

MÍRA KOORDINAČNÍ PODOBNOSTI DŘEPU A VESLAŘSKÉHO KROKU

KNEE BEND AND LEG DRIVE DURING ROWING STROKE COMPARISON

M. Zbořilová,¹ J. Sedlák, ² B. Kračmar¹ & F. Věle²

¹Univerzita Karlova Praha, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Katedra sportů v přírodě,

²ČVUT Praha, Fakulta elektrotechniky, Katedra teorie obvodů

ABSTRACT

The purpose of the present study was to determine a specific structure in timing of six selected muscles during rowing on a single scull and during knee bend, to learn about postural-locomotive movement patterns in muscular coordination. We focused on changes in onsets and cessations on each muscle activity. Our early work has suggested that rowing technique of legs work may correspond to the technique of knee bend. This study sought to test this hypothesis. By surface electromyography we recorded muscular activity and involvement throughout mean cycle of the knee bend and of the rowing stroke. Participants of this study were seven highly trained athletes, members of Dukla Praha rowing club. They performed three two minute trials of each activity. Results showed that mutual correlation of mean EMG curves have not found any differences in intra-locomotive and inter-locomotive synchronization of measured muscles. Established values of Pearson's correlation showed high level of dynamic balance between both activities. Determination of the intramuscular timing was in the percentual results different. These findings suggest that muscular coordination was same in the both activities, but muscular activity loading was different.

Keywords: rowing; knee bend; poly sEMG; muscle activation; Lombard's paradox

SOUHRN

Cílem studie je objektivizace míry koordinační podobnosti svalové práce při dřepu a při záběru na skifu. Formou objektivizace byla komparativní analýza svalové práce prostřednictvím povrchové polyelektromyografie dvou hlavních stehenních antagonistů a jednoho svalu referenčního, to celé bilaterálně. Prostředkem k poznání koordinačních ukazatelů zkoumaného pohybu bylo sledování délky a timingu aktivace sledovaných svalů v průběhu časově normalizovaného průměrného pracovního cyklu. Během naší předchozí práce jsme zaznamenali náznak toho, že se technika práce dolních končetin při veslování koordinačně shoduje s technikou provedení dřepu. Předkládaná studie testovala tuto hypotézu. Výsledky ukázaly, že vzájemné srovnání korelací průměrných EMG křivek neukázalo rozdíly v intra-lokomoční a inter-lokomoční synchronizaci měřených svalů. Byla prokázána vysoká míra shody v proporcionalitě svalové aktivity u obou sledovaných aktivit. Tendence intramuskulárního timingu však byly procentuálně rozdílné. Příspěvek se věnuje testování pohybu, ve kterém se vyskytuje fenomén nazvaný jako Lombardův paradox. Výsledky ukazují, že svalová koordinace je u obou aktivit stejná, ale liší se ve svém načítání.

Klíčová slova: veslování; dřep; povrchová polyelektromyografie (sEMG); aktivace svalů; Lombardův paradox

Úvod

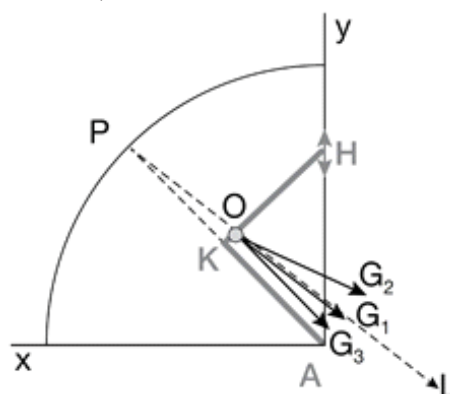
Veslařský pohybový krok, neboli tempo, je založené na pohybu pohyblivého sedátka umístěného v lodi, díky němuž se pohonná část tempa, tj. záběr, provádí sekvenčně opakovanou extenzí dolních končetin a extenzí trupu se současnou flexí horních končetin. Odborná literatura, která charakteri-

zuje optimální techniku veslování, se shoduje na jasných klíčových bodech a sekvencích pohybu pro maximální využití vynaložené síly. Elitní veslaři produkují během průměrného tempa přibližně polovinu z celkového množství vynaložené síly, tj. 46,4 % dolními končetinami. Přibližně 30,9 % trupem a 22,7 % rameny a končetinami horními (Kleshnev, 2016). Práce vykonaná dolními končetinami je tak pro veslaře klíčová a kokontrakce dvoukloubových stehenních svalů dolních končetin představuje hlavní zdroj vygenerované síly (Guével et al., 2011). Tato síla je následně transferovaná na lopatky vesel, které zajišťují pohyb lodi na hladině.

Dřep je vzpřímená nebo částečně vzpřímená snížená poloha těla, které dosáhneme flexí dolních končetin. Při dřepu, kdy jsou stehna paralelně se zemí nebo ještě níže se zapojí svaly m. quadriceps femoris, m. gluteus maximus a hamstringy. Pracují však při něm i další svaly dolních končetin a trupu. Dynamický dřep je jedním z hybných stereotypů lidské lokomoce, protože obsahuje fenomény trojflexe a trojextenze (Kračmar, Chrástkova, & Bačáková, et al., 2016). Má akcelerační funkci, protože snížením polohy těla je dosaženo delší dráhy silového působení. Klinické hledisko pohlíží na svaly jako na základní funkční jednotky, které vytváří tzv. funkční svalové skupiny, v nichž svalstvo pracuje na principu reciproční inervace. Facilitovaný sval inhibuje nebo inhibovaný sval facilituje odpovídajícího antagonistu a ten ovlivňuje zpětně svého agonistu. Při určitých pohybech, především během vysoce zautomatizované aktivity lokomočního charakteru, se svaly označované jako antagonistické zapojují v časoprostorové charakteristice synergicky (Véle, 2015). Popsané svalové souhry funkčních antagonistů dolních končetin se označují jako kokontrakce funkčních antagonistů a jedná o fenomén lokomoce (dřep je přirozená lokomoce) pojmenované Lombardův paradox viz, Graf č. 1 (Zbořilová in Kračmar, Chrástkova, & Bačáková, et al., 2016).

Graf 1./ Graph 1.

Grafický záznam Lombardova, resp. Molbechova modelu paradoxní role dvoukloubových svalů./ The graphic record of Lombard's (Molbech's) model of paradoxical role of two-joint muscles.



Pozn./ Note. $AP = AK + KH$

- bod O je počátek svalu/ O is a muscle origin
- přímky AK a KH jsou ramena/ extended line AK to P on arc of length AK+KH (limb length)
- polopřímka L vede z bodu P přes bod O/ draw ray L from P through O
- jestliže prochází polopřímka OG podél polopřímky L, svaly vykonávají izometrickou funkci/ if ray OG is along L muscles acts isometrically
- jestliže prochází polopřímka OG nad polopřímkou L, svaly vykonávají extenzi/ if ray OG is below L muscle causes flexion
- jestliže prochází polopřímka OG pod polopřímkou L, svaly vykonávají flexi/ if ray OG is above L, muscle causes extension (Zbořilová, 2014 podle Robertson et al., 2001)

Vzhledem k začlenění dřepu, jako jednoho ze základních pilířů silového veslařského tréninku a na základě předchozích studií jsme tento výzkum zaměřili na posouzení rozdílů mezi aktivitou svalů m. rectus femoris a m. biceps femoris během veslování na skifu a při dřepu. Pro identifikaci timingu jsme použili neinvazivní metodu povrchové polyelektromyografie (sEMG).

Metodika

Výzkum byl proveden na homogenní skupině sedmi probandů, členech veslařského klubu Dukla Praha a reprezentačního družstva ČR 2015, kteří měli dokonale zvládnutý a ustálený pohybový stereotyp. Probandi byli s výzkumem předem seznámeni a podepsali informovaný souhlas Etické komise Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Výzkum byl proveden dle doporučení Deklarace Helsinky 2006 a proběhl v listopadu 2015 v areálu VK Dukla Praha. Tato případová studie byla omezena především malým počtem sledovaných svalů a také zúčastněných probandů, proto její výsledky nemohou být zobecněny.

Tabulka 1./ Table 1.

Délka současné aktivace svalů m. rectus femoris a m. biceps femoris při dřepu./ Mean duration of activity interval of m. rectus femoris and m. biceps femoris during knee bend.

Dataset	L %	R %
1a	45,9	80,2
2a	52,2	-
3a	21,7	1,2
4a	-	26,8
5a	28,2	19,2
6a	18,5	-
7a	38,7	27
8a	14,1	28,3

Pozn./ Note. L = levá strana těla, R = pravá strana těla./ L = left side of the body, R = right side of the body.

Po individuálním rozcvičení jsme u výzkumného souboru provedli snímání svalové aktivity, které proběhlo celkem třikrát. Měření byly vždy dvě souvislé minuty dřepů, po kterých následovala pěti-minutová pauza. Stejně množství i délku intervalů a pauz jsme následně dodrželi i při veslování na skifu. Probandi byli instruováni, aby dosáhli 75 – 80 % maxima tepové frekvence.

Tabulka 2./ Table 2.

Délka současné aktivace svalů m. rectus femoris a m. biceps femoris při veslování na skifu./ Mean duration of activity interval of m. rectus femoris and m. biceps femoris during rowing on a single scull.

Dataset	L %	R %
1d	-	36,6
2d	21,5	19,8
3d	26,1	19,7
4d	26,5	17,5
5d	5,8	17,4
6d	5,4	-
7d	13,7	3,4
8d	19,8	-

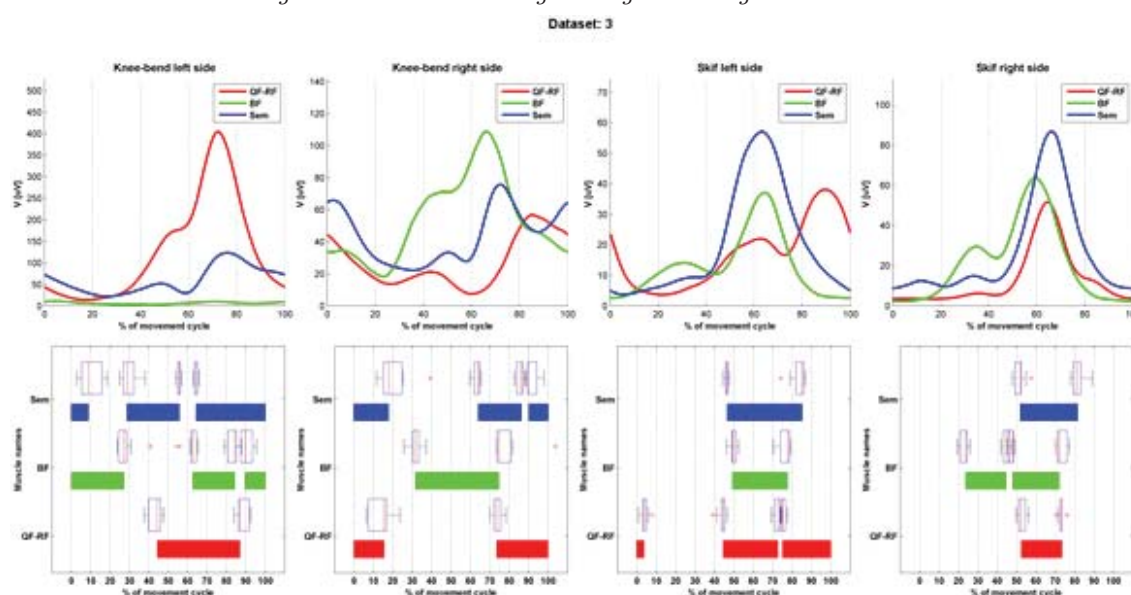
Pozn./ Note. L = levá strana těla, R = pravá strana těla./ L = left side of the body, R = right side of the body.

Byly bilaterálně měřeny tři svaly, m. rectus femoris (QF-RF), m. biceps femoris (BF) a m. semitendinosus (Sem), přičemž sval m. semitendinosus jsme měřili jako doplňující referenční sval. K měření elektrické aktivity svalů metodou neinvazivní povrchové elektromyografie byl použit přenosný elektromyograf Biomonitor ME6000, standardní přírady k elektrodám a akcelerometr (vše Mega Electronics

Ltd., Kuopio, Finland) za použití hydrogelových Ag/AgCl elektrod. Elektromyograf byl upevněn na opasku probandů, aby nepřekážel v pohybu. Veškeré použité zařízení splňovalo předepsaná kritéria a standardy doporučené výrobcem elektromyografu (Mega Electronics Ltd.). Během realizace výzkumu byly dodrženy zásady determinované SENIAM (2015) a ISEK (2015) a v souladu s jejich doporučeními byla zvolena frekvence vzorkování 1 000 Hz/kanál. K videozáznamu byla použita digitální videokamera Sony HDR-SR12 (Sony Co., Tokio, Japan), která byla bezdrátovými triggerly synchronizována s EMG záznamem. Synchronní videozáznam byl využit jako podpora při vizuálním hodnocení EMG signálů. Naměřená data byla transferována do PC a zpracována v softwaru MegaWin (Mega Electronics, Ltd., Kuopio, Finland). Následně byla data algoritmicky analyzována, zpracována a vyhodnocena v softwaru Matlab 2013a (MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

Graf 2./ Graph 2.

Grafický záznam průměrné EMG křivky během dřepu a při veslování na skifu./ The graphic record of mean EMG curves during knee bend and during rowing on a single scull.



V prvním kroku algoritmické analýzy byl vybrán relevantní úsek multi-kanálového signálu. Následně byly separovány kanály EMG signálu a synchronního záznamu akcelerometru využitého pro identifikaci pohybových cyklů. Na základě záznamu zrychlení ve 3D byla vypočtena suma absolutních hodnot jednotlivých složek zrychlení. Na signál reprezentující celkové absolutní zrychlení byl k vyhlazení průběhu aplikován klouzavý průměr s délkou okna 30 ms. Dále byly identifikovány lokální maxima celkového zrychlení v časových rozestupech větších než 70 % odhadu průměrné periody pohybu pomocí standardní funkce „findpeaks” s parametrem „minpeakdistance”. Po vizuální revizi, případně po korekci, jsou časové pozice lokálních maxim stanoveny jako hranice pohybových cyklů a dále využity při průměrování signálové obálky a časování svalové aktivity. Odhad průměrné periody byl stanoven pomocí autokorelační funkce jako první výrazné maximum odpovídající základní periodě pohybu. Vybraný úsek multi-kanálového EMG signálu je rozdělen na signálové kanály odpovídající jednotlivým měřeným svalům. Každý kanál je nejprve předzpracován pomocí frekvenčního filtru typu horní propusti s mezní frekvencí 20 Hz z důvodu omezení artefaktů způsobených pohybem přívodních vodičů či elektrod a dle souladu s doporučením SENIAM (2015). Při návrhu horní propusti byla využita aproximace Butterworth 6. řádu. Pro výpočet signálové obálky užívané při analýze byl využit postup výpočtu lineární signálové obálky založený na rektifikaci signálu a filtraci dolní propustí. Mezní kmitočet dolní propusti byl zvolen 20 Hz s aproximací Butterworth 6. řádu. Hodnota zvoleného mezního kmitočtu zajistí přítomnost detailů v obálce. Nižší hodnota mezního kmitočtu by způsobila snížení časové přesnosti detekce počátků a konců svalové aktivity, která je založena na vyhodnocení signálové obálky. Při výpočtu průměrných signálových obálek EMG byla nejprve v každém kanálu provedena

segmentace signálové obálky dle zjištěných hranic pohybových cyklů. Segmenty signálu byly následně lineárně interpolovány na jednotnou délku 1 000 bodů, což při použité vzorkovací frekvenci 1 000 Hz odpovídá 1s. V uvedených grafech průměrných obálek je použita reprezentace 0 – 100 % pohybového cyklu. Interpolované signálové obálky byly reprezentovány maticí M, kde počet řádků odpovídá počtu pohybových cyklů a počet sloupců jednotné délce průměrné obálky. Průměrná signálová obálka byla definována jako aritmetický průměr aplikovaný na matici M v dimenzi reprezentující počet pohybových cyklů. Průměrný signál byl dále vyhlazen klouzavým průměrem s délkou okna 100 vzorků. Délka 1 000 vzorků poskytuje optimální rozlišení pro parametrizaci relevantní informace v průměrné signálové obálce. Detekce počátků a konců svalové aktivity byla provedena s využitím adaptivního prahování signálové obálky EMG signálu. Prvním krokem detekce svalové aktivity v každém EMG kanále je odhad rozmístění signifikantních lokálních extrémů v průměrné signálové obálce, které je následně rozmístění signifikantních extrémů přepočte do jednotlivých pohybových cyklů v neprůměrované signálové obálce. Každá potenciální aktivace je tedy reprezentována párem časových pozic minimálních hodnot amplitud signálové obálky před a po svalové aktivaci. Odhad pozice minimální hodnoty amplitudy určen na základě průměrné signálové obálky je zpřesněn hledáním minima v neprůměrované signálové obálce v rozsahu 5 % délky pohybového cyklu. Adaptivní prahování spočívá v detekci maximální hodnoty signálové obálky v rozsahu daném rozmístěním minimálních hodnot amplitud obálky. Hodnota prahu je následně stanovena jako 20 % rozdílu mezi maximální minimální amplitudou signálové obálky. Úsek signálu kde hodnota signálové obálky překročí prahovou hodnotu je považován za svalovou aktivaci. Tento postup je popsán též v Špulák et al. (2014). Automaticky detekované výsledky časování svalové aktivace byly validovány, příp. korigovány, vizuálním hodnocením EMG signálů spolu se synchronním videozáznamem k vyloučení případných chyb detekce. Výsledkem detekce svalové aktivity provedené ve více pohybových cyklech a převedení do normalizovaného časového měřítka je distribuce rozložení počátků a také konců svalové aktivity v procentech. Rozložení časování jednotlivých aktivací přepočtené na relativní měřítko 0 – 100 % pohybového cyklu je graficky znázorněno pomocí krabicového diagramu separátně pro každý EMG kanál (Graf č. 1). Za účelem sumarizace výsledků (Graf č. 2) byl aplikován aritmetický průměr na průměrné signálové obálky, které byly stanoveny na základě všech datasetů ve skupině dynamického dřepu nebo veslování na skifu. Výpočet aritmetického průměru byl realizován analogicky, viz výše postup s maticí M, ale v řádcích jsou uspořádány průměrné signálové obálky a počet řádků tedy odpovídá počtu datasetů ve skupině. Ačkoli jsou signály z datasetů převedeny na normalizované časové měřítka je nutná vzájemná časová synchronizace, která je zajištěna shodným postupem při identifikaci pohybových cyklů u všech datasetů. Ojedinelé potíže nastaly v případě dat pořízených akcelerometricky při dynamickém dřepu a byly odstraněny manuální korekcí.

Výsledky

Výsledky ukázaly vysokou míru shody v proporcionalitě svalové aktivity u obou sledovaných aktivit, což potvrzují hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu (Tabulka č. 3 a Tabulka č. 4). Srovnáním korelací průměrných EMG křivek jsme nezaznamenali rozdíly v intra a inter-lokomoční synchronizaci všech změřených svalů. Individuální tendence timingu vnitrosvalové aktivity byly u sledovaných pohybových aktivit procentuálně rozdílné (Tabulka č. 1 a Tabulka č. 2). Nicméně při veslování na skifu nám v několika případech odpadly elektrody, záznam tedy nebylo možné použít, a proto máme méně datasetů.

Tyto výsledky naznačují, že svalová koordinace je u obou aktivit stejná, ale liší se v jejím načítání.

Grafy (Graf č. 2 a Graf č. 3) ilustrují zapojení svalové aktivity pro expertní vizuální hodnocení změřených svalů. Osa x ilustruje časový průběh svalové aktivity normalizovaný na procenta. Osa y znázorňuje elektrickou aktivitu měřených svalů. Grafické vyhodnocení znázorňuje vysokou míru korelace mezi změřenými svaly, avšak rozdíly ve výše zmíněném timingu. Vizuálním expertním hodnocením byl také zaznamenán Lombardův paradox u obou zkoumaných aktivit.

Za účelem vyjádření míry koaktivity svalů QF-RF a BF byl použit Pearsonův korelační koeficient uvedený v Tabulce č. 2 a v Tabulce č. 3. Korelační koeficient byl stanoven pro dvojice průměrných obálek v rámci levé a pravé strany u každého datasetu. Výpočet korelačních koeficientů je doplněn statistickým testem nezávislosti dvojice signálových obálek. Korelační koeficient s pravděpodobností testu menší než 0,05 lze považovat za statisticky signifikantní. Pokud hodnota korelace dosahuje hodnot

blízkých 1, předpokládáme vyšší synergii mezi svaly. Současně byla koaktivace svalů QF-RF a BF hodnocena na základě výsledků detekce svalové aktivity. Jako hodnotící kritérium byla zvolena délka současné aktivace svalů vyjádřena v procentech. Pro tento účel byl počátek aktivace svalu definován jako medián distribuce rozložení časování počátků detekované ve více pohybových cyklech. Konec aktivace byl definován analogicky na základě distribuce rozložení časování konců aktivací. Vysoká hodnota současné aktivace svalů v procentech ukazuje výskyt Lombardova paradoxu.

Tabulka 3./ Table 3.

Pearsonův korelační koeficient mezi průměrnými obálkami svalů m. rectus femoris a m. biceps femoris při dřepu. Stat. test alfa = 0,05./ Pearson's correlation coefficient between mean envelopes of m. rectus femoris and m. biceps femoris muscles during knee bend. Stat. test alfa = 0.05.

Dataset	L %	P val	R %	P val
1a	-0,28	2,0E-19	0,82	8,9E-246
2a	0,24	7,5E-15	-	-
3a	0,30	8,5E-23	-0,35	7,3E-31
4a	-0,37	3,0E-34	0,59	2,6E-93
5a	0,85	9,5E-274	0,88	0,0E+00
6a	0,38	3,0E-35	-	-
7a	0,59	2,8E-96	0,38	2,1E-35
8a	0,16	3,9E-07	-	-
9a	0,72	2,3E-162	0,96	0,0E-00
10a	0,68	1,3E-134	0,23	5,2E-14
11a	0,92	0,0E+00	0,95	0,0E+00
12a	-0,21	2,4E-11	-	-
13a	0,19	1,7E-09	0,04	1,7E-01
14a	0,03	3,3E-01	0,69	4,0E-142

Pozn./ Note. L = levá strana těla, R = pravá strana těla./ L = left side of the body, R = right side of the body.

Tabulka 4./ Table 4.

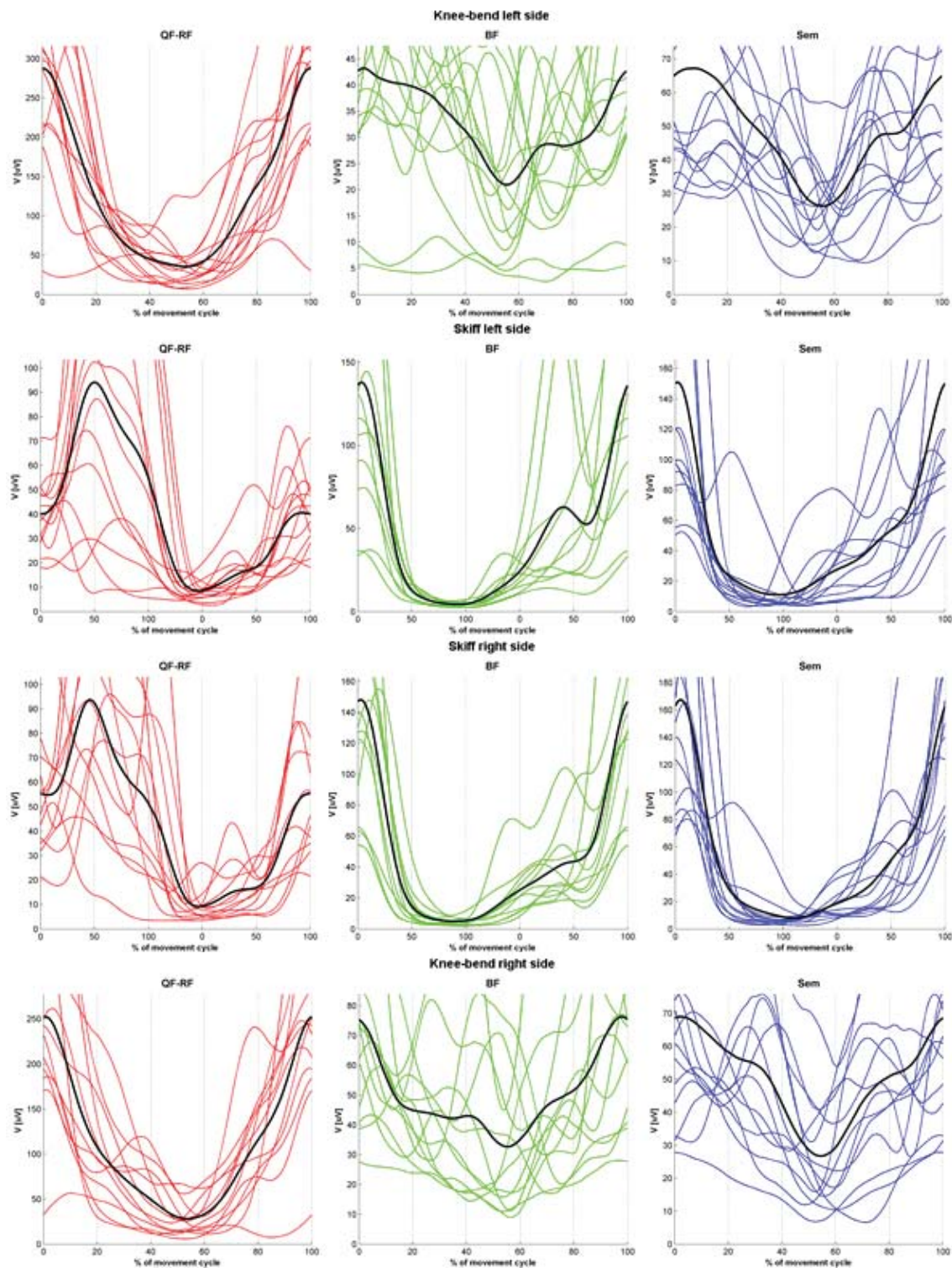
Pearsonův korelační koeficient mezi průměrnými obálkami m. rectus femoris a m. biceps femoris při veslování na skifu. Stat. test alfa = 0,05./ Pearson's correlation coefficient between mean envelopes of m. rectus femoris and m. biceps femoris during rowing on a single scull. Stat. test alfa = 0.05.

Dataset	L %	P val	R %	P val
1d	-	-	0,72	6,1E-159
2d	-0,36	4,6E-32	0,13	3,9E-05
3d	-0,09	6,9E-03	0,75	2,7E-182
4d	-0,06	5,4E-02	-0,23	6,7E-14
5d	-0,14	1,7E-05	0,31	7,5E+24
6d	-0,65	8,9E-122	-	-
7d	0,73	2,9E-170	-0,89	0,0E-00
9d	0,19	1,3E-09	-	-
10d	-0,07	2,4E-02	-0,18	1,1E-08
11d	-0,17	2,9E-08	-0,18	4,0E-09
14d	-0,05	1,3E-01	-0,13	4,4E-05

Pozn./ Note. L = levá strana těla, R = pravá strana těla./ L = left side of the body, R = right side of the body.

Graf 3./ Graph 3.

Grafický záznam průměrné signálové obálky všech datasetů během dřepu a při veslování na skifu./
Graphic record of mean envelope received from datasets during knee bend and during rowing on a single scull.



Diskuze

Veslař zahájí krokový cyklus zanořením lopatek vesel do vody a zaujme výchozí polohu. Během ní dochází k flexi v kolenním a kyčelním kloubu a k dorsální flexi v kotníku, protože se kolena předsouvají nad špičky chodidel. Bezprostředně po atitudě následuje záběr, tedy hnací fáze tempa. Předklonem, tj. flexí trupu se vyrovnává těžiště těla a dochází ke kontrakci svalů pro následnou trojextenzi v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu a pro napřímování trupu. Trojextenze je spolu s troflexí fenoménem přirozené lokomoce suchozemských obratlovců (Kračmar, Chrástkova, & Bačáková, et al., 2016). Kolena a pletenec pánevní se během záběru pohybují současně a jejich rychlost je podobná, i když rychlost pohybu boků je o něco menší, než je rychlost pohybu kolen. Z toho vyplývá, že špatná funkční spolupráce mezi koleny a boky snižuje výslednou sílu transferovanou na vesla (Martin & St. Andrews, 2012). V počáteční fázi záběru se kontrahuje sval m. rectus femoris, aby způsobil extenzi v kolenním kloubu a hamstringy se kontrahují, aby způsobil extenzi v kyčelním kloubu. Svalová aktivita extenzorů převažuje během počáteční fáze záběru a aktivita flexorů začíná směrem ke konci záběru, kdy se zpomaluje extenze trupu a trup se překlápá do nepohonné fáze veslařského kroku. Po dotažení pačin vesel k tělu a vytažení lopatek vesel z vody stabilizuje sval m. rectus femoris odhoz a návrat těla do výchozí pozice. Během vytažení lopatek vesel z vody, tedy momentu přechodu z pohonné do nepohonné fáze tempa, je excentrická kontrakce okamžitě následována koncentrickou kontrakcí, která byla charakterizována zvyšující se neuromuskulární aktivitou svalu m. biceps femoris. Během nepohonné části tempa aktivita svalu m. rectus femoris postupně klesá až do relaxace. Tyto závěry jsou ve shodě s Rodriguezem (1990). Symetrické zapojení zúčastněných svalů a jejich efektivní koordinace je potřebná pro dosažení maximálního výkonu, protože neoptimální strategie může limitovat silový výkon a pohyby tělesných segmentů. Jak uvádí Kornecki a Jaszczak (2010), porovnání absolutních hodnot úhlové rychlosti během veslování potvrdilo, že několika kloubové svaly mohou pracovat excentricky, takže jejich stupeň potencionální silové využitelnosti může dosahovat stoprocentních hodnot. Během analýzy změřených svalů jsme identifikovali, že v průběhu pohybového stereotypu jednotlivých probandů docházelo k modifikacím v zatížení svalů během tempa. Protože však nedocházelo k odlišným strukturám ve svalové synergii, výsledky indikovaly, že se motorické programy rozvíjejí během lokomoce u každého jedince specificky, což bylo ve shodě se studiemi zabývajícími se svalovou synergií ve veslování (Marcolin et al., 2015; Shaharudin, Zanutto, & Agrawal, 2014; Turpin, Guével, Durand, & Hug, 2011). Při sestupné fázi dřepu se zvyšuje aktivace svalů izokinetickou prací při excentrickém pohybu. Během dřepu dochází ke snižování těžiště zejména flexí kolenního kloubu a kyčelního kloubu. Dochází k dorsální flexi v kotníku, protože se kolena předsouvají nad špičky chodidel. Předklonem, tedy flexí trupu, se těžiště těla dle potřeby vyrovnává a svaly pohybů brzdí. S rostoucí hloubkou dřepu se zvyšuje aktivita svalů m. biceps femoris a m. semitendinosus a vzrůstá zatížení kolenních kloubů a bederní páteře. Při dolní poloze (nebo také paralelní poloze) dřepu se excentrický pohyb směrem dolů zastavuje a přechází do koncentrického pohybu vzestupné fáze. V tomto momentu nastává nejvyšší aktivace u všech sledovaných svalů. Dochází ke zvedání těžiště těla kontrakcí hlavních svalů, dochází k extenzi v kolenním a v kyčelním kloubu a napřímování extenzí trupu. Sval m. rectus femoris se aktivuje při extenzi bérce a jeho případné dislokační síly jsou oponovány hamstringy. Sval m. biceps femoris pomáhá při extenzi kyčle. Současná aktivace svalů m. rectus femoris současně s m. biceps femoris souvisí také s extenzí páteře. Ve střední poloze vzestupné fáze dřepu sval m. rectus femoris svou aktivaci snižuje a postupně klesá aktivita všech měřených svalů. Břišní svalstvo a posturální svalstvo udržuje trup ve fixované a stabilizované poloze. Sval m. rectus femoris má tedy při dřepu hlavní roli při změně pohybu z excentrického na koncentrický (Zbořilová in Kračmar, Chrástkova, & Bačáková, et al., 2016).

Při dřepu i při veslování sledujeme paradox při aktivaci svalů m. rectus femoris a m. biceps femoris. Svaly se koaktivují, aby zvýšily mechanickou účinnost během zátěže (Pollock et al., 2009). Tato kontradikce se nazývá Lombardův paradox a znamená, že při extenzi v kyčelním kloubu je rameno páky hamstringů větší než rameno páky svalu m. quadriceps femoris ve flexi kyčelního kloubu (Guével et al., 2010; Gordon E. Robertson, Fortin, Wilson, & Curry, 2001). Tato situace je při koordinovaném fázickém pohybu poměrně neobvyklá (Graf č. 1). Za předpokladu, že síla generovaná mezi těmito dvěma svalovými skupinami je stejná, síla hamstringů v extenzi kyčelního kloubu je větší než síla svalu m. quadriceps femoris ve flexi kyčelního kloubu. Stejně tak je rameno páky svalu m. quadriceps femoris v extenzi kolenního kloubu větší, než je rameno páky hamstringů při flexi v kolenním kloubu.

Takže síla produkovaná svaem m. quadriceps femoris při extenzi v kolenním kloubu potlačuje sílu produkovanou hamstringy při flexi v kolenním kloubu. Rozdíly v ramenu páky v kyčelním a kolenním kloubu umožňují svalům vykonat pohyb v celém rozsahu jejich pohybu, tj. kompletní exkursi. Jinými slovy, antagonistické dvoukloubové svaly mohou být navzájem hyperaktivní, zkracuje se a oslabuje inhibiční fáze, svaly pracují více kontinuálně a posilují vzájemnou funkci tak, že se sval může podílet na extenzi kloubu, který jinak flektuje. Aby došlo k takovéto kokontrakci antagonistů musí být úroveň páky extenzoru větší a dvoukloubový sval musí disponovat opoziční funkcí. Stává se pak flektorem kloubu, který extenduje a u druhého kloubu opačně – extenduje flektovaný kloub. Pokud jsou všechny dvoukloubové svaly kontrahovány v jeden okamžik, je energie přenášena svaem jako nekonečným řetězcem. Tím se každý sval zapojuje na principu trojextenze do extendování kyčle, kolene a kotníku a vytváří větší propulsní sílu.

Závěr

Cílem této studie bylo posoudit kineziologický pohybový obsah a zjistit možnost použití povrchové elektromyografie ke sledování vnitrosvalové aktivity během dřepu a během veslování na skifu, v průběhu tří dvouminutových testů u každé měřené situace. Výzkumná studie byla zaměřena na individuální pohybové vzory a ukázala, že svalová aktivita jednotlivých svalů se u probandů liší různě, a to i v průběhu jejich aktivace na pravé a levé straně těla.

Vysoká míra shody v proporcionalitě svalové aktivity u obou sledovaných aktivit dovoluje charakterizovat dřep i práci dolních končetin při veslařském záběru jako koordinačně příbuzné pohybové vzorce, s omezením na sledované rozhodující generátory síly, tedy svaly m. biceps femoris, caput longum a m. quadriceps femoris, rectus femoris. A to i přesto, že se oba pohyby liší svojí trajektorií vůči gravitaci a to přibližně o 90°. Gravitační síla při dřepu a hydrodynamický odpor při jízdě na veslici však sjednocují směřování vektorů síly do velmi podobných trajektorií blížících se 0°. Aktuálně dosažitelná míra objektivizace koordinačních charakteristik obou svalů potvrzuje zařazení dřepu jako optimálního posilovacího cviku v silovém tréninku veslařů.

Tyto závěry potvrzují aktuální znalosti týkající se strategie CNS, tzn. udržet požadovaný výkon za pomoci specifické individuální svalové synergie a pohybových vzorů.

Výsledky této studie mohou ukázat rozdíly v mechanice jednotlivých probandů a budou využity jako podklady pro další výzkum.

Literatura

- Gordon E. Robertson, D., Fortin, Y. D., Wilson, J.-M. J., & Curry, D. T. (2001). *Paradoxical role of muscle during controlled movements*. Retrieved from <http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CCwQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.health.uottawa.ca%2Fbiomech%2Fcourses%2Fapa4311%2Fparadox.ppt&ei=XU1OU9qhNq7H7AaavoBg&usg=AFQjCNGjRHOFMifpEdj0g49d1ZRU8KKBwA&bvm=bv.64764171,d.ZGU>.
- Guével, A., Boyas, V., Guihard, V., Cornu, C., Hug, F., & Nordez, A. (2011). Thigh muscle activities in elite rowers during on-water rowing. *International Journal of Sports Medicine*, 32(2), 109-116. <http://media.crossfit.com/cf-video/CFJ-RowingBiomechanicalModel.mov>.
- ISEK (2016). *EMG standards*. Retrieved from <http://www.isek.org/publications/emg-standards/>.
- Kleshnev, V. (2016). *The Biomechanics of Rowing*. Ramsbury, UK: The Crowood Press Ltd.
- Kornecki, S., & Jaszczak, M. (2010). Dynamic analysis of rowing on Concept II type C ergometer. *Biology of Sport*, 27(3), 187-194.
- Kračmar, B., Chrástková, M., & Bačáková, R., et al. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Karolinum.
- Marcolin, G., Lentola, A., Paoli, A., & Petrone, N. (2015). Rowing on a boat versus rowing on an ergo-meter: a biomechanical and electromyographical preliminary study. *Procedia Engineering*, 112, 461-466.
- Martin, J., & St. Andrews, B. (2012). A biomechanical analysis of rowing. *The CrossFit Journal*. Retrieved from <http://journal.crossfit.com/2012/12/a-biomechanical-analysis-of-rowing.tpl>.
- Pollock, C. L., Jenkyn, T. R., Jones, I. C., Ivanova, T. D., & Garland, S. J. (2009). Electromyography and kinematics of the trunk during rowing in elite female rowers. *Medicine and Sciences in Sports and Exercise*, 41(3), 628-636.

- Rodriguez, R. J. (1990). Electromyographic analysis of rowing stroke biomechanics. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 30, 103-108.
- SENIAM. (2016). *Recommendations*. Retrieved from <http://www.seniam.org>.
- Shaharudin, S., Zanotto, D., & Agrawal, S. (2014). Muscle synergies of untrained subjects during 6 min maximal rowing on slides and fixed ergometer. *Journal of Sport Science and Medicine*, 13, 793-800.
- Spulak, D., Cmejla, R., Bacakova, R., Kracmar, B., Satrapova, L., & Novotny, P. (2014). Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements. *Comp. in Biol and Med*, 47, 93-103.
- Turpin, N. A., Guével, A., Durand, S., & Hug, F. (2011). No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 1030-1040.
- Véle, F. (2015). *Kineziologie-přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.

Mgr. Bc. Martina Zbořilová
Fakulta tělesné výchovy a sportu
José Martího 269/31
162 52 Praha 6
zborilova.ma@gmail.com