se projevují, především trváním přípravné fáze. Na konci přípravné fáze začne převažovat směr pohybu dolů nad pohybem vpřed a voda začne proudit přes prsty směrem ke hřbetu ruky tj. při úhlu šípovitosti asi 90° (Colwin, 2014; Hofer, 2018; Maglischo, 2003).

### **Přechodná fáze (Catch)**

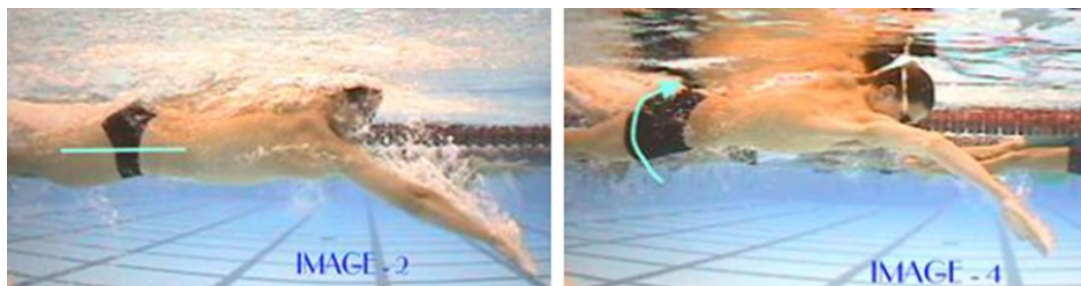
Trvá méně než 0,1 s. Někteří autoři řadí přechodnou fázi k přípravné, nebo záběrové. Dle Maglischa (2003) přechází ruka do polohy záběrové a plavec musí v krátkém časovém úseku splnit řadu úkolů, bez nichž by nebylo možno provést efektivní záběr. Ruka je v tento moment asi 50 až 70 centimetrů hluboko. McLeod (2014) uvádí, že při této fázi je nutné, aby plavec držel zápěstí a předloktí v mírné flexi aktivací flexorů zápěstí a flexorů loketního kloubu. Dále upozorňuje, že flexe v loketním kloubu by měla být přibližně 30°. Hofer (2018) uvádí, že ruka směřuje poněkud vně od podélné osy těla (Outsweep), v této části dráhy ruky proudí voda od prstů přes hřbet ruky a zčásti také přes malíkovou stranu ruky při úhlu šípovitosti 90–110°.

Maglischo (2003) popisuje tři rozdílné styly přechodné fáze: V prvním stylu plavec příliš svou paži neponoří, ale vychýlí ji směrem od těla, pokrčí loket, takže může i chycení záběru, neboli „catch“, proběhnout rychle. Výhody spočívají v rychlejším uchopení záběru a tím i zkrácení periody mezi záběrem jedné a druhé paže, dále nadloktí není tolik ponořeno do hloubky, a proto je odpor vody menší. Výhodou je i fakt, že nadloktí je směřováno přímo vzad proti vodě, což může znamenat větší

propulzní sílu při přitahování. Jako nevýhoda je uváděno velké přetěžování ramenního kloubu. Druhý styl je charakterizován větší rotací těla a více ponořenou paží. Loket je hlouběji ve vodě. Jako výhoda je uváděna menší námaha šlach a větší akcelerační rychlost směrem vpřed. Také Kračmar et al. (2016) zmiňuje lepší funkční centraci ramenního kloubu. Při ná kroku z vnitřní rotace do zevní (*m.infraspinatus*, *m.teres minor*), při záběru ze zevní rotace do vnitřní (*m. latissimus dorsi*, *m. pectoralis major*). Nevýhodou tohoto stylu je uváděno pomalejší uchopení záběru a menší hnací síla. Oba dva styly jsou používány plavci světové třídy. Třetí styl podle Maglischa (2003) je nevýhodný. Paže je při chycení záběru téměř napnutá a velmi hluboko pod vodou, což zvyšuje odporovou sílu a snižuje propulzní sílu v záběrové fázi přitahování.

### Záběrová fáze

Trvá 0,4–0,5 s. Většina odborných publikací dělí záběrovou fázi na další dvě části – na fázi přitahování (Insweep) a fázi odtlačování (Upsweep). Maglischo (2003) popisuje fázi jako opětovné natahování paže. Přitahování plynule navazuje na přechodnou fázi. Mnohé studie uvádí, že nejvíce plavců právě ve fázi odtlačení dosahuje nejvyššího bodu rychlostní křivky záběrového cyklu. Rychlost paže se zvyšuje z přibližně  $1,5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  na 2,5 až  $3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ . Maximální rychlost je však přísně omezena nebezpečím „utržení vody“, tedy obrovského nárůstu turbulentního odporu. Charakter svalové práce je proto charakterizován jako izokinetický. Jak uvádí Hofer (2018) v souladu s Colwinem (2014), zpočátku se pohybuje ruka převážně dolů, aby dosáhla své maximální hloubky. Během této doby je ještě poněkud vně od podélné osy těla plavce. Voda proudí od prstů přes hřbetní stranu ruky. Končetina je téměř natažená a ramenní osa svírá s hladinou maximální sklon 40–50°. Na obrázku 27 jsou znázorněny dvě techniky polohy paží v této fázi dle Spigelmana (2009).



**Obrázek 27** Diferenciace plavecké techniky v záběrové fázi (Spigelman, 2009)

Po dosažení největší hloubky se končetina začíná postupně ohýbat v loketním kloubu a ruka směřuje k podélné ose těla. Ohýbání v loketním kloubu je současně doprovázeno vnitřní rotací v ramenním kloubu spojenou s elevací lopatky. Tato poloha končetiny je typická pro vynikající plavce a v literatuře je označována jako „vysoká poloha lokte“, či „ruka předbíhá loket“. Největší ohnutí 90–120° pozorujeme v době, kdy ruka protíná svislou rovinu proloženou ramenní osou. Tuto část záběru bývá nazývána přitahování (insweep). Během přitahování je náběžnou hranou palcová strana ruky. Úhel šípovitosti se postupně mění od 90–0°.

Maglischo (2003) rozeznává tři způsoby přitahování podle vzdálenosti plavcovy paže od podélné osy těla. První, kdy je poloha paže vně podélné osy těla autor nedoporučuje. Paže v tomto případě zrychluje pohyb ve stejném proudu vody a nedosahuje až k podélné ose, kde je přitahování účinnější. Také druhý způsob, kdy plavec při přitahování překračuje podélnou osu těla v oblasti hrudníku, Maglischo nedoporučuje. Jako nejlepší a zároveň třetí způsob přitahování je dle autora ten, kdy je paže na úrovni podélné osy těla, protože plavec se může opřít o pomalejší proud vody a pokračovat efektivně při odtlačování.

Druhá část záběru se nazývá odtlačování, kdy je dosaženo největší propulzní síly. Začíná v místě, kdy je dlaň v blízkosti podélné osy v úrovni dolní části hrudníku. Pohyb paže se rychle mění, směřuje vzad, vně a vzhůru. Úhel šípovitosti se mění z 0° na 270° při ukončování záběru. Na konci odtlačování nedochází k úplné extenzi v loketním kloubu, to by vedlo k tlačení vody příliš vzhůru a narušila by se tak poloha plavce. Pokud je provedena palmární extenze v zápěstí, může ještě převládat pohyb paže vzad, a proto nedojde k poklesu rychlosti lokomoce. Odtlačování, při kterém se zapojuje především m. triceps brachii (McLeod, 2014), končí v oblasti horní části stehna. Přejít z záběrové fáze přitahování v odtlačování je charakteristické také změnami rychlosti zabírající paže, dochází k poklesu rychlosti, při samotném odtlačování pak dosahuje paže nejvyšší rychlosti 3 až 6 m · s<sup>-1</sup> v závislosti na vzdálenosti závodu (Maglischo, 2003).

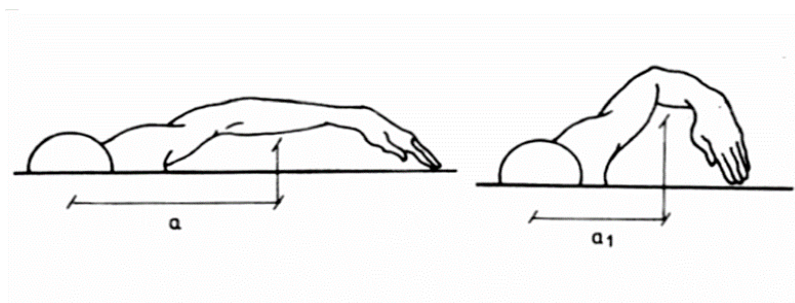
### **Fáze vytažení**

Trvá méně jak 0,1 s. Záběrové pohyby jsou ukončeny v okamžiku změny směru pohybu ruky přímo vzhůru nebo dopředu. Paže se začíná pohybovat vpřed proti směru

lokomoce. Během této fáze se pohybuje ruka vpřed nahoru, a proto vznikají brzdící síly. Poloha ruky a předloktí je usměrňována okolní proudící vodou, neboť svalové skupiny, které se předtím podílely na záběru, jsou již relaxované (Hofer, 2018).

### Fáze přenosu (Recovery)

Přenos trvá 0,4–0,6 s. Na způsob přenosu paže nad vodní hladinou neexistuje jednotný názor. Většina plaveckých odborníků preferuje přenos s paží flexovanou v lokti, především i s ohledem na prokazatelně menší riziko zdravotních potíží. Například Motyčka (2001) jednoznačně doporučuje přenos paže s flexí v kloubu loketním. Přenášení paží vpřed nemá být provedeno s rovným loktem, protože to vytváří moment sil, porušující přímý pohyb těla vpřed. Zcela relaxovaná paže se přenesse s dostatečnou flexí v kloubu loketním. Přenášení paží vpřed daleko stranou od podélné osy těla vytváří moment zrychlující síly, který může nepříznivě ovlivnit přímočarost pohybu trupu vpřed. Tomu může zabránit kop nohy ve vodorovné poloze. Výhodnější je ale přenášení paže vpřed s loktem vysoko a předloktím, volně visícím dolů, tedy blízko těla. Tak přenáší paži většina nejlepších a nejtechničtějších plavců. Také Jursík (1990) uváděl dva způsoby přenosu paže, jak je patrné z obrázku 28.



**Obrázek 28** Dva způsoby přenosu paže (Jursík, 1990)

Volckening (2004) preferuje a doporučuje přenos rovnou paží. Poukazuje na sprintéry, kteří používali tento druh kraulu. Jedná se například o Janet Evansovou, Michaela Klima nebo Inge de Bruinovou, která získala tři zlaté medaile na OH v Sydney v roce 2000. Mezi současné výrazné plavecké osobnosti, které používají přenos rovnou paží, patří např. Nathan Adrian, Vladimír Morozov a Florent Manaudou. Oproti tomu Adams (2001) upřednostňuje přenos s pokrčenou paží, zejména s ohledem na eliminaci, případně minimalizaci zdravotního rizika při práci paží. Dle jeho názoru plavci světové



třídy používající přenos s rovným loktem však musí zvládat timing uvolnění a „zakulacení“ závěrečné části přenosové fáze.

## 2.4.2 Funkce dolních končetin

Dle některých autorů mají dolní končetiny u plaveckého způsobu kraul funkci především stabilizační a vyrovnávací s malým podílem propulze (Čechovská & Miller, 2008; Kračmar, 2002; Maglischo, 2003). Dle Counsilmana (1971) se kopy podílí na propulzi do rychlosti  $1,5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ . Plavání s prací dolních končetin je však nepochybně rychlejší, než bez jejich využití. Dolní končetiny se nepodílí jen na propulzi, ale pomáhají snižování odporových sil brzdících plavce zmenšením úhlu těla oproti vodní hladině (Gourgoulis et al., 2014). Studie Ribeiro et al. (2015) a Rodríguez et al. (2016) naznačují, že se dolní končetiny podílí na propulzní síle přibližně z 10 %. Podílejí se však výrazně na vytvoření virtuálního puncta fixa, tvořícího oporu pro práci horní končetiny.

Nízká efektivita produkce propulze dolními končetinami je způsobená odlišným prostředím pro lokomoci, než která je dána fylogenetickým a ontogenetickým vývojem. Přibližně šest milionů let se vyvíjí chůze ve vertikalizovaném postavení na pevné podložce. Vleže na břiše je prastarým pohybovým programem plazení, pocházející od prvních kolonizátorů souše před 375 miliony let. Směr propulzního působení dolní končetiny je znázorněn na obrázku 29. Propulzní efektivita se výrazně zvyšuje při použití ploutví nebo monoploutve, které zvětšují pro vodní prostředí malou akrální část dolní končetiny.



**Obrázek 29** Reflexní plazení – směr propulzního působení dolní končetiny (Kračmar et al. 2016)

### 2.4.3 Svalová koordinace při plaveckém způsobu kraul

Svalová aktivita při plaveckém způsobu kraul je ovlivněna polohou plavce, působením vodního prostředí a vytvářením propulzních sil horních i dolních končetin. Rozdíly ve svalové činnosti jsou znatelné mezi svaly, které zajišťují stabilní polohu plavce, vytvářejí hnací sílu a svaly, které umožňují přenos paže nad vodou (Colwin, 2014; Hofer, 2018; Maglischo, 2003). Mezi první, kteří sledovali izometrickou a dynamickou kontrakci vybraných svalů při plavání technikou kraul, patří Piette a Clarys (1979). Výsledky jejich studie však ukázaly na velké individuální rozdíly.

Jak uvádí Hollander a Cabri (1987) a další autoři (Deschodt et al., 1999; Smith et al., 2002; Zamparo et al., 2005), přibližně 85 % hnací síly získává plavec činností pletence ramenního. Většina autorů (Colwin, 2014; Maglischo, 2003; McLeod, 2014; Pink, Perry, Browne, Scovazzo, & Kerrigan, 1991) uvádí že, zahájení kraulového záběru je ve chvíli, kdy paže protne hladinu v pořadí ruka, zápěstí, loket, následuje natažení paže vpřed. Rotace ramene a lopatky napomáhá plavci k prodloužené poloze paže, to umožňuje plavci efektivní nastavení záběrových ploch dlaně na proudící vodu. Počáteční pohyby záběrové fáze jsou generovány klavikulární částí *m. pectoralis major* a následně začíná pracovat *m. latissimus dorsi*. Jak uvádějí McLeod (2014) i další autoři (Lomax, Tasker, & Bostanci, 2015; Nuber, Jobe, Perry, Moynes, & Antonelli, 1986; Pink et al., 1991; Scovazzo, Browne, Pink, Jobe, & Kerrigan, 1991), *m. pectoralis major* a *m. latissimus dorsi* se podílejí na rotaci v ramenním kloubu a napomáhají při zapojení paže při záběru. Navíc fungují jako pomocné dýchací svaly, oba tyto svaly jsou považovány za svaly, které se nejvíce podílí na propulzi, zejména v záběrové části plaveckého cyklu (fáze odtlačování). V přípravné fázi umožňují plavci flexory zápěstí *m. flexor carpi radialis* a *m. flexor carpi ulnaris* tzv. „chycení vody“, Caty et al. (2007) naznačuje, že aktivace *m. flexor carpi ulnaris* je důležitá pro stabilizaci zápěstí ve fázi přitahování (insweep). Také Jurák et al. (2011) uvádí, že flexory zápěstí udržují zápěstí v mírné flexi během první části propulzní fáze. Následně dle Maglischa (2003) začínají s kontrakcí flexory předloktí *m. biceps brachii*, *m. brachialis*, které provádějí přibližně 30 % flexi v loketním kloubu. Zatímco *m. triceps brachii* hraje důležitou roli při ukončení záběru tím, že způsobuje extenzi v lokti a paže končí záběr až u boků (Maglischo, 2003).

V závěru propulzní fáze se loketní kloub navrácí do extenze činností *m. triceps brachii* (Lauer et al., 2013; Olstad, Zinner, Vaz, Cabri, & Kjendlie, 2017). Většina

autorů uvádí, že míra extenze v loketním kloubu v této fázi je závislá na individuálním zvládnutí techniky plavce, konkrétně na fázi přechodu z fáze záběrové do fáze přenosu (recovery). Přesun horní končetiny nad vodou uskutečňuje především *m. deltoideus*, *pars acromion* a svaly manžety (*m. supraspinatus*, *m. infraspinatus*, *m. subscapularis* a *m. teres minor*). Manžeta rotátorů má nezastupitelný význam pro funkci ramenního kloubu. Svaly rotátorové manžety svou depresorickou aktivitou centralizují hlavici humeru do jamky a tím zajišťují jeho stabilitu. Tyto svaly umožňují přenést paži nad vodní hladinou. Relativně slabé svaly *m. infraspinatus*, *m. teres minor* zajišťují zevní rotaci v ramenním kloubu při „nákroku“ do dalšího pohybového cyklu (Kračmar et al., 2016). Jak dále uvádí McLeod (2014), podstatou pohybu horních končetin při technice kraul je střídání paží a tedy střídání propulzní fáze a odpočinku. V obou fázích plní funkci stabilizátorů další svalové skupiny. Jednou z klíčových skupin jsou stabilizátory lopatek (*m. pectoralis minor*, *rhomboid*, *levator scapula*, střední a dolní část *m. trapezius* a *m. serratus anterior*). Správná funkce stabilizátorů lopatek je základem pro udržení a kontrolu jemné motoriky během působení propulzních sil horních končetin (Figueiredo, Rouard, Vilas-Boas, & Fernandes, 2013). Dodatečně lopatky stabilizují funkci *m. deltoideus* a planžety rotátorů k reposici ruky během přenosové fáze (Pink et al., 1991). Trup v horizontální rovině pomáhá udržovat *m. erector spinae*, *m. quadratus lumborum* a břišní svalstvo. Stabilizátory trupu (*m. transversus abdominis*, *m. rectus abdominis*, *mm. internal oblique*, *mm. external oblique* a *m. erector spinae*) jsou nezbytnou součástí efektivního záběru, protože zajišťují systémové propojení mezi pohybem horních a dolních končetin. Toto spojení je zásadní pro koordinaci záběru horních a dolních končetin a rotaci trupu (Catty et al., 2007; Maglischo, 2003; Olstad et al., 2017; Pink et al., 1991).

Dolní končetiny se kontrahují střídavě, při pohybu kopu dolů pracují flexory kyčle a pohyb vzhůru uskutečňují extenzory kyčlí. Propulzní fáze začíná v kyčli, aktivací *m. iliopsoas* a *m. rectus femoris*. Sval *m. rectus femoris* také iniciuje extenzi kolene, která následuje krátce po flexi kyčle. Dále se sval *m. quadriceps femoris* (*m. vastus lateralis*, *m. vastus intermedius* a *m. vastus medialis*) přidává k *m. rectus femoris* k vytvoření silnější extenze kolene. Tak jako propulzní fáze začíná i fáze přenosu v oblasti kyčlí kontrakcí gluteálních svalů (především *m. gluteus maximus* a *medius*) a je rychle následována kontrakcí hamstringů (*m. biceps femoris*, *m. semitendinosus* a *m. semimembranosus*). Obě svalové skupiny pracují jako extenzory. Během zahajovacího pohybu kopu je chodidlo rotováno do plantární flexe a to aktivací

*m. gastrocnemius*, *m. soleus* a působením tlaku vody na nárt (Caty et al., 2007; Maglischo, 2003; McLeod, 2014; Pink et al., 1991).

### **Přehled zapojení svalů při plavecké technice kraul:**

#### 1. záběrová fáze horní končetiny:

- **rameno**
  - flexe: *m. pectoralis major*, *m. latissimus dorsi*, *m. teres major*, *m. deltoideus*
- **loket**
  - flexe: *m. biceps brachii*, *m. brachialis*, *m. brachioradialis*
  - extenze: *m. triceps brachii*, *m. anconeus*
- **předloktí**
  - supinace: *m. biceps brachii*, *m. supinator*
  - pronace: *m. pronator teres*, *m. pronator quadratus*
- **zápěstí**
  - mírná abdukce a addukce: *mm. extensoris carpi ulnaris*, *m. flexor carpi ulnaris*

#### 2. přenosová fáze horní končetiny

- **rameno**
  - dorzální flexe: *m. latissimus dorsi*, *m. teres major*, *m. deltoideus*
  - abdukce: *m. deltoideus*, *m. supraspinatus*, *m. serratus*, *m. infraspinatus*, *m. pectoralis major*
- **loket**
  - flexe: pasivně – gravitace + fixace: *m. deltoideus*, *m. pectoralis major*, *m. coracobrachialis*
  - extenze: *m. triceps brachii*, *m. anconeus*
- **zápěstí**
  - mírná plantární flexe – gravitace

#### 3. hlava - při nádechu:

- **rotace:** *m. sternocleidomastoideus*, systém spinotransverzální, *mm. scaleni*

#### 4. dolní končetiny

- **kyčel**
  - flexe: *m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. pectineus*
- **extenze v koleni:** *m. quadriceps femoris* (+ fixace hamstringy)
- **extenze v kyčli:** *m. gluteus maximus, m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus, m. semimembranosus*
- **flexe v koleni:** *m. biceps femoris, m. semitendinosus, semimembranosus*
- **hlezenní kloub:** *m. soleus, m. gastrocnemius medialis*

(Čihák, 2011; McLeod, 2014)

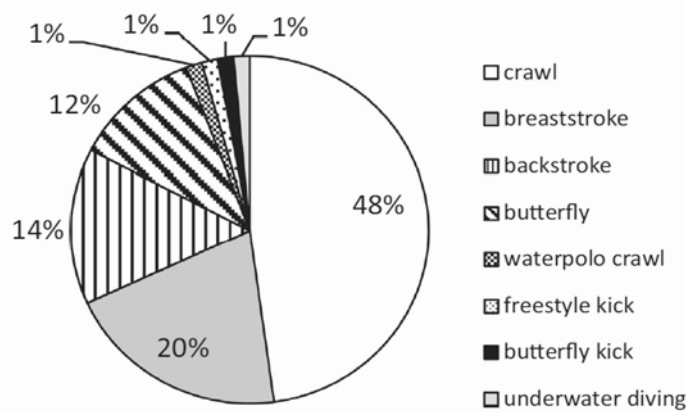
## 2.5 Přehled výzkumných prací v řešené problematice

Tato kapitola je zaměřena na přehled studií zabývajících se svalovou aktivitou horních končetin ve vodním prostředí pomocí povrchové elektromyografie. Odborné články byly vyhledávány pomocí elektronických databází Web of Science, SportDiscus za použití vyhledávacích hesel: swimming, EMG, dry-land, strength. Vyhledávání proběhlo v září 2017. Zvoleným jazykem pro vyhledávání byla angličtina. Vzhledem k zaměření této disertační práce byly do přehledu zařazeny články zabývající se problematikou svalové aktivity při plavecké technice kraul. Cílem níže uvedeného systematického přehledu je zjištění současného stavu poznání o svalové aktivitě horních končetin při plavecké technice kraul pomocí EMG ve vodním prostředí i na suchu, jejího hodnocení s důrazem na kvalitu poskytovaných důkazů.

Ucelený přehled o pracích zabývajících se EMG ve vodním prostředí předkládá Martens, Figueiredo a Daly (2015). Tato studie podrobila analýze 675 článků. Mimo jiné konstatovala, že teprve v posledních letech se objevují studie vyšší metodologické kvality. Vybranou širokou škálu studií kvalitativně hodnotí a selektuje na základě standardních kritérií hodnocení kvality primárních výzkumných prací dle pokynů Kmet, Lee a Cook (2004). Studie byly hodnoceny podle kritérií PRISMA (Moher, Liberati, Tetzlaff, & Altman, 2009) a nástrojem AMSTAR (Shea et al., 2007). Následující přehled studií částečně vychází z této hodnotící studie a zaměřuje se na články s vyšším kvalitativním hodnocením (min. 70 %).

Podle Martense et al. (2015) se od roku 1987 převážná většina prací zaměřuje na výzkum plavecké techniky kraul (48 %), druhým způsobem jsou prsa (20 %),

následovaný znakem (14 %) a motýlkem (12 %), přehled zaměření publikací je znázorněn na obrázku 30.



**Obrázek 30** Přehled zaměření publikací zabývajících se EMG ve vodním prostředí (Martens, Figueiredo & Daly 2015)

Jednou z prvních studií, která hodnotila svalovou aktivitu svalů v oblasti pletence ramenního při plavecké technice kraul u plavců, byla práce Pink et al. (1991). Závěry této studie potvrdily, že *m. pectoralis major* a *m. latissimus dorsi* jsou svaly, které se nejvíce podílí na propulzi, zejména v záběrové části plaveckého cyklu. Přesun horní končetiny nad vodou uskutečňuje především *m. deltoideus-pars-acromion* a *m. supraspinatus*. Dále potvrzuje jedinečnou roli rotátové manžety při stabilizaci lopatky a humeru. Pokud bychom hodnotili tento článek, je nutné konstatovat, že autoři pracovali s poměrně vysokým průměrným věkem (39 let) probandů. Článek také popisuje záběr paže ve tvaru S pod vodou, tato záběrová technika ale byla běžná před rokem 2000 a od té doby došlo ke změně této techniky zejména ve sprintech, což se nejvíce projevuje v aktivitě *m. pectoralis major*.

Na studii Pink et al. (1991) navázali Rouard a Clarys (1995), kteří zkoumali aktivitu *m. latissimus dorsi* a *m. deltoideus*. V jejich mnohem více homogenní skupině devíti mladých plavců (M věk 17,3 let) vykazoval *m. deltoideus* opačný vzorec aktivity než studie Pink et al. (1991). Dále popisují aktivitu *m. biceps brachii*, *m. brachioradialis*, *m. flexor carpi ulnaris*, *m. triceps*. Potvrzují jasnou antagonistickou aktivitu *m. biceps brachii* a *m. triceps*.

V další studii Monteil, Rouard, Dufour, Cappaert a Troup (1996) u devíti plavců (M věk  $23,8 \pm 4,5$ ) byla zjištěna vysoká korelace mezi svalovou aktivitou *m. teres minor* a *m. latissimus dorsi*, ale ne s *m. pectoralis major*, jak zjistili Pink et al. (1991). Hlavní aktivita *m. pectoralis minor* vykazovala vysokou korelaci s *m. supraspinatus*. Všechny tři výše uvedené studie ale vykazovaly vysokou individuální variabilitu.

Clarys a Rouard (1996) analyzovali svalovou aktivitu šesti svalů horní končetiny (*m. biceps brachii*, *m. triceps brachii*, *m. flexor carpi ulnaris*, *m. brachioradialis*, *m. latissimus dorsi*, *m. deltoideus anterior*) u devíti plavců (M věk  $17,3 \pm 2,59$ ; PB 100 kraul  $58,62 \pm 2,5$  s). v plaveckém testu  $4 \times 100$  m a určili rozdíly v časové aktivaci během fází plaveckého cyklu.

Caty et al. (2007) u sedmi plavců (M věk  $22,6 \pm 2,7$ ; PB 100 kraul  $52,08 \pm 4,89$  s) potvrdil, že v přípravné fázi flexory zápěstí *m. flexor carpi radialis* a *m. flexor carpi ulnaris* umožňují tzv. „chycení vody“. Studie naznačuje, že aktivace *m. flexor carpi ulnaris* je důležitá pro stabilizaci zápěstí ve fázi přitahování. V této části záběru dosáhne ruka maximální hloubky trajektorie záběru.

Lauer et al. (2013) pokračovali ve studiu Rouard a Clarys (1995) a ověřovali u deseti elitních plavců (M věk  $20,8 \pm 2,3$ ; PB 200 kraul  $109,2 \pm 2,3$  s) koaktivaci *m. biceps brachii* a *m. triceps*. Autoři uvádějí, že ačkoli „úroveň svalové aktivity byla nižší, záznamy EMG byly podobné“. Byla nalezena druhá vysoká koaktivace obou svalů „těsně před vstupem paže do vody, aby brzdila konec pohybu a řídila rychlost ruky po fázi přenosu“.

Studii zabývající se analýzou provedení přenosu horních končetin u plaveckého způsobu kraul pomocí EMG přístroje Telemetry 16 se v ČR zabýval Jurák et al. (2011). Jednalo se o pilotní studii, která se zabývala problematikou porovnání timingu vybraných svalů v průběhu fáze kraulového přenosu paže při správné a nesprávné technice provedení. Na základě analýzy dospěli autoři k závěru, že nesprávné provedení přenosu ovlivňuje velikost aktivace *m. obliquus abdominis externus*.

V novějších studiích, zabývajících se měřením plavců pomocí EMG, již autoři nesledují ani tak zapojování jednotlivých svalů do pohybu, ale častěji se setkáváme s výzkumnými otázkami týkající se problematiky silového tréninku (ve vodě i na suchu) a jeho vlivu na plavecký výkon, souvislostmi mezi hodnotou laktátu ve svalech a jejich aktivitou, zjišťováním svalové únavy během plavání určité distance apod.

Mezi studie prokazují významnou korelaci mezi silovými schopnostmi a plaveckým výkonem v kraulových disciplínách patří např. Aspenes a Karlsen (2012),

Aspenes et al. (Aspenes et al., 2009), Deschodt et al. (1999), Girolid et al. (2007), Loturco et al. (2016). I další autoři potvrzují, že zejména zlepšení síly svalů horních končetin má za následek zvýšení propulsních účinků, které umožňují zvýšit rychlost plavání, především na krátkých vzdálenostech (Garrido et al., 2010; Moreira, Cabral, & Garrido, 2016; Morouço et al., 2011b). Ovlivněny jsou i výkonnostní parametry, například délka plaveckého kroku (Girolid et al., 2007; Toussaint & Vervoorn, 1990). Silové schopnosti, získané mimo vodní prostředí mohou dle Maglischa (2003) také zlepšit plaveckou techniku. Pokud jsou tyto pohledy správné, pak nárůst svalové síly by měl zlepšit plavecký výkon. Nicméně výsledky z dostupných experimentů zůstávají neprůkazné (Girolid et al., 2007; Tanaka et al., 1993; Trappe & Pearson, 1994). Někteří autoři uvádějí, že se zvětšující se vzdáleností klesá význam silových schopností v porovnání s plaveckou technikou (Morouço et al., 2011b; Joel M Stager & Coyle, 2008; Wilke & Madsen, 1990). Dle Maglischo (2003) a také Hofera (2018) by příprava na suchu měla především rozvíjet sílu potřebnou při plavání tzv. specifickou plaveckou sílu. Dokonalá koordinace svalové souhry je obecně důležitější pro výkonnostní perspektivy než např. hrubý nárůst síly. Na tuto problematiku upozorňují například studie Newton et al. (2002), Trappe a Pearson (1994), Tanaka a Swensen (1998), Sandhu et al. (2012).

Mezi první studie, které se zabývají komparací a hodnocením svalové aktivity na suchu i ve vodním prostředí pomocí povrchové EMG patří Sharp et al. (1982), který testoval 40 závodních plavců (22 žen a 18 mužů) na speciálně navrženém přístroji, který imitoval záběr paže ve vodě (Biokinetic). Studie našla úzký vztah mezi silou svalů pletence ramenního a rychlostí plavání ( $r = 0,90$ ). Nejvyšší zaznamenané výkony byly získány při zkušebních rychlostech  $2,05$  a  $2,66 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ , přičemž průměrná rychlost potřebná pro špičkový výkon ( $2,40 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) a je označována jako optimální rychlost. Tyto závěry byly později potvrzeny i dalšími experimenty (Garrido et al., 2010; Hawley & Williams, 1991; Strzała & Tyka, 2009). Naopak ve studii Olbrechta a Claryse (1983) zaměřené na posuzování specifčnosti silových cvičení na suchu autoři konstatovali malou elektromyografickou podobnost a dospěli k závěru, že jejich výsledky nemohou podpořit „myšlenku specifického tréninku na suchu“. Také Tanaka et al. (1993) zpochybnil pozitivní přenos silových schopností získaných v suché přípravě na propulzní síly ve vodě. Tato studie použila u plavců silový program tři dny v týdnu po dobu osmi týdnů a konstatovala nárůst svalové síly o 25–35 %, který ale neodpovídal zlepšení plaveckého výkonu. Lze nalézt také studie zaměřené na posouzení vztahu mezi



silovými parametry (bench-press) s plaveckým výkonem. Výzkum Johnson, Sharp a Hendrick (1993) došel k závěru, že výkon v bench-pressu významně nepřispívá k predikci rychlosti v plaveckém sprintu. K této studii je nutné poznamenat, že měření bylo prováděno na plavcích ve věkovém rozmezí 14–22 let. Střední, ale významnou korelaci mezi bench-press a plaveckým výkonem (25 m a 50 m) uvádí Garrido et al. (2010), a také Dominguez-Castells a Arellano (2011), oproti tomu významnou korelaci uvádí studie Crowe et al. (1999). Jak zmiňuje Morouço et al. (2012), v souhrnu jsou výsledky experimentů týkající se silového tréninku na suchu a jeho přenosu na plavecký výkon stále nejisté a je třeba nových přístupů v dalších výzkumech.

Zapojení pletence ramenního v různých typech sportovních činností rozebírají jednotlivé studie Kračmar (2002), Kračmar et al. (2007) a také Kračmar, Chrástková a Bačáková (2016). Pišvejc (2006) analyzuje jízdu na slalomovém kajaku, Vystrčilová et al. (2007), Škopek (2016) sledují aktivitu zapojení svalů u nordic walking, Chrástková (2015) se věnuje kineziologickému obsahu vybraných forem běhu na lyžích. Pavelka (2011) ve své disertační práci provádí kineziologickou analýzu úderu horní končetinou ve sportovním karate. Zbořilová (2017) se věnuje komparativní kineziologické analýze záběru při veslování na skifu a při jízdě na trenažeru Concept 2. Brtník (2009) provedl kineziologickou analýzu plaveckého cyklu a vybraných posilovacích cvičení, Vodička (2011) se ve své práci zaměřuje na komparativní analýzu vybraných koordinačních ukazatelů plavecké techniky kraul a spontánního plazení. Böswart (2015) ve své práci porovnává timing vybraných svalů pletence ramenního při plaveckém způsobu prsa ve vodě a na suchu. Také Sladká (2011) porovnává timing svalů při jízdě na kole ve vodě a na suchu.

V současnosti existuje velké množství prací zabývajících se fyziologickými aspekty jednotlivých plaveckých způsobů. Nenalezneme však studii, která by průkazně ozřejmovala kineziologické rozdíly respektive podobnosti zapojení svalů horní části těla při provedení kraulového záběrového cyklu horní končetinou a při imitačních pohybových aktech.

## **3 Cíl, úkoly práce, vědecké otázky a hypotézy**

### **3.1 Cíl práce**

Cílem disertační práce je posouzení míry koordinační shody zapojení vybraných svalů během plaveckého cyklu kraul jako cílového pohybu s imitačním pohybem mimo vodní prostředí.

### **3.2 Úkoly práce**

1. Rešerše odborných a vědeckých materiálů, formulace teoretických východisek.
2. Formulace vědeckých otázek a stanovení hypotéz.
3. Stanovení designu výzkumu:
  - a) výběr zkoumané lokomoce,
  - b) pilotní výzkum
  - c) výběr měřených svalů,
  - d) výběr výzkumného souboru,
  - e) realizace pilotní studie,
  - f) realizace výzkumu.
4. Analýza, zpracování, vyhodnocení a následná interpretace naměřených dat.
5. Formulace závěrů, doporučení pro praxi.

### **3.3 Vědecká otázka**

Lze objektivně hodnotit míru koordinační shody plaveckého pohybu s imitačními a posilovacími pohybovými akty?

## **3.4 Hypotézy**

### **Hypotéza 1**

Svalová aktivace průměrného pracovního cyklu při plaveckém způsobu kraul bude z hlediska timingu sledovaných svalů vykazovat věcně významný rozdíl na hladině významnosti  $p = 0,05$  oproti imitačnímu pohybu na plaveckém trenažéru Biokinetic.

### **Hypotéza 2**

Svalová aktivace průměrného pracovního cyklu při plaveckém způsobu kraul bude z hlediska timingu sledovaných svalů vykazovat věcně významný rozdíl na hladině významnosti  $p = 0,05$  oproti imitačnímu pohybu s plaveckými expandéry.

## 4 Metodika

### 4.1 Výzkumný soubor

Expertním posouzením dvou plaveckých trenérů I. třídy byl proveden záměrný výběr šestnácti probandů ze skupiny vrcholových sportovců specifické disciplíny – 100 metrů kraul. Kvalita pohybu byla zajištěna výkonností na úrovni reprezentace, která predikovala výbornou koordinaci a fixaci pohybového stereotypu a vysokou efektivitu svalové práce. Jednalo se o zkušené vrcholové plavce, kteří absolvovali několikaletý speciální plavecký trénink (minimálně 8 let) a zúčastňovali se kromě domácích mistrovských soutěží i mezinárodních soutěží a soutěží světového poháru. Všichni sledovaní probandi splňovali minimální výkonnostní kritéria I. výkonnostní třídy dle tabulek Českého svazu plaveckých sportů (ČSPS, 2018). Všichni probandi byli mužského pohlaví. Těmito charakteristikami byla zajištěna dostatečná homogenita výzkumného souboru. Věk probandů byl 17–27 let (průměrný věk  $23,2 \pm 2,8$  let), výška probandů byla 180–197 cm (průměrná výška  $187 \pm 5,4$  cm), váha probandů byla 72–91 kg (průměrná váha  $81,5 \pm 5,4$  kg), délka plavecké praxe byla 8–17 let (průměrná délka praxe  $13 \pm 2,7$  roky). Charakteristika probandů je podrobněji uvedena v příloze (Příloha C) této práce. Všichni probandi byli zdraví a v plné kondici pod průběžným lékařským a fyzioterapeutickým dohledem. Nikdo z účastníků se dlouhodobě neléčil se zraněním horních končetin. V den měření neměl žádný proband zdravotní komplikace, které by znehodnotily výzkum, či by byly hygienicky závadné.

Projekt doktorské práce byl schválen etickou komisí FTVS UK v Praze dne 31. 3. 2014 pod jednacím číslem 117/2014 (Příloha A). Zpracování výsledků i jejich prezentace proběhla anonymně, ale byla potvrzena informovaným souhlasem probandů (Příloha B).

### 4.2 Výzkumné metody

Jednalo se o případovou studii s intraindividuálním zhodnocením a následným hodnocením výsledků interindividuálně. Výzkum primárně vycházel z deduktivního procesu a testování, které se uskutečnilo pomocí kvantitativní metody. Byla provedena komparativní analýza koordinačních charakteristik pohybové soustavy s experimentálním charakterem získávání kvantitativní dat. Z pohledu metodologie se

tedy jednalo o sekvenční triangulaci kvantitativně – kvalitativního přístupu (Hendl, 2012).

Rozhodující metodou výzkumu byla povrchová elektromyografická analýza synchronizovaná s videozáznamem. Studie vycházela z kvantitativního popisu elektromyografických záznamů sledovaných pohybových aktů. K analýze bylo použito porovnání timingu nástupu aktivací vybraných svalů ve spojitosti se synchronizovaně přiřazenými pozicemi probanda a vzájemné porovnání korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly. Kvantifikované výsledky EMG analýzy pohybu byly sestaveny u jednotlivých probandů do matic, které dovolily interindividuální srovnání pohybových stereotypů a jejich dynamiky v režimu korelační analýzy.

Synchronizace EMG záznamu a videozáznamu, grafické znázornění, hodnocení a porovnávání získaných dat bylo provedeno ve specifickém softwaru Megawin. Zpracování dalších dat proběhlo v programu Matlab, který je vhodný pro statistickou a grafickou analýzu.

EMG křivky byly evaluovány dostupnými metodami v kontextu s přiřazenými diferencovanými polohami hybné soustavy. Vyhodnocení výsledků bylo na základě ontogenetických, fylogenetických a neurofyziologických poznatků o lidské lokomoci.

## **4.3 Sběr dat**

### **4.3.1 Průběh a organizace měření**

Testování proběhlo v tréninkovém bazénu FLUM a v laboratoři sportovní motoriky FTVS UK v Praze. U všech probandů byly změřeny sledované pohyby ve vodním prostředí a na suchu během jednoho dne za shodných podmínek. Probandi byli před začátkem experimentu seznámeni s průběhem měření. Pro polyelektromyografické vyšetření bylo použito telemetrické mobilní zařízení ME6000 Biomonitor. Záznam byl ukládán do interní paměti přístroje. Pro snímání aktivity svalů byly použity diskové bipolární elektrody Ag/AgCl o průměru 5 mm, které byly aplikovány na očištěnou a odmaštěnou pokožku vyškolenou fyzioterapeutkou. Elektrody byly vždy umístěny na pravé i na levé polovině těla po směru svalových vláken dle doporučení výrobce. Pro zajištění elektrod a zesilovače ve vodním prostředí bylo postupováno dle pokynů vypracované metodiky pro WaS-EMG, tj. EMG snímané ve vodním prostředí (Pánek et al., 2010; SENIAM, 1999). Na elektrody proto byla aplikována vodivá pasta a byly

přelepeny speciální krycí páskou z důvodu eliminace průniku vody. Z důvodu nulové vodotěsnosti EMG přístroje ME6000, nebyl přístroj umístěn na probandovi, ale na pomocné osobě. Stejný postup byl dodržen u všech probandů. Před samotným měřením byl proveden zkušební test pro získání reliability výsledků. Teplota vody ve flumu se pohybovala kolem 28 °C ( $\pm 0,5$  °C), což je v rozmezí doporučené teploty pro provádění experimentů WaS-EMG (Carvalho et al., 2010; Veneziano et al., 2006). Teplota vzduchu se pohybovala okolo 29 °C ( $\pm 0,5$  °C).

Měření bylo provedeno:

- 1) při plaveckém způsobu kraul ve vodním prostředí (plavecký flum),
- 2) při imitačním posilovacím cvičení s expandéry (Ippon 2,5 m),
- 3) při imitačním pohybu na plaveckém trenažéru (Biokinetic).

U každého probanda byly změřeny 2 sekvence 20 vteřin plaveckých záběrů kraulovou technikou v plaveckém flumu, 2 sekvence 20 vteřin záběrů při použití expandérů a 2 sekvence 20 vteřin záběrů na plaveckém trenažéru Biokinetic. Samotná měření byla provedena po individuálním rozcvičení.

ad 1) Pohyb probanda v plaveckém trenažéru flum na FTVS UK byl umožněn protiproudem, který byl nastaven pro každého probanda individuálně. Rychlost byla shodná s 85% rychlostí probanda při zaplávání osobního maxima v disciplíně 100 m volný způsob (Barbosa et al., 2012).

Před samotným vstupem do bazénu, byla u všech probandů zkontrolována pevnost a umístění aplikovaných elektrod z důvodu eliminace artefaktů. Každý z probandů použil plavecké brýle pro lepší orientaci pod vodou a vešel do bazénu přístupovými schůdky. Jak bylo již výše zmíněno, přístroj ME6000 nebyl umístěn na probandovi, ale na pomocné osobě, která se pohybovala chůzí po směru lokomoce probanda, Během měření ve flumu pomocná osoba s přístrojem ME6000 stála v dostatečné vzdálenosti od vodního prostředí. Pro co nejmenší omezení probanda v pohybu byly všechny kabely vedoucí od elektrod do přístroje svázané do jednoho šestimetrového snopce. Rychlost proudění ve flumu byla pro každého probanda nastavena individuálně. Následně u každého probanda byly změřeny dvě sekvence 20 vteřin plaveckých záběrů kraulovou technikou. Větší počet měření nebyl realizován z důvodu vyloučení vlivu únavy. Mezi

jednotlivými úseky byla povinná čtyřminutová pauza. Vzhledem k výborné koordinaci a fixaci pohybového stereotypu vybraných probandů, nebyl během měření zařazen nádech do strany. Důvodem bylo odstranění hlavní příčiny asymetrie pohybu v oblasti pletence ramenního. V současném vrcholovém plavání závodníci při maximální intenzitě (disciplíny 50 m a 100 m kraul), překonávají delší úseky bez dýchání. Fixovaný hrudník tak vytváří oporu pro záběrové svalstvo a plavec může více využít svých silových možností. Po měření proband opustil bazén opět pomocí schůdků.

Pohyb plavce byl sledován z bočního pohledu nad hladinou a bočního pohledu pod hladinou. Pohled z těchto rovin byl zaznamenáván digitální videokamerou.

ad 2) Následně bylo provedeno měření na expandérech (Ippon, 2,5 m), které byly pevně ukotveny kolem pevné opory (kovová tyč) ve výši pánve probanda, jak doporučuje Křištofič (2007), tím bylo také zajištěno stejné napětí levé i pravé poloviny expandérů v tahu. Výchozí pozicí pro byl stoj na obou dolních končetinách, chodidla na šířku pánve, kolena mírně pokrčena, trup flektován v kyčelních kloubech zhruba 90°, hlava v prodloužení páteře a horní končetiny ve vzpažení podél hlavy. Expandéry byly přichyceny k rukám probandů pomocí speciálně upravených úchytů, které umožňovaly stejnou pozici ruky jako při záběru ve vodě. Z této výchozí pozice probandi simulovali kraulový záběr pohybem horních končetin.

ad 3) K vlastnímu testování byl použit upravený plavecký trenažer Biokinetic ze sportovní laboratoře FTVS v Praze. Měření probíhalo ve spolupráci se zkušeným pracovníkem laboratoře sportovní motoriky PaedDr. Josefem Horčicem, Ph.D., za asistence p. Zelenky, technického pracovníka. Probandi zaujali výchozí polohu – leh na břicho na lavici trenažeru a simulovali horními končetinami záběry plaveckého způsobu kraul. Velikost zatížení byla regulována elektromagnetickým systémem trenažeru – s použitou silou plavce přímo rostl proporcionální odpor systému.

### **4.3.2 Specifikace technického vybavení využitého ve výzkumu**

#### **Bazén s protiproudem – flum**

Plavecký flum je bazén vytvářející protiproud, který umožňuje plavci simulovat plavání v reálném prostředí. Zařízení podobného charakteru jsou již mnoho let běžným

inventářem předních výzkumných laboratoří, tréninkových zařízení a univerzit zabývajících se plaváním. V České republice je však toto zařízení unikátní.

Veškeré testování v plaveckém trenažéru bylo prováděno v zařízení, které je ve správě Pedagogicko-výzkumné laboratoře katedry plavání a plaveckých sportů FTVS UK v Praze. Vzhled tohoto flumu je patrný z obrázku 31. Zařízení je vyrobeno firmou LD-Pool a nese označení Super Pro A7. Nádrž tvoří 2,3 m široký, 5 m dlouhý a 1,15 m hluboký bazén, ve kterém vytvářejí instalované hřídele konstantní proudění vody. Hřídele jsou poháněny sedmi motory napájenými 400V/32A. Tyto mají celkový výkon 21 kW a jsou schopny v nádrži vytvořit proud vody o rychlosti od 0,5 do 2,5  $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ . Technická specifikata dále uvádí, že motory jsou schopny přečerpávat 98 000  $\text{l} \cdot \text{min}^{-1}$  (LDPOOL, 2011). Proud v nádrži je regulovatelný pomocí ovládacího panelu umístěného v dosahu plavce. Panel rozděluje výkon motorů do šestnácti stupňů, přičemž zvýšení rychlosti o jeden stupeň představuje zrychlení proudu o 0,04 až 0,22  $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$  (Balvín, 2010). Rychlost proudění lze pomocí ovládacího panelu regulovat v době, kdy jsou již motory v chodu. Další možnost jak ovlivnit proudění v nádrži představuje řídicí jednotka umístěná v místnosti s technickým zázemím popisovaného zařízení. Řídicí jednotka umožňuje zvolit jeden z přednastavených módů CP 1 až CP 11, přičemž každý mód skýtá možnosti dalšího individuálního subnastavení (Jurák, 2012). Vyhodnocení rychlosti proudění v bazénu s protiproudem provedli Balvín (2010), Cagaň (2012) a Kozel (2002). Rozdíly ve výsledcích činily maximálně 0,03  $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ .



**Obrázek 31** Plavecký FLUM na FTVS UK v Praze



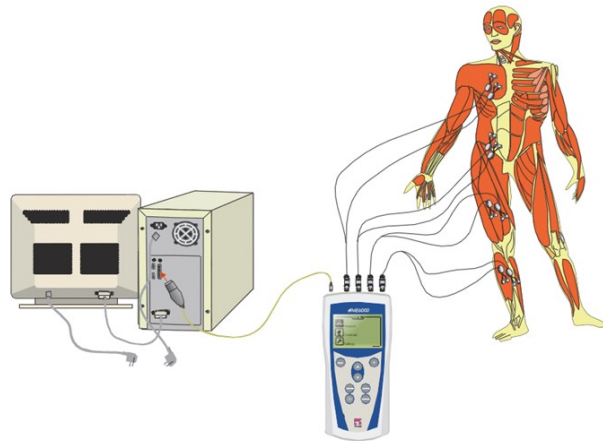
### **Plavecký trenažér Biokinetic**

Plavecký ergometr je digitální měřič v jednotkách kilopond, odpor pomocí stejnosměrného dynama, 9bodová stupnice, rozmezí 20 – 600 W. Odpor je nastavován elektromagnetickým systémem. S použitou silou plavce přímo roste proporcionální odpor systému. Mikroprocesor a kontinuální datový tok umožňuje měnit úroveň brzdě síly v závislosti na dráze nebo rychlosti v průběhu jednoho tempa, a tak lépe simulovat odpor ve vodě. Programové vybavení umožňuje komunikaci s interfacem a dopočet základních měřených parametrů v reálném čase pro pravou i levou ruku (dráha, diference dráhy, sumy dráhy, poměru dráhy, rychlosti, síly, výkonu, práce), grafické a numerické zobrazení aktuálních hodnot v průběhu testu, okamžitý výstup všech informací formou tabulky po ukončení testu, archivaci a možnost následných tisků (Horčic, 1994; Zikmund, 2017).

### **EMG přístroj ME6000 (Mega Electronics, Kuopio, Finland)**

Pro elektromyografický záznam bylo užito mobilního 14bitového EMG přístroje ME6000 Biomonitor (obrázek 32) následné technické specifikace:

- Výrobce: MEGA Electronics, Ltd., Finsko
- Charakteristika: sběrné telemetrické mobilní zařízení ME6000
- Typ signálu EMG: hrubý/průměrný/RMS/sjednocený s měřicím rozpětím  $\pm 8192 \mu\text{V}$  pro EMG
- Počet měřicích kanálů: 16
- Vzorkovací frekvence: až 10000 Hz
- Citlivost přístroje: 1  $\mu\text{V}$  na dílek
- Pásmová propust: 8–500 Hz
- Interní paměť: 256 MB – 2 GB, možnost sledování záznamu bezdrátově
- Rozlišení: 14 bit
- Rozměry 181 × 85 × 35 mm
- Váha: 344 g
- Software: MegaWin (MEGA Electronics, Ltd., Kuopio, Finsko)



**Obrázek 32** Ilustrativní schéma systému ME6000

Ke snímání byly použity diskové bipolární elektrody Ag/AgCl o průměru 5 mm (měřící gelová oblast 154 mm<sup>2</sup> a impedance 400 Ω) připojené pomocí kabelu s předzesilovačem signálu (MEGA Electronics Ltd., 2010). K synchronizaci videokamery s EMG záznamem byly použity bezdrátové triggery. Pohyb plavce byl zaznamenáván z bočního pohledu digitální videokamerou Olympus TG-2 s rychlostí snímkování 240 snímků/s, rozlišení Full HD (1920 × 1080), video formát H. 264.

### 4.3.3 Sledované svaly, lokalizace elektrod

Sledované svaly byly vybrány na základě analýzy svalových řetězců uváděných Vélem (2006) a jejich bazální funkce, jak uvádějí Čihák (2011), Simons, Travell a Simons (1999) a na základně pilotního výzkumu. Další výběr svalů byl také ovlivněn jejich měřitelností EMG potenciálů pomocí povrchových elektrod a na základě daných skutečností:

- Pro zajištění posturální funkce pletence ramenního je rozhodujícím svalem *m. pectoralis major* (Kračmar, 2002). U sledovaných činností je předpokládána odlišná funkce svalu ve vodě a na pevné zemi. Verikalizace předků člověka je relativně mladá evoluční událost. *M. pectoralis major* si proto zachovává charakteristiky posturálního svalu; u kvadrupedů slouží jako adduktor předních končetin (Kračmar et al., 2016).
- Rozhodujícím svalem pro generování propulzní síly při kraulovém záběru je *m. latissimus dorsi* (Colwin, 2014). Tato jeho funkce je uznávána obecně při

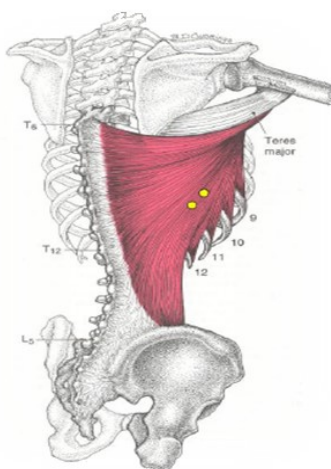
lokomoci zajišťované ramenním pletencem (Kračmar et al., 2016; Vojta & Peters, 1995).

- V závěru propulzní fáze se loketní kloub navrácí do extenze činností *m. triceps brachii* (Lauer et al., 2013; Olstad et al., 2017). Jeho propulzní působení úzce souvisí s funkcí *m. latissimus dorsi* (Kračmar et al., 2016; Vojta & Peters, 1995).
- Charakter lokomoce předpokládá funkční propojení pletenců ramenního a pánevního a torzní pohyby v oblasti trupu (Kračmar et al., 2016; Vojta & Peters, 1995). Proto je do výběru zahrnut *m. obliquus abdominis externus*.

V závislosti se všemi výše uvedenými skutečnostmi pro vlastní výzkum byly vybrány svaly - bilaterálně: *m. latissimus dorsi*, *m. pectoralis major*, *m. obliquus abdominis externus*, *m. triceps brachii*.

### **M. latissimus dorsi (Obrázek 33)**

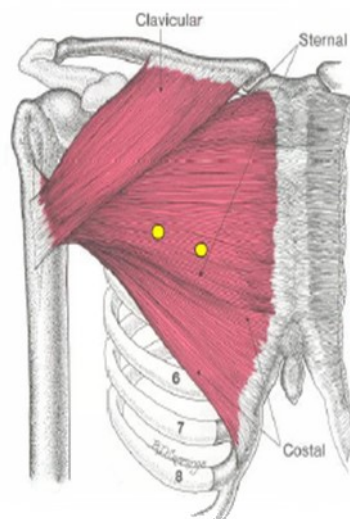
- *Začátek svalu*: prostřednictvím aponeurosy (fascia thoracolumbalis) od dorsální části crista iliaca, dorsální plochy kosti křížové, trnů bederních obratlů, tři kaudálních žeber, trnů pěti až šesti kaudálních hrudních obratlů, několika snopci od povrchové fascie *m. teres major*.
- *Úpon svalu*: na humerus na crista tuberculi minoris.
- *Funkce*: addukce a vnitřní rotace humeru; dorsální flexe humeru v kloubu ramenním (ve spolupráci s *m. teres major* a se spinální částí *m. deltoideus*), při fixované paži zdvihá žebra (Čihák, 2011).



**Obrázek 33** Lokalizace elektrod na *m. latissimus dorsi* (Travell, Cummings, & Simons, 1999)

### M. pectoralis major (Obrázek 34)

- *Začátek svalu:* Mediální část klíční kosti, sternum a přilehlé části prvních šesti žeberech, přední část 6. žebra a pochva přímého svalu břišního. Na svalu se podle začátku obvykle rozlišuje: pars clavicularis, pars sternocostalis a pars abdominalis.
- *Úpon svalu:* Crista tuberculi majoris humeri.
- *Funkce:* Funkce se liší podle jednotlivých složek svalu: klavikulární část pomáhá při předpažení a udržuje v něm paži; sternokostální a abdominální části addukují paži a rotují ze zevní rotace na vnitřní.
- *Inervace:* Nn. pectorales, lateralis et medialis, z pars supraclavicularis plexus brachialis (Čihák, 2011).

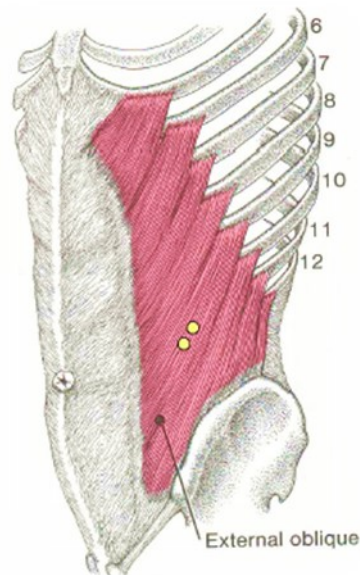


Obrázek 34 Lokalizace elektrod na m. pectoralis major (Travell et al., 1999)

### M. obliquus abdominis externus (Obrázek 35)

- *Začátek svalu:* Osm zubů na osmi kaudálních žebrech.
- *Úpon svalu:* Zadní a kaudální snopce na labium externus cristae iliacaе. Ostatní snopce přecházejí zevně od m. rectus abdominis v aponeurosis musculi obliqui externi, která tvoří povrch předního listu pochvy přímého svalu a upíná se do linea alba. Dolní okraj aponeurosy je zesílen, napjat od spina iliaca anterior superior k tuberculum pubicum; nazývá se ligamentum inguinale.

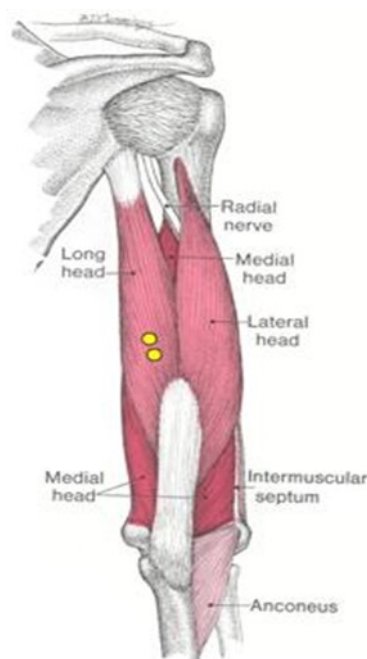
- *Funkce:* 1. při oboustranné kontrakci je tento sval synergista m. rectus abdominis, 2. při jednostranné kontrakci uklání páteř na stranu kontrahovaného svalu a rotuje páteř s hrudníkem na stranu protilehlou, 3. účastní se břišního lisu.
- *Inervace:* 5–11. interkostální nerv a n. subcostalis (Th12), (Čihák, 2011).



**Obrázek 35** Lokalizace elektrod na m. obliquus abdominis externus (Travell et al., 1999)

### **M. triceps brachii (Obrázek 36)**

- *Začátek svalu:* Caput longum – tuberculum infraglenoidale, pod kloubní jamkou na lopatce, caput laterale – zadní plocha humeru, proximálně od sulcus nervi radialis, caput mediale – zadní plocha humeru, distálně od sulcus nervi radialis. Caput longum ohraničuje spolu s m. teres minor, m. teres major a s kostí pažní foramen omotricipitale a foramen humeroticipitale.
- *Úpon svalu:* všechny tři hlavy se spojují v rozsáhlé úponové šlaše, která je při nataženém loketním kloubu patrná jako vkleslé pole nad olecranem a upíná se na olecranon.
- *Funkce:* všechny tři hlavy jsou extensorem loketního kloubu, caput longum pomáhá dorsální flexi a addukci v ramenním kloubu.
- *Inervace:* n. radialis, kořenová inervace z C6-C8.



**Obrázek 36** Lokalizace elektrod na m. triceps brachii (Travell et al., 1999)

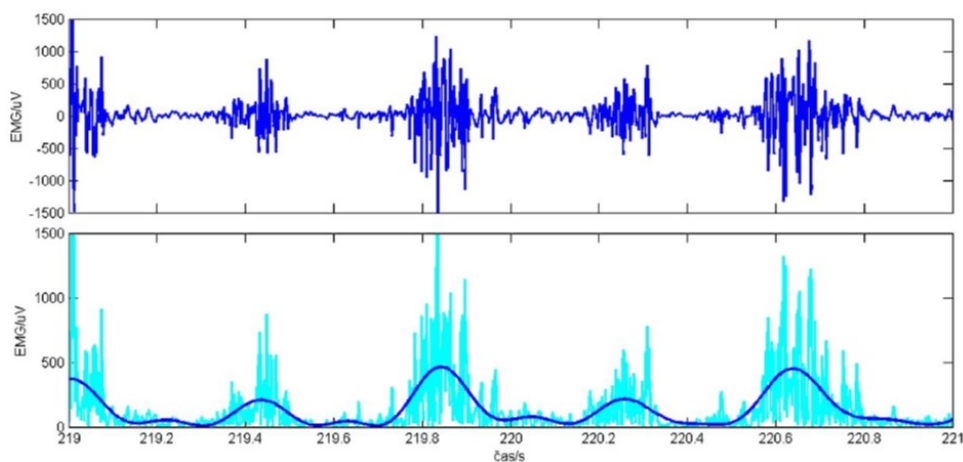
Před aplikací elektrod byla pokožka očištěna, odmaštěna alkoholem a zbavena případného ochlupení. Plošné elektrody byly umístěny do míst největšího, expertně posouzeného, svalového napětí dle poslední verze Simons et al. (1999) , palpace byla provedena při simulaci posuzovaného pohybu. Metoda měření povrchové EMG vyžaduje přesnou lokalizaci elektrod, a proto byla palpace prováděna kvalifikovaným fyzioterapeutem. Pro eliminaci výskytu artefaktů byla dodržena doporučení výběru a lokalizace elektrod dle SENIAM.

#### **4.4 Zpracování dat**

Naměřená data ze zařízení EMG Biomonitor ME 6000 byla stažena z paměťové karty do počítače a pomocí softwaru MegaWin (Mega Electronics, Ltd., Finland) a pomocí editoru skriptů v programovacím prostředí Matlab (The MathWorks, Inc, USA) byla provedena komplexní analýza EMG záznamů. Matlab je interaktivní program, který se využívá pro vědeckotechnické výpočty, modelování, návrhy algoritmů, simulace, analýzu a prezentaci dat, paralelní výpočty a v neposlední řadě i pro měření a zpracování signálů. Klíčovou datovou strukturou při výpočtech v Matlabu jsou matice. Vlastní programovací jazyk vychází z jazyka Fortran. Pomocí programu Matlab

lze řešit složité úlohy bez nutnosti zjišťovat jejich matematickou podstatu (Mathworks, 2018). Ve spolupráci s FEL ČVUT v Praze, s katedrou teorie obvodů byl pro hodnocení získaných dat sestaven originální algoritmus, jenž využívá segmentaci signálu na jednotlivé periody pohybu.

Pro detekci svalové aktivity byla využita trojúhelníková metoda podle Špuláka (2015). Tato metoda využívá namísto surového elektromyografického signálu jeho obálku. Na obrázku 37 je zachycen v horní části původní elektromyografický signál, ve spodní části pak výsledná obálka s absolutní hodnotou elektromyografického signálu v pozadí.

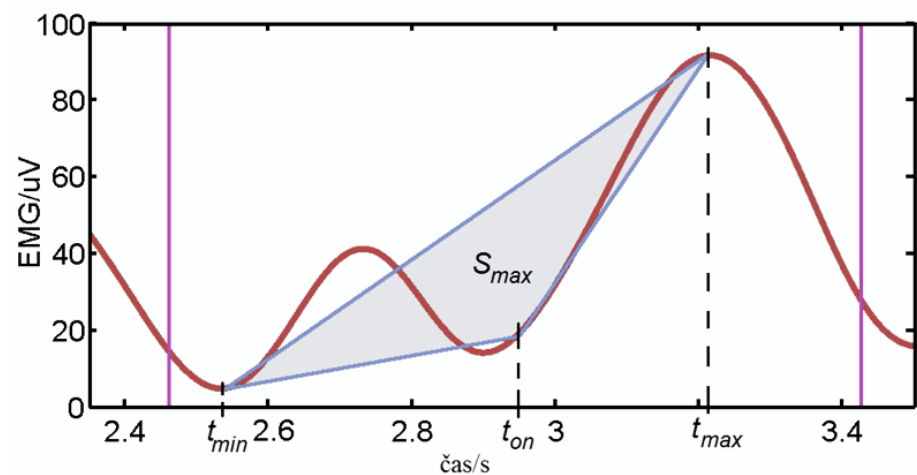


**Obrázek 37** Elektromyografický signál (horní graf), absolutní hodnota EMG signálu (azurová čára) a jeho obálka (modře, spodní graf) (Špulák, 2015)

Z důvodu eliminace vysokých frekvencí šumu, nízkých kmitočtů a jiných možných negativních vlivů byl nejdříve nezpracovaný digitální EMG signál rektifikován (převeden do absolutních hodnot) a filtrováním absolutní hodnoty elektromyografického signálu dolní propustí (nizkopásmový filtr FIR o délce 1501 koeficientů s mezním kmitočtem propustného pásma 4,14 Hz a nepropustným pásmem s útlumem 55dB pro signály se vzorkovací frekvencí 1000 Hz) byla získána obálka EMG křivky. Na tyto obálky byly pak následně vyznačeny jednotlivé cykly pohybu. Obálky těchto cyklů byly interpolovány na jednotnou délku a pro každý sval byl vytvořen jejich průměr v podobě tzv. průměrné obálky.

Trojúhelníková metoda detekce počátků a konců svalové aktivity je v současnosti považována za metodu nejpřesnější. Princip jejího využití lze uplatnit na spojitých signálech, mezi něž obálka EMG signálu patří. Na této křivce byly nejprve nalezeny

lokální extrémy; vzhledem ke spojitosti funkce se vždy střídají lokální maxima a lokální minima. Trojúhelníková metoda spočívá v sestrojení trojúhelníku se dvěma vrcholy ve dvou extrémech a třetím vrcholem na křivce pod spojnicí těchto extrémů, jak naznačuje obrázek 38. Z těchto hodnot v každém segmentu vytvoří spojení  $t_{min}$ ,  $t_{max}$ . Úsečkou se spojí s bodem na křivce průběhu signálu, kde zjištěný trojúhelník dosahuje největší možnou plochu. Bod časové aktivace svalu  $t_{on}$  následně leží pod touto spojnicí. Tento relativní nástup postavení  $t_{on}$  se vypočítá v rámci každého segmentu a následně na základě interpolace sjednotí do jednotné délky a zprůměruje. Stejný postup se následně provede i pro detekci deaktivace (Špulák, 2015).



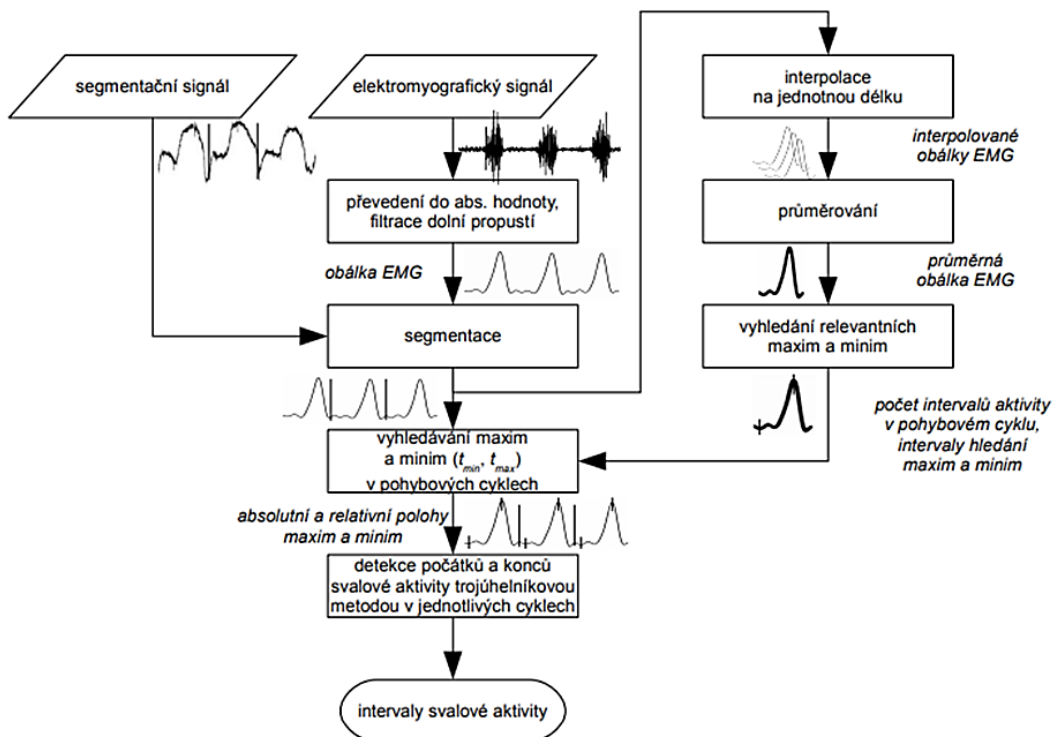
**Obrázek 38** Princip trojúhelníkové metody (Špulák, 2015)

Při aplikaci trojúhelníkové metody na obálku elektromyografického signálu je nutné vycházet z předpokladů, že sledovaný sval vykazuje během každého cyklu konkrétního periodického pohybu stálý počet intervalů aktivity a poloha počátků a konců svalové aktivity je ve všech pohybových cyklech podobná, nicméně je třeba počítat s určitým rozptylem ( $\pm 10\%$  cyklu), neboť, jak uvádí Špulák (2015), lidský pohyb není nikdy dokonale periodický. Z těchto předpokladů vychází vytvořený algoritmus trojúhelníkové metody. Ke zjištění počtu intervalů svalové aktivity detekované v každém pohybovém cyklu, byla využita průměrná obálka EMG signálu – obálky z jednotlivých pohybových cyklů byly interpolovány na jednotnou délku (1000 vzorků) a vypočítána průměrná obálka eENV, jejíž vzorek byl určen jako:



$$aENV[n] = \frac{1}{P} \sum_{p=1}^P ENV[n, p]$$

Kde P byl počet sledovaných pohybových cyklů a ENV byly interpolovaná obálka p-tého cyklu. Tento výpočet je graficky znázorněn v pravé části vývojového diagramu na obrázku 39.



**Obrázek 39** Trojúhelníková metoda – vývojový diagram (Špulák, 2015)

Dále byly na průměrné obálce nalezeny všechny lokální extrémy a z nich bylo vybráno tzv. relevantní maximum. Mezi ně patří absolutní maximum a dále lokální maxima, která splňovala empiricky stanovené podmínky, které určovaly, že amplituda lokálního maxima musí dosahovat alespoň 40 % hodnoty absolutního minima a lokální minimum mezi po sobě jdoucími maximy nesmí překročit 50 % hodnoty menšího maxima. Pokud nebyla druhá podmínka splněna, uvažovalo se pouze větší z obou sousedících maxim. Počet maxim splňujících tyto podmínky určovalo množství intervalů svalové aktivity, které byly detekovány. Mezi každým párem po sobě jdoucích relevantních maxim

průměrné obálky bylo vyhledáno minimum a polohy těchto maxim a minim byly uloženy.

Detekce svalové aktivity byla prováděna v jednotlivých pohybových cyklech, nikoliv na průměrné obálce. V každém pohybovém cyklu byla vyhledána lokální maxima a minima obálky. Hledání však probíhalo vždy pouze v okruhu 10 % cyklu od polohy příslušného relevantního extrému průměrné obálky. Mezi každou dvojicí po sobě jdoucích extrémů byl pomocí trojúhelníkové metody nalezen počátek či konec svalové aktivity a byly určeny i směrodatné odchylky těchto hodnot. Využití tohoto algoritmu umožňovalo zřetelně odlišit výrazné kontrakce svalů od méně významných poklesů a vzestupu amplitudy obálky EMG signálu (Špulák, 2015).

V programu Matlab byla vypočtena průměrná poloha začátků aktivit jednotlivých svalů, v závislosti na aktivaci svalu *m. latissimus dorsi*, který byl vybrán jako rozhodující propulzní sval, který má teoreticky převažující tendenci se aktivovat v počátku sledované lokomoce. Pomocí detekce, která byla prováděna v jednotlivých pohybových cyklech, bylo možné zobrazit průběh svalové aktivity v celém zpracovávaném úseku a zároveň posoudit opakovatelnost činnosti jednotlivých svalů a případné rozdíly v pořadí svalových aktivací v sledovaných pohybových cyklech.

Z důvodu různých délek trvání pohybů a možnosti lepší komparace mezi probandy byla časová osa následně normalizována na procenta, jak doporučuje většina autorů (De Luca, 1997; Hug & Dorel, 2009; Konrad, 2005).

Intraindividuální srovnávací analýza byla provedena na základě upravené formulace korelační funkce dvou signálů, jak doporučuje Hojka, Vystrčilová a Kračmar (2010) a byla použita pro vyhodnocení podobnosti aktivace dvojic svalů na základě Spearmanova korelačního koeficientu.

V tomto hodnocení byl sledován především rozdíl zapojení jednotlivých svalů vyjádřený v procentech, následně vztažený k referenční hodnotě a pomocí Wilcoxonova testu pro závislé výběry byla sledována jejich statistická a věcná významnost v rámci interindividuálního porovnání obou typů lokomoce vybraných svalů.

Na usuzování normality dat byl použit Shapirův-Wilkův test. Všechny statistické metody byly zpracovány v programu Statistica 12.0 verze.

## 4.5 Interpretace výsledků trojúhelníkové metody

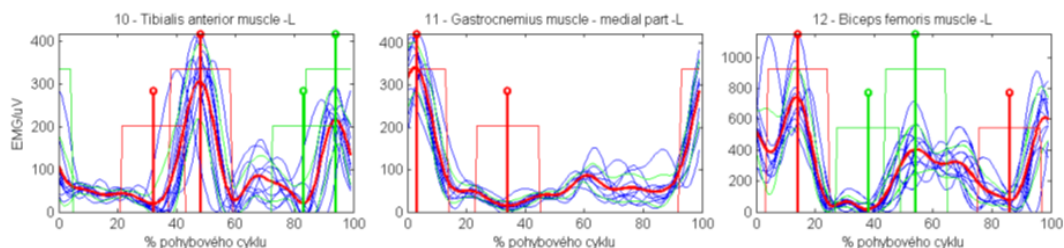
Trojúhelníková metoda poskytuje u každého měřeného svalu množství výstupu, z nichž některé popisují průběh každého pohybového cyklu zvlášť – každému pohybovému cyklu tedy odpovídá jeden výstupní údaj:

- poloha relevantních lokálních extrémů obálky EMG signálu,
- poloha detekovaných počátků a konců svalové aktivity.

Jiné představují souhrnné informace o činnosti svalu během celého zpracovaného úseku – výsledkem je jeden údaj společný pro všechny zpracované pohybové cykly:

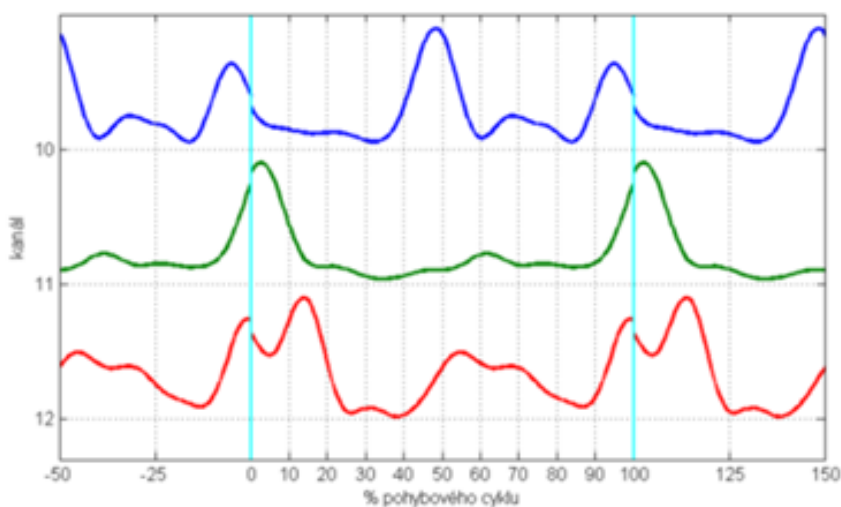
- průměrná obálka EMG signálu
- počet intervalů svalové aktivity během pohybového cyklu
- poloha relevantních lokálních extrémů průměrné obálky EMG signálu
- relativní poloha intervalů pro hledání lokálních extrémů v jednotlivých pohybových cyklech
- průměrná relativní poloha počátků a konců svalové aktivity
- směrodatná odchylka polohy počátků a konců svalové aktivity.

Příklady uvedených výstupních údajů jsou graficky znázorněny na obrázku 40, který znázorňuje obálky z jednotlivých pohybových cyklů interpolované na jednotnou délku a průměrnou obálku spočtenou jako průměr interpolovaných křivek. Zároveň jsou vyznačeny polohy relevantních maxim a intervaly pro hledání lokálních maxim v jednotlivých pohybových cyklech.



**Obrázek 40** Interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů (tenké modré čáry) a průměrná obálka (tlustá červená čára). Tlusté svislé čáry označují polohu relevantních lokálních maxim a minim, tenké svislé čáry ohraničují intervaly, v nichž se budou hledat lokální extrémy v jednotlivých pohybových cyklech. V pořadí dle velikosti lokálního maxima je použita červená, zelená modrá nebo azurová barva (Špulák, 2015).

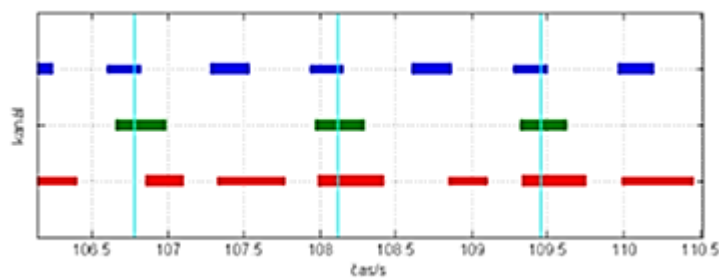
Pro snadnější porovnávání aktivačních profilů různých svalů je poskytován i graf zachycující pouze normované průměrné obálky elektromyografického signálu, který je znázorněn na obrázku 41. Průměrné obálky ze všech kanálů jsou vykresleny pod sebou a pro přehlednější znázornění periodicity jsou zobrazeny celkem dva (průměrné) pohybové cykly: rozsah 0 až 100 % cyklu na vodorovné ose odpovídá jedné periodě pohybu; nalevo je pak zobrazena ještě druhá polovina předchozího cyklu (rozsah 50 až 0 %), napravo následuje první polovina následujícího cyklu (rozsah 100 až 150 %).



Modrá (10) – *Tibialis anterior muscle* (L)  
 Zelená (11) – *Gastrocnemius muscle* (medial part, L)  
 Červená (12) – *Biceps femoris muscle* (L)

**Obrázek 41** Normované průměrné obálky elektromyografického signálu (Špulák, 2015)

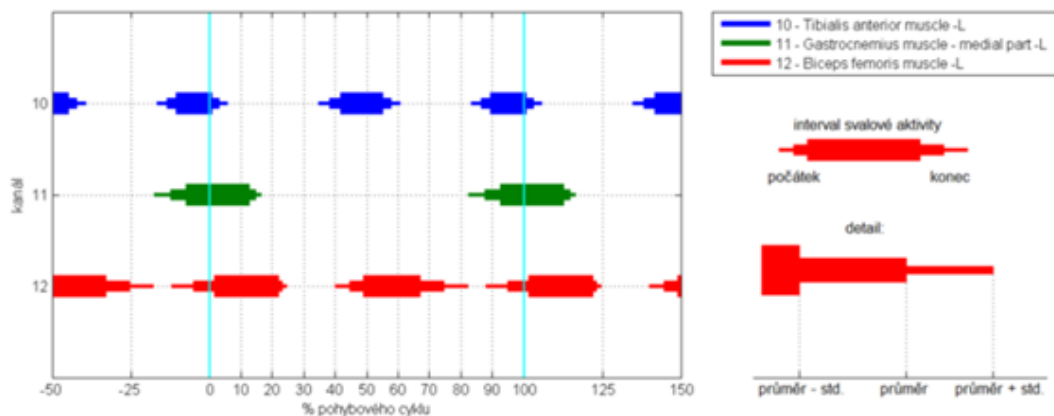
K přehlednějšímu sledování intervalů svalové aktivity v průběhu celého náměru slouží graf na obrázku 42. Vodorovné úsečky vyznačují intervaly s detekovanou aktivitou – spojují nalezený okamžik náběhu svalové aktivity s detekovaným okamžikem konce svalové aktivity.



Modrá (10) – Tibialis anterior muscle (L)  
 Zelená (11) – Gastrocnemius muscle (medial part, L)  
 Červená (12) – Biceps femoris muscle (L)

**Obrázek 42** Intervaly svalové aktivity (Špulák, 2015)

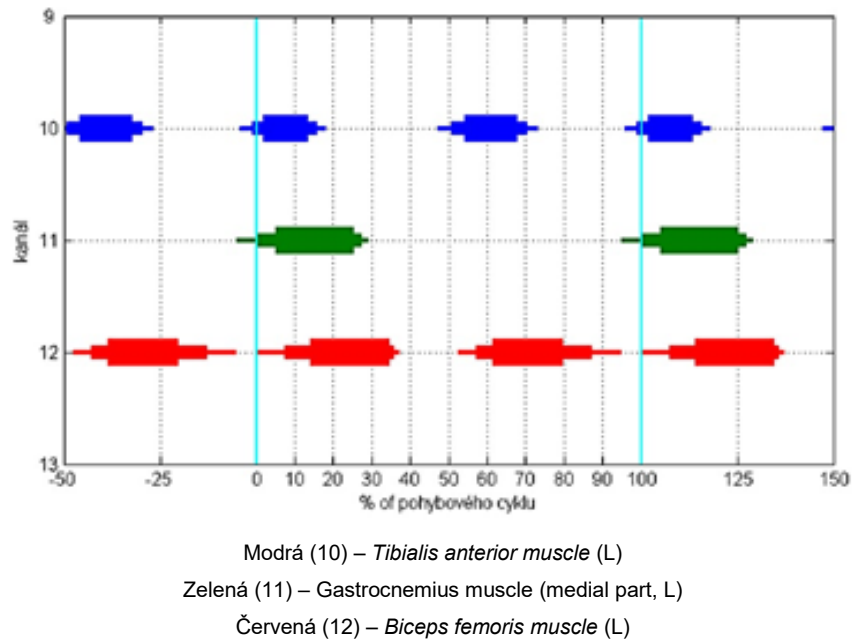
Průměrné polohy a směrodatné odchylky počátků a konců svalové aktivity graficky znázorňuje obrázek 43. Interval od průměrné polohy počátku do průměrné polohy konce svalové aktivity je vyznačen středně tlustou čarou. Začátek (resp. konec) tenčí i tlustší čáry je od této průměrné polohy vzdálen o velikost směrodatné odchylky. Z toho vyplývá, že čím je menší směrodatná odchylka, tím tupější je počátek či konec čáry v grafu. Naopak zašpičatělé konce ukazují na velkou směrodatnou odchylku a tedy i na velkou proměnlivost polohy počátku či konce intervalu svalové aktivity.



**Obrázek 43** Grafické vyjádření průměrné polohy počátku a konce svalové aktivity a směrodatné odchylky obou údajů. V pravé části je vysvětlen význam různé tloušťky čar (Špulák, 2016).

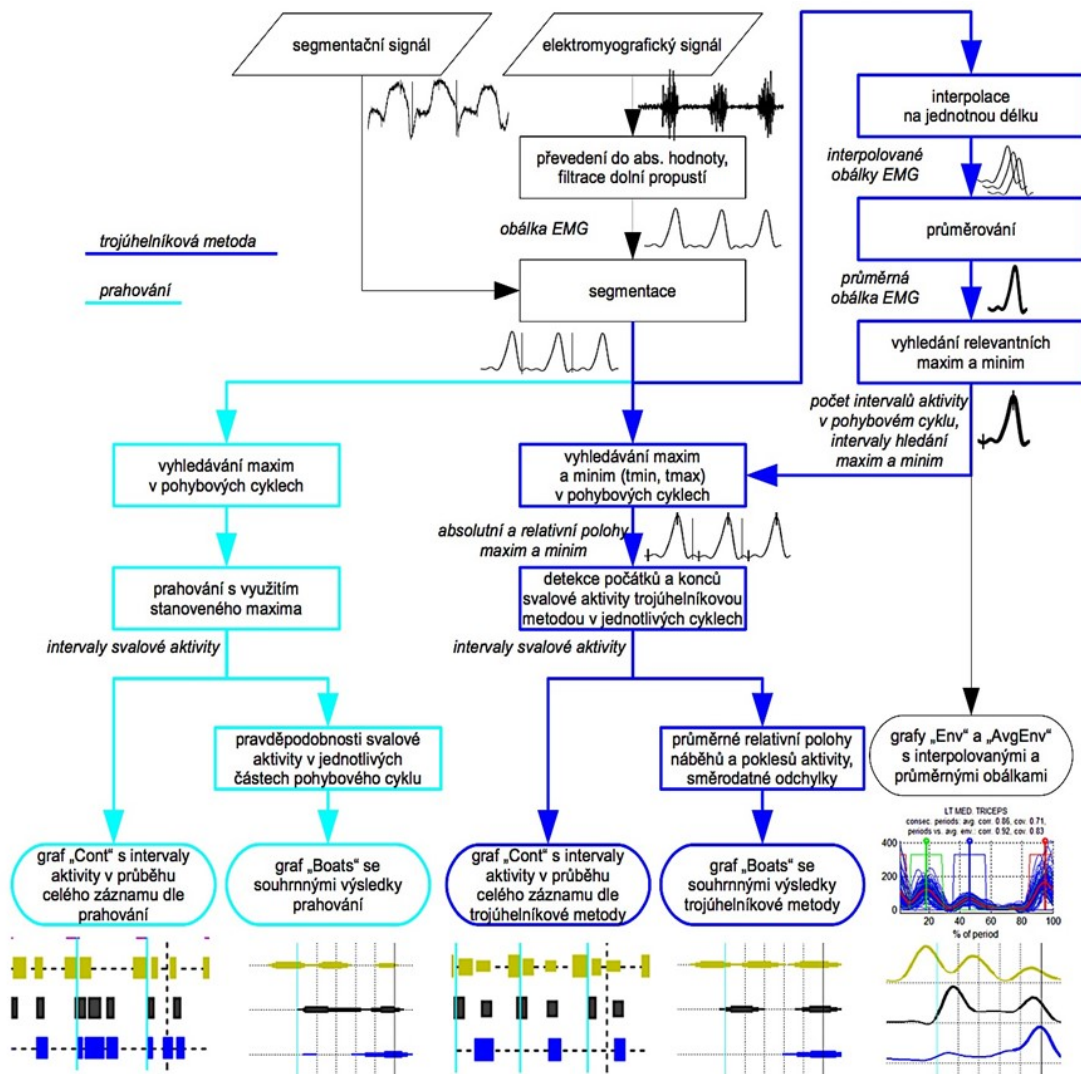
Používaný algoritmus, který vytváří číselné i grafické výstupy, umožňuje zadat referenční sval a průměrné polohy počátků a konců svalové aktivity jsou k němu vztaženy. Grafické znázornění této svalové aktivity vztažené k referenčnímu svalu je

patrné na obrázku 44. V naší práci jsme při posuzování svalové koordinace zvolili jako referenční sval *m. latissimus dorsi*.



**Obrázek 44** Grafické vyjádření průměrné polohy počátku a konce svalové aktivity. Aktivita svalu označeného zelenou barvou je brán jako referenční hodnota (Špulák, 2016).

Vývojový diagram na obrázku 45 znázorňuje algoritmus prahování i trojúhelníkové metody. Třebaže lze obě detekční metody používat nezávisle, část algoritmu je společná. Z diagramu je patrné, v jakém pořadí se počítají číselné výstupy poskytované oběma metodami.



**Obrázek 45** Vývojový diagram znázorňující prahování a trojúhelníkovou metodu s vyznačenými grafickými výstupy dle číselných výsledků (Špulák, 2015)

## 4.6 Pilotní výzkum

Pilotní výzkum byl realizován v březnu 2015, cílem bylo především ověřit metodiku měření a relevantnost výstupů. V níže uvedených grafech a tabulce jsou prezentovány výsledky. V této studii byla sledována svalová aktivita osmi vybraných svalů u dvou probandů, při plavání kraulovou technikou ve flumu a při imitačních cvičeních mimo vodní prostředí. Konkrétně na plaveckém trenažeru Biokinetic a při cvičení s gumovými expandéry. Měření těchto tří pohybových forem probíhalo v různém pořadí. Zkušenosti z tohoto pilotního šetření následně ovlivnily pořadí měření pro dizertační práci. Pilotní

výzkum byl proveden na probandech, kteří byli členové reprezentačního družstva ČR. Výsledné grafy a tabulka zobrazují výsledky jednoho probanda.

Komplexní analýza EMG záznamů byla provedena pomocí počítačového programu Matlab. Byla zjištěna maximální kroskorelační matice EMG záznamů jednotlivých svalů při jednom určitém pohybu a příslušné fázové posuny, ze kterých byl následně určen timing nástupu aktivace jednotlivých svalů při zvoleném pohybu. Toto pořadí bylo intraindividuálně porovnáno. Intraindividuální srovnávací analýza byla provedena na základě upravené formulace korelační funkce dvou signálů, jak doporučuje Hojka et al. (2010) a byla použita pro vyhodnocení podobnosti aktivace dvojic svalů na základě Spearmanova korelačního koeficientu.

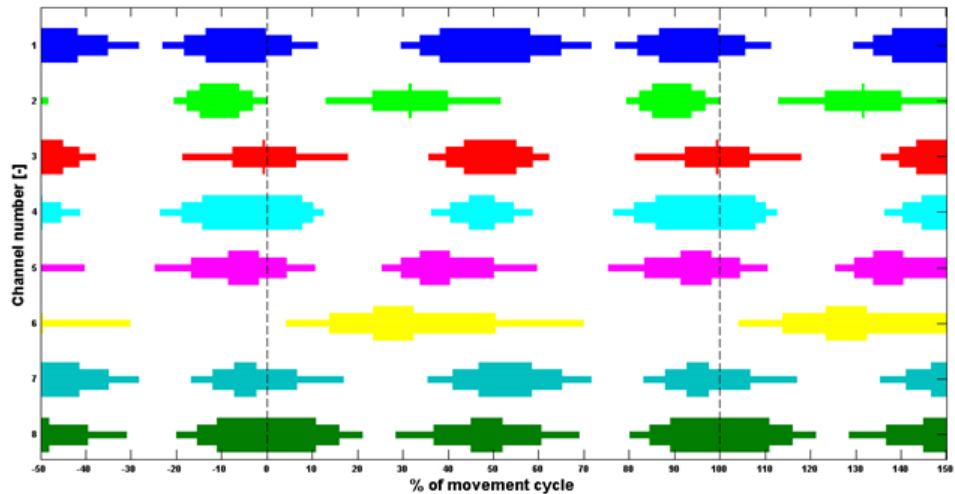
Tabulka 4 znázorňuje polohu průměrné aktivace svalů ve sledovaném cyklu. Pro každý sval je určena průměrná poloha aktivace v rámci pohybového cyklu (v procentech cyklu) a směrodatná odchylka.

**Tabulka 4** Průměrná poloha aktivace svalů ve sledovaném cyklu

Svaly	Aktivace FLUM		Aktivace Expandér		Aktivace Biokinetic	
	M [%]	SD [%]	M [%]	SD [%]	M [%]	SD [%]
Pectoralis major muscle, dx	33,77	4,25	26,97	2,29	35,40	20,18
Pectoralis major muscle, sin	15,49	7,47	24,72	10,28	75,21	10,37
Latissimus dorsi muscle, dx	66,50	3,29	30,44	6,19	40,48	5,76
Latissimus dorsi muscle, sin	77,27	4,12	76,94	3,42	74,92	5,41
External abdom. ob. muscle, dx	73,51	13,46	47,56	5,67	76,44	6,19
External abdom. ob. muscle, sin	57,94	13,77	32,71	12,51	74,31	4,81
Triceps brachii muscle, dx	39,84	3,67	24,66	4,79	26,07	5,21
Triceps brachii muscle, sin	23,40	2,12	24,80	5,52	72,87	4,98

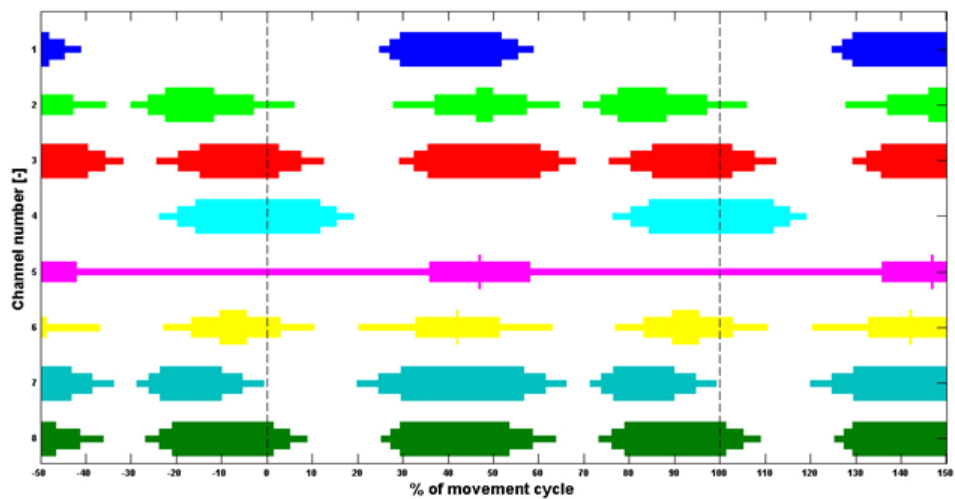
Následující obrázky zobrazují intervaly aktivity svalů ve vodním prostředí (Obrázek 46), při cvičení s gumovými expandéry (Obrázek 47) a na plaveckém trenažeru Biokinetic (Obrázek 48). Linie v každém svalu vede (zleva) od (průměrná poloha aktivace – SD) tenkou linií k (průměrná poloha aktivace) silnější linií k (průměrná poloha aktivace + SD) a pokračuje nejsilnější částí dále doprava. Od místa (průměrná poloha deaktivace – SD) vede tenčí linie k (průměrná poloha deaktivace) a nejtencí až k (průměrná poloha deaktivace + SD). Byl-li u daného svalů detekován větší počet úseků aktivity v rámci pohybového cyklu, je tam příslušných linií více. Vodorovná osa v lodích zachycuje více než jeden cyklus, aby lépe vynikla periodicitu.





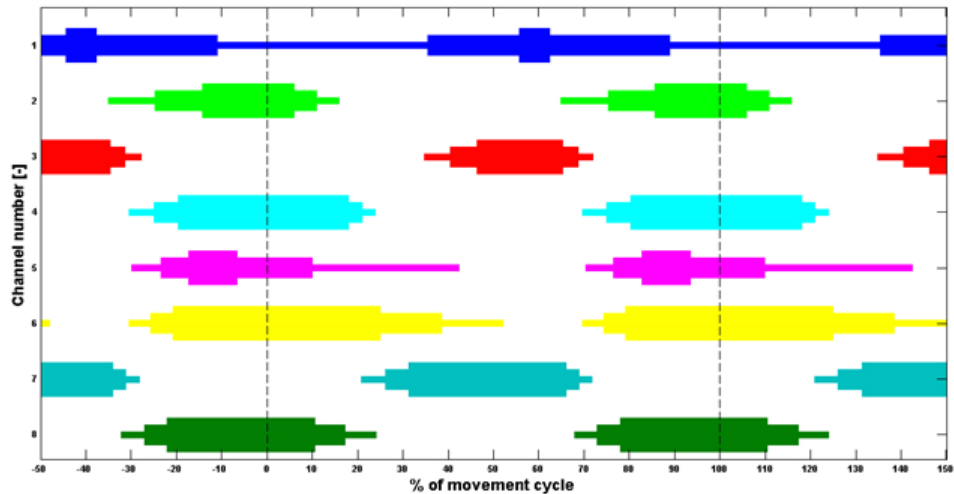
Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

**Obrázek 46** Intervaly aktivity svalů ve vodním prostředí



Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

**Obrázek 47** Intervaly aktivity svalů v rámci plaveckého cyklu pomocí expandérů.



Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

**Obrázek 48** Intervaly aktivity svalu v rámci plaveckého cyklu na Biokineticu.

**Tabulka 5** Timing nástupů sledovaných svalů (plavecký flum, trenažér Biokinetic)

Muscles	FLUME (pořadí)	Biokinetic (pořadí)	d	d squared
Pectoralis major muscle, dx	3	2	-1	1
Pectoralis major muscle, sin	6	3	-3	9
Latissimus dorsi muscle, dx	7	8	1	1
Latissimus dorsi muscle, sin	4	1	-3	9
External abdom. ob. muscle, dx	1	7	6	36
External abdom. ob. muscle, sin	8	6	-2	4
Triceps brachii muscle, dx	5	5	0	0
Triceps brachii muscle, sin	2	4	2	4
$\Sigma$	—	—	—	64

Spearmanova pořadová korelace  $r_s = 0,238$ ; effect size  $r_s^2 = (0,238)^2 = 0,0566 = 5,66 \%$

**Tabulka 6** Timing nástupů sledovaných svalů (plavecký flum, expandéry)

Muscles	FLUME (pořadí)	Expandér (pořadí)	d	d squared
Pectoralis major muscle, dx	3	4	1	1
Pectoralis major muscle, sin	6	5	-1	1
Latissimus dorsi muscle, dx	7	7	0	0
Latissimus dorsi muscle, sin	4	1	-3	9
External abdom. ob. muscle, dx	1	2	1	1
External abdom. ob. muscle, sin	8	8	0	0
Triceps brachii muscle, dx	5	6	1	1
Triceps brachii muscle, sin	2	3	1	1
$\Sigma$	—	—	—	14

Spearmanova pořadová korelace  $r_s = 0,833$ ; effect size  $r_s^2 = (0,833)^2 = 0,6938 = 69,38 \%$

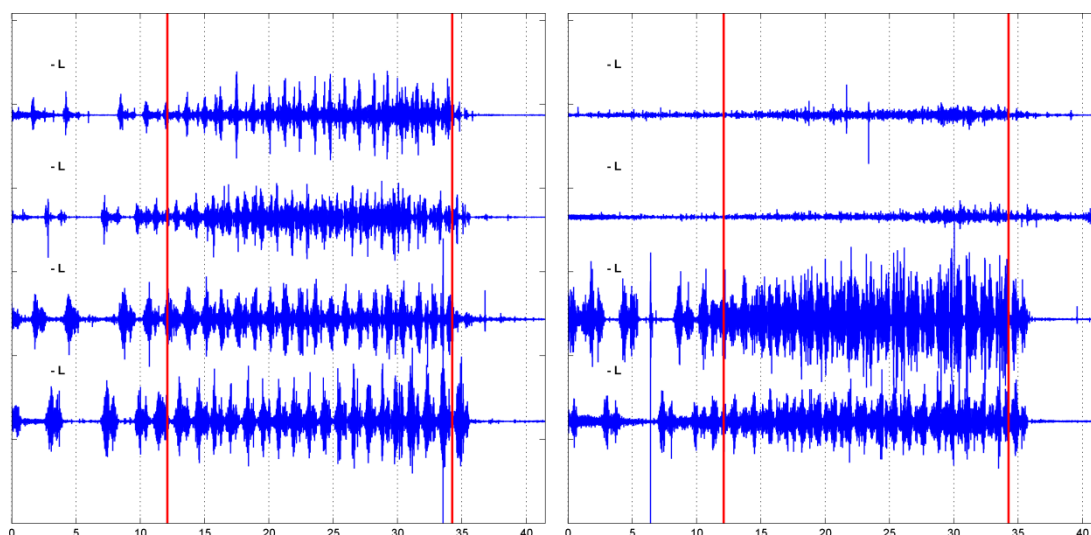
Na základě uvedených výsledků se pro probanda jeví jako vhodnější alternativa k plaveckému tréninku použití expandérů.

## 5 Výsledky

Na základě Shapirova-Wilkova testu normality dat bylo zjištěno, že u výsledných hodnot vybraných svalů nelze usuzovat na normální rozdělení četností. Z tohoto důvodu byla data považována za neparametrická (Havel & Cihlář, 2011) a výsledky byly zpracovány pomocí příslušných statistických postupů. Z důvodu závislosti dat a odmítnutí jejich normality byl využit k porovnání případných rozdílů Wilcoxonův test. Intraindividuální srovnávací analýza byla provedena na základě upravené formulace korelační funkce dvou signálů a byla použita pro vyhodnocení podobnosti aktivace dvojic svalů na základě Spearmanova korelačního koeficientu.

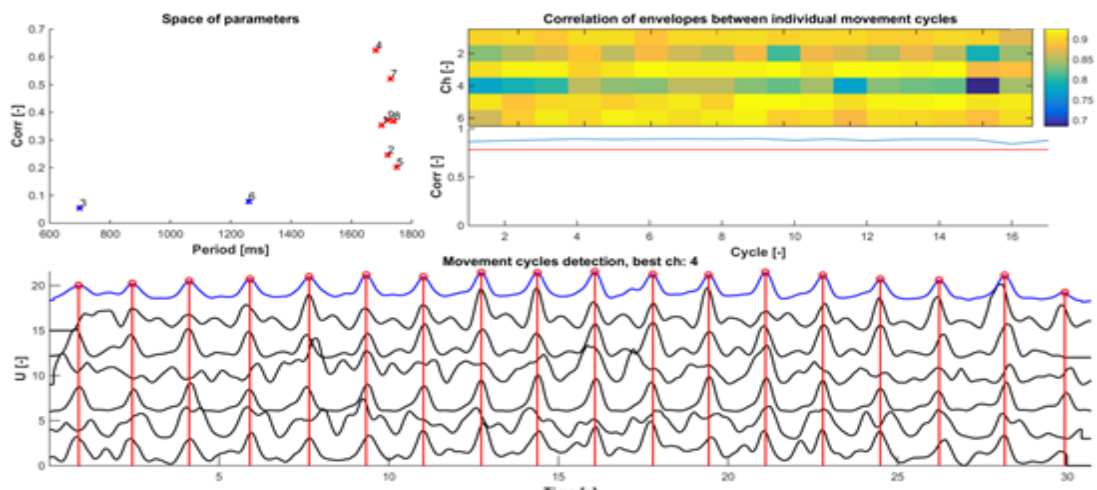
V této kapitole jsou nejprve uvedena výsledná data jednoho probanda a souhrnná data všech probandů. Ostatní výsledná data jsou umístěna v příloze této práce. Celkem bylo vyhodnoceno 715 pohybových cyklů.

Expertním posouzením, semiautomaticky byl u jednotlivých probandů, při každé měřené situaci (plavecký flum, plavecký trenažer Biokinetic a expandéry) vybrán pro všechny sledované svaly relevantní úsek pohybového cyklu. To znamenalo odstranění úseků mezi prvním pohybovým cyklem a pohybovým cyklem se stabilním vzorem svalové koordinace bez artefaktů. Záznam vybraného úseku EMG signálu ze všech osmi kanálů u probanda č. 1 je zobrazen na obrázku 49.



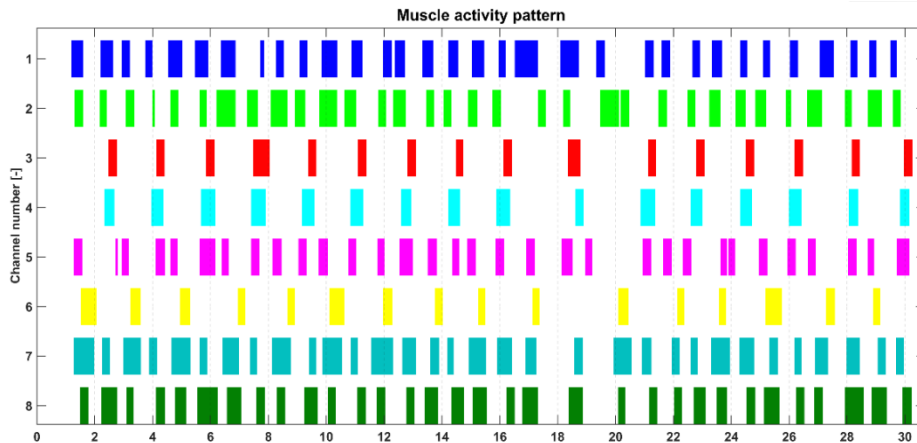
**Obrázek 49** Zvolený rozsah signálu (raw s EMG) – vymezen červenými čarami (proband č. 1)

Na obrázku 50 je znázorněna výsledná segmentace vybraného signálu všech osmi kanálů u probanda č. 1. Barevné spektrum v pravém horním grafu vyjadřuje křížovou korelaci mezi průměrnou obálkou a obálkou v jednotlivých cyklech, žlutá barva znamená vysokou autokorelaci jednotlivých pohybových cyklů s průměrným pohybovým cyklem a modré spektrum značí nízkou autokorelaci. Levý horní graf znázorňuje „clusterování“ kanálů, které jsou vhodné k detekci pohybových cyklů. V dolním grafu označují svislé červené čáry jednotlivé pohybové cykly ve vybraném úseku EMG signálu.



**Obrázek 50** Záznam segmentace z vybraného signálu u všech měřených svalů probanda č. 1

Graf na obrázku 51 slouží k přehlednějšímu sledování intervalů svalové aktivity v průběhu celého náměru ve flumu u probanda č. 1. Každá úsečka označuje časový úsek, kdy byl sval aktivní a lze vyčíst rozdílly nebo shody v synchronizaci práce sledovaných svalů.



Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

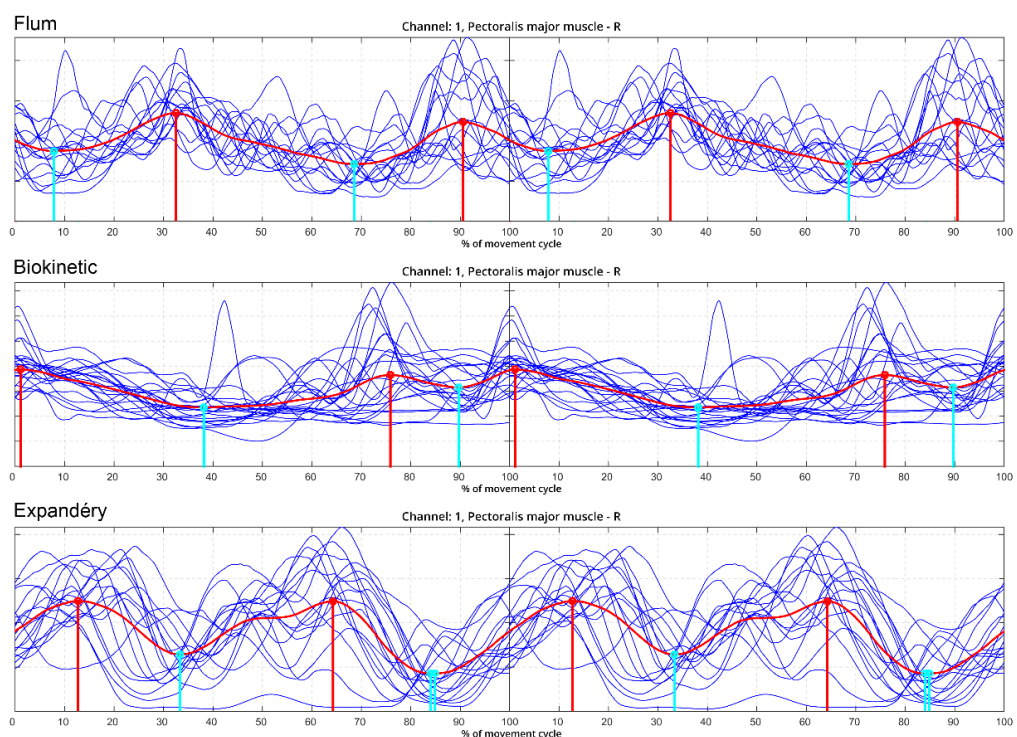
**Obrázek 51** Záznam periodicity všech osmi kanálů u probanda č. 1

Na následujících obrázcích (52; 53; 54; 58; 59; 60; 61; 62) jsou zaznamenány výsledky detekce svalové aktivity záznamu naměřeného signálu u všech sledovaných svalů probanda č. 1 u všech tří měřených situací (v tomto pořadí: plavecký flum, plavecký trenažér Biokinetic, expandéry). Tenké modré křivky v grafu označují obálky měřeného elektromyografického signálu z jednotlivých pohybových cyklů interpolované na jednotnou délku 0 až 100 % cyklu a jejich průměr – průměrná obálka je značena červeně, tučně. Červenou svislou čarou jsou označena maxima aktivace a svislou azurovou její minima. Počátek pohybového cyklu začíná na hodnotě 0 % a končí ve 100 %. Časový údaj průběhu průměrného cyklu je normalizován na procenta z důvodu lepší a názornější interpretace. V následujících obrázcích jsou znázorněny dva pohybové cykly, aby lépe vynikla periodičita.

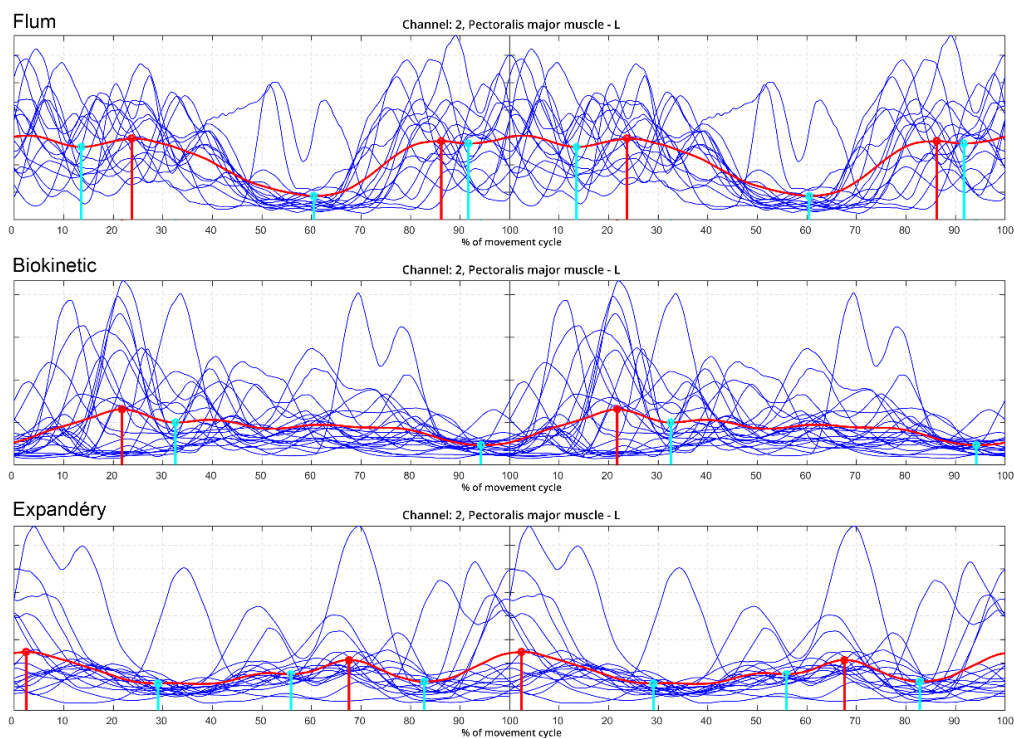
Na obrázku 52 je znázorněn záznam detekce svalové aktivity *m. pectoralis major dx*. Je patrné, že průměrná poloha první aktivace *m. pectoralis major dx* ve flumu ležela v 32 % pohybového cyklu, zatímco pokles aktivity první aktivace nastával v 68 %. Poloha druhé aktivace svalu ležela v 91 % pohybového cyklu a pokles aktivity druhé aktivace nastával průměrně v 8 % cyklu. Na plaveckém trenažéru Biokinetic průměrná poloha první aktivace ležela v 1 %, pokles aktivity byl v 38 %, poloha druhé aktivace byla v 77 % a její pokles v 90 %. Průměrná poloha první aktivace svalu na gumových expandérech se nacházela ve 13 % pohybového cyklu, její pokles v 33 %, druhá

aktivace svalu nastala v 65 % a pokles aktivity této aktivace byl v na 85 % pohybového cyklu.

Na obrázku 53 je záznam detekce svalové aktivity *m. pectoralis major sin.* Průměrná poloha první aktivace v plaveckém flumu byla v 24 %, pokles této aktivity nastal v 60 %. Druhá aktivace svalu byla v 87 % a pokles aktivity druhé aktivace ležela v 92 %. Na trenažeru Biokinetic ležela průměrná aktivace v 21,5 % a její pokles v 32 %. Při cvičení na expandérech byla průměrná poloha první aktivace v 2 % a její pokles v 29 %, druhá aktivace začínala na 68 % a končila na 82 %.



**Obrázek 52** Detekce svalové aktivity *m. pectoralis major dx* u probanda č. 1



**Obrázek 53** Detekce svalové aktivity *m. pectoralis major sin* u probanda č. 1

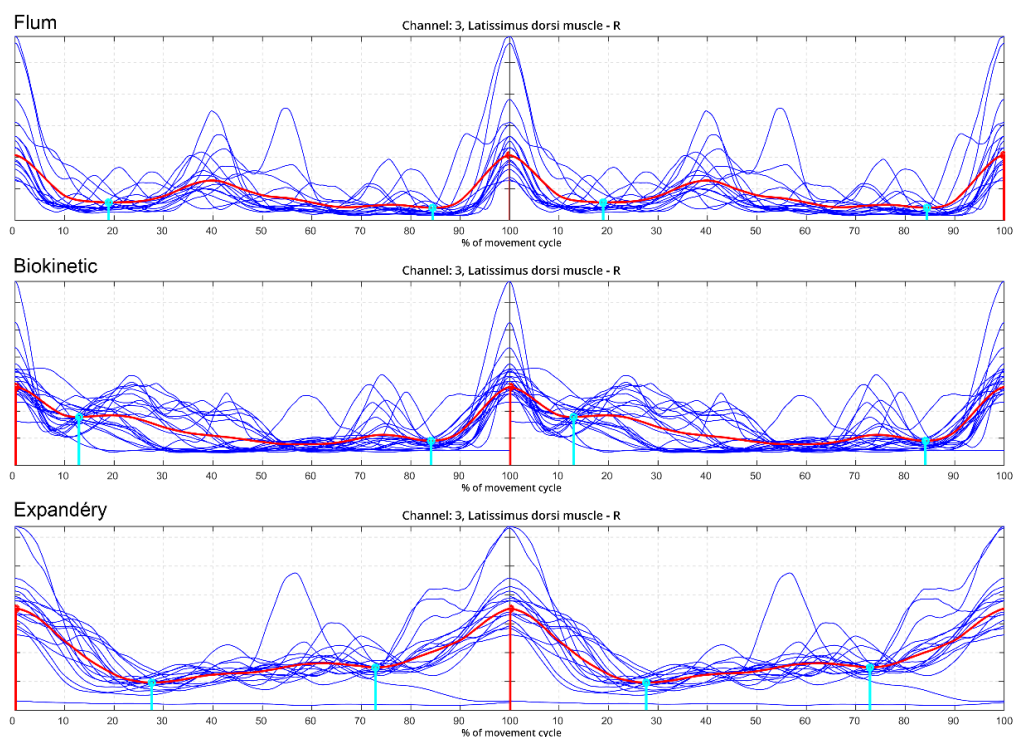
**Tabulka 7** Hodnoty poloh svalové aktivity *m. pectoralis major dx, sin* u probanda č. 1

Activity	Svaly	Start 1		End 1		Start 2		End 2	
		Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]
<b>Flum</b>	PM dx	22,16	5,50	42,25	6,68	78,61	11,12	97,46	8,74
	PM sin	17,84	9,62	45,03	7,47	71,34	8,00	88,37	3,83
<b>Biokinetic</b>	PM dx	92,19	3,43	13,67	12,02	63,17	14,77	82,98	11,99
	PM sin	5,83	5,70	25,70	6,33	0	0	0	0
<b>Expandéry</b>	PM dx	92,81	6,35	25,59	5,58	45,85	13,16	75,21	4,49
	PM sin	89,92	8,06	15,19	7,45	60,29	5,22	78,16	4,89

Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; PM dx – *m. pectoralis major dextrum*; PM sin – *m. pectoralis major sinister*

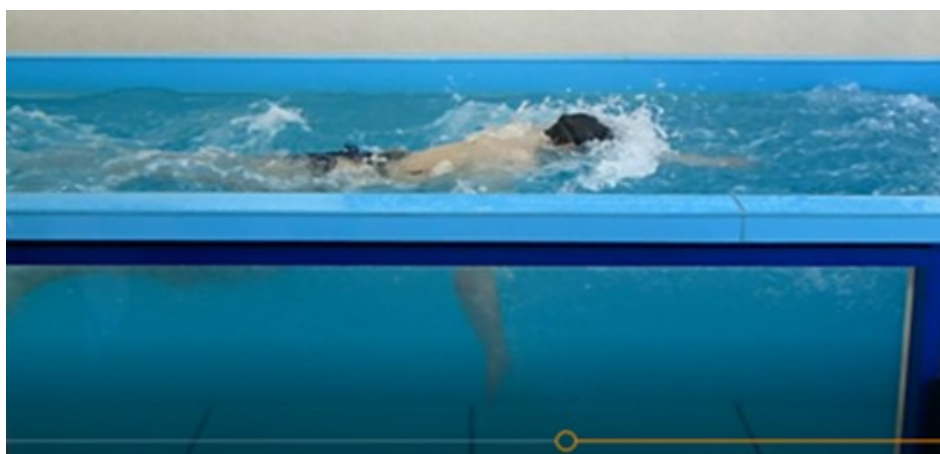
Na obrázku 54 je zobrazen záznam svalové aktivity *m. latissimus dorsi dx*. Jak již bylo výše zmíněno, byl tento sval zvolen jako sval referenční, a proto ve všech třech měřených situacích je poloha aktivace na 0 % (100 %). Rozdílná je průměrná poloha poklesu této aktivace svalu, ve flumu se nachází v 19 %, na plaveckém trenažéru Biokinetic je v 13 % a na expandéru tento pokles leží v 28 %.





**Obrázek 54** Detekce svalové aktivity *m. latissimus dorsi dx* u probanda č. 1. Graf se skládá ze dvou průměrných EMG záznamů složených k sobě pro lepší orientaci v případě, že se lokální maximum EMG křivky nachází blízko hranice průměrného pracovního cyklu.

Na obrázcích 55-57 jsou znázorněny příklady diferenciací polohy aktivace *m. latissimus dorsi* – začátky hodnocení plaveckého cyklu u všech měřených situací.



**Obrázek 55** Poloha aktivace *m. latissimus dorsi* v plaveckém flumu

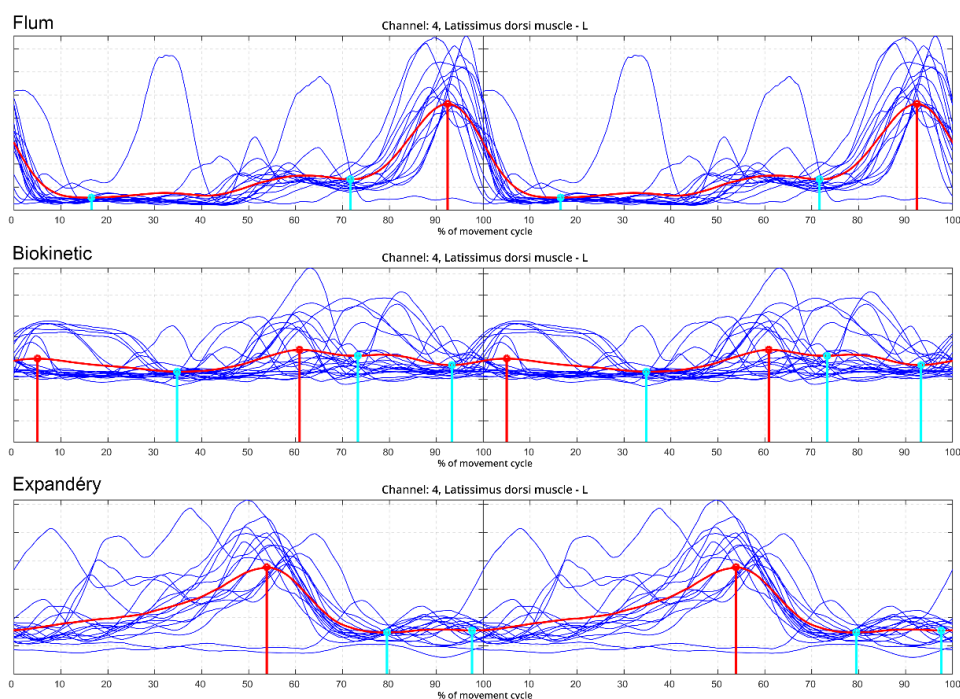


**Obrázek 56** Poloha aktivace *m. latissimus dorsi dx* na plaveckém trenažeru Biokinetic



**Obrázek 57** Poloha aktivace *m. latissimus dorsi dx* při posilování na expandéru

Na obrázku 58 je zobrazen záznam svalové aktivity *m. latissimus dorsi sin*. Je patrné, že průměrná poloha aktivace svalu ve flumu ležela v 92 % pohybového cyklu, zatímco pokles byl v 18 %. Na plaveckém trenažeru Biokinetic průměrná poloha první aktivace ležela v 5 %, pokles aktivity byl v 35 %, poloha druhé aktivace byla v 61 % a její pokles v 73 %. Průměrná poloha aktivace svalu na expandérech se nacházela v 55 % pohybového cyklu, její pokles v 79 %.



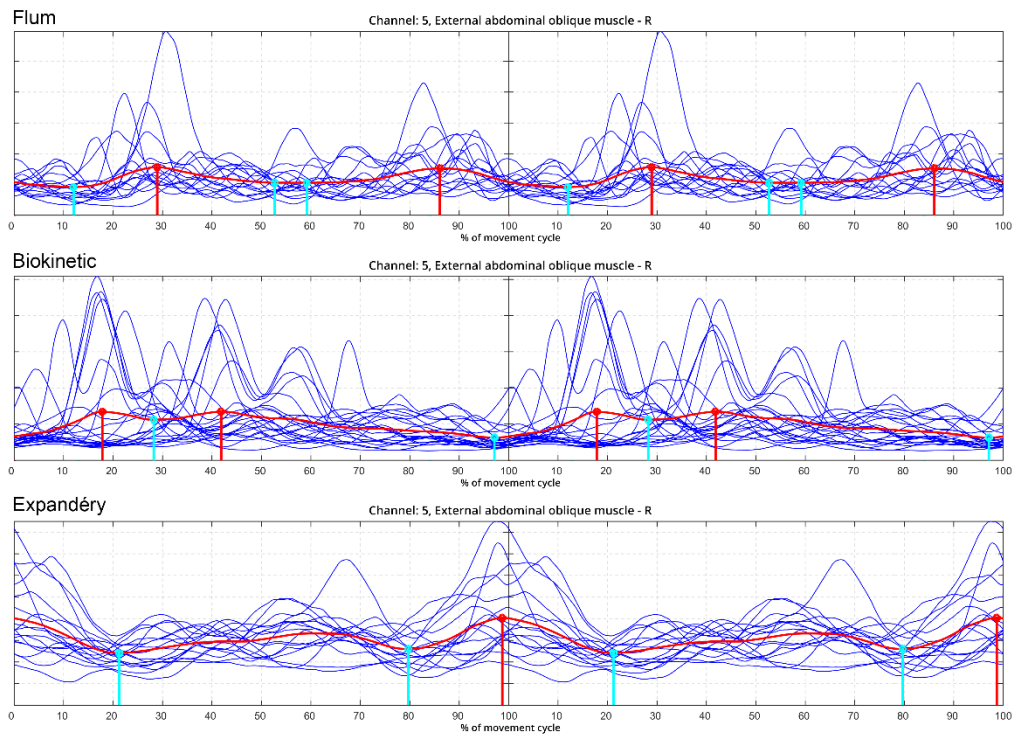
**Obrázek 58** Detekce svalové aktivity *m. latissimus dorsi sin* u probanda č. 1. Graf se skládá ze dvou průměrných EMG záznamů složených k sobě

**Tabulka 8** Hodnoty poloh svalové aktivity *m. latissimus dorsi dx, sin* u probanda č. 1

Aktivita	Svaly	Start 1		End 1	
		Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]
<b>Flum</b>	LD dx	91,82	0,90	8,30	1,12
	LD sin	79,72	4,27	4,90	2,38
<b>Biokinetic</b>	LD dx	89,69	1,97	8,15	1,44
	LD sin	95,97	3,70	15,77	11,67
<b>Expandéry</b>	LD dx	85,11	7,05	15,50	7,75
	LD sin	36,41	13,75	69,03	3,89

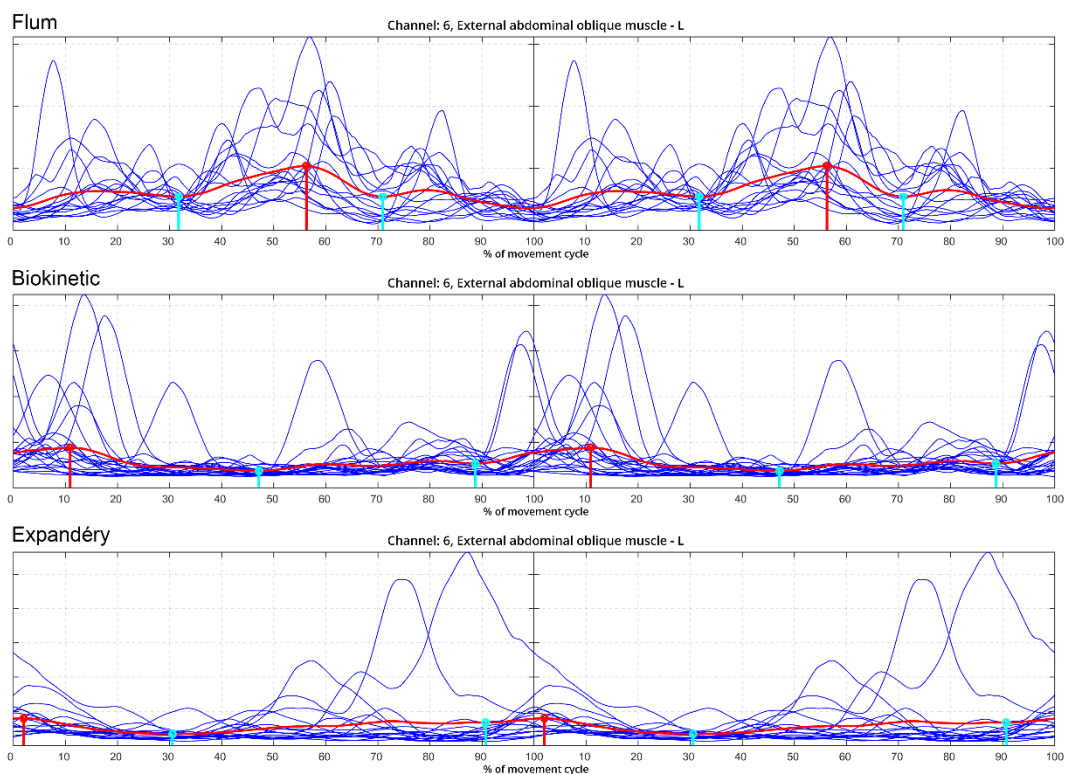
Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; LD dx – *m. latissimus dorsi dextrum*; LD sin – *m. latissimus dorsi sinister*

Na obrázku 59 je zobrazen záznam svalové aktivity *m. external abdominal oblique dx*. Průměrná poloha aktivace svalu ve flumu ležela v 18 % pohybového cyklu, zatímco pokles byl v 28 %. Na plaveckém trenážeru Biokinetic průměrná poloha první aktivace ležela v 29 %, pokles aktivity byl v 53 %, Průměrná poloha aktivace svalu na expandérech se nacházela v 98 % pohybového cyklu, její pokles v 21 %.



**Obrázek 59** Detekce svalové aktivity *m. external abdominal oblique dx* u probanda č. 1. Graf se skládá ze dvou průměrných EMG záznamů složených k sobě

Na obrázku 60 je ilustrován záznam svalové aktivity *m. external abdominal oblique sin*. Průměrná poloha aktivace svalu ve flumu ležela v 57 % pohybového cyklu, pokles nastal v 71 %. Na plaveckém trenažéru Biokinetic průměrná poloha první aktivace ležela v 11 %, pokles aktivity byl v 48 %, Průměrná poloha aktivace svalu na expandérech se nacházela v 2 % pohybového cyklu, její pokles v 30 %.



**Obrázek 60** Detekce svalové aktivity *m. external abdominal oblique sin* u probanda č. 1. Graf se skládá ze dvou průměrných EMG záznamů složených k sobě

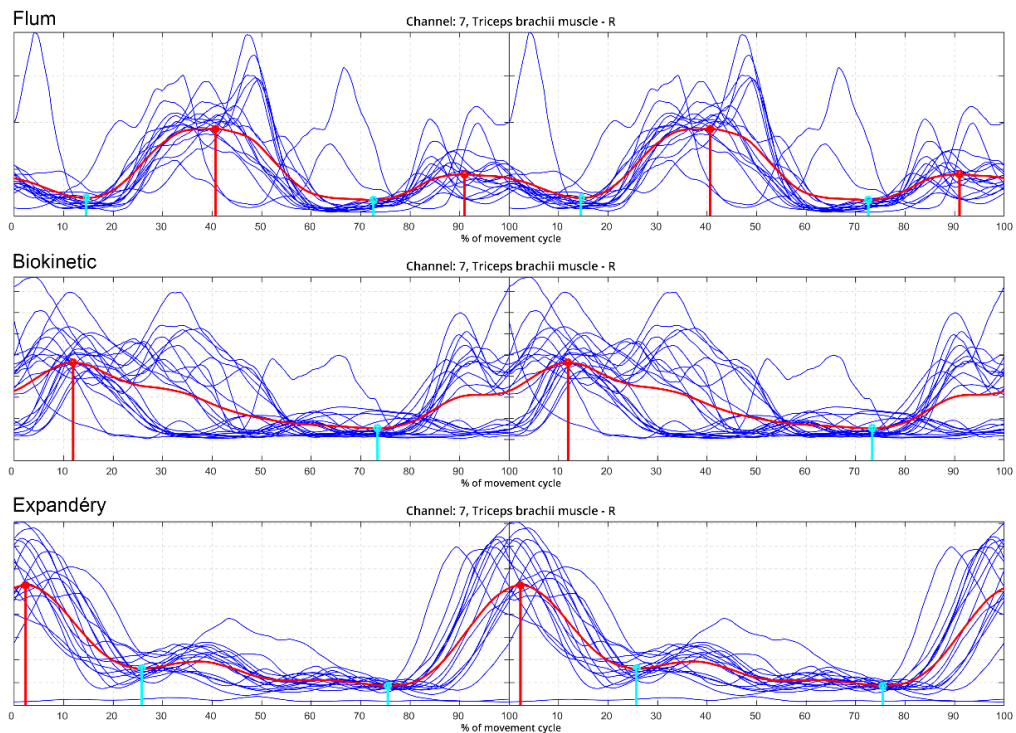
**Tabulka 9** Hodnoty poloh svalové aktivity *m. obliquus externus abdominis dx, sin* u probanda č. 1

Aktivita	Svaly	Start 1		End 1		Start 2		End 2	
		Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]
<b>Flum</b>	OBLe dx	21,02	7,27	35,84	7,43	77,54	7,75	96,57	10,12
	OBLe sin	38,78	9,02	63,82	7,48	0	0	0	0
<b>Biokinetic</b>	OBLe dx	3,63	8,74	22,02	5,87	34,10	10,02	57,06	15,57
	OBLe sin	95,47	3,79	17,54	6,31	0	0	0	0
<b>Expandéry</b>	OBLe dx	88,17	5,35	14,31	5,85	0	0	0	0
	OBLe sin	94,76	5,01	15,84	5,71	0	0	0	0

Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; OBLe dx – *m. obliquus externus abdominis dextrum*; OBLe sin – *m. obliquus externus abdominis sinister*

Na obrázku 61 je patrný záznam svalové aktivity *m. triceps brachii dx*. Průměrná poloha aktivace svalu ve flumu ležela v 40 % pohybového cyklu, pokles byl v 73 %. Na plaveckém trenažeru Biokinetic průměrná poloha aktivace ležela v 12 %, pokles

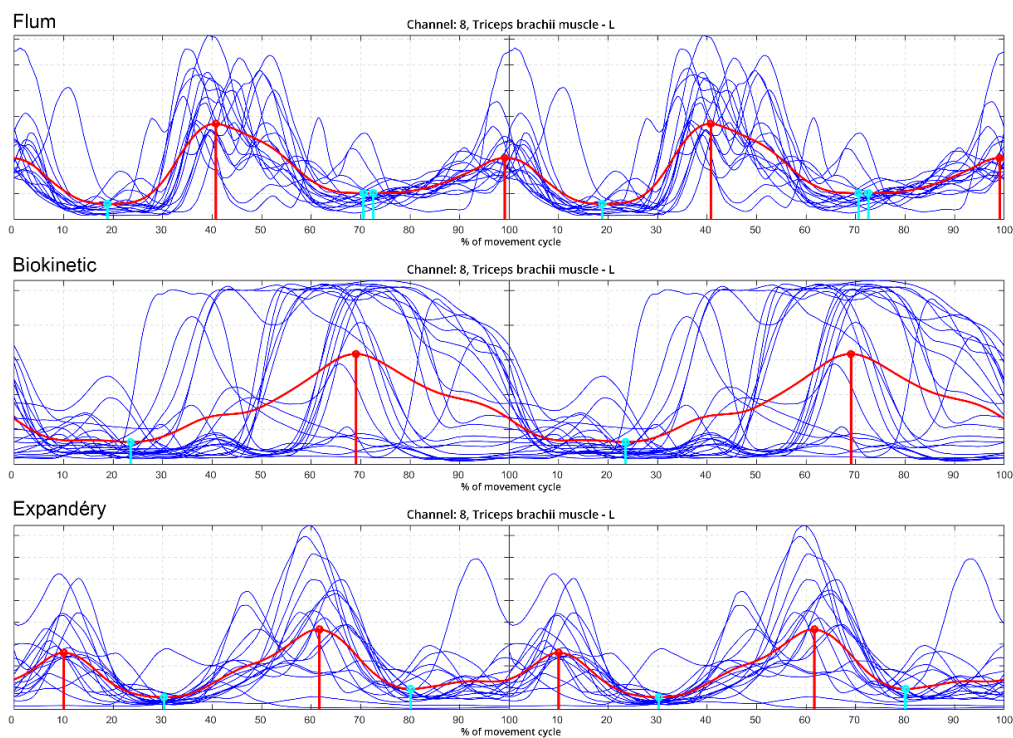
aktivity byl v 74 %, průměrná poloha aktivace svalu na expandérech se nacházela v 3 % pohybového cyklu, její pokles v 25 %.



**Obrázek 61** Detekce svalové aktivity *m. triceps brachii dx* u probanda č. 1. Graf se skládá ze dvou průměrných EMG záznamů složených k sobě

Na obrázku 62 je ilustrován záznam svalové aktivity *m. triceps brachii sin*. Průměrná poloha aktivace svalu ve flumu ležela v 41 % pohybového cyklu, pokles nastal v 71 %. Na plaveckém trenažeru Biokinetic průměrná poloha první aktivace ležela v 11 %, pokles aktivity byl v 48 %, Průměrná poloha aktivace svalu na expandérech se nacházela v 2 % pohybového cyklu, její pokles v 30 %.





**Obrázek 62** Detekce svalové aktivity *m. triceps brachii sin* u probanda č. 1

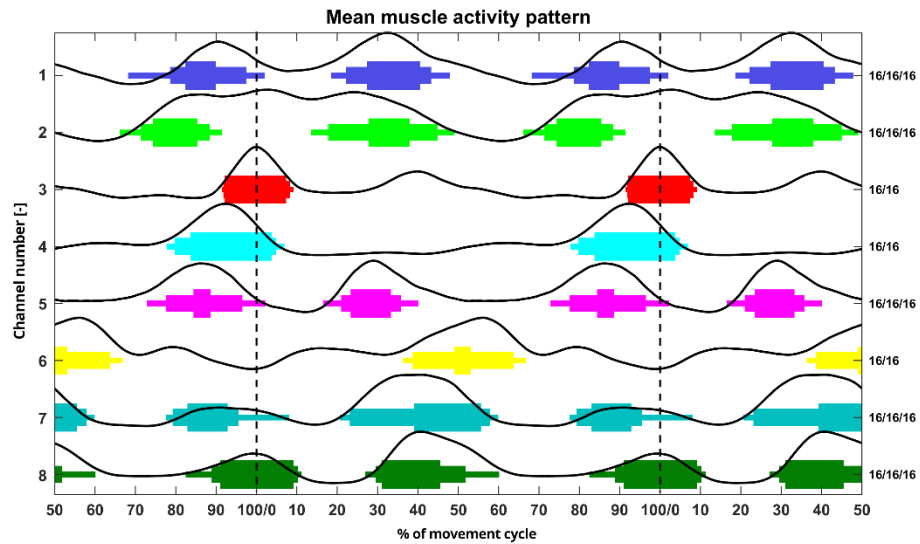
**Tabulka 10** Hodnoty poloh svalové aktivity *m. triceps brachii dx, sin* u probanda č. 1

Aktivita	Svaly	Start 1		End 1		Start 2		End 2	
		Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]
<b>Flum</b>	TRI dx	23,17	11,18	57,92	3,92	79,30	7,14	95,64	8,56
	TRI sin	29,57	4,20	51,86	7,49	88,90	7,14	10,27	1,71
<b>Biokinetic</b>	TRI dx	0,26	11,09	30,82	43,69	0	0	0	0
	TRI sin	43,89	13,60	89,10	13,19	0	0	0	0
<b>Expandéry</b>	TRI dx	85,23	3,83	15,73	6,85	0,00	0,00	0,00	0,00
	TRI sin	96,30	10,29	21,92	5,43	47,87	8,01	72,70	4,76

Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; TRI dx – *m. triceps brachii dextrum*; TRI sin – *m. triceps brachii sinister*

Průměrné polohy pohybového cyklu a směrodatné odchylky počátků a konců svalové aktivity u probanda č. 1 u všech tří měřených situací graficky znázorňují obrázky „lodí“ (Obrázek 63-65). Interval od průměrné polohy počátku, do průměrné polohy konce svalové aktivity je vyznačen středně tlustou čarou. Začátek (resp. konec) tenčí i tlustší čáry je od této průměrné polohy vzdálen o velikost směrodatné odchylky. Rozsah 0 až 100 % na horizontální ose grafu odpovídá jednomu pohybovému cyklu, graf zachycuje

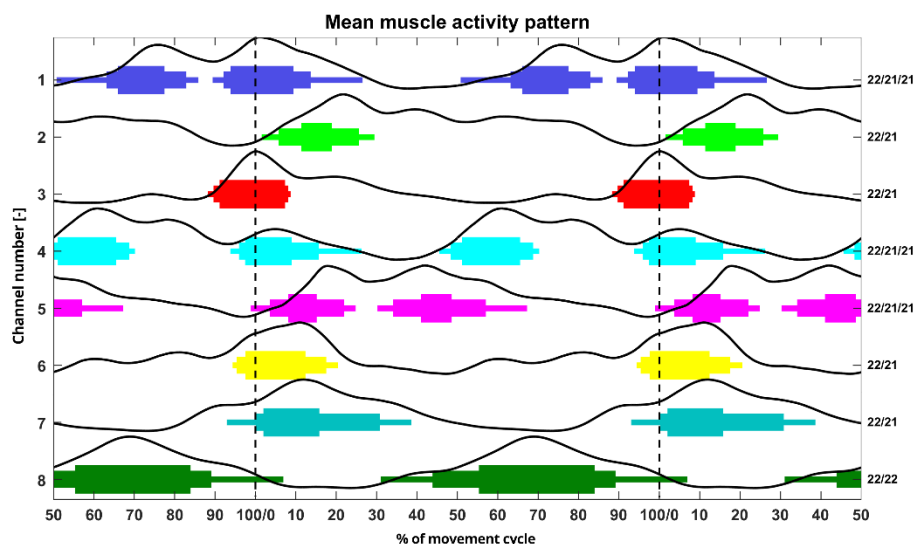
celkem dva průměrné pohybové cykly. Jeden pohybový cyklus je úsek mezi svislými čarami. Jedná se o periodický pohyb, a proto je možné na horizontální ose také zachytit konec předchozího (-50 % až 0 %) a začátek následujícího (100 % až 150 %) cyklu, pro lepší názornost.



Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

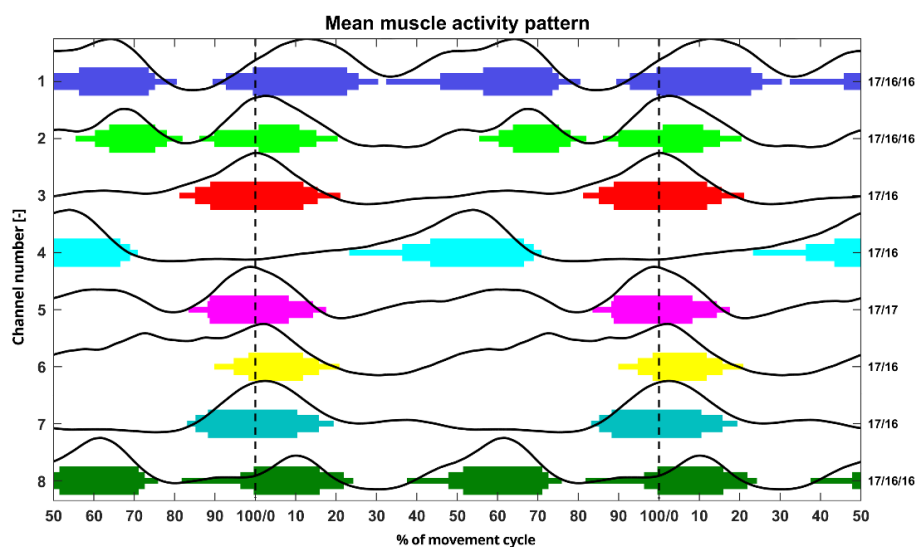
**Obrázek 63** Průměrné intervaly svalové aktivity a průměrné obálky EMG signálu ve vodním prostředí u probanda č. 1





Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

**Obrázek 64** Průměrné intervaly svalové aktivity a průměrné obálky EMG signálu na plaveckém trenážeru Biokinetic u probanda č. 1



Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

**Obrázek 65** Průměrné intervaly svalové aktivity a průměrné obálky EMG signálu při posilování s expandery u probanda č. 1

Na základě vyhodnocení pomocí Spearmanova korelačního koeficientu jsou v následující tabulce 11 uvedeny korelace mezi průměrnou obálkou všech sledovaných svalů pro každou měřenou situaci. Byly hledány významné hladiny korelací. Pokud jsou absolutní hodnoty z výsledku vyšší než 0,7; jsou označené tučně a tyto svaly lze dle Hendla (2004) označit jako svaly s vysokou mírou asociace. Se zřetelem na umístění a funkci svalů je možné usuzovat na svalovou souhru, respektive koaktivaci.

**Tabulka 11** Matice korelací svalů u probanda č. 1 ve všech měřených situacích (Flum)

Flum – Svaly	PM		LD		OBLe		TRI	
	dx	sin	dx	sin	dx	sin	dx	sin
Pectoralis major muscle dx – PM dx	1	0,509	0,217	0,265	0,669	-0,323	0,684	0,295
Pectoralis major muscle sin – PM sin		1	0,293	0,219	0,380	-0,720	0,025	-0,191
Latissimus dorsi muscle dx – LD dx			1	0,145	-0,230	-0,362	0,326	0,599
Latissimus dorsi muscle sin – LD sin				1	0,366	-0,414	-0,140	0,010
External abdom. ob. muscle dx – OBLe dx					1	-0,245	0,370	-0,084
External abdom. ob. muscle sin – OBLe sin						1	0,097	0,175
Triceps brachii muscle dx – TRI dx							1	<b>0,761</b>
Triceps brachii muscle sin – TRI sin								1

**Tabulka 12** Matice korelací svalů u probanda č. 1 ve všech měřených situacích (Biokinetic)

Biokinetic – Svaly	PM		LD		OBLe		TRI	
	dx	sin	dx	sin	dx	sin	dx	sin
Pectoralis major muscle dx – PM dx	1	-0,441	0,605	0,382	-0,685	<b>0,769</b>	0,218	0,077
Pectoralis major muscle sin – PM sin		1	-0,222	-0,222	<b>0,804</b>	-0,243	0,147	-0,308
Latissimus dorsi muscle dx – LD dx			1	-0,251	-0,322	0,688	0,638	-0,540
Latissimus dorsi muscle sin – LD sin				1	-0,409	0,213	-0,515	0,679
External abdom. ob. muscle dx – OBLe dx					1	-0,408	0,082	-0,345
External abdom. ob. muscle sin – OBLe sin						1	0,621	-0,338
Triceps brachii muscle dx – TRI dx							1	-0,874
Triceps brachii muscle sin – TRI sin								1

**Tabulka 13** Matice korelací svalů u probanda č. 1 ve všech měřených situacích (Expandéry)

Biokinetic – Svaly	PM		LD		OBLe		TRI	
	dx	sin	dx	sin	dx	sin	dx	sin
Pectoralis major muscle dx – PM dx	1	0,522	-0,036	0,366	0,175	-0,039	0,101	<b>0,737</b>
Pectoralis major muscle sin – PM sin		1	<b>0,741</b>	-0,297	<b>0,759</b>	<b>0,733</b>	0,641	0,503
Latissimus dorsi muscle dx – LD dx			1	-0,479	0,829	<b>0,809</b>	0,847	0,114
Latissimus dorsi muscle sin – LD sin				1	-0,069	-0,455	-0,429	0,445
External abdom. ob. muscle dx – OBLe dx					1	0,680	0,689	0,392
External abdom. ob. muscle sin – OBLe sin						1	0,430	0,283
Triceps brachii muscle dx – TRI dx							1	-0,059
Triceps brachii muscle sin – TRI sin								1

Následující tabulka 14 prezentuje základní popisné charakteristiky u všech probandů u *m. pectoralis major dx*. Jak je z tabulky patrné jsou zde uvedeny hodnoty aktivací u jednotlivých měřených situací (flum, Biokinetic, expandéry).

**Tabulka 14** Základní popisné charakteristiky u *m. pectoralis major dx* u všech probandů

PM dx		M	Mdn	Min	Max	Q1	Q3	SD
<b>Biokinetic</b>	Mdn	57,50	54,28	1,89	99,36	38,22	92,42	32,91
	Q1	51,30	48,69	-17,66	91,97	36,34	83,75	33,30
	Q3	64,30	57,72	13,64	110,47	41,72	93,61	33,28
	SD	8,81	8,50	1,01	20,79	3,89	12,23	5,49
<b>Flum</b>	Mdn	53,80	54,69	5,83	97,79	18,91	85,67	35,19
	Q1	48,30	50,39	-1,12	86,98	16,45	81,69	33,39
	Q3	60,40	59,80	6,66	108,75	23,68	95,90	38,09
	SD	8,62	7,72	1,86	17,40	5,24	12,23	4,68
<b>Expander</b>	Mdn	70,80	85,53	12,11	97,37	39,12	92,73	29,71
	Q1	64,90	80,61	4,71	95,17	34,19	87,93	30,79
	Q3	76,90	94,79	17,72	112,40	42,05	99,28	31,02
	SD	7,79	7,02	1,01	27,28	3,39	8,89	6,20

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; Q1 – první kvartil; Q3 – třetí kvartil

V následujících tabulkách (15; 17; 19; 21; 23; 25; 27; 29) jsou uvedeny výsledky Wilcoxonova testu u všech sledovaných svalů. Jsou porovnávány získané hodnoty u tří měřených situací (plavecký flum a trenažér Biokinetic; plavecký flum a expandéry a trenažér Biokinetic a expandéry) u všech probandů (n = 16). Nulová hypotéza byla zamítna s 5% pravděpodobností chyby, tedy v případě kdy hodnota p-value klesá pod 0,05. Vzhledem k tomu, že byl testován ze statistického hlediska relativně nízký počet 16 probandů, byla dopočítávána také věcná významnost. Tučně jsme tak pro přehlednost vyznačili statisticky a věcně významné rozdíly.

Jak je patrné z tabulky 15, lze u svalové aktivity *m. pectoralis major dx* usuzovat na statisticky významné rozdíly mezi měřenými situacemi. Jak je z tabulky patrné statisticky významné rozdíly byly zjištěny u mediánů a prvního kvartilu flumu a expandéru, současně z věcně významného hlediska zde můžeme hovořit i o velkém efektu.

**Tabulka 15** Wilcoxon test u *m. pectoralis major dx* u všech probandů

		z	p-value	eff. size
<b>BIO vs. FLUM</b>	Mdn	0,052	0,959	0,013
	Q1	0,103	0,918	<b>0,227</b>
	Q3	0,310	0,756	0,026
	SD	0,155	0,877	<b>0,227</b>
<b>FLUM vs. EXP</b>	Mdn	2,275	<b>0,023</b>	<b>0,569</b>
	Q1	2,430	<b>0,015</b>	<b>0,608</b>
	Q3	1,706	0,088	<b>0,427</b>
	SD	0,776	0,438	<b>0,194</b>

BIO – Biokinetic; FLUM; EXP – Expandér; z – z-skóre; p-value – pravděpodobnost chyby při zamítnutí nulové hypotézy; eff. size – hodnota věcné významnosti r (malý efekt > 0,1; střední efekt > 0,3; velký efekt > 0,5)

Následující tabulka 16 prezentuje základní popisné charakteristiky u všech probandů u *m. pectoralis major sin*. Jak je z tabulky patrné, jsou zde uvedeny hodnoty aktivací u jednotlivých měřených situací (flum, Biokinetic, expandéry).

**Tabulka 16** Základní popisné charakteristiky u *m. pectoralis major sin* u všech probandů

PM dx		M	Mdn	Min	Max	Q1	Q3	SD
<b>Biokinetic</b>	Mdn	36,24	21,69	0,13	92,20	4,50	75,71	35,64
	Q1	30,20	15,45	-7,62	85,31	1,24	69,50	35,42
	Q3	41,90	30,34	4,16	98,59	11,21	79,70	35,12
	SD	8,09	8,11	2,47	15,88	4,89	10,90	3,91
<b>Flum</b>	Mdn	41,15	28,81	3,03	97,40	21,56	68,60	29,07
	Q1	34,71	24,96	-1,62	94,65	18,73	60,94	27,75
	Q3	47,18	35,99	4,42	101,97	28,09	76,89	30,08
	SD	8,71	8,09	1,68	21,52	3,73	13,15	5,62
<b>Expander</b>	Mdn	54,17	51,12	1,21	99,64	27,54	90,08	33,89
	Q1	49,26	48,20	-9,58	95,46	22,60	84,35	35,33
	Q3	59,73	55,63	7,74	105,09	32,71	96,29	34,50
	SD	7,39	7,98	1,45	11,69	5,28	9,84	3,14

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; Q1 – první kvartil; Q3 – třetí kvartil

U svalové aktivity *m. pectoralis major sin* nebyly potvrzeny statisticky významné rozdíly mezi měřenými situacemi. Z věcně významného hlediska zde hovoříme pouze o středním efektu.

**Tabulka 17** Wilcoxon test u *m. pectoralis major sin* u všech probandů

		z	p-value	eff. size
<b>BIO vs. FLUM</b>	Mdn	0,490	0,624	<b>0,122</b>
	Q1	0,367	0,713	0,092
	Q3	0,573	0,567	<b>0,143</b>
	SD	0,447	0,655	<b>0,112</b>
<b>FLUM vs. EXP</b>	Mdn	0,685	0,493	<b>0,171</b>
	Q1	0,716	0,474	<b>0,179</b>
	Q3	0,734	0,463	<b>0,183</b>
	SD	0,477	0,633	<b>0,119</b>

BIO – Biokinetic; FLUM; EXP – Expandér; z – z-skóre; p-value – pravděpodobnost chyby při zamítnutí nulové hypotézy; eff. size – hodnota věcné významnosti r (malý efekt > 0,1; střední efekt > 0,3; velký efekt > 0,5)

V tabulce 18 jsou uvedeny základní popisné charakteristiky u všech probandů u *m. latissimus dorsi dx*. Uvedeny jsou hodnoty aktivací u jednotlivých měřených situacích (flum, Biokinetic, expandéry).

**Tabulka 18** Základní popisné charakteristiky u *m. latissimus dorsi dx* u všech probandů

PM dx		M	Mdn	Min	Max	Q1	Q3	SD
<b>Biokinetic</b>	Mdn	85,35	86,76	70,22	93,32	80,50	91,92	7,55
	Q1	80,56	84,08	62,39	92,90	69,55	89,82	10,55
	Q3	88,90	89,61	76,96	94,01	87,67	92,69	5,06
	SD	5,47	4,10	0,74	15,52	1,72	8,30	4,70
<b>Flum</b>	Mdn	89,16	90,49	75,48	93,35	88,16	91,66	4,27
	Q1	86,62	87,31	71,67	91,54	85,05	89,88	4,89
	Q3	90,96	91,99	77,36	94,27	90,71	92,66	3,93
	SD	3,34	3,43	0,38	7,69	2,04	4,84	1,91
<b>Expander</b>	Mdn	83,79	86,99	37,89	93,96	81,50	91,35	13,38
	Q1	80,51	83,24	34,96	92,75	75,65	88,76	13,87
	Q3	86,77	89,98	41,79	97,17	85,86	92,74	12,72
	SD	5,23	4,82	0,74	11,71	2,74	7,04	3,26

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; Q1 – první kvartil; Q3 – třetí kvartil

U svalové aktivity *m. latissimus dorsi dx* nelze usuzovat na statisticky významné rozdíly mezi měřenými situacemi. Byly však mezi měřenými situacemi zjištěny věcně významné rozdíly, kdy můžeme hovořit i o velkém efektu.

**Tabulka 19** Wilcoxon test u *m. latissimus dorsi dx* u všech probandů

		z	p-value	eff. size
<b>BIO vs. FLUM</b>	Mdn	1,603	0,109	<b>0,401</b>
	Q1	0,341	0,733	0,085
	Q3	1,551	0,121	<b>0,388</b>
	SD	1,551	0,121	<b>0,388</b>
<b>FLUM vs. EXP</b>	Mdn	1,784	0,074	<b>0,446</b>
	Q1	0,114	0,910	0,028
	Q3	1,655	0,098	<b>0,414</b>
	SD	1,810	0,070	<b>0,452</b>

BIO – Biokinetic; FLUM; EXP – Expandér; z – z-skóre; p-value – pravděpodobnost chyby při zamítnutí nulové hypotézy; eff. size – hodnota věcné významnosti r (malý efekt > 0,1; střední efekt > 0,3; velký efekt > 0,5)

Následující tabulka 20 prezentuje základní popisné charakteristiky u všech probandů u *m. pectoralis major sin.* Jak je z tabulky patrné jsou zde uvedeny hodnoty aktivací u jednotlivých měřených situací (flum, Biokinetic, expandéry).

**Tabulka 20** Základní popisné charakteristiky u *m. latissimus dorsi sin* u všech probandů

PM dx		M	Mdn	Min	Max	Q1	Q3	SD
<b>Biokinetic</b>	Mdn	55,42	40,99	19,56	99,53	30,48	92,85	30,07
	Q1	49,97	35,21	13,41	97,67	23,76	90,76	32,41
	Q3	61,29	48,38	23,10	104,53	38,40	94,04	28,10
	SD	8,59	8,14	1,11	17,94	3,66	12,91	5,40
<b>Flum</b>	Mdn	66,62	64,10	26,55	99,53	40,42	95,09	27,07
	Q1	56,66	54,84	-26,11	97,16	36,64	88,91	32,93
	Q3	72,49	77,64	35,25	104,97	43,93	97,45	26,69
	SD	12,24	6,55	1,74	46,95	4,37	15,37	13,16
<b>Expander</b>	Mdn	56,79	48,69	20,59	94,05	31,94	85,38	27,88
	Q1	48,12	35,68	16,98	92,80	24,30	80,15	27,68
	Q3	62,12	55,11	22,53	95,75	39,87	89,57	26,75
	SD	11,74	9,34	1,11	46,95	4,85	13,93	10,89

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; Q1 – první kvartil; Q3 – třetí kvartil

Jak je patrné z tabulky 21, nelze u svalové aktivity *m. latissimus dorsi sin* usuzovat na statisticky významné rozdíly mezi měřenými situacemi. Z věcně významného hlediska hovoříme pouze o středním efektu.

**Tabulka 21** Wilcoxon test u *m. latissimus dorsi sin* u všech probandů

		z	p-value	eff. size
<b>BIO vs. FLUM</b>	Mdn	0,982	0,326	<b>0,246</b>
	Q1	0,398	0,691	0,099
	Q3	0,672	0,501	<b>0,168</b>
	SD	1,034	0,301	<b>0,259</b>
<b>FLUM vs. EXP</b>	Mdn	0,569	0,569	<b>0,142</b>
	Q1	0,057	0,955	0,014
	Q3	0,982	0,326	<b>0,246</b>
	SD	0,181	0,856	0,045

BIO – Biokinetic; FLUM; EXP – Expandér; z – z-skóre; p-value – pravděpodobnost chyby při zamítnutí nulové hypotézy; eff. size – hodnota věcné významnosti r (malý efekt > 0,1; střední efekt > 0,3; velký efekt > 0,5)

V tabulce 22 jsou prezentovány základní popisné charakteristiky u všech probandů u *m. obliquus abdominis ext. dx*. Jak je z tabulky patrné jsou zde uvedeny hodnoty aktivací u jednotlivých měřených situací (flum, Biokinetic, expandéry).

**Tabulka 22** Základní popisné charakteristiky u *m. obliquus abdominis ext. dx* u všech probandů

PM dx		M	Mdn	Min	Max	Q1	Q3	SD
<b>Biokinetic</b>	Mdn	57,62	71,14	2,22	95,71	21,49	91,05	35,20
	Q1	52,32	65,40	-2,00	92,35	18,52	85,07	34,69
	Q3	63,46	76,23	3,87	105,39	26,99	94,15	36,48
	SD	9,35	7,25	1,15	41,31	3,75	8,72	9,75
<b>Flum</b>	Mdn	41,55	30,07	6,10	98,88	18,25	62,49	31,74
	Q1	35,64	22,06	-3,37	96,78	14,97	59,01	32,65
	Q3	48,82	40,16	13,58	105,94	23,07	75,93	31,79
	SD	9,49	6,21	2,15	36,14	3,90	10,49	9,52
<b>Expander</b>	Mdn	57,58	44,34	12,00	94,89	33,55	90,44	30,63
	Q1	47,14	33,21	9,02	93,17	26,31	82,66	30,87
	Q3	64,54	53,11	14,90	102,53	38,96	94,30	29,61
	SD	12,18	8,42	1,15	46,78	5,97	15,39	11,17

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; Q1 – první kvartil; Q3 – třetí kvartil

Jak je patrné z tabulky 23, nelze u svalové aktivity *m. obliquus abdominis ext. dx* usuzovat na statisticky významné rozdíly mezi měřenými situacemi. Z věcně významného hlediska však můžeme hovořit o velkém efektu.

**Tabulka 23** Wilcoxon test u *m. obliquus abdominis ext. dx* u všech probandů

		z	p-value	eff. size
<b>BIO vs. FLUM</b>	Mdn	0,879	0,379	<b>0,220</b>
	Q1	0,341	0,733	0,085
	Q3	0,362	0,717	0,090
	SD	1,603	0,109	<b>0,401</b>
<b>FLUM vs. EXP</b>	Mdn	1,034	0,301	<b>0,259</b>
	Q1	0,227	0,820	0,057
	Q3	1,706	0,088	<b>0,427</b>
	SD	0,672	0,501	<b>0,168</b>

BIO – Biokinetic; FLUM; EXP – Expandér; z – z-skóre; p-value – pravděpodobnost chyby při zamítnutí nulové hypotézy; eff. size – hodnota věcné významnosti r (malý efekt > 0,1; střední efekt > 0,3; velký efekt > 0,5)

Následující tabulka 24 prezentuje základní popisné charakteristiky u všech probandů u *m. obliquus abdominis ext. sin.* Jak je z tabulky patrné jsou zde uvedeny hodnoty aktivací u jednotlivých měřených situací (flum, Biokinetic, expandéry).

**Tabulka 24** Základní popisné charakteristiky u *m. obliquus abdominis ext. sin* u všech probandů

PM dx		M	Mdn	Min	Max	Q1	Q3	SD
<b>Biokinetic</b>	Mdn	63,63	74,40	11,66	95,47	34,41	91,52	31,06
	Q1	58,32	71,18	7,05	94,34	21,79	88,88	33,60
	Q3	68,61	79,84	19,76	114,45	38,80	93,76	30,98
	SD	6,94	5,89	0,63	19,21	3,86	8,52	4,78
<b>Flum</b>	Mdn	62,50	67,58	2,45	97,60	38,55	92,07	30,95
	Q1	58,07	54,26	-1,29	94,09	34,51	89,64	30,44
	Q3	68,90	68,62	3,86	109,40	47,81	97,36	31,96
	SD	8,66	5,24	2,35	23,40	3,41	14,00	6,57
<b>Expander</b>	Mdn	57,86	74,10	0,29	94,76	20,01	92,48	37,56
	Q1	52,77	70,03	-8,51	92,84	17,47	88,49	39,15
	Q3	64,86	78,62	7,43	121,86	22,57	98,89	41,12
	SD	9,75	7,53	0,63	26,86	3,29	12,51	8,00

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; Q1 – první kvartil; Q3 – třetí kvartil

Jak je patrné z tabulky 25, nelze u svalové aktivity *m. obliquus abdominis ext. sin* usuzovat na statisticky významné rozdíly mezi měřenými situacemi. Z věcně významného hlediska však můžeme hovořit o středním efektu.



**Tabulka 25** Wilcoxon test u *m. obliquus abdominis ext. sin* u všech probandů

		z	p-value	eff. size
<b>BIO vs. FLUM</b>	Mdn	0,259	0,796	0,065
	Q1	0,682	0,496	<b>0,170</b>
	Q3	0,879	0,379	<b>0,220</b>
	SD	0,465	0,642	<b>0,116</b>
<b>FLUM vs. EXP</b>	Mdn	0,236	0,236	<b>0,168</b>
	Q1	0,170	0,865	<b>0,143</b>
	Q3	0,155	0,877	0,030
	SD	0,259	0,796	0,065

BIO – Biokinetic; FLUM; EXP – Expandér; z – z-skóre; p-value – pravděpodobnost chyby při zamítnutí nulové hypotézy; eff. size – hodnota věcné významnosti r (malý efekt > 0,1; střední efekt > 0,3; velký efekt > 0,5)

Základní popisné charakteristiky u všech probandů u *m. triceps brachii dx* jsou uvedeny v tabulce 26. Jak je z tabulky patrné jsou zde uvedeny hodnoty aktivací u jednotlivých měřených situací (flum, Biokinetic, expandéry).

**Tabulka 26** Základní popisné charakteristiky u *m. triceps brachii dx* u všech probandů

PM dx		M	Mdn	Min	Max	Q1	Q3	SD
<b>Biokinetic</b>	Mdn	53,34	58,71	0,26	97,11	23,46	84,39	32,81
	Q1	45,22	51,35	-31,14	93,27	20,22	70,84	36,14
	Q3	61,23	64,83	2,09	100,98	38,17	91,80	30,83
	SD	11,44	9,56	4,90	42,53	7,00	11,90	8,85
<b>Flum</b>	Mdn	44,61	35,40	7,32	88,49	24,88	75,93	26,57
	Q1	35,96	23,95	-11,29	80,34	20,90	61,02	27,09
	Q3	50,60	39,88	16,36	103,34	31,70	80,13	26,56
	SD	9,22	8,04	1,35	21,38	5,49	12,99	5,60
<b>Expander</b>	Mdn	50,80	38,87	13,62	97,57	25,47	82,86	29,29
	Q1	45,29	33,62	-1,65	94,03	22,38	78,01	30,50
	Q3	57,84	45,28	18,75	104,10	29,09	90,07	31,00
	SD	9,58	9,87	1,21	21,36	4,76	12,87	5,41

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; Q1 – první kvartil; Q3 – třetí kvartil

Jak je patrné z tabulky 27, nelze u svalové aktivity *m. triceps brachii dx* usuzovat na statisticky významné rozdíly mezi měřenými situacemi. Z věcně významného hlediska hovoříme pouze o středním efektu.

**Tabulka 27** Wilcoxon test u *m. triceps brachii dx* u všech probandů

		z	p-value	eff. size
<b>BIO vs. FLUM</b>	Mdn	0,621	0,535	<b>0,155</b>
	Q1	0,170	0,865	0,043
	Q3	0,414	0,679	<b>0,103</b>
	SD	0,362	0,717	0,090
<b>FLUM vs. EXP</b>	Mdn	1,034	0,301	<b>0,259</b>
	Q1	0,454	0,650	<b>0,114</b>
	Q3	0,155	0,877	0,039
	SD	0,259	0,796	0,065

BIO – Biokinetic; FLUM; EXP – Expandér; z – z-skóre; p-value – pravděpodobnost chyby při zamítnutí nulové hypotézy; eff. size – hodnota věcné významnosti r (malý efekt > 0,1; střední efekt > 0,3; velký efekt > 0,5)

Tabulka 28 prezentuje základní popisné charakteristiky u všech probandů u *m. triceps brachii sin.* Jak je z tabulky patrné jsou zde uvedeny hodnoty aktivací u jednotlivých měřených situací (flum, Biokinetic, expandéry).

**Tabulka 28** Základní popisné charakteristiky u *m. triceps brachii sin* u všech probandů

PM dx		M	Mdn	Min	Max	Q1	Q3	SD
<b>Biokinetic</b>	Mdn	45,14	41,97	6,19	99,09	17,83	62,45	30,27
	Q1	38,28	32,91	-7,61	96,94	13,18	56,34	32,33
	Q3	53,45	47,69	13,00	109,77	25,85	77,61	30,83
	SD	10,09	10,62	2,24	21,45	4,78	13,55	5,25
<b>Flum</b>	Mdn	56,95	40,84	21,75	98,74	31,94	88,54	29,46
	Q1	52,20	37,56	20,86	96,65	29,67	79,25	27,32
	Q3	62,80	46,59	25,03	105,73	38,71	92,19	29,93
	SD	6,78	5,41	2,00	15,12	3,37	10,27	4,08
<b>Expander</b>	Mdn	52,92	42,22	20,47	96,30	28,94	85,18	28,46
	Q1	47,29	37,79	19,40	87,53	22,12	80,51	27,27
	Q3	57,26	45,62	21,24	99,68	32,43	88,44	28,98
	SD	7,42	6,57	1,35	28,73	2,91	9,04	6,40

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; Q1 – dolní kvartil; Q3 – horní kvartil

Jak je patrné z tabulky 29, nebyl u svalové aktivity *m. triceps brachii sin* zjištěn statisticky významný rozdíl mezi měřenými situacemi. Z věcně významného hlediska tu však můžeme hovořit o velkém efektu.

**Tabulka 29** Wilcoxon test u *m. triceps brachii sin* u všech probandů

		z	p-value	eff. size
<b>BIO vs. FLUM</b>	Mdn	0,931	0,352	<b>0,233</b>
	Q1	0,738	0,460	<b>0,185</b>
	Q3	1,655	0,098	<b>0,414</b>
	SD	0,621	0,535	<b>0,155</b>
<b>FLUM vs. EXP</b>	Mdn	1,138	0,255	<b>0,284</b>
	Q1	0,341	0,733	0,085
	Q3	0,414	0,679	<b>0,103</b>
	SD	0,103	0,918	0,026

BIO – Biokinetic; FLUM; EXP – Expandér; z – z-skóre; p-value – pravděpodobnost chyby při zamítnutí nulové hypotézy; eff. size – hodnota věcné významnosti r (malý efekt > 0,1; střední efekt > 0,3; velký efekt > 0,5)

## 6 Diskuse

V předložené práci byla posuzována míra koordinační shody zapojení vybraných svalů během plaveckého cyklu kraulovou technikou jako cílového pohybu s imitačními pohybovými akty. Byla zjišťována vhodnost využití plaveckého trenažéru Biokinetic a plaveckých expandérů jako specifických tréninkových prostředků.

Jak je patrné z výsledků, byly statisticky významné rozdíly zjištěny pouze u svalové aktivity *m. pectoralis major dx* mezi měřenými situacemi ve flumu a při cvičení s expandéry. Domníváme se, že pro konstatování rozdílnosti práce svalů u všech tří sledovaných situací by statisticky významné rozdíly musely být mnohem četnější a nikoliv ojedinělé, tak jak bylo v práci zjištěno. Předpokládáme, že pro další studie tohoto typu by zřejmě bylo vhodné rozšířit design výzkumu o další svaly, přinejmenším o sval *m. infraspinatus*. Tento zevní rotátor ramenního kloubu (spolu s neměřitelným podpovrchovým svalem *m. teres minor*) by zřejmě vykazoval výrazné odlišnosti v rotačním režimu ramenního kloubu v průběhu kroku mezi plaváním a napodobivou simulací. Statistická významnost, jak uvádí Sigmundová a Sigmund (2012), je však ze své podstaty výrazně závislá na četnosti sledovaných proměnných, na rozsahu analyzovaného souboru probandů. Proto současně bereme v potaz, že bylo testováno 16 probandů, a tak se tento ze statistického hlediska relativně nízký počet mohl na výsledcích také projevit. Z tohoto důvodu upřednostňujeme v naší práci věcnou významnost, která zohledňuje chybu měření, variabilitu dat posuzované proměnné a velikost míry polohy od počátku měřící stupnice.

Na základě získaných výsledků lze tedy konstatovat, že svalová aktivace vybraných svalů u průměrného pracovního cyklu při plaveckém způsobu kraul vykazovala věcně významný rozdíl v porovnání s imitačními pohyby na plaveckém trenažéru Biokinetic a při posilování s plaveckými expandéry.

Hodnocení svalové aktivity v plavání bylo popsáno v mnoha odborných studiích pomocí sledování různých fyziologických, kinematických a biomechanických parametrů. Schéma svalové koordinace lokomoce, získané pomocí elektromyografie patří v současnosti mezi metody nejdostupnější. Přestože lze nalézt kvalitní studie zaměřené přímo na svalovou aktivitu při plavecké technice kraul pomocí EMG ve vodním prostředí (Coty et al., 2007; Clarys et al., 2010; Lauer et al., 2013) i studie zabývající se korelací mezi silovými schopnostmi a plaveckým výkonem v kraulových disciplínách (Aspenes & Karlsen, 2012; Aspenes et al., 2009; Deschodt et al., 1999;

Girolid et al., 2007; Loturco et al., 2016), jsou výsledky rozporuplné a ne vždy podporují tvrzení o pozitivním přenosu silových schopností získaných v suché přípravě na plavecký výkon. Zejména nenalezneme studii, která by průkazně ozřejmovala kineziologické rozdíly zapojení svalů horní části těla při provedení kraulového cyklu horní končetinou a při napodobivém cvičení na plaveckém trenažéru a při cvičení s expandéry. Při pohledu na obrázek 25 je zřejmé, že simulační zařízení neumožňuje, aby posilování probíhalo po složité 3D trajektorii, která je výsledkem anatomické stavby ramenního pletence a hydrodynamických vlastností vody.

Limity této práce byly především podmínky dané specifikou vodního prostředí (umělá situace ve FLUMu) a samotné omezení plynoucí z použití metody povrchové elektromyografie. Předností této metody je možnost přímé analýzy a objektivizace pohybu z funkčního hlediska (De Luca, 1997; Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011; Rodová et al., 2001), avšak velký důraz je kladen na dodržování přesného metodologického postupu, neboť by mohlo dojít ke zkreslení elektrického signálu, ať již při aplikaci elektrod, při snímání či vyhodnocování EMG signálu (Ankrum, 2000; Konrad, 2005; Merletti et al., 2016). Faktory ovlivňující elektromyografický signál byly podrobně popsány v kapitole 2.2.4. V případě naší studie se jednalo zejména o respektování specifik při měření EMG ve vodním prostředí, například použití voděodolného vaku na zesilovač, speciálních bipolárních elektrod, krycích voděodolných přelepek a větší obezřetnosti při vyhodnocování artefaktů, které jsou ve vodě častější (Carvalho et al., 2010; Masumoto & Mercer, 2008; Pánek et al., 2010).

V práci bylo posuzováno pořadí aktivace vybraných svalů, kde byla časová osa normalizována a transformována na procenta. Určené pořadí aktivace svalů souviselo s procentuální hodnotou časové aktivace zaznamenanou na časové ose, jež byla vztažena k referenčnímu svalů. Tím byl zvolen *m. latissimus dorsi* jako hlavní záběrový sval pro lokomoci prostřednictvím pletencem ramenním (Vojta & Peters, 1995; Kračmar et al., 2016).

Pro lepší přehlednost je následující část diskuze zaměřena na jednotlivé sledované svaly. U popisu chování svalů je vždy vycházeno z grafů průběhu EMG signálu u průměrného pohybového cyklu získaných při všech třech typech měření v pořadí – vodní prostředí (flum), plavecký trenažér Biokinetic, posilovací expandéry.

## **Musculus latissimus dorsi**

Na základě semiautomatické analýzy grafů (Pánek et al., 2009) lze spatřovat aktivaci *m. latissimus dorsi* v plaveckém cyklu ve vodním prostředí u většiny probandů v záběrové fázi. Během záběrové fáze dochází ke skapulární protrakci, paže je v addukci, protažená, s vnitřní rotací. Tato aktivita je zjevně spojena s dorsální flexí humeru v kloubu ramenním, což je jedna z hlavních funkcí tohoto svalu. Je patrné, že zapojení tohoto svalu následuje po aktivaci *m. pectoralis major*, který generuje počáteční pohyby záběrové fáze klavikulární částí. Tyto výsledky jsou v souladu se studií Lomaxe et al. (2015) i dalších autorů (Nuber et al., 1986; Pink et al., 1991; Scovazzo et al., 1991), kteří tyto dva svaly považují za dominantní při vytváření propulzní síly, zejména v záběrové části plaveckého cyklu. Také další elektromyografické studie (Clarys, 1985; Pink et al., 1991; Rouard, Billat, Deschodt, & Clarys, 1997) prokazují, že spolu s *m. rectus abdominus* a *m. gluteus maximus* je *m. latissimus dorsi* jedním z nejaktivnějších svalů při plavání technikou kraul. McLeod (2014) označuje *m. latissimus dorsi* jako „koně“ horní části těla a uvádí, že se při plavání podílí na vnitřní rotaci, addukci a extenzi v kloubu ramenním. Další důležitou funkcí svalu je jeho funkce pomocného dýchacího svalu, ovšem za předpokladu vytvoření *puncta fixa* humerem. Jak vyplývá z výsledných grafů většiny probandů, po aktivaci *m. latissimus dorsi* se díky poloze paže v závěrečné části záběrové fáze přesouvá lokomoční aktivita z dorzální strany trupu na stranu ventrální a pohyb dokončuje homolaterální sval *m. obliquus abdominis externus*.

Dokončení extenze v kloubu ramenním při záběrové fázi pohybu pod vodní hladinou je důvodem druhého maxima naměřeného u některých probandů (č. 3, 5, 6, 7, 11, 12, 16). K obdobným výsledkům dospěl i výzkum Caty et al. (2007), který ve svých závěrech zmiňuje také druhou aktivaci *m. latissimus dorsi*. Domníváme se, že druhá aktivace svalu je u některých probandů způsobena individuální plaveckou technikou každého jedince. To koresponduje s výsledky většiny studií (Clarys & Rouard, 1996; Lauer et al., 2013) zabývajících se sledováním svalové aktivity při plavání, které také potvrzují vysokou individuální variabilitu. Rovněž Véle (2006) uvádí, že může být ke stejnému úkonu použito různé kombinace svalů v závislosti na individualitě motorického projevu i na svalech, které jsou k dispozici a na dané osobnosti, ale také dle aktuálního stavu prostředí.

Na plaveckém trenažéru Biokinetic se *m. latissimus dorsi* aktivuje jednou. Zapojení svalu nastupuje později než při měření ve vodním prostředí. Rozdíly nacházíme v délce aktivace, z výsledných grafů je patrné, že na plaveckém trenažéru byl sval aktivován po celou dobu záběrové fáze. Tato skutečnost bezpochyby souvisí i s tím, že na trenažéru se jedná o odpor mechanického zařízení. Velikost zatížení na Biokineticu je přesně regulována speciálně upraveným dynamem tak, že s použitou silou plavce přímo roste proporcionální odpor systému. V ideálním případě by tedy rychlost pohybu měla být konstantní. Navíc sval nemusí přispívat ke stabilizaci těla tak jako ve vodě.

Při posilovacím cvičení s expandéry mimo vodní prostředí *m. latissimus dorsi* dokončuje extenzi v kloubu ramenním při záběrové fázi pohybu. Aktivace svalu nastupuje také později než při měření ve vodním prostředí. Zmíněná skutečnost bezpochyby souvisí s postupně narůstajícím odporem gumového expandéru. Jak je patrné ze záznamu svalové aktivity ve všech měřených situacích, průměrná poloha aktivace svalu se sice shodovala ve všech situacích, ale ve vodním prostředí během záběrové fáze docházelo k aktivaci a relaxaci svalu, zatímco na expandérech byl sval konstantně aktivován po celou dobu této fáze. Z těchto faktů lze usuzovat, že při cvičení s expandéry je sval nucen pracovat nepřetržitě, zatímco ve vodním prostředí má plavec možnost relaxace. V současné době ovšem není jednotný názor na průběh svalového úsilí při záběru. Maglischo (2012) se domnívá, že nejlepší plavci dovedou v krátkém časovém úseku, pravděpodobně již na začátku záběrové fáze, vyvinout velké svalové úsilí, které udržují v průběhu celého záběru na vysoké úrovni. Na konci záběru potom v krátkém úseku relaxují. Colwin (2014) se naopak domnívá, že plavci v průběhu záběru svalové úsilí neustále stupňují. Naše výsledky potvrzují spíše druhou teorii, neboť aktivace svalu *m. latissimus dorsi* ve vodním prostředí vykazuje větší podobnost s aktivací svalu při cvičení s expandéry, pro něž je charakteristický postupně narůstající odpor. V prvním případě by se nemuselo jednat o izokinetický charakter svalové práce a docházelo by k „utržení vody“.

Jak je patrné z výsledků (tabulka 19; 21), nelze u svalové aktivity *m. latissimus dorsi*  $dx$  usuzovat na statisticky významné rozdíly mezi měřenými situacemi. Byly však mezi měřenými situacemi zjištěny věcně významné rozdíly, kdy můžeme hovořit i o velkém efektu.

## **Musculus pectoralis major**

Na grafech aktivace tohoto svalu je patrné, že se ve vodním prostředí zapojuje na počátku plaveckého cyklu. To znamená, že k aktivaci dochází více při flekční fázi paže, což by poukazovalo na antigravitační funkci tohoto svalu, vyplývající z jeho addukční funkce u čtyřnohých savců. Je zřejmé, že *m. pectoralis major* zahajuje propulzní fázi záběru, což je v souladu s Colwinem (2014) i dalšími autory (Lomax et al., 2015; Maglischo, 2003), kteří tuto fázi označují jako tzv. „chycení vody“. Námi zjištěná poloha aktivace *m. pectoralis major* odpovídá popisu McLeoda (2014), který uvádí, že aktivace tohoto svalu je moment, kdy dlaň protíná hladinu a tělo je v tzv. „streamline“ poloze. Také Jurák et al. (2011) potvrzuje zahájení záběru klavikulární částí *m. pectoralis major* a s malým zpožděním rovněž *m. latissimus dorsi*. Ke stejným závěrům došel i ve své práci Vodička (2011), který uvádí, že při plavání předchází aktivace *m. pectoralis major* před aktivací *m. latissimus dorsi* o 7 % - 10 %. Tyto dva svaly zajišťují sílu k provedení první části záběru, tzv. přitahování, a ve větší míře se podílejí i na druhé části záběru, tzv. odtlačování. Hlavní funkcí *m. pectoralis major* je addukce s vnitřní rotací v ramenním kloubu a jako pomocný sval se podílí také na flexi. Domníváme se, že vodní prostředí dovoluje provedení lokomoční propulzní akce v centrovaném postavení ramenního kloubu a projevuje se mimo jiné zakřivenou esovitou trajektorií zabírající paže. Tato záběrová technika byla běžná před rokem 2000, ale v současném vrcholovém plavání došlo ke změně této techniky zejména ve sprintech, což se nejvíce projevuje právě v aktivitě *m. pectoralis major*. Proto i v aktivaci tohoto svalu nalzáme velkou individuální variabilitu. U plaveckého způsobu kraul dochází k vytažení horní končetiny v iniciační fázi záběru kraniálně, z důvodu prodloužení záběrové dráhy, posunu těžiště a zlepšení stability trupu. Někteří probandi v této iniciační fázi záběru zapojují ve větší míře *m. pectoralis major* (a zřejmě spekulativně i neměřený *m. rectus abdominis*). Rovněž Colwin (2014) tvrdí, že přípravná fáze je nejvariabilnější z celého plaveckého cyklu. Důvodem je vliv intenzity plavání, individuálních stylových odchylek. A samozřejmě i individuálních předpokladů plavce jako je např. kloubní pohyblivost, délka pák, práce končetin. Přestože sledovaní probandi byli zkušení vrcholoví plavci se specializací na sprintérské tratě, nalzáme v aktivaci *m. pectoralis major* opět vysokou individuální koordinační variabilitu. Přepokládáme, že tato rozdílnost je dána jedinečností plaveckého stylu



každého probanda. *M. pectoralis major* má rovněž auxiliární a forsírující dechovou funkci, zvláště při fixaci horní končetiny, za kterou lze považovat i oporu o vodu.

*M. pectoralis major* je na Biokineticu nejvíce aktivován ve fázi maximální flexe v ramenním kloubu, které proband na trenažéru dosahuje. Fáze, ve kterých se na plaveckém trenažéru *m. pectoralis major* aktivuje nejvíce, je přechod mezi vzestupnou a sestupnou fází paže. Na rozdíl od aktivace ve flumu je zde aktivace tohoto svalu výrazně oddělená od následné aktivace *m. latissimus dorsi*. Ve vodním prostředí aktivace těchto dvou svalů v sebe plynule přecházejí. Na rozdíl od trajektorie zabírající paže ve flumu je zde pohyb horní končetiny veden po nejkratší možné dráze. Tato diferenciací trajektorie paže ukazuje na odlišnost pohybového stereotypu ve vodním prostředí. Opět zde můžeme hovořit o vysoké individuální variabilitě. Jak vyplývá z výsledků, nebyly u svalové aktivity *m. pectoralis major* mezi měřenou situací ve flumu a na Biokineticu statisticky významné rozdíly. Z věcně významného hlediska zde však můžeme hovořit o středním efektu.

Při posilovacím cvičení s expandéry *m. pectoralis major* zajišťuje vnitřní rotaci proti menšímu odporu – gravitaci. U některých probandů se zapojuje minimálně a funguje pouze jako synergista *m. latissimus dorsi*, a to zejména když po několika pohybových cyklech dochází k zefektivnění pohybů. Z výsledných grafů je zřejmá u některých probandů druhá aktivace *m. pectoralis major*, v přenosové fázi pohybového cyklu, která souvisí s velikostí zpětného tahu gumových expandérů, sval zde pracuje excentricky. Zapojení svalu zde nacházíme v naprosto odlišné diferencované poloze oproti plaveckému cyklu ve vodním prostředí, kde v této fázi je požadavek uvolněného a relativně pomalého přesunu končetiny do základní polohy. Na gumových expandérech je naopak zpětný pohyb provázen ustupujícím úsilím svalstva, neboť by byla končetina značnou silou vymrštěna kupředu. Může tak docházet k nežádoucímu zkreslení průběhu pohybu, k neúčelné aktivaci některých svalových skupin. Tyto závěry potvrzují také výsledky Brtníka (2009). Tomuto zjištění také odpovídají výsledky Wilcoxonova testu v tabulce 15, které poukazují na statisticky významné rozdíly mezi aktivitou *m. pectoralis major* ve vodním prostředí a při cvičení s gumovým expandérem. U této měřené situace byl z věcně významného hlediska prokázán vysoký efekt.

## **Musculus obliquus externus abdominis**

Analýzou výsledných grafů jsme zjistili, že aktivace *m. obliquus externus abdominis* ve vodním prostředí má spíše charakter stabilizační. Na výsledných EMG křivkách jsou patrné pravidelná kontrakce, ale nedokonalá relaxace, neboť sval je ve stále lehké tenzi – stabilizace trupu. Tyto závěry jsou ve shodě s Vodičkou (2011), který provedl komparativní analýzu vybraných koordinačních ukazatelů plavecké techniky kraul a spontánního plazení. Kračmar (2002) uvádí, že *m. obliquus abdominis externus* při oboustranné akci provádí flexi trupu, při jednostranné pak otáčí trup kontralaterálně. Práce břišních svalů bývá většinou komplexní, jejich separátní funkce se objevuje při stabilizační práci. Synergická funkce některých svalů se zapojením do stereotypů stává funkční jednotkou. Práce kontralaterálních *mm. obliqui abdomini ext. a int.* je společná a je svázána do pevného spojení v rámci šikmého břišního svalového řetězce (Velé, 2006). Při uložení *punctum fixum* kraniálně v oblasti ramenního kloubu rotují pánev na stranu *m. obliquus ext. abdominis*. Je zřejmé, že tato rotace trupu, při plavecké technice kraul, usnadňuje přenos paže vytažením ramene částečně nad hladinu, což snižuje celkový odpor vodního prostředí. Tato rotace byla dříve považována za chybu v technickém provedení plavce. Později se však odborníci (Counsilman, 1971; Hannula, 1995; Maglischo, 2003) shodli, že rotace kolem podélné osy má zásadní význam na celkovou rychlost plavání. Jursík (1990) uvádí úhel maximálního vychýlení 40°–60°. Tyto hodnoty jsou však v rozporu se zahraničními autory (Costill et al., 1991), kteří se přiklánějí k menšímu rozsahu v rozmezí 40°–45°. Výsledky studie Castro, Minghelli, Floss a Guimaraes (2003) zabývající se závislostí velikosti rotace na rychlosti plavání a dýchání, uvádí, že velikost úhlu vychýlení klesá se stoupající rychlostí, ale nesouvisí s technikou dýchání. Úhel maximálního vychýlení při rotaci trupu nebyl sledovanou proměnnou této práce.

McLeod (2014) uvádí, že přiblížením boků těla k hladině na straně přenosové paže snižuje nároky na pohyblivost v pletenci ramenním, podporuje vysokou polohu lokte a zároveň umožňuje relaxaci svalstva paže. Domníváme se, že *m. obliquus abdomini ext.* jako jeden ze stabilizátorů trupu je nezbytnou součástí efektivního záběru a zajišťuje systémové propojení mezi pohybem horních a dolních končetin. To také koresponduje s výsledky dalších autorů (Catty et al., 2007; Maglischo, 2003; Olstad et al., 2017; Pink et al., 1991).

Lavice plaveckého trenažéru Biokinetic představuje pro probanda *punctum fixum*, proto může *m. obliquus abdominis externus* zastávat funkci zejména stabilizační, aby při pohybu horních končetin nedocházelo k rotaci trupu, které při cvičení na plaveckém trenažéru není nutná, neboť nedochází k fázi vytažení a přenosu nad podélnou osu těla. Diferencovaná poloha odpovídající maximální aktivaci je blíže extenzi v ramenním kloubu.

Jak již bylo zmíněno *m. obliquus abdominis externus* zajišťuje rotaci trupu na opačnou stranu. Je-li tedy trup v rotačním postavení na jednu stranu, pak tento sval fixuje pánev tak, že drží pánev v optimální poloze a kompenzuje rotaci trupu. Zapojení svalu nacházíme v naprosto odlišné diferencované poloze oproti plaveckému cyklu ve flumu. Vzhledem k tomu, že se jedná o jeden z rozhodujících svalů na ventrální straně trupu, považujeme tento odlišný timing za důležitý marker odlišností pohybového stereotypu trenažéru a plavání.

Na základě výsledků Wilcoxonova testu nelze u svalové aktivity *m. obliquus abdominis ext.* usuzovat na statisticky významné rozdíly mezi měřenými situacemi. Z věcně významného hlediska tu však můžeme hovořit o středním efektu.

### **Musculus triceps brachii**

Jak je patrné z výsledných grafů, dochází k postupnému zapojení *m. triceps brachii* během závěrečné propulzní fáze. Hofer (2018) tuto druhou propulzní fázi nazývá odtlačování. Ta začíná v místě, kdy je dlaň v blízkosti podélné osy v úrovni dolní části hrudníku. Pohyb paže se mění a směřuje vzad, vně a vzhůru. Tím je ukončena propulzní fáze, přičemž celá paže přechází do extenze, jejíž trvání je časově vymezeno technikou provedení plaveckého pohybu jednotlivých probandů, rychlostí plavání a velikostí úhlu vychýleného trupu v podélné ose. Během analýzy změřených svalů jsme zjistili, že v průběhu pohybového stereotypu jednotlivých probandů docházelo k modifikacím v délce aktivace *m. triceps brachii*. Domníváme se, že míra extenze v loketním kloubu v této fázi je závislá na individuálním zvládnutí techniky plavce, konkrétně na fázi přechodu z fáze záběrové do fáze přenosu. Podobné výsledky také uvádí Lauer et al. (2013) a Olstad et al. (2017). Na konci odtlačování nedocházelo u probandů k úplné extenzi v loketním kloubu. Tyto závěry jsou ve shodě s Costill et al. (1991), který tvrdí, že úplná extenze by vedla k tlačení vody příliš vzhůru a narušila by se tak poloha plavce ve vodě. Maglischo (2003) doplňuje, že pokud plavec provede dorzální flexi v zápěstí,

může ještě převládat pohyb paží vzad a tak nedojde k poklesu rychlosti lokomoce. Konec svalové aktivity *m. triceps brachii* ve vodním prostředí končí v oblasti horní části stehna. Tato část plaveckého cyklu, kdy záběrová fáze přitahování přechází ve fázi odtlačování, je charakteristická změnami rychlosti zabírající paže, kdy dochází k poklesu rychlosti. Jak uvádí Maglischo (2003) při samotném odtlačování dosahuje paže nejvyšší rychlosti 3 až 6  $m \cdot s^{-1}$  v závislosti na vzdálenosti závodu.

Také v přenosové fázi plaveckého cyklu jsme u některých sledovaných probandů zaznamenali druhou aktivaci *m. triceps brachii* a to těsně před vstupem paže do vody. Aktivaci si vysvětlujeme excentrickou kontrakcí, kdy sval v koaktivaci s *m. biceps brachii* řídí rychlost ruky na konci přenosové fáze. Tyto závěry jsou v souladu s EMG studií Lauera et al. (2013), kteří ověřovali koaktivaci *m. biceps brachii* a *m. triceps brachii* s deseti elitními plavci. Při komparaci výsledných grafů se pohybový stereotyp ve vodě jevil stabilnější než při simulaci.

Výsledné grafy aktivace *m. triceps brachii* na lavici plaveckého trenažéru Biokinetic vykazují výraznou aktivitu také na konci záběrové fáze. Aktivace svalu je na trenažéru výrazně delší než ve vodním prostředí. Probandi zakončují pohybový cyklus v úplné dorzální flexi v kloubu ramenním, což jak bylo výše zmíněno je při fázi záběru ve vodním prostředí kontraproduktivní.

Při posilování s gumovými expandery nacházíme velmi podobnou délku aktivace *m. triceps brachii* jako na plaveckém trenažéru Biokinetic. I zde se sval aktivuje až na samém konci pohybu při plné dorzální flexi v kloubu ramenním. A aktivace svalu je výrazně delší než ve vodním prostředí. V přenosové fázi nacházíme druhou aktivaci tohoto svalu, který jak se domníváme, působí především extenčně na ramenní kloub proti gumovým expandérům.

Jak je patrné z tabulky 29, nebyl u svalové aktivity *m. triceps brachii* s<sub>in</sub> zjištěn statisticky významný rozdíl mezi měřenými situacemi. Z věcně významného hlediska tu však můžeme hovořit o velkém efektu.

Práce trupu a paží při plaveckém způsob kraul je vizuálně velmi podobná pohybovému vzoru reflexního plazení (Kračmar, 2016). Během přípravné fáze je „chycením vody“ nalezeno virtuální punctum fixum, které se přesouvá na celou záběrovou plochu paže, tím je částečně nahrazena opora na pevné zemi. Oporná plocha celé paže dovoluje práci v diagonálním režimu oproti simulaci pohybu na arteficiálním zařízení, kde je paže vedena v čistě sagitální rovině. To lze považovat za rozhodující marker odlišnosti pohybového stereotypu.

V rámci řešené problematiky této práce je nutné zmínit také otázku funkční laterality horních končetin u plavců, přestože nebyla sledovanou proměnnou. Stranová souměrnost pohybů i stejné zapojení síly obou končetin je významná konstanta v plavecké technice kraul, neboť jak již bylo zmíněno, horní končetiny vytvářejí rozhodující propulzní síly (Deschodt et al., 1999; Smith et al., 2002; Zamparo et al., 2005). Studium funkční laterality horních končetin u plavců se zabývala řada studií (Morouço, Marinho, Fernandes, & Marques, 2015; Sanders et al., 2012; L. Seifert et al., 2010). Studie Morouço et al. (2015) zjistila, že většina plavců (66,7 %) vykazovala inherentní asymetrii horních končetin, tzn., že index symetrie byl vyšší než 10 %. Závěry této studie konstatovaly, že do jisté míry nemusí být tato asymetrie rozhodujícím faktorem pro dosažení vysokých rychlostí plavání. To znamená, že pro krátké plavecké disciplíny je určitý stupeň asymetrie přijatelný. Další studie se v rámci této problematiky zaměřují na kolísání rychlosti samotného plaveckého cyklu (Barbosa et al., 2010; Figueiredo, Vilas-Boas, Seifert, Chollet, & Fernandes, 2010) a laterálnost dýchání (Formosa, Sayers, & Burkett, 2013; Ludovic Seifert, Chollet, & Allard, 2005). Závěry těchto studií prokazují, že většina plavců při kraulu vykazuje asymetrickou koordinaci ramen s propulzní diskontinuitou na jedné straně a propulsní superpozicí na straně druhé. Tato asymetrie nejčastěji souvisí s lateralitou nádechu a lateralitou paže. U elitních plavců, kteří vykazují vysokou koordinační hodnotu a nižší frekvenci dýchání je ovšem tento faktor zanedbatelný.

V našem výzkumu při měření ve vodním prostředí nebyl právě z důvodu minimalizace asymetrie zařazen nádech do strany. Vybraní probandi byli vrcholoví plavci, kteří měli výbornou koordinaci a fixaci pohybového stereotypu a měřený úsek 20 vteřin absolvovali bez obtíží bez nádechu. V současném vrcholovém plavání vynikající sprintéři při maximální intenzitě (disciplína 50 m) překonávají úseky téměř bez dýchání; fixovaný hrudník vytváří oporu pro záběrové svalstvo a tím plavci mohou více využít svých silových možností. Jak uvádí Maglischo (2003), je z hlediska rychlosti plavání výhodnější nedýchat ze dvou důvodů. V době nádechu vytváří záběr paže na nenádechové straně méně propulzní síly, neboť musí vyrovnávat rotaci těla. Dalším důvodem je zvýšení odporu při vdechu, a to i přes technicky dokonalé provedení nádechu. Z těchto důvodů plavci specializující se na sprinterské disciplíny překonávají závodní trať s omezeným dýcháním. Také Swettenham a Atkinson (2006) zmiňují, že na 100 m trati je nízká frekvence dýchání vhodná.

Při realizaci výzkumu byla samozřejmá snaha o eliminaci nežádoucích faktorů, které by mohly ovlivnit výsledky. Přesto je často diskutovanou otázkou při výzkumu v plaveckém protiproudovém trenažéru problém hydrodynamické podobnosti s plaváním v klasickém bazénu. Zde se rozchází subjektivní pocity probandů s výsledky odborných studií. Například výzkum Stewarta a Kagakiho (1998) nenalezl signifikantní rozdíly v počtu záběrů při plavecké technice kraul. V této souvislosti je nutné zmínit, že tato studie byla realizována v plavecké laboratoři na univerzitě na Novém Zélandu (University of Otago), která je z hlediska technických specifikací jednou z nejlepších na světě. Plavecký flum na FTVS v Praze, kde byl náš výzkum realizován, patří svými technickými parametry k poloprofesionálnímu proudovému bazénu. Trysky protiproudu jsou v hloubce 40 cm od hladiny a neovlivňují tak záběr horních končetin (plocha dlaně a předloktí), který sahá pod tuto hranici. Nerovnoměrnou rychlost proudu v různé hloubce zmiňuje také ve své práci (Pospíšek, 2016).

Další faktor, který byl probandy zmiňován v souvislosti s rozdílností plavání ve flumu a v klasickém bazénu, byl vznik vln. Flum, ve kterém byl výzkum prováděn, jednak nedisponuje zpětnými odsávacími kanály přes celou zadní stěnu (jak bývá obvyklé u proudových bazénů na vysoké technologické úrovni) a zároveň jsou umístěny cca 30 cm pod hladinou. To způsobuje nedokonalý cirkulující okruh proudící vody, která se tak se tak odráží od zadní stěny bazénu a směřuje po stranách opět vpřed.

Dalším faktorem, který mohl negativně působit na testované osoby, byla přítomnost kabelového systému na použitém zařízení ME 6000. V dalších výzkumech by bylo vhodné využití bezdrátově propojené elektrody s telemetrickým zařízením přijímající signály ze svalů. U těch je ovšem daleko problematičtější udržet těsnost a zesilovače jsou často zkratovány. U kabelového přenosu dat je ale velkou výhodou jeho větší spolehlivost.

## 7 Závěr

Hlavním cílem dizertační práce bylo posouzení míry koordinační shody zapojení vybraných svalů během plaveckého cyklu kraul jako cílového pohybu s imitačním pohybem mimo vodní prostředí. Práce byla zpracována na základě splnění všech stanovených úkolů práce, které vedly k důkladné komparativní analýze pohybového vzoru plaveckého způsobu kraul v prostředí plaveckého flumu a specifických posilovacích cvičení. Byl splněn i cíl práce. K analýze bylo použito porovnání timingu nástupu aktivací vybraných svalů ve spojitosti se synchronizovaně přiřazenými pozicemi probanda a vzájemné porovnání korelačních matic křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly. K interindividuální analýze byl využit Wilcoxonův test. Výsledky práce potvrdily všechny stanovené hypotézy. Souvislosti byly zmíněny v diskuzi.

Na základě získaných výsledků lze tedy konstatovat, že svalová aktivace vybraných svalů u průměrného pracovního cyklu při plaveckém způsobu kraul vykazovala věcně významný rozdíl v porovnání s imitačními pohyby na plaveckém trenažéru Biokinetic a při posilování s plaveckými expandéry.

Dalším významným zjištěním bylo, že na základě zvolené metodiky výzkumu lze objektivně hodnotit míru koordinační podobnosti plaveckého pohybu ve vodním prostředí a imitačních pohybů na suchu. Vzhledem k současnému poznání a technologické úrovni je to aktuálně nejobjektivnější relevantní metoda zjišťování koordinačních vztahů svalové práce.

Byly prokázány věcně významné rozdíly mezi zapojením a synergií většiny svalů. Statisticky významný rozdíl byl nalezen pouze při porovnání aktivace svalů v přenosové fázi pohybového cyklu ve flumu a při cvičení na expandérech u *m. pectoralis major dx*. Jako vysvětlení zjištěných výsledků se nabízí odlišný charakter pohybu, kdy je při posilovacím cvičení s expandéry zpětný pohyb zajištěn excentrickou kontrakcí svalstva. Oproti plaveckému cyklu ve vodním prostředí, kde v této fázi je požadavek relativně uvolněného přesunu horní končetiny do základní polohy. Z tohoto pohledu se využití plaveckého trenažéru Biokinetic, jako specifického tréninkového prostředku jeví vhodnější než cvičení s expandéry.

Teoretickým přínosem této práce je konstatování faktu, že na základě výsledků věcné významnosti lze tvrdit, že na trenažéru Biokinetic a při cvičení s expandéry nelze

věrně simulovat cílový pohyb ve vodním prostředí. Diference je dána charakterem pohybu a specifícností vodního prostředí.

Výsledky výzkumu jsou limitovány, a to jak metodou povrchové polyelektromyografie, tak počtem probandů, který byl dán jejich dostupností a relativními kapacitními limity dizertačního projektu. Přesto mohou být využity při organizaci sportovní přípravy plavce v tréninkovém procesu s důrazem na zlepšování úrovně svalové koordinace.

Souvislosti sledované v předložené práci lze také využít pro další podobně zaměřené studie, kde bude využito většího množství probandů a případně i kontrolní skupiny. Zároveň by design výzkumu mohl obsahovat monitorování dalších svalů např. *m. infraspinatus*, *m. trapezius*, *m. serratus anterior* a *m. rectus abdominis*. Současně mohou být závěry této práce inspirativní pro měření, v nichž budou kombinovány různé výzkumné metody a analyzovány další proměnné, například laterální intralokomoční podobnost. Při testování vrcholových plavců lze doporučit jako vhodnější variantu využití klasického bazénu nebo profesionálního proudnicového kanálu. V případě realizace dalšího podobně zaměřeného výzkumu by bylo také vhodné využití bezdrátově propojené elektrody s telemetrickým zařízením přijímající signály ze svalů.

I přesto, že výsledky předložené práce naznačují, že nejsou statisticky významné rozdíly mezi měřenými situacemi, věcně významné rozdíly byly prokázány. Proto je nezbytné na tyto vztahy pohlížet s určitým respektem. Řešená problematika je stále ve fázi hledání vhodných směrů, které se zvyšujícím se množstvím studií povedou k efektivnější objektivizaci výsledků.



## 8 Použitá literatura a prameny

- Adams, M. (2001). Australian Crawl. *Swimming in Australia*, 5(6), 27–29.
- Alberton, C. L., Silva, E. M., Cadore, E. L., Coertjens, M., Beyer, P. O., Marocco, L. F., & Krueel, L. F. M. (2008). Respostas eletromiográficas induzidas pelo isolamento e pela imersão sobre os eletrodos de superfície. *Revista Portuguesa de Ciências Do Desporto*, 8(3), 330–336. <https://doi.org/10.5628/rpcd.08.03.330>
- Alberton, C. L., Tartaruga, M. P., Pinto, S. S., Cadore, E. L., Da Silva, E. M., & Krueel, L. F. M. (2009). Cardiorespiratory responses to stationary running at different cadences in water and on land. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 49(2), 142–151.
- Alberts, B., Johnson, A., Lewis, J., Raff, M., Roberts, K., & Walter, P. (1998). *Základy buněčné biologie: Úvod do molekulární biologie buňky*. Espero Publishing. Ústí nad Labem, Czechia: Espero Publishing.
- Ankrum, D. R. (2000). Questions to ask When Interpreting Surface Electromyography (SEMG) Research. In *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* (Vol. 44, pp. 530–533). <https://doi.org/10.1177/154193120004403036>
- Aspenes, S., & Karlsen, T. (2012). Exercise-training intervention studies in competitive swimming. *Sports Medicine*, 42(6), 527–543. <https://doi.org/10.2165/11630760-000000000-00000>
- Aspenes, S., Kjendlie, P. I., Hoff, J., & Helgerud, J. (2009). Combined strength and endurance training in competitive swimmers. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8(3), 357–365.
- Åstrand, P.-O., Rodahl, K., Dahl, H. A., & Strømme, S. B. (2003). *Textbook of work physiology: physiological bases of exercise*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Bačáková, R. (2013). *Deskripce kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru při specifické sportovní lokomoci (šplh, chůze, šlyb) (Disertační práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Balkó, Š. (2015). *Vliv výkonnostní úrovně šermířů na reakční dobu a aktivaci vybraných svalů při výpadu (Disertační práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.

- Balkó, Š. (2016). *The surface electromyography in fencing. The analysis of the acyclic movement in three different performance level groups of fencers*. Opole (Poland): Opole University of Technology.
- Balvín, M. (2010). *Vyhodnocení rychlosti proudění v bazénu s protiproudem*. Výzkumný ústav vodohospodářský.
- Bar-Eli, M., Dreshman, R., Blumenstein, B., & Weinstein, Y. (2002). The Effect of Mental Training with Biofeedback on the Performance of Young Swimmers. *Applied Psychology, 51*(4), 567–581. <https://doi.org/10.1111/1464-0597.00108>
- Barbosa, T. M., Bragada, J. A., Reis, V. M., Marinho, D. A., Carvalho, C., & Silva, A. J. (2010). Energetics and biomechanics as determining factors of swimming performance: Updating the state of the art. *Journal of Science and Medicine in Sport, 13*(2), 262–269. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.01.003>
- Barbosa, T. M., Costa, M. J., & Silva, A. J. (2012). Biomechanics of Competitive Swimming Strokes. In *Biomechanics in Applications*. InTech. <https://doi.org/10.5772/19553>
- Bartůňková, S. (2007). *Fyziologie člověka a tělesných cvičení: Učební texty pro studenty fyzioterapie a studia tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených*. Praha, Czechia: Karolinum.
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography* (5th ed.). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Benešová, M., Holubářová, M., Pánek, D., & Pavlů, D. (2011). Využití proprioceptivní neuromuskulární facilitace u pacientů s desaultovou fixací ramenního kloubu. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství, 18*(1).
- Benson, R., & Conolly, D. (2012). *Trénink podle srdeční frekvence: jak zvýšit kondici, vytrvalost, laktátový práh, výkon*. Praha, Czechia: Grada Publishing.
- Berger, M. A. M., de Groot, G., & Hollander, A. P. (1995). Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models. *Journal of Biomechanics, 28*(2), 125–133. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00053-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00053-7)
- Bernacíková, M., Kapounková, K., & Novotný, J. (2012). Fyziologie sportovních disciplín: Plavání. Retrieved from <http://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/ps10/fyziol/web/sport/plavani.html>
- Bixler, B., & Riewald, S. (2002). Analysis of a swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics, 35*(5), 713–717. <https://doi.org/S0021929001002469>

- Bompa, T., & Haff, G. G. (2009). *Periodization: Theory and methodology of training* (5th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Böswart, J. (2015). *Porovnání timingu vybraných svalů pletence ramenního při plaveckém způsobu prsa ve vodě a na suchu (Diplomová práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Bouchard, C., & Hoffman, E. P. (2011). *Genetic and Molecular Aspects of Sport Performance*. Oxford, England: Wiley-Blackwell.  
<https://doi.org/10.1002/9781444327335>
- Brooks, M. (2011). *Developing swimmers*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Brtník, T. (2009). *Srovnávací kineziologická analýza plaveckého kroku a vybraných posilovacích cvičení (Diplomová práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Cagaň, Š. (2012). *Aplikace CSS (Critical Swimming Speed) v plaveckém trenažéru (Bakalářská práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Callaway, A. J. (2015). Measuring kinematic variables in front crawl swimming using accelerometers: A validation study. *Sensors*, 15(5), 11363–11386.  
<https://doi.org/10.3390/s150511363>
- Campbell, N. A., & Reece, J. B. (2008). *Biologie*. Brno, Czechia: Computer Press.
- Carter, J. E. L., & Ackland, T. R. (1994). *Kinanthropometry in Aquatic Sport: A Study of World Class Athletes*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Carvalho, R. G. da S., Amorim, C. F., Perácio, L. H. R., Coelho, H. F., Vieira, A. C., Karl Menzel, H. J., & Szmuchrowski, L. A. (2010). Analysis of various conditions in order to measure electromyography of isometric contractions in water and on air. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(5), 988–993.  
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.12.002>
- Castro, F., Minghelli, F., Floss, J., & Guimaraes, A. (2003). Body roll angles in front crawl swimming at different velocities. *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*, (January), 111–114.
- Caty, V., Aujouannet, Y., Hintzy, F., Bonifazi, M., Clarys, J. P., & Rouard, A. H. (2007). Wrist stabilisation and forearm muscle coactivation during freestyle swimming. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(3), 285–291.  
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.02.005>

- Čechovská, I. (2014). Variabilita plavecké techniky: terminologické problémy. In I. Čechovská, T. Brtník, & V. Kramperová (Eds.), *Aktualizované poznatky z didaktiky plavání II*. Praha, Czechia: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Čechovská, I., & Miller, T. (2008). *Plavání*. Praha, Czechia: Grada Publishing.
- Český svaz plaveckých sportů. (2017). Pravidla plavání. Retrieved from <http://ww.czechswimming.cz/index.php/dokumenty/pravidla?download=98:pravidla-plavani-novela-2017>
- Chatard, J., Collomp, C., Maglischo, E. W., & Maglischo, C. (1990). Swimming Skill and Stroking Characteristics of Front Crawl Swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, *11*(2), 156–161. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1024782>
- Chollet, D., Chabies, S., & Chatard, J. C. (2000). A new index of coordination for the crawl: Description and usefulness. *International Journal of Sports Medicine*, *21*(1), 54–59. <https://doi.org/10.1055/s-2000-8855>
- Chrástková, M. (2015). *Kineziologická analýza odrazu při běhu na lyžích (Disertační práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I* (3rd ed.). Praha, Czechia: Grada Publishing.
- Clarys, J. P. (1985). Hydrodynamics and electromyography: ergonomics aspects in aquatics. *Applied Ergonomics*, *16*(1), 11–24. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(85\)90143-7](https://doi.org/10.1016/0003-6870(85)90143-7)
- Clarys, J. P., & Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: A review. *Journal of Sports Sciences*, *11*(5), 379–448. <https://doi.org/10.1080/02640419308730010>
- Clarys, J. P., Robeaux, R., & Delbeke, G. (1985). Telemetrical versus conventional EMG in air and water. In *Biomechanics X* (pp. 286–294). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Clarys, J. P., & Rouard, A. H. (1996). The frontcrawl downsweep: Shoulder protection and/or performance inhibition. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *36*(2), 121–126.
- Clarys, J. P., Scafoglieri, A., Tresignie, J., Reilly, T., & Von Roy, P. (2010). Critical appraisal and hazards of surface electromyography data acquisition in sport and exercise. *Asian Journal of Sports Medicine*, *1*(2), 69–80.

- Cochrane, K. C., Housh, T. J., Smith, C. M., Hill, E. C., Jenkins, N. D. M., Johnson, G. O., ... Cramer, J. T. (2015). Relative contributions of strength, anthropometric, and body composition characteristics to estimated propulsive force in young male swimmers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(6), 1473–1479. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000942>
- Colwin, C. (2014). *Breakthrough swimming*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Costill, D. L., Flynn, M. G., Kirwan, J. P., Houmard, J. A., Mitchell, J. B., Thomas, R., & Park, S. H. (1988). Effects of repeated days of intensified training on muscle glycogen and swimming performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(3), 249–254. <https://doi.org/10.1249/00005768-198806000-00006>
- Costill, D. L., Reifield, F., Kirwan, J., & Thomas, R. (1986). A computer based system for the measurement of force and power during front crawl swimming. *Journal of Swimming Research*, 2, 16–19.
- Costill, D. L., Thomas, R., Robergs, R. A., Pascoe, D., Lambert, C., Barr, S., & Fink, W. J. (1991). Adaptations to swimming training: influence of training volume. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(3), 371–377.
- Counsilman, J. E. (1968). *The science of swimming*. Prentice Hall.
- Counsilman, J. E. (1971). The application of Bernoulli's principle to human propulsion in water. In *First International Symposium on Biomechanics of Swimming* (pp. 59–71). Brussels, Belgium: Brüssel Universite Libre de Bruxelles.
- Counsilman, J. E., & Counsilman, B. E. (1994). *The New Science of Swimming* (2nd ed.). San Francisco, CA: Benjamin Cummings.
- Craig, A. B., & Pendergast, D. R. (1979). Relationships of stroke rate, distance per stroke, and velocity in competitive swimming. *Medicine and Science in Sports*, 11(3), 278–283.
- Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography* (2nd ed.). Burlington, MA: Jones & Bartlett Learning.
- Crowe, S., Babington, J., Tanner, D., & Stager, J. (1999). The relationship of strength to dryland power, swimming power, and swimming performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(5), S255.
- ČSPS. (2018). Český svaz plaveckých sportů. Retrieved from <http://www.czechswimming.cz/>
- Day, S. (2002). Important Factors in Surface EMG Measurement. Retrieved from [http://edge.rit.edu/content/P08027/public/IRB/Papers/intro\\_EMG.pdf](http://edge.rit.edu/content/P08027/public/IRB/Papers/intro_EMG.pdf)

- De Luca, C. J. (1993). Use of the Surface EMG Signal for Performance Evaluation of Back Muscles. *Muscle & Nerve*, 16(February), 210–216.  
<https://doi.org/10.1002/mus.880160216>
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- De Luca, C. J. (2002). Surface electromyography: Detection and recording. Retrieved from [https://www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_SEMGintro.pdf](https://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf)
- De Luca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M., & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1573–1579.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.027>
- Decker, M. J., Hintermeister, R. A., Faber, K. J., & Hawkins, R. J. (1999). Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. *American Journal of Sports Medicine*, 27(6), 784–791.  
<https://doi.org/10.1177/03635465990270061601>
- Deschodt, V. J., Arsac, L. M., & Rouard, A. H. (1999). Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25-m sprint front-crawl swimming. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80(3), 192–199.  
<https://doi.org/10.1007/s004210050581>
- Dewhurst, S., Riches, P. E., Nimmo, M. A., & De Vito, G. (2005). Temperature dependence of soleus H-reflex and M wave in young and older women. *European Journal of Applied Physiology*, 94(5–6), 491–499. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-1384-6>
- Dietz, V., & Colombo, G. (1996). Effects of body immersion on postural adjustments to voluntary arm movements in humans: Role of load receptor input. *Journal of Physiology*, 497(3), 849–856. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1996.sp021815>
- Dominguez-Castells, R., & Arellano, R. (2011). Muscular and arm crawl stroke power: Evaluating their relationship. In *29 International Conference on Biomechanics in Sports* (pp. 203–206).
- Dovalil, J., Choutka, M., Svoboda, B., Hošek, V., Perič, T., Potměšil, J., ... Bunc, V. (2012). *Výkon a trénink ve sportu* (4th ed.). Praha, Czechia: Olympia.
- Dvořák, R. (2005). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*, 12(1), 12–17.

- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha, Czechia: Grada Publishing.
- Engels, H. J., Zhu, W., & Moffatt, R. J. (1998). An empirical evaluation of the prediction of maximal heart rate. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 69(1), 94–98.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement. Human Kinetics*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486–1495. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01070.2003>
- Fernandes, R., Keskinen, K., Colaço, P., Querido, A., Machado, L., Morais, P., ... Vilas Boas, J. (2008). Time Limit at VO<sub>2</sub>max Velocity in Elite Crawl Swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 29(2), 145–150. <https://doi.org/10.1055/s-2007-965113>
- Fernández-Peña, E., Lucertini, F., & Ditroilo, M. (2009). A maximal isokinetic pedalling exercise for EMG normalization in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), e162–e170. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.11.013>
- Figueiredo, P., Rouard, A., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2013). Upper- and lower-limb muscular fatigue during the 200-m front crawl. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 38(7), 716–724. <https://doi.org/10.1139/apnm-2012-0263>
- Figueiredo, P., Vilas-Boas, J. P., Seifert, L., Chollet, D., & Fernandes, R. J. (2010). Inter-Limb Coordinative Structure in a 200 m Front Crawl Event. *The Open Sports Sciences Journal*, 3(1), 25–27. <https://doi.org/10.2174/1875399X01003010025>
- FINA. (2010). Pravidla plavání. Retrieved from [http://www.fina.org/H2O/index.php?option=com\\_content&view=section&id=17&Itemid=184](http://www.fina.org/H2O/index.php?option=com_content&view=section&id=17&Itemid=184)
- Floryan, D., Rowley, C. W., & Smits, A. J. (2017). Distributed flexibility in inertial swimmers. *70th Annual Meeting of the APS Division of Fluid Dynamics*, 62(14).
- Foley, K. K., Mier, C. M., Shapiro, B. S., & Tiozzo, E. (2016). A Comparison of Hip Flexibility of Female Collegiate Swimmers and Recreationally Active Non-Swimmers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(5S), 89.

- Formosa, D. P., Sayers, M. G. L., & Burkett, B. (2013). Front-crawl stroke-coordination and symmetry: A comparison between timing and net drag force protocols. *Journal of Sports Sciences*, *31*(7), 759–766. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.750004>
- Freed, A. (2012). *Design, Prototyping, Validation, and Testing of a Wearable Surface Electromyography Acquisition System*. ProQuest Dissertations and Theses.
- Frigo, C., & Crenna, P. (2009). Multichannel SEMG in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art. *Clinical Biomechanics*, *24*(3), 236–245. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.07.012>
- Fujisawa, H., Suenaga, N., & Minami, A. (1998). Electromyographic study during isometric exercise of the shoulder in head-out water immersion. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *7*(5), 491–494. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(98\)90200-2](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(98)90200-2)
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha, Czechia: Galén.
- Garcia, M. A., & Vieira, T. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, *4*(1), 17–28.
- Garrido, N., Marinho, D. A., Reis, V. M., van den Tillaar, R., Costa, A. M., Silva, A. J., & Marques, M. C. (2010). Does combined dry land strength and aerobic training inhibit performance of young competitive swimmers? *Journal of Sports Science and Medicine*, *9*(2), 300–310.
- Gatta, G., Cortesi, M., & Di Michele, R. (2012). Power production of the lower limbs in flutter-kick swimming. *Sports Biomechanics*, *11*(4), 480–491. <https://doi.org/10.1080/14763141.2012.670663>
- Geladas, N. D., Nassis, G. P., & Pavlicevic, S. (2005). Somatic and physical traits affecting sprint swimming performance in young swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, *26*(2), 139–144. <https://doi.org/10.1055/s-2004-817862>
- Giehl, J., & Hahn, M. (2005). *Plavání*. České Budějovice, Czechia: Kopp.
- Girold, S., Maurin, D., Dugué, B., Chatard, J.-C., & Millet, G. (2007). Effects of dry-land vs. resisted- and assisted-sprint exercises on swimming sprint performances. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(2), 599. <https://doi.org/10.1519/R-19695.1>
- Gourgoulis, V., Boli, A., Aggeloussis, N., Toubekis, A., Antoniou, P., Kasimatis, P., ... Mavromatis, G. (2014). The effect of leg kick on sprint front crawl swimming. *Journal of Sports Sciences*, *32*(3), 278–289. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.823224>



- Graef, F. I., & Krueger, L. F. M. (2006). Heart rate and perceived exertion at aquatic environment: differences in relation to land environment and applications for exercise prescription - a review. *Revista Brasileira de Medicina Do Esporte*, 12(4), 221–228. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1590/S1517-86922006000400011>
- Grasgruber, P., & Cacek, J. (2008). *Sportovní geny*. Brno, Czechia: Computer Press.
- Halaki, M., & Ginn, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? In *Computational Intelligence in Electromyography Analysis*. InTech. <https://doi.org/10.5772/49957>
- Hannula, D. (1995). *Coaching swimming successfully*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Havel, Z., & Cihlář, D. (2011). *Vybrané neparametrické statistické postupy v antropomotorice*. Ústí nad Labem, Czechia: Univerzita J. E. Purkyně, Pedagogická fakulta, Katedra tělesné výchovy a sportu.
- Hawley, J. A., & Williams, M. M. (1991). Relationship between upper body anaerobic power and freestyle swimming performance. *International Journal of Sports Medicine*, 12(1), 1–5. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1024645>
- Helgerud, J., Høydal, K., Wang, E., Karlsen, T., Berg, P., Bjerkaas, M., ... Hoff, J. (2007). Aerobic high-intensity intervals improve VO<sub>2</sub>max more than moderate training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(4), 665–671. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180304570>
- Hendl, J. (2004). *Přehled statistických metod zpracování dat – Analýza a metaanalýza dat*. Praha, Czechia: Portál.
- Hendl, J. (2009). *Přehled statistických metod*. Praha, Czechia: Portál.
- Hendl, J. (2012). *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat* (4th ed.). Praha, Czechia: Portál.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., ... Hägg, G. (1999). European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*, 8(2), 13–54.
- Hoch, M. (1983). *Plavání: teorie a didaktika*. Praha, Czechia: Státní pedagogické nakladatelství.
- Hofer, Z. (2018). *Technika plaveckých způsobů*. Praha, Czechia: Karolinum.
- Hojka, V., Vystrčilová, M., & Kračmar, B. (2010). Metodika zpracování a vyhodnocení EMG cyklického pohybu. *Česká Kinantropologie*, 14(1), 19–28.

- Hollander, A. P., & Cabri, J. (1987). Muscular specificity and intensity in swimming against a mechanical resistance (surface EMG in MAD and free swimming). *Biomechanics and Medicine in Swimming V*, 45–52.
- Horčic, J. (1994). Comparison of performance on izokoinetic swim bench (Biokinetic) in top young Czech swimmers and triathletes. In B. Svoboda & A. Rychtecký (Eds.), *9th Conference ISCPES-Prague 1994*. Aachen, Germany: Meyer & Meyer Verlag.
- Horčic, J. (2004). *Řízení a objektivizace tréninkového procesu ve vytrvalostních vícebojích (Disertační práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Hottenrott, K. (2007). *Training with the heart rate monitor*. Aachen, Germany: Meyer & Meyer Verlag.
- Hottenrott, K., & Zülch, M. (1995). *Ausdauerprogramme: Erfolgstraining für alle Sportarten*. Berlin, Germany: Rowohlt Verlag.
- Houdová, V., & Čechovská, I. (2012). Heart Rate As An Indicator Of Exercise Intensity In The Aquatic Environment. *Czech Kinanthropology*, 16(3).
- Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1), 1–12. <https://doi.org/DOI 10.1016/j.jelekin.2010.08.009>
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 182–198. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.010>
- Ikai, M., Ishii, K., & Miyashita, M. (1961). Electromyography of swimming. *Olympia*, 8, 258–263.
- Ikai, M., Ishii, K., & Miyashita, M. (1964). an Electromyographic Study of Swimming. *Taiikugaku Kenkyu (Japan Journal of Physical Education, Health and Sport Sciences)*, 7(4), 47–54. <https://doi.org/10.5432/jjpehss.KJ00003393757>
- ISEK. (2015). International Society of Electrophysiology and Kinesiology.
- Jan, J. (2002). *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálu*. Brno, Czechia: Vutium.
- Janda, V., Herbenová, A., Jandová, J., & Pavlů, D. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha, Czechia: Grada Publishing.
- Javůrek, J. (1986). *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. Praha, Czechia: Státní pedagogické nakladatelství.

- Johnson, R. E., Sharp, R. L., & Hedrick, C. E. (1993). Relationship of swimming power and dryland power to sprint freestyle performance: a multiple regression approach. *Journal of Swimming Research*, 9(Fall), 10–14.
- Jöllenebeck, T. (2006). EMG Signal. In D. Rosenbaum (Ed.), *Noraxon EMG Meeting* (pp. 9–10). Köln, Germany: Velamed Medizintechnik GMBH.
- Jurák, D. (2012). Plavecký flum. Retrieved from <https://flum.webnode.cz/>
- Jurák, D. (2013). Současné vnímání plavecké propulze ve světě. In I. Čechovská (Ed.), *Problematika plavání a plaveckých sportů* (pp. 27–31). Praha, Czechia: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Jurák, D., Pánek, D., & Požgayová, Š. (2011). Analýza chybného provedení přenosu horní končetiny u plaveckého způsobu kraul. *Studia Kinanthropologica*, 12(2), 90–95.
- Jursík, D. (1990). *Plavanie. Učebnica pre školenie trénerov*. Bratislava, Slovakia: Slovenské telovýchovné vydavateľstvo.
- Kalpakioglu, B., Candir, F., Bernateck, M., Gutenbrunner, C., & Fischer, M. J. (2009). Does local immersion in thermo-neutral bath influence surface EMG measurements? Results of an experimental trial. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), e550–e553. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.09.006>
- Keller, O. (1999). *Obecná elektromyografie*. Praha, Czechia: Triton.
- Keskinen, K. L., & Komi, P. V. (1993). Strokings Characteristics of Front Crawl Swimming during Exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 9(3), 219–226.
- Kim, K. H., Kim, B. K., Ko, S. S., & Yang, C. H. (2017). Effect of water depth through water walk exercise on the strength of trunk muscle and the emg of the erector spinae and external oblique. *Research Journal of Pharmacy and Technology*, 10(7), 2329–2334. <https://doi.org/10.5958/0974-360X.2017.00412.7>
- Kiphut, R. J. H. (1942). *Swimming*. New York, NY: Barnes.
- Kjendlie, P. L., & Stallman, R. (2011). Morphology and swimming performance. In *World Book of Swimming: From Science to Performance* (pp. 203–221). New York, NY: Nova.
- Kmet, L. M., Lee, R. C., & Cook, L. (2004). *Standard quality assessment criteria for evaluating primary research papers from a variety of fields (Vol. 22)*. Edmonton, Canada: Alberta Heritage Foundation for Medical Research.

- Kohlíková, E. (2013). Pohybový systém a jeho řízení. In S. Bartůňková (Ed.), *Fyziologie pohybové zátěže* (pp. 58–90). Praha, Czechia: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Kohlíková, E. (2015). Sport a geny. In R. Brdička & W. Didden (Eds.), *Genetika v klinické praxi* (pp. 161–178). Praha, Czechia: Galén.
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 4(1), 142–147.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Czechia: Galén.
- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG - a practical introduction to kinesiological electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, (3), 1–12.
- Kozel, T. (2002). *Porovnání srdeční frekvence, hladiny laktátu a rychlosti plavání v proudnicovém kanále a plaveckém bazénu (Diplomová práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha, Czechia: Triton.
- Kračmar, B. (2005a). Plavání: Fylogenetické souvislosti. *Rehabilitácia*, 42(2), 65–129.
- Kračmar, B. (2005b). Vliv alternativní lidské lokomoce na pohybovou soustavu. *Česká Kinantropologie*. 2005, 9(2), 29–40.
- Kračmar, B., Chrástková, M., & Bačáková, R. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha, Czechia: Karolinum.
- Kračmar, B., Vystrčilová, M., & Psotová, D. (2007). Sledování aktivity vybraných svalů u nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, (3), 101–106.
- Křištofič, J. (2007). *Kondiční trénink 207 cvičení s medicinibaly, expandéry a aerobary*. Praha (Czechia): Grada Publishing.
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc, Czechia: Univerzita Palackého.
- Kudo, S., Vennell, R., & Wilson, B. (2013). The effect of unsteady flow due to acceleration on hydrodynamic forces acting on the hand in swimming. *Journal of Biomechanics*, 46(10), 1697–1704. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.04.002>
- Lauder, M. A., & Dabnichki, P. (2005). Estimating propulsive forces-sink or swim? *Journal of Biomechanics*, 38(10), 1984–1990. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.026>

- Lauer, J., Figueiredo, P., Vilas-Boas, J. P., Fernandes, R. J., & Rouard, A. H. (2013). Phase-dependence of elbow muscle coactivation in front crawl swimming. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 820–825.  
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.02.004>
- LDPOOL. (2011). Long Distance swim (LD pool pro A7). Retrieved from <http://www.ld-pool.com/de/produkte/pools/items/ld-pool-super-pro-a7.html>
- Lewillie, L. (1967). Analyse téléométrique de l'electromyogramme du nageur. *Médecine Belge Education Physique Sport*, (20), 174–177.
- Li, Z. M., & Huang, K. L. (2008). Discussion and Analysis on the Competition Tactics of Chinese and World Excellent Individual Medley Athletes. *Journal of Guangzhou Sport University*, 20(1).
- Lipińska, P., Allen, S. V., & Hopkins, W. G. (2016). Modeling parameters that characterize pacing of elite female 800-m freestyle swimmers. *European Journal of Sport Science*, 16(3), 287–292. <https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1013996>
- Liu, J., Ying, D., & Rymer, W. Z. (2015). EMG burst presence probability: A joint time-frequency representation of muscle activity and its application to onset detection. *Journal of Biomechanics*, 48(6), 1193–1197.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.017>
- Lomax, M., Tasker, L., & Bostanci, O. (2015). An electromyographic evaluation of dual role breathing and upper body muscles in response to front crawl swimming. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(5), e472–e478.  
<https://doi.org/10.1111/sms.12354>
- Loturco, I., Barbosa, A. C., Nocentini, R. K., Pereira, L. A., Kobal, R., Kitamura, K., ... Nakamura, F. Y. (2016). A Correlational Analysis of Tethered Swimming, Swim Sprint Performance and Dry-land Power Assessments. *International Journal of Sports Medicine*, 37(3), 211–218. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1559694>
- Lynn, A. (2014). *Swimming: Technique, Training, Competition Strategy*. Marlborough, UK: Crowood Press.
- Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha, Czechia: Galén.
- Maglisco, C., & Maglisco, E. W. (1995). Biomechanics of Aquatic Activities. *Biomechanics of Human Movement*, 447–470.
- Maglisco, E. W. (2003). *Swimming fastest*. Champaign (Illinois): Human Kinetics.

- Maglisco, E. W. (2012). Training Zones Revisited. *Journal of Swimming Research*, 19(2), 1–18.
- Martens, J., Figueiredo, P., & Daly, D. (2015). Electromyography in the four competitive swimming strokes: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 273–291. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.12.003>
- Massó, N., Rey, F., Romero, D., & Gual, G. (2010). Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Med Esport*, 45(165), 121–130.
- Masumoto, K., & Mercer, J. A. (2008). Biomechanics of human locomotion in water: An electromyographic analysis. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 36(3), 160–169. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e31817bfe73>
- Masumoto, K., Takasugi, S., Hotta, N., Fujishima, K., & Iwamoto, Y. (2004). Electromyographic Analysis of Walking in Water in Healthy Humans. *J. Physiol Anthropol Appl Human Sci*, 23(4), 119–127. <https://doi.org/10.2114/jpa.23.119>
- Masumoto, K., Takasugi, S., Hotta, N., Fujishima, K., & Iwamoto, Y. (2005). Muscle activity and heart rate response during backward walking in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, 94(1–2), 54–61. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1288-x>
- Mathworks. (2018). MATLAB and Simulink for Technical Computing. Retrieved from <https://www.mathworks.com/>
- Matsuuchi, K., Miwa, T., Nomura, T., Sakakibara, J., Shintani, H., & Ungerechts, B. E. (2009). Unsteady flow field around a human hand and propulsive force in swimming. *Journal of Biomechanics*, 42(1), 42–47. [https://doi.org/S0021-9290\(08\)00510-1](https://doi.org/S0021-9290(08)00510-1) [pii] 10.1016/j.jbiomech.2008.10.009
- McLean, S. P., & Hinrichs, R. N. (2000). Buoyancy, gender, and swimming performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(3), 248–263. <https://doi.org/10.1123/jab.16.3.248>
- McLeod, I. (2014). *Swimming anatomy*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- MEGA Electronics Ltd. (2010). *Quick Manual for ME6000*.
- Meggs, J., & Chen, M. A. (2018). Mental toughness and attributions of failure in high performing male and female swimmers. *Journal of Human Sport and Exercise*, 13(2), 276–284. <https://doi.org/10.14198/jhse.2018.132.03>

- Merletti, R., Botter, A., & Barone, U. (2016). Detection and Conditioning of Surface EMG Signals. In *Surface Electromyography : Physiology, Engineering, and Applications* (pp. 1–37). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Inc.  
<https://doi.org/10.1002/9781119082934.ch03>
- Merletti, R., & Parker, P. A. (2004). *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications (Vol. 11)*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Inc.
- Merletti, R., Sabbahi, M. A., & De Luca, C. J. (1984). Median frequency of the myoelectric signal. *Journal of Applied Physiology*, 52(3), 258–265.
- Micera, S., Vannozzi, G., Sabatini, a M., & Dario, P. (2001). Improving detection of muscle activation intervals. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 20(6), 38–46. <https://doi.org/10.1109/51.982274>
- Min-wu, J. X. B. W. (2002). The Tactical Comparison and Analysis on the First Eight Places in Individual Swimming Competition of the Ninth Sports Games. *Journal of Changsha Social Work*, 4(18).
- Mirka, G. A. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, 34(3), 343–352. <https://doi.org/10.1080/00140139108967318>
- Miyoshi, T., Nakazawa, K., Tanizaki, M., Sato, T., & Akai, M. (2006). Altered activation pattern in synergistic ankle plantarflexor muscles in a reduced-gravity environment. *Gait and Posture*, 24(1), 94–99.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.07.010>
- Moher, D., Liberati, A., Tetzlaff, J., & Altman, D. G. (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *PLoS Medicine*, 6(7), e1000097. <https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1000097>
- Mollendorf, J. C., Termin, A. C., Oppenheim, E., & Pendergast, D. R. (2004). Effect of swim suit design on passive drag. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(6), 1029–1035. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000128179.02306.57>
- Monteil, K. M., Rouard, A. H., Dufour, A. B., Cappaert, J. M., & Troup, J. P. (1996). Swimmers' shoulder: EMG of the rotators during a flume test. In A. P. Hollander, D. Strass, S. W. Trappe, J. M. Cappaert, & T. A. Trappe (Eds.), *Biomechanics and medicine in swimming VII* (pp. 83–90). Liverpool, UK: Taylor & Francis.
- Moreira, C., Cabral, B. G. A. T., & Garrido, N. D. (2016). Swimming Performance Evaluation in Athletes Submitted to Different Types of Strength Training. *Journal of Exercise Physiology*, 19(6), 1–9.

- Morouço, P. G., Keskinen, K. L., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2011a). Relationship between tethered forces and the four swimming techniques performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(2), 161–169. <https://doi.org/10.1123/jab.27.2.161>
- Morouço, P. G., Keskinen, K. L., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2011b). Relationship between tethered forces and the four swimming techniques performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(2), 161–169. <https://doi.org/10.1123/jab.27.2.161>
- Morouço, P. G., Marinho, D. A., Amaro, N. M., Pérez-Turpin, J. A., & Marques, M. C. (2012). Effects of dry-land strength training on swimming performance: a brief review. *Journal of Human Sport and Exercise*, 7(2), 553–559. <https://doi.org/10.4100/jhse.2012.72.18>
- Morouço, P. G., Marinho, D. A., Fernandes, R. J., & Marques, M. C. (2015). Quantification of upper limb kinetic asymmetries in front crawl swimming. *Human Movement Science*, 40, 185–192. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.12.012>
- Morouço, P. G., Marinho, D. A., Keskinen, K. L., Badillo, J. J., & Marques, M. C. (2014). Tethered Swimming Can Be Used to Evaluate Force Contribution for Short-Distance Swimming Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(11), 3093–3099. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000509>
- Motyčka, J. (2001). *Teorie plaveckých sportů. Plavání, synchronizované plavání, vodní pólo, skoky do vody, záchrana tonoucího*. Brno, Czechia: Masarykova univerzita.
- Neumann, G., Pfützner, A., & Hottenrott, K. (2005). *Trénink pod kontrolou: Metody, kontrola a vyhodnocení vytrvalostního tréninku*. Praha, Czechia: Grada Publishing.
- Newsome, P. S., & Young, A. (2012). *Swim smooth: the complete coaching programme for swimmers and triathletes*. Warwickshire, UK: Fernhurst Books.
- Newton, R. U., Jones, J., Kraemer, W. J., & Wardle, H. (2002). Strength and power training of Australian Olympic swimmers. *Strength and Conditioning Journal*, 24(3), 7–15. <https://doi.org/10.1519/00126548-200206000-00001>
- Nuber, G. W., Jobe, F. W., Perry, J., Moynes, D. R., & Antonelli, D. (1986). Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(1), 7–11. <https://doi.org/10.1177/036354658601400102>



- Okamoto, T., & Wolf, S. L. (1979). Underwater recording of electromyographic activity using fine-wire electrodes. In *Swimming III* (pp. 160–166). Baltimore, MD: University Park Press.
- Olbrecht, J. (2016). O-50 Use of a mathematical model to monitor metabolic training adaptations in swimming: preliminary results of a long term follow-up of more than 900 swimmers of different performance level. *British Journal of Sports Medicine*, 50(Suppl 1), A29.1-A29. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097120.50>
- Olbrecht, J., & Clarys, J. P. (1983). EMG of specific strength training exercises for the front crawl. *Biomechanics and Medicine in Swimming IV*, 136–141.
- Olstad, B. H., Zinner, C., Vaz, J. R., Cabri, J. M. H., & Kjendlie, P.-L. (2017). Muscle Activation in World-Champion, World-Class, and National Breaststroke Swimmers. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(4), 538–547. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0703>
- Pánek, D., Jurák, D., Pavlů, D., Krajča, V., & Čemusová, J. (2010). Metodika snímání povrchového EMG ve vodním prostředí. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 17(1).
- Pánek, D., Pavlů, D., & Čemusová, J. (2009). Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 16(4), 177–180.
- Pavelka, R. (2011). *Kineziologická analýza úderu horní končetinou ve sportovním karate (Disertační práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Paz Santos, I. N., Santos Mendes, I. Dos, Lima, M. O., De Paula Junior, A. R., Simioni, A. R., Garcia Lucareli, P. R., & Silva Lima, F. P. (2015). Muscle electrical activity during exercises with and without load executed on dry land and in an aquatic environment. *Revista Brasileira de Engenharia Biomedica*, 31(1), 19–25. <https://doi.org/10.1590/2446-4740.0380>
- Petrofsky, J. S., & Laymon, M. (2005). Muscle temperature and EMG amplitude and frequency during isometric exercise. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 76(11), 1024–1030.
- Petrofsky, J. S., & Lind, A. R. (1980). The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 44(2), 189–200. <https://doi.org/10.1007/BF00421098>

- Piette, G., & Clarys, J. P. (1979). Telemetric EMG of the front crawl movement. In J. Terauds & E. W. Bedingsfield (Eds.), *Swimming III* (pp. 153–159). Baltimore, MD: University Park Press.
- Pink, M., Perry, J., Browne, A., Scovazzo, M. L., & Kerrigan, J. (1991). The normal shoulder during freestyle swimming: An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *American Journal of Sports Medicine*, *19*(6), 569–576. <https://doi.org/10.1177/036354659101900603>
- Pinto, S. S., Liedtke, G. V., Alberton, C. L., Da Silva, E. M., Cadore, E. L., & Krueel, L. F. M. (2010). Electromyographic signal and force comparisons during maximal voluntary isometric contraction in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, *110*(5), 1075–1082. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1598-0>
- Pišvejc, I. (2006). *Princip kvadrupedální lokomoce při jízdě na kajaku (Diplomová práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Pokorná, J., & Čechovská, I. (2009). Struktura sportovních výkonů založených na plavecké lokomoci. In I. Čechovská & M. Tůmma (Eds.), *Pohybové aktivity v biosociálním kontextu* (pp. 201–210). Praha, Czechia: Karolinum.
- Pospíšek, T. (2016). *Porovnání míry zatížení při plavání s břemeny o různém vztlaku (Diplomová práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Pöyhönen, T., & Avela, J. (2002). Effect of head-out water immersion on neuromuscular function of the plantarflexor muscles. *Aviation Space and Environmental Medicine*, *73*(12), 1215–1218.
- Pöyhönen, T., Keskinen, K. L., Hautala, A., Savolainen, J., & Mälkiä, E. (1999). Human isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *80*(1), 52–56. <https://doi.org/10.1007/s004210050557>
- Raez, M. B., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, *8*(1), 11–35.
- Rainoldi, A., Cescon, C., Bottin, A., Casale, R., & Caruso, I. (2004). Surface EMG alterations induced by underwater recording. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *14*(3), 325–331. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.10.002>

- Ribeiro, J., Figueiredo, P., Sousa, A., Monteiro, J., Pelarigo, J., Vilas-Boas, J. P., ...  
Fernandes, R. F. (2015). VO<sub>2</sub> kinetics and metabolic contributions during full and  
upper body extreme swimming intensity. *European Journal of Applied Physiology*,  
115(5), 1117–1124. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-3093-5>
- Richards, R. (2009). Building Conceptual Models: Linking Scientific Principles to  
Coaching Practice. *Journal of the Australian Swimming Coaches and Teachers  
Association*, 15(2).
- Richardson, J., Beerman, K., Heiss, C., & Shultz, J. (2000). Comparison of body weight  
and body fat classifications of competitive school-age club swimmers. *Journal of  
the American Dietetic Association*, 100(2), 237–240.  
[https://doi.org/10.1016/S0002-8223\(00\)00072-9](https://doi.org/10.1016/S0002-8223(00)00072-9)
- Riewald, S., & Rodeo, S. (2015). *Science of Swimming Faster*. Champaign, IL: Human  
Kinetics.
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové  
elektromyografie. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 8(4), 173–177.
- Rodríguez, F., Lätt, E., Jürimäe, J., Maestu, J., Purge, P., Rämson, R., ... Jürimäe, T.  
(2016). VO<sub>2</sub> Kinetics in All-out Arm Stroke, Leg Kick and Whole Stroke Front  
Crawl 100-m Swimming. *International Journal of Sports Medicine*, 37(3), 191–  
196. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1554695>
- Rokyta, R. (2015). *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha,  
Czechia: Grada Publishing.
- Rouard, A. ., Billat, R. ., Deschodt, V., & Clarys, J. P. (1997). Muscular Activations  
During Repetitions of Sculling Movements up to Exhaustion in Swimming.  
*Archives of Physiology and Biochemistry*, 105(7), 655–662.  
<https://doi.org/10.1076/apab.105.7.655.11382>
- Rouard, A. H., & Clarys, J. P. (1995). Cocontraction in the elbow and shoulder muscles  
during rapid cyclic movements in an aquatic environment. *Journal of  
Electromyography and Kinesiology*, 5(3), 177–183. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(95\)00008-N](https://doi.org/10.1016/1050-6411(95)00008-N)
- Rouboa, A., Silva, A., Leal, L., Rocha, J., & Alves, F. (2006). The effect of swimmer's  
hand/forearm acceleration on propulsive forces generation using computational  
fluid dynamics. *Journal of Biomechanics*, 39(7), 1239–1248.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.03.012>

- Sánchez-Muñoz, C., Zabala, M., & Williams, K. (2012). Anthropometric variables and its usage to characterise elite youth athletes. In Springer (Ed.), *Handbook of Anthropometry: Physical Measures of Human Form in Health and Disease* (pp. 1865–1888). New York, NY. [https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1788-1\\_114](https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1788-1_114)
- Sanders, R., Thow, J., Alcock, A., Fairweather, M., Riach, I., & Mather, F. (2012). How Can Asymmetries in Swimming be Identified and Measured? *Journal of Swimming Research, 19*(1), 1–15.
- Sandhu, J. S., Kaur, S., & Shenoy, S. (2012). A correlative study between aerobic, anaerobic dry land performances and swimming performance in professional indian swimmers. *Brazilian Journal of Biomotricity, 6*(3), 185–192.
- Schleihauf, R. E. (1979). A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In J. Terauds & E. W. Bedingsfield (Eds.), *Swimming III* (pp. 70–109). Baltimore, MD: University Park Press.
- Scovazzo, M. L., Browne, A., Pink, M., Jobe, F. W., & Kerrigan, J. (1991). The painful shoulder during freestyle swimming. *The American Journal of Sports Medicine, 19*(6), 577–582. <https://doi.org/10.1177/036354659101900604>
- Seifert, L., Chollet, D., & Allard, P. (2005). Arm coordination symmetry and breathing effect in front crawl. *Human Movement Science, 24*(2), 234–256. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.05.003>
- Seifert, L., Toussaint, H. M., Alberty, M., Schnitzler, C., & Chollet, D. (2010). Arm coordination, power, and swim efficiency in national and regional front crawl swimmers. *Human Movement Science, 29*(3), 426–439. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.11.003>
- SENIAM. (1999). European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Retrieved from <http://www.seniam.org/>
- Sharp, R. L., Troup, J. P., & Costill, D. L. (1982). Relationship between power and sprint freestyle swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 14*(1), 53–56. <https://doi.org/10.1249/00005768-198201000-00010>
- Shea, B. J., Grimshaw, J. M., Wells, G. A., Boers, M., Andersson, N., Hamel, C., ... Bouter, L. M. (2007). Development of AMSTAR: a measurement tool to assess the methodological quality of systematic reviews. *BMC Medical Research Methodology, 7*(1), 10.

- Sheard, M., & Golby, J. (2006). Effect of a psychological skills training program on swimming performance and positive psychological development. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 4(2), 149–169.  
<https://doi.org/10.1080/1612197X.2006.9671790>
- Sigmundová, D., & Sigmund, E. (2012). Statistická a věcná významnost a použití koeficientů velikosti účinku při hodnocení dat o pohybové aktivitě. *Physical Culture*, 35(1).
- Silbenagl, S., & Despopoulos, A. (2004). *Atlas fyziologie*. Praha, Czechia: Grada Publishing.
- Silva, A., Costa, A., & Oliveira, P. (2007). The use of neural network technology to model swimming performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6(1), 117–125.
- Silvers, W. M., & Dolny, D. G. (2011). Comparison and reproducibility of sEMG during manual muscle testing on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1), 95–101. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.05.004>
- Simons, D. G., Travell, J. G., & Simons, L. S. (1999). *Travell & Simons myofascial pain and dysfunction: upper half of body (Vol. 1)*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins.
- Škopek, M. (2012). *Sledování změn zapojení svalů ve vybraných oblastech pohybové soustavy člověka při chůzi a nordic walking (Disertační práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Škopek, M. (2016). *Svalová koordinace při chůzi a nordic walking*. Ústí nad Labem, Czechia: Univerzita J. E. Purkyně.
- Sladká, H. (2011). *Porovnání timingu svalů při jízdě na kole ve vodě a na suchu (Disertační práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Smith, D. J., Norris, S. R., & Hogg, J. M. (2002). Performance Evaluation of Swimmers. *Sports Medicine*, 32(9), 539–554. <https://doi.org/10.2165/00007256-200232090-00001>
- Spigelman, T. H. (2009). *Coordination of swimbench freestyle in elite and non-elite swimmers: A dynamical system approach (Doctoral dissertation)*. University of Kentucky, Lexington, Kentucky.
- Špulák, D. (2015). *Zpracování povrchových elektromyografických signálů (Disertační práce)*. České vysoké učená technické v Praze, Praha, Czechia.

- Špulák, D., Čmejla, R., Bačáková, R., Kračmar, B., Satrapová, L., & Novotný, P. (2014). Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements. *Computers in Biology and Medicine*, *47*(1), 93–103. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2014.01.013>
- Stager, J. M., & Coyle, M. A. (2008). Energy Systems. In J. M. Stager & D. A. Tanner (Eds.), *Handbook of Sports Medicine and Science: Swimming* (2nd ed., pp. 1–19). Oxford, UK: Blackwell Science Ltd. <https://doi.org/10.1002/9780470698761.ch1>
- Stewart, A. M., & Kagaki, H. (1998). Making a Splash: The VIII International Symposium of Biomechanics and Medicine in Swimming, Jyvaskyla, Finland. Retrieved from <http://sportsci.org/jour/9804/ams.html>
- Strzała, M., & Tyka, A. (2009). Physical endurance, somatic indices and swimming technique parameters as determinants of front crawl swimming speed at short distances in young swimmers. *Medicina Sportiva*, *13*(2), 99–107. <https://doi.org/10.2478/v10036-009-0016-3>
- Subasi, A. (2013). Classification of EMG signals using PSO optimized SVM for diagnosis of neuromuscular disorders. *Computers in Biology and Medicine*, *43*(5), 576–586. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2013.01.020>
- Swaine, I., & Reilly, T. (1983). The freely-chosen swimming stroke rate in a maximal swim and on a biokinetic swim bench. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *15*(5), 370–375.
- Swettenham, W., & Atkinson, J. (2006). *Trénink plaveckých šampiónů*. Praha, Czechia: Olympia.
- Tanaka, H., Costill, D. L., Thomas, R., Fink, W. J., & Widrick, J. J. (1993). Dry-land resistance training for competitive swimming. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *25*(8), 952–959.
- Tanaka, H., & Swensen, T. (1998). Impact of resistance training on endurance performance. *Sports Medicine*, *25*(3), 191–200.
- Tichý, M., Macková, E., Jelínek, M., & Āupa, F. (2010). Svalový vzorec kloubu. *Kontakt*, *12*(2), 464–471.
- Toussaint, H. M., & Beek, P. J. (1992). Biomechanics of Competitive Front Crawl Swimming. *Sports Medicine: An International Journal of Applied Medicine and Science in Sport and Exercise*, *13*(1), 8–24. <https://doi.org/10.2165/00007256-199213010-00002>

- Toussaint, H. M., & Truijens, M. (2005). Biomechanical aspects of peak performance in human swimming. *Animal Biology*, *55*(1), 17–40.  
<https://doi.org/10.1163/1570756053276907>
- Toussaint, H. M., Truijens, M., Elzinga, M., de Ven, A. Van, de best, H., Snabel, B., & de Groot, G. (2002). Effect of a Fast-skin “body” suit on drag during front crawl swimming. *Sports Biomechanics*, *1*(1), 1–10.  
<https://doi.org/10.1080/14763140208522783>
- Toussaint, H. M., Van Den Berg, C., & Beek, W. J. (2002). “Pumped-up propulsion” during front crawl swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *34*(2), 314–319. <https://doi.org/10.1097/00005768-200202000-00020>
- Toussaint, H. M., & Vervoorn, K. (1990). Effects of specific high resistance training in the water on competitive swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, *11*(3), 228–233.
- Trappe, S. W., & Pearson, D. R. (1994). Effects of weight assisted dry-land strength training on swimming performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *8*(4), 209–213. <https://doi.org/10.1519/00124278-199411000-00001>
- Travell, J. G., Cummings, B. D., & Simons, D. G. (1999). *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Baltimore (Maryland): Williams & Wilkins.
- Trojan, S., Druha, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha, Czechia: Grada Publishing.
- Vannozzi, G., Conforto, S., & D’Alessio, T. (2010). Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(4), 767–772.
- Velé, F. (2006). *Kineziologie – přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha, Czechia: Triton.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha, Czechia: Grada Publishing.
- Veneziano, W. H., da Rocha, A. F., Gonçalves, C. A., Pena, A. G., Carmo, J. C., Nascimento, F. A. O., & Rainoldi, A. (2006). Confounding factors in water EMG recordings: An approach to a definitive standard. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *44*(4), 348–351. <https://doi.org/10.1007/s11517-006-0039-z>
- Vodička, R. (2011). *Komparativní analýza vybraných koordinačních ukazatelů plavecké techniky kraul a spontánního plazení (Diplomová práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.

- Vojta, V., & Peters, A. (1995). *Vojtův princip*. Praha, Czechia: Grada Publishing.
- Volckening, B. (2004). Revolution of windmills. *Swimming in Australia*, 11(12), 17–23.
- Vorontsov, A. R., & Romyantsev, V. A. (2000). Propulsive Forces in Swimming. In *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention* (pp. 205–231). Oxford, UK: Blackwell Science Ltd.  
<https://doi.org/10.1002/9780470693797.ch10>
- Voss, D. E., Ionta, M. K., & Myers, B. J. (1985). *Proprioceptive neuromuscular facilitation: patterns and techniques* (3rd ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins.
- Wilke, K., & Madsen, O. (1990). *Coaching the young swimmer*. Sports Support Syndicate.
- Williams, L. R., & Walmsley, A. (2000). Response timing and muscular coordination in fencing: a comparison of elite and novice fencers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 3(4), 460–475.
- Windhorst, U., & Johansson, H. (Eds.). (1999). *Modern techniques in neuroscience research*. New York, NY: Springer Science & Business Media.
- Winter, D. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Inc.
- Zamparo, P., Pendergast, D. R., Mollendorf, J., Termin, A., & Minetti, A. E. (2005). An energy balance of front crawl. *European Journal of Applied Physiology*, 94(1–2), 134–144. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1281-4>
- Zbořilová, M. (2017). *Komparativní kineziologická analýza záběru při veslování na skifu a při jízdě na trenažeru Concept2 D PM3 (Disertační práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Zedka, M. (2009). Laboratorní vyšetření pohybu. In Z. Kolář (Ed.), *Rehabilitace v klinické praxi* (pp. 197–209). Praha, Czechia: Galén.
- Zikmund, J. (2017). *Stanovení křivky kritického výkonu v plavání u triatlonistů (Diplomová práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.
- Zuniga, J., Housh, T. J., Michelle, M., Hendrix, C. R., Camic, C. L., Johnson, G. O., ... Schmidt, R. J. (2011). Gender comparisons of anthropometric characteristics of young sprint swimmers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 103–108. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b62bf7>



## 9 Přílohy

**Příloha A:** Souhlas Etické komise FTVS UK v Praze

**Příloha B:** Vzor informovaného souhlasu pro účastníky výzkumu

**Příloha C:** Charakteristika probandů

**Příloha D:** Grafy svalové aktivity u všech měřených situací u všech probandů

# Příloha A: Souhlas Etické komise FTVS UK v Praze



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín  
tel.: 220 171 111  
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

## Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu **doktorské práce**, zahrnující lidské účastníky

**Název:** Zapojení svalů při plaveckém pohybovém cyklu a při posilovacích cvičeních

**Forma projektu:** doktorská práce

**Autor** (hlavní řešitel): Mgr. Jitka Vaněčková

**Školitel** (v případě studentské práce): doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, Csc.

**Popis projektu:** V rámci projektu budou vrcholovým plavcům snímány elektrické potenciály z vybraných svalů, měřící metodou povrchové elektromyografie (dále jen EMG). Měření bude provedeno a) při imitačním pohybu na plaveckém trenažéru (Biokinetic), b) při cvičení s expandéry, c) při plaveckém způsobu kraul ve vodním prostředí. Nejprve se pomocí fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů stanoví nejvhodnější umístění povrchové elektrody. Následně bude povrch kůže očištěn lékařským lihem. Na místa styku elektrody s kůží bude aplikován gel speciálně vyvinutý pro snímání povrchového EMG. Elektrody budou zafixovány na pokožce náplastí.

**Zajištění bezpečnosti** pro posouzení odborníky: Kabely pro spojení elektrod s přístrojem pro spojení elektrod s přístrojem EMG ME6000 Biomonitor budou spojeny do jednoho sedmimetrového svazku, aby probanda neomezovaly v pohybu. EMG přístroj bude umístěn v dostatečné vzdálenosti od plaveckého flumu, aby se zamezilo jeho případnému poškození vlivem vodního prostředí.

**Etické aspekty výzkumu:** Výsledky budou zpracovány a vyhodnoceny anonymně. V prezentaci výsledků nebudou uveřejněny osobní informace. O tomto procesu měření a způsobu prezentace výsledků bude každý proband informován před započítím výzkumu.

**Informovaný souhlas** (přiložen)

V Praze dne 31.03.2014

Podpis autora/

## Vyjádření etické komise UK FTVS

**Složení komise:** Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.  
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.  
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.  
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: ..... 01171/2014 .....

dne: ..... 31.3.2014 .....

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

razítko školy  
UNIVERZITA KARLOVA v Praze  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

1

podpis předsedy EK

## **Příloha B: Vzor informovaného souhlasu pro účastníky výzkumu**

Etická komise  
INFORMOVANÝ SOUHLAS PROBANDA

Já, níže podepsaný (-ná):

.....

souhlasím, že jsem byl (-la) v rozhovoru s doktorandkou a terapeutkou dostatečně a srozumitelně seznámen (-na) s účelem a cílem výzkumu.

Výzkum bude prováděn za účelem výzkumné studie v rámci dizertační práce, studentkou doktorského studia- oboru kinantropologie FTVS, UK v Praze Mgr. Jitkou Vaněčkovou.

Byl (-la) jsem informován (-na) o tom, jakou formou bude výzkum probíhat. Byl (-la) jsem informován (-na) o způsobu dokumentace a prezentace výsledků této studie.

Byl (-la) jsem informován (-na) o tom, že veškeré mnou poskytnuté osobní údaje budou dokumentovány, bez uvedení mého jména a příjmení.

Bylo mi umožněno vše si rozvážit a zeptat se na vše, co považuji za podstatné. S postupem a výzkumnými metodami souhlasím.

V ..... dne .....

Terapeut: ..... Podpis: .....

Proband: ..... Podpis: .....

### **INFORMACE SDĚLENÉ PROBANDOVI:**

V rámci projektu budou snímány elektrické potenciály z vybraných svalů v oblasti pletence ramenního měřící metodou povrchové elektromyografie. Měření bude provedeno:

1. při imitačním pohybu na plaveckém trenažéru (Biokinetic),
2. při imitačním posilovacím cvičení s expandéry (Ippon 2,5 m),
3. při plaveckém způsobu kraul ve vodním prostředí (plavecký flum).

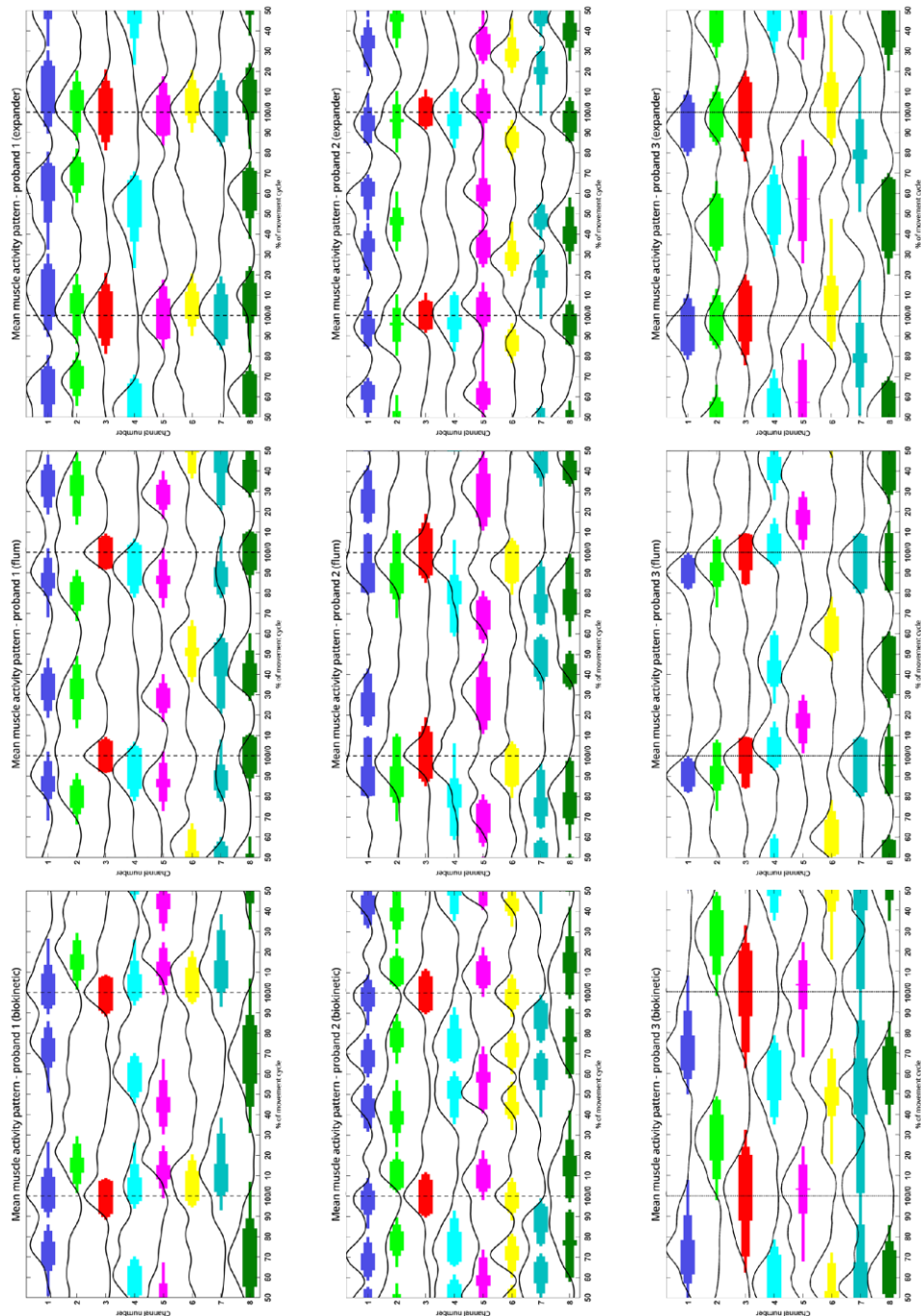
Měření bude probíhat tak, že se nejprve stanoví nejvhodnější umístění povrchové elektrody pomocí fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test dle Jandy, simulace požadovaného pohybu a současná palpáce svalů). Následně bude povrch kůže očištěn lékařským lihmem. Na místa styku elektrody s kůží bude aplikován gel speciálně vyvinutý pro snímání povrchového EMG. Elektrody budou zafixovány na pokožce lékařskou náplastí. Kabely pro spojení elektrod s přístrojem EMG ME6000 Biomonitor (Mega Electronics, Kuopio, Finland) budou spojeny do jednoho sedmimetrového svazku, aby probanda neomezovaly v pohybu. EMG přístroj bude umístěn v dostatečné vzdálenosti od plaveckého flumu, aby se zamezilo jeho případnému poškození vlivem vodního prostředí. Výsledky budou zpracovány a vyhodnoceny anonymně. V prezentaci výsledků a jejich dokumentaci nebudou uveřejněny osobní informace (jméno, pohlaví, rok narození). O tomto procesu měření a způsobu prezentace výsledků bude každý proband informován před započatím výzkumu.

## Příloha C: Charakteristika probandů

Tabulka C1 Charakteristika probandů

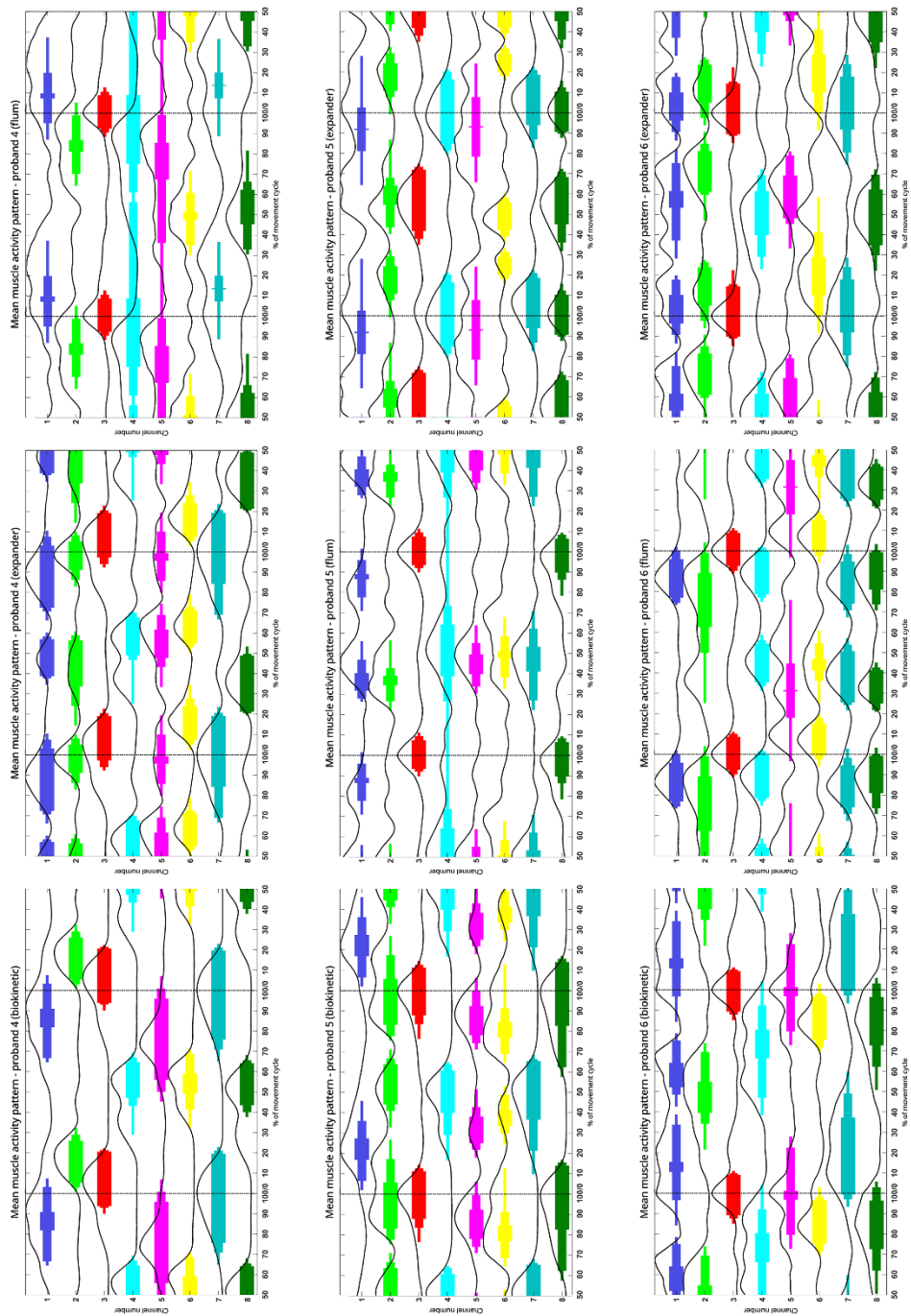
Proband	Věk	Výška (cm)	Váha (kg)	Délka praxe	Čas 100 kraul
1	21	190	87	11	49,1
2	23	185	85	13	52,9
3	25	184	83	15	53,8
4	24	180	83	14	53,2
5	24	180	73	14	52,8
6	26	192	86	16	52,2
7	20	193	80	10	51,3
8	25	188	82	14	52,8
9	23	182	72	10	53,7
10	26	196	91	16	50,7
11	21	187	76	11	52,6
12	27	188	78	17	51,2
13	27	185	82	17	52,1
14	17	197	90	8	52,6
15	22	183	80	12	53,5
16	20	180	76	10	53,7
<b>Průměr</b>	23,2	186,9	81,5	13,0	52,4
<b>Min</b>	17,0	180,0	72,0	8,0	49,1
<b>Max</b>	27,0	197,0	91,0	17,0	53,8
<b>Smodch</b>	2,8	5,4	5,4	2,7	1,2

## Příloha D: Grafy svalové aktivity u všech měřených situací u všech probandů



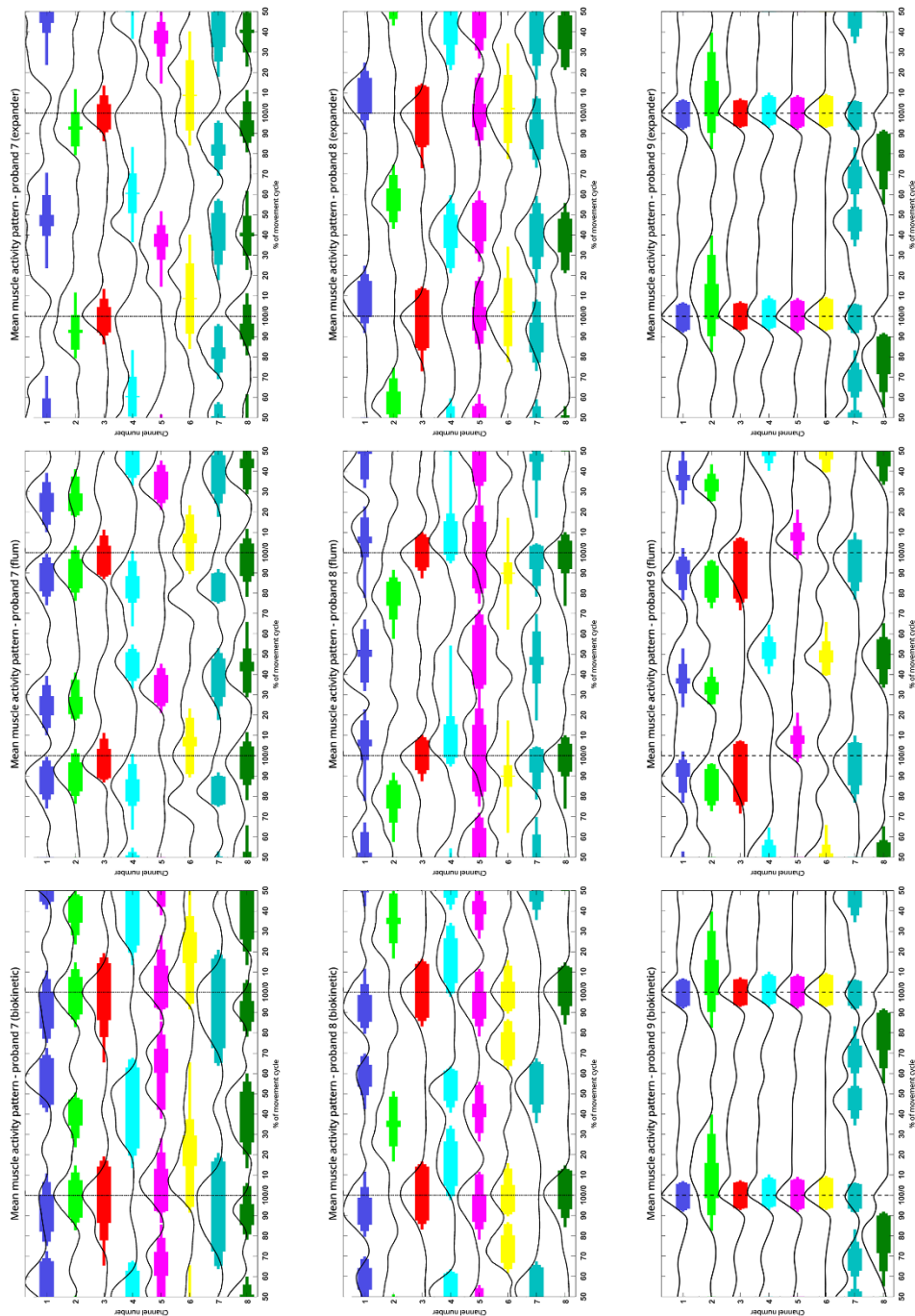
Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

**Obrázek D1** Grafy svalové aktivity u všech měřených situací u probandů 1-3



Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

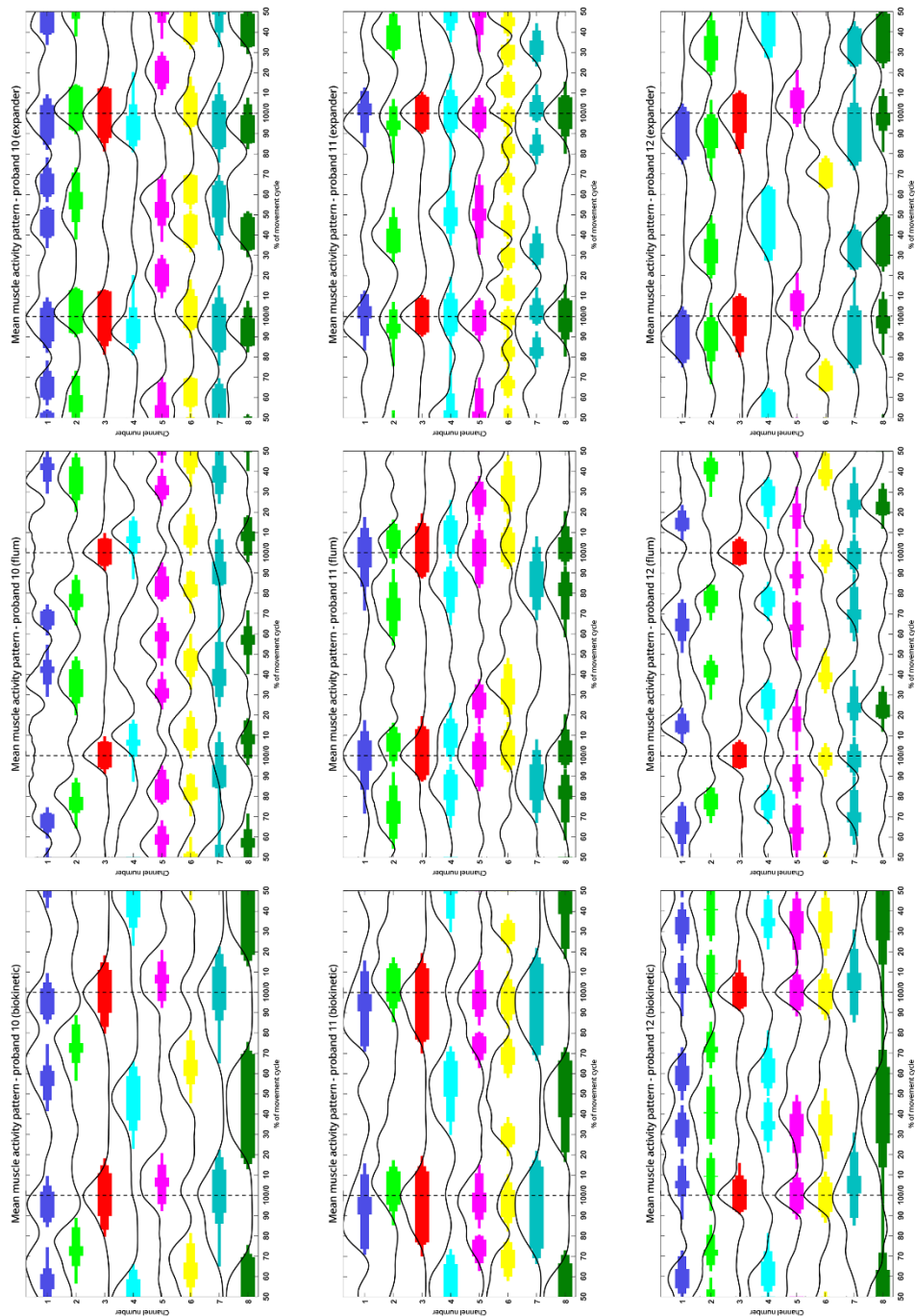
**Obrázek D2** Grafy svalové aktivity u všech měřených situací u probandů 4-6



Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

**Obrázek D3** Grafy svalové aktivity u všech měřených situací u probandů 7-9

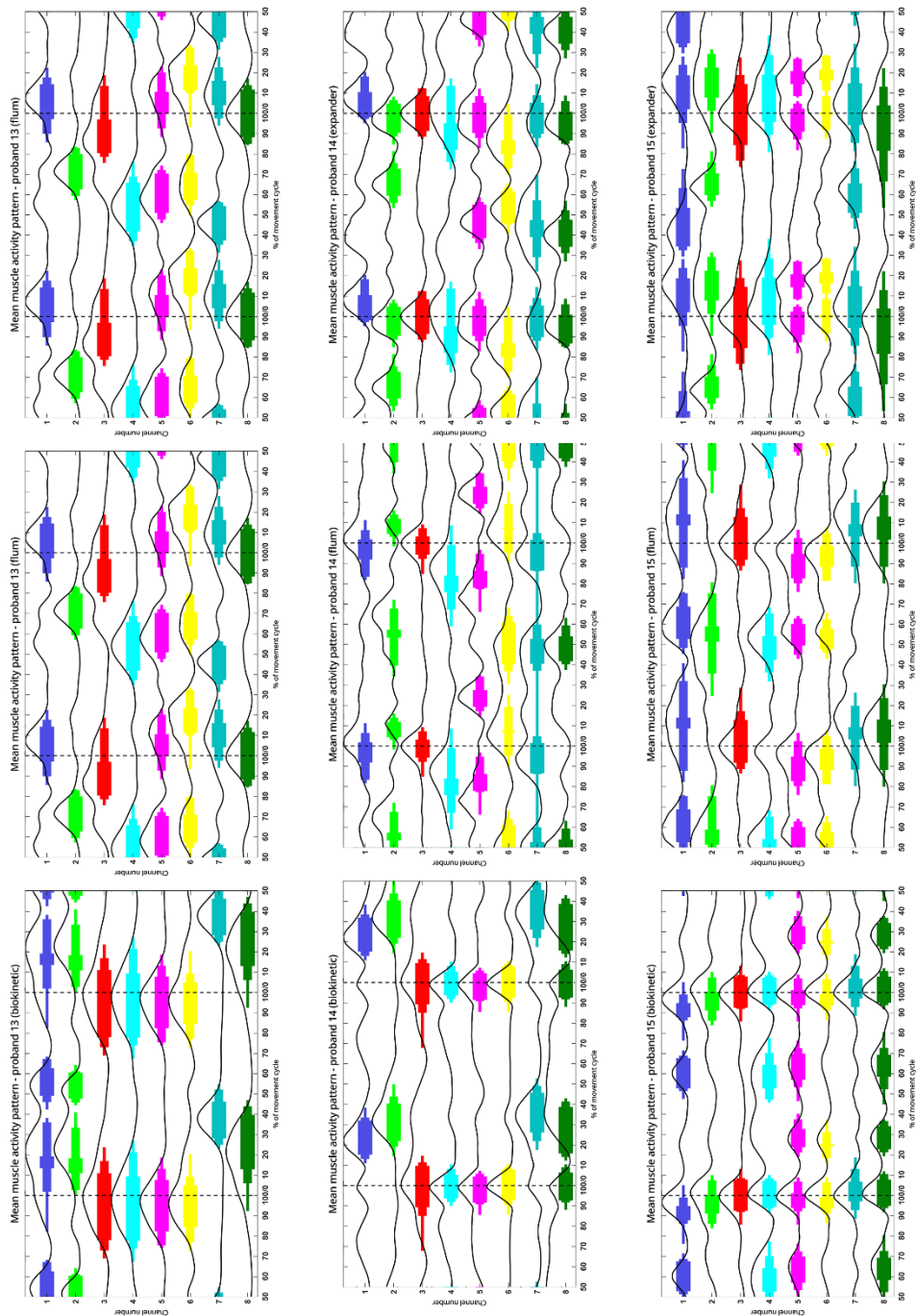




Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

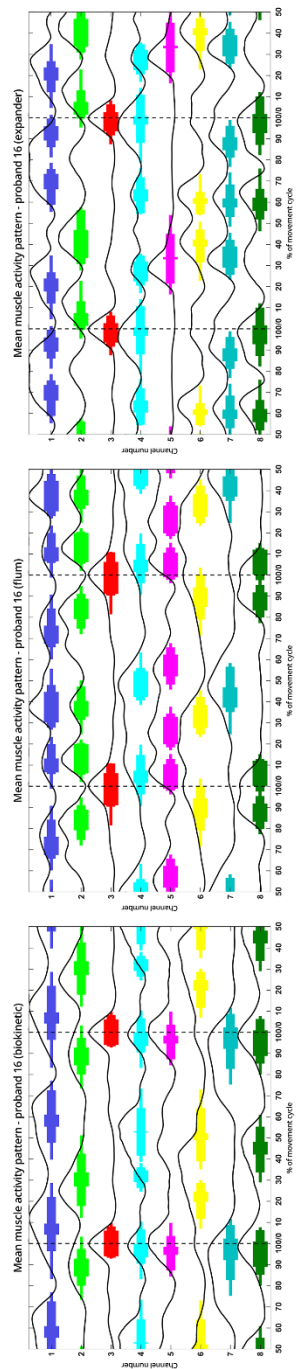
**Obrázek D4** Grafy svalové aktivity u všech měřených situací u probandů 10-12





Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

**Obrázek D5** Grafy svalové aktivity u všech měřených situací u probandů 13-15



Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

**Obrázek D6** Grafy svalové aktivity u všech měřených situací u probanda 16