

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Autoreferát disertační práce v oboru Kinantropologie
**Komparativní analýza pohybového vzoru plaveckého způsobu
kraul a specifických posilovacích cvičení**

Vedoucí disertační práce:

doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracovala:

Mgr. Jitka Vaněčková

Disertační práce představuje původní rukopis. S jejím plným textem je možné se seznámit v Ústřední tělovýchovné knihovně FTVS UK.

Oponenti:

Datum konání obhajoby:

Předseda komise pro obhajobu:

Praha, říjen 2018

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

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 Bompa, 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 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 nespecifickou 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 expandéry. 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 a posouzení míry koordinační podobnosti kraulového plaveckého cyklu jako cílového pohybu s napodobivým

a posilovacím cvičením mimo vodní prostředí (na plaveckém trenažeru Biokinetic a při posilovacím cvičení s expandéry), 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 navrhuji 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 Cíl, úkoly práce, vědecké otázky a hypotézy

2.1 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.

2.2 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.

2.3 Vědecká otázka

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

2.4 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.

3 Metodika

3.1 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. 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 C dizertační 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. Zpracování výsledků i jejich prezentace proběhla anonymně, ale byla potvrzena informovaným souhlasem probandů.

3.2 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.

3.3 Sběr dat

3.3.1 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, Jurák, Pavlů, Krajča, & Čemusová, 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 dvě sekvence 20 vteřin plaveckých záběrů kraulovou technikou v plaveckém flumu, dvě sekvence 20 vteřin záběrů při použití expandérů a dvě 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, Costa, & Silva, 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 šestimetřového 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 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 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 – lež na břiše 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.

3.3.2 Specifikace technického vybavení využitého ve výzkumu

Bazén s protiproudem – flum

Veškeré testování v plaveckém trenažeru bylo prováděno v zařízení, které je ve správě Pedagogicko-výzkumné laboratoře katedry plavání a plaveckých sportů FTVS UK v Praze. 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 m · s⁻¹. Technická specifikata dále uvádí, že motory jsou schopny přečerpávat 98 000 l · min⁻¹ (LDPOOL, 2011). Proud v nádrži je regulovatelný pomocí ovládacího panelu, který rozděluje výkon motorů do šestnácti stupňů, přičemž zvýšení rychlosti o jeden stupeň představuje zrychlení proudu o 0,04 až 0,22 m · s⁻¹.

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 brzdné 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, difference 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 (Výrobce: MEGA Electronics, Ltd., Finsko) následné technické specifikace: typ signálu EMG – hrubý/průměrný/RMS/sjednocený s měřícím rozpětím $\pm 8192 \mu\text{V}$, 16 měřících kanálů, 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 $181 \times 85 \times 35 \text{ mm}$, váha: 344 g, software MegaWin.

Ke snímání byly použity diskové bipolární elektrody Ag/AgCl o průměru 5 mm (měřící gelová oblast 154 mm^2 a impedance 400Ω) připojené pomocí kabelu s předzesilovačem signálu (MEGA Electronics Ltd., 2010). K synchronizaci videokamery s EMG záznamem byly použity bezdrátové trigger. 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.

3.4 Sledované svaly

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 svaletm *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, Chrástková, & Bačáková, 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, Figueiredo, Vilas-Boas, Fernandes, & Rouard, 2013; Olstad, Zinner, Vaz, Cabri, & Kjendlie, 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*.

3.5 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. 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).

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.

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

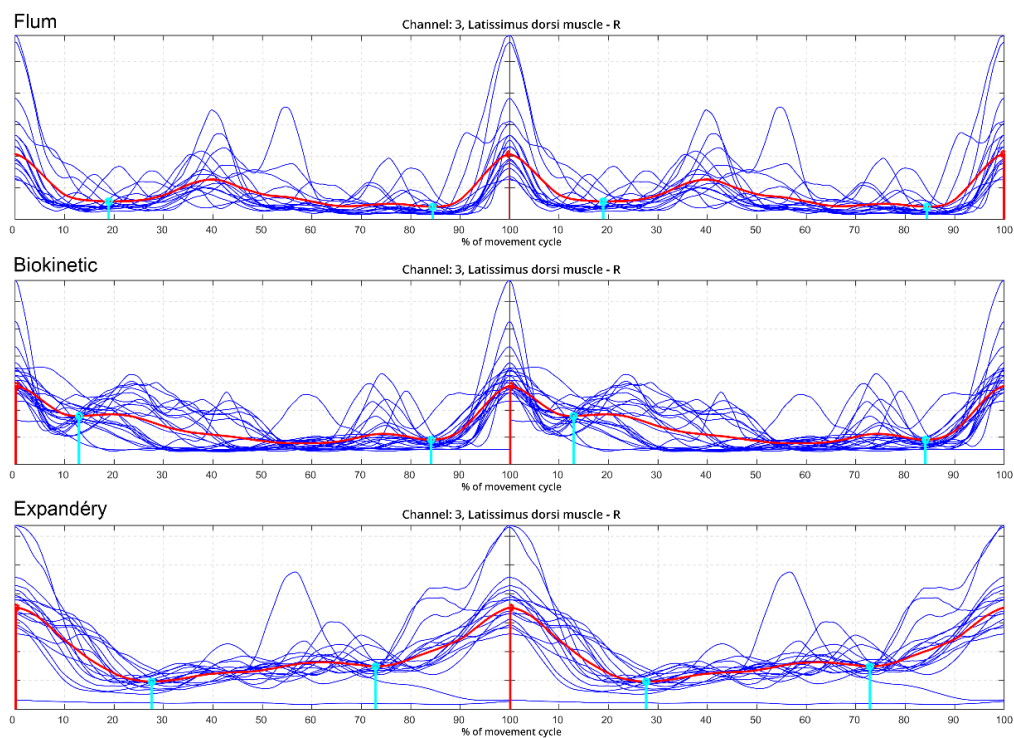
doporučuje Hojka, Vystrčilová a Kračmar (2010) a byla použita pro vyhodnocení podobnosti aktivace dvojic svalů na základě Spearmanova korelačního koeficientu. V dalším hodnocení byl sledován především rozdíl zapojení jednotlivých svalů vyjádřený v procentech, následně vztažený k referenční hodnotě a pomocí Wilcoxonova testu 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 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 ukázka zpracování výsledků výzkumu u všech probandů. Ostatní výsledná data jsou umístěna v příloze dizertační práce. Celkem bylo vyhodnoceno 715 pohybových cyklů.

Na následujícím obrázku 1 je ukázka záznamu detekce svalové aktivity rozhodujícího lokomočního svalu pletence ramenního (Kračmar et al., 2016; Vojta & Peters, 1995) *m. latissimus dorsi dx* u probanda č. 1 u všech tří měřených situací. 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. 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. Jak již bylo výše zmíněno, byl *m. latissimus dorsi dx* 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 1 Detekce svalové aktivity *m. latissimus dorsi dx* u probanda č. 1.

V následujících tabulkách (1–4) jsou uvedeny hodnoty poloh svalové aktivity všech sledovaných svalů u probanda č. 1 ve třech měřených situacích.

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

Aktivita	Svaly	Start 1		End 1	
		Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]
Flum	LD dx	91,82	0,90	8,30	1,12
	LD sin	79,72	4,27	4,90	2,38
Biokinetic	LD dx	89,69	1,97	8,15	1,44
	LD sin	95,97	3,70	15,77	11,67
Expandéry	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*

Tabulka 2 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 [%]
Flum	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
Biokinetic	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
Expandéry	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*

Tabulka 3 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 [%]
Flum	OBL dx	21,02	7,27	35,84	7,43	77,54	7,75	96,57	10,12
	OBL sin	38,78	9,02	63,82	7,48	0	0	0	0
Biokinetic	OBL dx	3,63	8,74	22,02	5,87	34,10	10,02	57,06	15,57
	OBL sin	95,47	3,79	17,54	6,31	0	0	0	0
Expandéry	OBL dx	88,17	5,35	14,31	5,85	0	0	0	0
	OBL sin	94,76	5,01	15,84	5,71	0	0	0	0

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

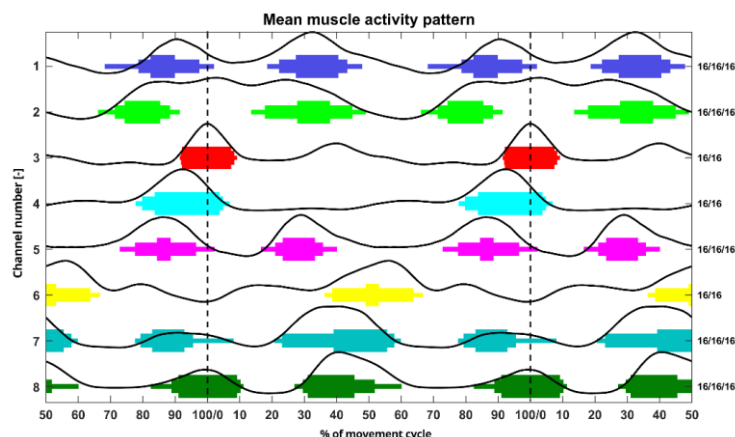
Tabulka 4 Hodnoty poloh svalové aktivity *m. triceps brachii dx, sin* u probanda č. 1

Aktivita	Svaly	Start 1		End 1		Start 2		End 2	
		Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]	Mdn [%]	SD [%]
Flum	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
Biokinetic	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
Expandéry	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*

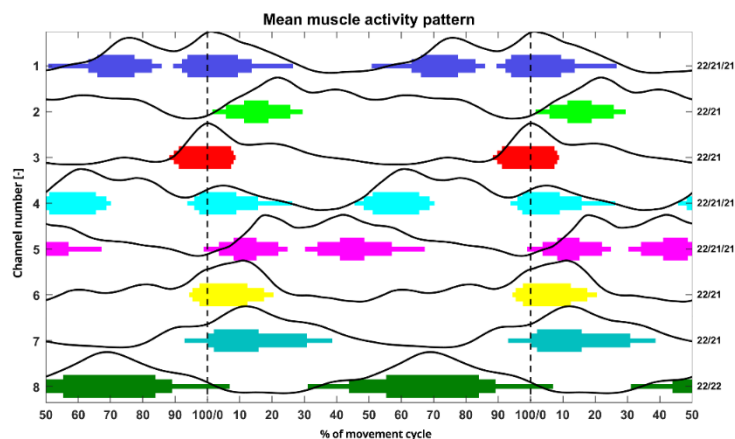
Průměrné polohy pohybového cyklu a směrodatné odchylky počátků a konců svalové aktivity u probanda č. 1 u všech tří měřených situací graficky znázorňují obrázky „lodí“ (obrázek 2–4). Interval od průměrné polohy počátku, do průměrné polohy konce svalové

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.



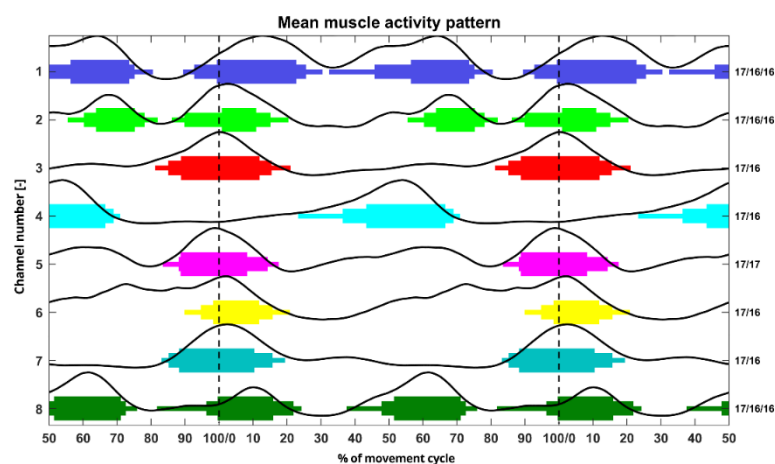
Channel number: 1 – Pectoralis major muscle, dx; 2 – Pectoralis major muscle, sin; 3 – Latissimus dorsi muscle, dx; 4 – Latissimus dorsi muscle, sin; 5 – External abdom. ob. muscle, dx; 6 – External abdom. ob. muscle, sin; 7 – Triceps brachii muscle, dx; 8 – Triceps brachii muscle, sin.

Obrázek 2 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 3 Průměrné intervaly svalové aktivity a průměrné obálky EMG signálu na plaveckém trenažéru 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 4 Průměrné intervaly svalové aktivity a průměrné obálky EMG signálu při posilování s expandery u probanda č. 1

Tabulka 5 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	0,761
Triceps brachii muscle sin – TRI sin								1

Tabulka 6 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	0,769	0,218	0,077
Pectoralis major muscle sin – PM sin		1	-0,222	-0,222	0,804	-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 7 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	0,737
Pectoralis major muscle sin – PM sin		1	0,741	-0,297	0,759	0,733	0,641	0,503
Latissimus dorsi muscle dx – LD dx			1	-0,479	0,829	0,809	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 tabulky (8–9) prezentují demonstraci interindividuálního hodnocení výsledků. Vybrán byl rozhodující lokomoční sval pletence ramenního (Kračmar et al., 2016; Vojta & Peters, 1995) – *m. latissimus dorsi*. V tabulce 8 jsou uvedeny základní popisné charakteristiky svalu u všech probandů a hodnoty aktivací u jednotlivých měřených situací.

Tabulka 8 Základní popisné charakteristiky u *m. latissimus dorsi dx* u všech probandů

PM dx		M	Mdn	Min	Max	Q1	Q3	SD
Biokinetic	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
Flum	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
Expander	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

Výsledky Wilcoxonova testu u *m. latissimus dorsi dx* jsou uvedeny v tabulce 9. Porovnávány jsou získané hodnoty tří měřených situací u všech probandů ($n = 16$). Nulová hypotéza byla zamítána 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 jsou tak pro přehlednost vyznačeny statisticky a věcně významné rozdíly.

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 o středním efektu.

Tabulka 9 Wilcoxon test u *m. latissimus dorsi dx* u všech probandů

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

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)

5 Diskuse

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.

Limity této práce byly především podmínky dané specifikou vodního prostředí (umělá situace ve FLUMu) a samotné omezení plynoucí z použití metody povrchové elektromyografie. 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).

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, Pavlů, & Čemusová, 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 rezultáty jsou v souladu se studií Lomaxe et al. (2015) i dalších autorů (Nuber, Jobe, Perry, Moynes, & Antonelli, 1986; Pink, Perry, Browne, Scovazzo, & Kerrigan, 1991; Scovazzo, Browne, Pink, Jobe, & Kerrigan, 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 abdominis* a *m. gluteus maximus* je *m. latissimus dorsi* jedním z neaktivnějších 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.

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 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 nalézáme 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, nalézáme 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.

Musculus obliquus externus abdominis

Analýzou výsledných grafů jsme zjistili, že *m. obliquus externus abdominis* ve vodním prostředí má spíše charakter stabilizační. Na výsledných EMG křivkách je patrná 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.

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 (Caty 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 expandéry 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 výsledků 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.

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. 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. Závěry dalších studií prokazují, že většina plavců při kraulu vykazuje asymetrickou koordinaci ramen s propulzní diskontinuitou na jedné straně a propulzní 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.

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.

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.

6 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 lze na základě zvolené metodiky výzkumu 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 specifíčností 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 také 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.

7 Použitá literatura a prameny

- 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.
- 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>
- Bompa, T., & Haff, G. G. (2009). *Periodization: Theory and methodology of training* (5th ed.). 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>
- 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>
- 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., & Rouard, A. H. (1996). The frontcrawl downstroke: Shoulder protection and/or performance inhibition. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 36(2), 121–126.
- Colwin, C. (2014). *Breakthrough swimming*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- 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.
- 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>

- 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>
- 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.
- Havel, Z., & Cihlár, D. (2011). *Vybrané neparametrické statistické postupy v antropomotorice*. Ústí nad Labem, Czechia: Univerzita J. E. Purkyně, Pedagogická fakulta, Katedra tělesné výchovy a sportu.
- Hendl, J. (2012). *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat* (4th ed.). Praha, Czechia: Portál.
- 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 swimm 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.
- 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>
- Jurák, D., Pánek, D., & Požgayová, Š. (2011). Analýza chybného provedení přenosu horní končetiny u plaveckého způsobu kraul. *Studia Kinanthropologica*, 12(2), 90–95.
- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG - a practical introduction to kinesiological electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, (3), 1–12.
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha, Czechia: Triton.
- Kračmar, B., Chrástková, M., & Bačáková, R. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha, Czechia: Karolinum.
- Křištofič, J. (2007). *Kondiční trénink 207 cvičení s medicinibaly, expandéry a aerobary*. Praha (Czechia): Grada Publishing.

- 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>
- 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>
- Maglischo, E. W. (2003). *Swimming fastest*. Champaign (Illinois): Human Kinetics.
- Maglischo, E. W. (2012). Training Zones Revisited. *Journal of Swimming Research*, 19(2), 1–18.
- 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>
- McLeod, I. (2014). *Swimming anatomy*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- MEGA Electronics Ltd. (2010). *Quick Manual for ME6000*.
- 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>
- 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>
- 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.
- 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>
- Riewald, S., & Rodeo, S. (2015). *Science of Swimming Faster*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- 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>
- 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>
- SENIAM. (1999). European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Retrieved from <http://www.seniam.org/>
- 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.
- Špulák, D. (2015). *Zpracování povrchových elektromyografických signálů (Disertační práce)*. České vysoké učená technické v Praze, Praha, Czechia.
- Velé, F. (2006). *Kineziologie – přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha, Czechia: Triton.
- 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.
- Zikmund, J. (2017). *Stanovení křivky kritického výkonu v plavání u triatlonistů (Diplomová práce)*. Univerzita Karlova, Praha, Czechia.