

## KINEZIOLOGICKÉ ASPEKTY SOUPAŽNÉHO BĚHU PROSTÉHO A OBOUSTRANNÉHO BRUSLENÍ JEDNODOBÉHO

### KINESIOLOGY ASPECTS OF DOUBLE POLING AND V2 SKATING TECHNIQUE

R. Horyna<sup>1</sup>, R. Bačáková<sup>1</sup>, D. Špulák<sup>2</sup>, B. Kračmar<sup>1</sup>, R. Čmejla<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Katedra sportů v přírodě

<sup>2</sup>České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

#### ABSTRACT

The aim of this study is comparison of involvement upper body muscles during double pole by V2 skating technique and double poling of elite cross-country skier (member of the Czech U-23 team). We used the surface electromyographic method (sEMG) to observe critical points of activation and subsequent deactivation selected upper body muscles during one average cycle. For monitoring of the electrical activity of muscles we used ME6000 equipment. For the analysis we used the program Mega Win, computing system MATLAB version R2012b and our own skripts with algorithms. Although from kinematical point of view it can seem to be both locomotion similar, from kinesiological point of view not. In this study we found significant differences in timing *m. obliquus externus abdominis* and *m. erector spinae* caused obviously by different character of locomotion. The differences in timing of activation and deactivation main involved muscles (*m. latissimus dorsi dx.*, *m. triceps brachii dx.*, *m. rectus abdominis*) were not significant.

**Keywords:** cross-country skiing; EMG; muscle activation; V2 skating technique; double poling

#### SOUHRN

Cílem studie je porovnání zapojení svalů horní části těla při soupažném odpichu při oboustranném bruslení jednodobém a soupažném běhu prostém u elitního běžce na lyžích (člena reprezentačního družstva ČR U-23). Pomocí metody povrchové elektromyografie (sEMG) byly sledovány nástupy rozhodující aktivace a následné deaktivace vybraných svalů horní části těla v průběhu jednoho průměrného pohybového cyklu. Ke sledování elektrické aktivity svalů jsme využili přístroje ME6000. Pro analýzu jsme využili program Mega Win, výpočetní systém MATLAB verze R2012b a naše vlastní skripty s algoritmy. Ačkoliv se z kinematického pohledu může zdát, že se jedná o podobné lokomoce, z kineziologického hlediska již tomu tak není. Šetřením jsme zjistili významné rozdíly v timingu *m. obliquus externus abdominis* a *m. erector spinae* způsobené zřejmě rozdílnou povahou lokomoce. Rozdíly v timingu aktivace a deaktivace hlavních zapojených svalů (*m. latissimus dorsi dx.*, *m. triceps brachii dx.*, *m. rectus abdominis*) nebyly významné.

**Klíčová slova:** běh na lyžích; EMG; zapojení svalů; oboustranné bruslení jednodobé; soupažný běh prostý

#### Úvod

Každý způsob běhu na lyžích vyžaduje v různé míře zapojení svalů horní a dolní části těla. Významnou technikou při paralelním postavení lyží (klasická technika) je soupažný běh prostý a při odvrtném postavení lyží (technika bruslení) je oboustranné bruslení jednodobé. Obě tyto techniky se používají v převážné míře na rovinatějších částech tratě i v mírně stoupajícím terénu, kdy je dosahována vysoká rychlost lokomoce (Fabre et al., 2010). Soupažný běh prostý jako jedna z nejvíce se rozvíjejících technik v posledních dvou desetiletích

hraje stěžejní roli ve výkonu v závodech klasickou technikou, především u hromadných startů a sprintů (Saltin, 1997; Stöggl et al., 2006). Vzhledem k povaze této techniky jsou zapojeny především svaly horní části těla (Holmberg et al., 2005), což vyžaduje potřebnou úroveň jejich specifické síly. Soupažný odpich se využívá též při odvrtném postavení lyží<sup>1</sup>. Oboustranné bruslení jednodobé

<sup>1</sup> Při technice bruslení vytváří další propulzní sílu kromě odpichu paží odraz dolní končetiny.

nabývá na významu s rozvojem sprintérských disciplín, při hromadných startech a spurtech.

Většina studií se zabývá kinetickým a kinematickým aspektem běhu na lyžích, méně studií kineziologickým aspektem. Zapojením svalů horní a dolní části těla při soupažném běhu prostém se zabývali Holmberg et al. (2005), Lindinger et al. (2009), Nilsson et al. (2013) nebo Zoppirolli et al. (2013). Kineziologii techniky bruslení zkoumali Chrástková et al. (2012a, 2012b), Stöggli et al. (2008), Suchý & Kračmar (2008) nebo Vesterinen et al. (2009), kteří se však zabývali zapojením svalů dolní části těla. Holmberg et al. (2005) pomocí metody povrchové EMG zjistili sekvenční zapojení svalů při soupažném běhu prostém začínající aktivací flexorů trupu a kyčle a až poté aktivací extenzorů ramene a lokte. Rozlišili dvě strategie soupažného odpichu, které se liší kinematickou, kinetickou a kineziologickou složkou. Nilsson et al. (2013) zjistili podobnou změnu velikosti EMG při soupažném běhu prostém při zvýšení rychlosti lokomoce nebo při zvýšení horizontálního odporu. Zoppirolli et al. (2013) zjistili u lepších lyžařů při soupažném běhu prostém zřetelnou fázi excentricko-koncentrické kontrakce u hlavních propulzních svalů *m. latissimus dorsi* a *m. triceps brachii*, doprovázené pre-aktivací daných svalů, což následně vedlo k vyšší rychlosti lokomoce.

Ačkoliv se dřívější studie zabývaly zapojením svalů při využití dvou výše uvedených technik, v žádné z nich se neprovedlo porovnání kineziologického obsahu pohybu a popis časové souvislosti zapojení jednotlivých svalů. Přestože na první pohled soupažný odpich vypadá podobně při paralelním a odvrtném postavení lyží, domníváme se, že z kineziologického hlediska tak tomu zcela není. Cílem studie je porovnání zapojení svalů horní části těla při soupažném běhu prostém a oboustranném bruslení jednodobém u elitního běžce na lyžích (člena reprezentačního družstva ČR U-23). Zjistíme souvislost mezi vnějším (kinematickým) a vnitřním (kineziologickým) projevem daných lokomocí, což může přispět ke zlepšení tréninkového procesu ať už na úrovni technické složky nebo pohybových předpokladů.

## Metodika

Výzkum je případovou studií. Probandem byl závodník v běhu na lyžích, člen reprezentačního týmu ČR U-23, 21 roků, 181 cm, 72 kg. Členství v reprezentačním týmu jsme určili jako nutnou podmínku pro optimální technické provedení dané lokomoce. Pro obě měřené techniky bylo použito běžecyých lyží značky Atomic určené pro bruslení, délky 185 cm, namazané nízkofluorovým parafinem pro danou teplotu sněhu a holí Swix CT2 délky 163 cm.

Pilotní intraindividuální studie sleduje dvě techniky běhu na lyžích: oboustranné bruslení jednodobé (OBJ) a soupažný běh prostý (SBP). Oba

druhy lokomoce jsme sledovali ve třech pokusech na 150 m úseku v mírném stoupání o velikosti 1°, abychom zdůraznili silově orientovanou soupaž. Závodník v každém pokusu absolvoval průměrně 22 pohybových cyklů. Prvních pět pohybových cyklů jsme nebrali pro analýzu v úvahu z důvodu nízké autokorelace dané akcelerací při rozjíždění. Analyzovali jsme dalších 15 po sobě jdoucích pohybových cyklů, ve kterých se závodník pohyboval přibližně konstantní rychlostí 6 m/s, což odpovídá rychlosti daného závodníka v závodech klasickou technikou na 10 km. Mezi pokusy byla pauza 3 minuty. Průměrný pohybový cyklus jsme stanovili pro danou techniku ze všech analyzovaných pohybových cyklů v daných třech pokusech, tzn. celkem 45 pohybových cyklů.

- 1 - *latissimus dorsi dx., pars transversa*
- 2 - *rectus abdominis*
- 3 - *obliquus externus abdominis*
- 4 - *erector spinae*
- 5 - *triceps brachii dx., caput longum*
- 6 - *biceps brachii dx., caput longum*
- 7 - *pectoralis major dx., pars sternocostalis*
- 8 - *serratus anterior dx.*
- 9 - *infraspinatus dx.*
- 10 - *trapezius dx., pars descendens*
- 11 - *deltoideus dx., pars acromialis*

Obrázek 1. Legenda sledovaných svalů.

Figure 1. Legend of measured muscles.

Pro kineziologickou analýzu jsme použili metodu povrchové elektromyografie (sEMG) se synchronizovaným videozáznamem, která je neinvazivní (De Luca, 1997). Pro měření bylo využito mobilní EMG zařízení ME 6000 Biomonitor (Mega Electronics Ltd, Finland), které disponuje 14 bit rozlišením a snímkovací frekvencí 2000 Hz. Zařízení bylo v průběhu měření nesené na těle probanda. Elektrody Ag/CL (Kendall) jsme umístili na tyto analyzované svaly: *m. latissimus dorsi dx.*, *m. rectus abdominis*, *m. obliquus externus abdominis*, *m. erector spinae*, *m. triceps brachii dx. caput longum*, *m. biceps brachii dx. caput longum*, *m. pectoralis major dx. pars sternocostalis*, *m. serratus anterior dx.*, *m. infraspinatus dx.*, *m. trapezius dx. pars descendens*, *m. deltoideus dx. pars acromialis* (obr. 1). Lokalizaci elektrod jsme provedli na pravé straně daných svalů z důvodu rizika fyziologického přeslechu, tzv. crosstalk vlivem záznamu EKG na levé straně svalů (Konrad, 2005). Lateralitu jsme nezkoumali.

Elektromyografické signály byly uloženy v digitální podobě a zpracovány po skončení měření v terénu. Ke zpracování jsme použili program Mega Win a výpočetní systém MATLAB verze R2012b a naše vlastní skripty s algoritmy.

Každý kanál elektromyografického signálu o vzorkovací frekvenci 1 kHz byl nejprve převeden do absolutní hodnoty a vyfiltrován dolní propustí

o hranici propustného pásma 5,5 Hz a útlumu nepropustného pásma 105 dB (filtry typu FIR s 1500 koeficienty a lineární fázovou charakteristikou). Tím byla získána tzv. obálka signálu, na níž byla prováděna detekce svalové aktivity. Tento průběh byl dále segmentován na jednotlivé pohybové cykly. Segmentace pro oba druhy lokomoce byla odvozena z kanálu, který má pravidelný, jednoduchý a jednovrcholový průběh EMG (Špulák & Mikulíková, 2012; Sedlák et al., 2013). To splňuje první kanál (*m. latissimus dorsi dx.*), v jehož maximum obálky jsme stanovili počátek pohybového cyklu.

pořadí maximum - minimum) svalové aktivity (Špulák et al., 2014).

Pro porovnání jsme provedli ještě detekci svalové aktivity prahováním, které využívá řada autorů (např. Hug & Dorel, 2009; DeLuca, 1997; Konrad, 2005) a které je možné použít také v dodávaném softwaru Mega Win. Na obálce elektromyografického signálu bylo v každém pohybovém cyklu nalezeno lokální maximum a úseky obálky přesahující 25 % tohoto maxima byly označeny jako svalová aktivita (Špulák et al., 2012). Zvolení nižší hodnoty prahu může zachytit šumy EMG signálu a při cyklickém pohybu navíc vzniká riziko vysokého

**Tabulka 1. Průměrná poloha začátku a konce svalové aktivity (v % PC).**

**Table 1. Average delay of activation and deactivation of muscle activity (in % cycle).**

Měřený sval	Začátek aktivity		Konec aktivity	
	OBJ	SBP	OBJ	SBP
1 – <i>m. latissimus dorsi dx., pars transversa</i>	-25,74	-14,46	13,75	13,94
2 – <i>m. rectus abdominis</i>	65,24	65,88	106,63	102,95
3 – <i>m. obliquus externus abdominis</i>	70,93	73,15	108,17	98,41
4 – <i>m. erector spinae</i>	-2,10	-6,16	44,01	51,36
5 – <i>m. triceps brachii dx., caput longum</i>	75,75	70,64	113,03	107,71
6 – <i>m. biceps brachii dx., caput longum</i>	22,51	32,30	66,34	54,83
7 – <i>m. pectoralis major dx., pars sternocostalis</i>	58,53	71,42	122,31	107,41
8 – <i>m. serratus anterior dx.</i>	68,22	73,75	119,87	108,14
9 – <i>m. infraspinatus dx.</i>	-15,36	-13,45	23,11	15,39
10 – <i>m. trapezius dx., pars descendens</i>	10,10	17,63	61,65	52,82
11 – <i>m. deltoideus dx., pars acromialis</i>	18,91	37,24	62,01	63,07

Legenda: OBJ – oboustranné bruslení jednodobé  
SBP – soupažný běh prostý

K detekci počátků a konců svalové aktivity byla použita analýza tvaru křivky trojúhelníkovou metodou. Nejprve se zjistil průměrný průběh obálky elektromyografického signálu v pohybovém cyklu interpolací obálek z jednotlivých cyklů na stanovenou délku a jejich zprůměrováním. Dále se stanovil počet intervalů svalové aktivity, který se bude v každém cyklu vyhledávat. Počet intervalů byl definován jako počet maxim průměrné obálky, které dosahují alespoň 40 % velikosti absolutního maxima, a zároveň lokální minimum mezi nimi nepřesahuje 50 % úrovně nižšího maxima. Detekce počátků a konců svalové aktivity pak probíhala v jednotlivých pohybových cyklech (tj. nikoliv na průměrné obálce): nejprve bylo nalezeno lokální maximum a minimum. Tyto extrémy se vyhledávaly pouze v okolí extrémů nalezených na průměrné křivce (s poloměrem  $\pm 10$  % pohybového cyklu). Dále byl sestrojován trojúhelník se dvěma vrcholy ve zmíněných extrémech a třetím vrcholem na křivce pod spojnici těchto bodů. Poloha třetího vrcholu, při níž trojúhelník dosáhl maximálního obsahu, byla označena jako počátek (při pořadí extrémů minimum - maximum) nebo konec (při

„tonicko-posturálního pozadí“, kdy sval může setrvávat dlouhodobě v určitém reziduu svalové aktivity (Hug & Dorel, 2009).

Díky detekci prováděné v jednotlivých pohybových cyklech bylo možné zobrazit průběh svalové aktivity v celém zpracovávaném úseku a zároveň posoudit opakovatelnost činnosti jednotlivých svalů a případné rozdíly v pořadí svalových aktivací a deaktivací v různých pohybových cyklech. Z výsledků jednotlivých cyklů byly pro jednodušší vyhodnocení sestaveny ještě souhrnné grafy reprezentující průměrný průběh svalové aktivity.

## Výsledky a diskuze

Výsledky jsou interpretovány na základě fázových posunů aktivace a deaktivace měřených svalů v průběhu pohybového cyklu. Tabulka 1 uvádí číselné hodnoty fázových posunů aktivace svalů, které jsou dále graficky znázorněny (obr. 2). Podle De Lucy (1997) je hranicí pro rozlišení nástupu aktivace a deaktivace svalů  $\pm 10$  vzorků při frekvenci vzorkování 1000 vz./s. Z toho pro vzorkování 2000 vz./s stanovíme hranici rozlišení  $\pm 20$  vzorků. Avšak podle našeho názoru je tato

hranice příliš nízká pro sledování relativně variabilní lokomoce jako je běh na lyžích. Proto jsme za hraniční hodnotu rozdílného fázového posunu aktivace a deaktivace zvolili hladinu 5 %.

Délka pohybového cyklu u obou typů lokomoce se liší. Pohybový cyklus oboustranného bruslení jednodobého trval 1,18 +/- 0,08 s a soupažného běhu prostého 1,50 +/- 0,06 s. Hranice rozlišitelnosti podle De Lucy (1997) je v případě prvního typu lokomoce +/- 1,18 % a u druhého typu lokomoce +/- 1,50 %. Rozdílná hodnota délky pohybového cyklu je daná povahou dané techniky. U oboustranného bruslení jednodobého probíhá odpích při odrazu každé dolní končetiny, a proto je nezbytné provést rychlou fázi odpichu i přenosu holí zpět pro další odpích. V naší studii je však kvůli kineziologickému srovnání časová osa převedena z absolutních časových údajů (s) na relativní (% PC).

Tabulka 2 uvádí koeficienty kovariance při porovnání zapojení jednotlivých svalů mezi oběma lokomocemi. Největší podobnost při zapojení svalů u obou typů lokomocí vykazují *m. latissimus dorsi dx.* a *m. rectus abdominis*, jejichž kovariance je v obou případech 0,99 (tab. 2). *M. rectus abdominis* se v případě soupažného běhu prostého aktivuje již o 20 % dříve než *m. latissimus dorsi dx.*, což může být dané přítomností fáze přepadu ještě před zapíchnutím holí do sněhu, kdy dochází k flexi trupu a pracují břišní svaly. U obou typů lokomocí můžeme vidět ukončení práce *m. rectus abdominis* dříve než *m. latissimus dorsi dx.*, což souvisí s ukončením flexe trupu, ale pokračováním odpichu vzad, kdy je stále zapojen *m. latissimus dorsi dx.*

**Tabulka 2. Kovariance průměrných obálek stejných svalů u oboustranného bruslení jednodobého a soupažného běhu prostého**

**Table 2. Covariance of average EMG envelopes of the same muscles during V2 skating technique and double poling**

Měřený sval	Kovariance
1 – <i>m. latissimus dorsi dx., pars transversa</i>	0,99
2 – <i>m. rectus abdominis</i>	0,99
3 – <i>m. obliquus externus abdominis</i>	0,96
4 – <i>m. erector spinae</i>	0,95
5 – <i>m. triceps brachii dx., caput longum</i>	0,98
6 – <i>m. biceps brachii dx., caput longum</i>	0,81
7 – <i>m. pectoralis major dx., pars sternocostalis</i>	0,91
8 – <i>m. serratus anterior dx.</i>	0,90
9 – <i>m. infraspinatus dx.</i>	0,92
10 – <i>m. trapezius dx., pars descendens</i>	0,76
11 – <i>m. deltoideus dx., pars acromialis</i>	0,93

*M. obliquus externus abdominis* vykazuje při porovnání obou typů lokomocí rovněž vysokou kovarianci 0,96 (tab. 2). Sval se zapojuje u obou

typů lokomocí přibližně stejně, ale k deaktivaci u oboustranného bruslení jednodobého dochází o 10 % PC později. To může být způsobeno natočením trupu na budoucí skluznou lyži a snahou stabilizovat toto postavení po určitou dobu. U obou typů lokomocí se oba břišní svaly aktivují ze všech svalů jako první pravděpodobně ještě před zahájením odpichu ve fázi přepadu, kdy začíná docházet k flexi trupu.

*M. erector spinae* jako extenzor trupu se začíná aktivovat u obou typů lokomocí při odeznívání aktivity břišních svalů, tzn. v druhé polovině fáze odpichu zejména při narovnávání trupu a poté během přenosu holí vpřed. U soupažného běhu prostého začíná aktivita tohoto svalu o 4 % PC dříve a končí o 7 % PC později, což je dané větší flexí a tím i časově delší extenzí trupu oproti oboustrannému bruslení jednodobému. To se odráží ve výši kovariance 0,95 (tab. 2).

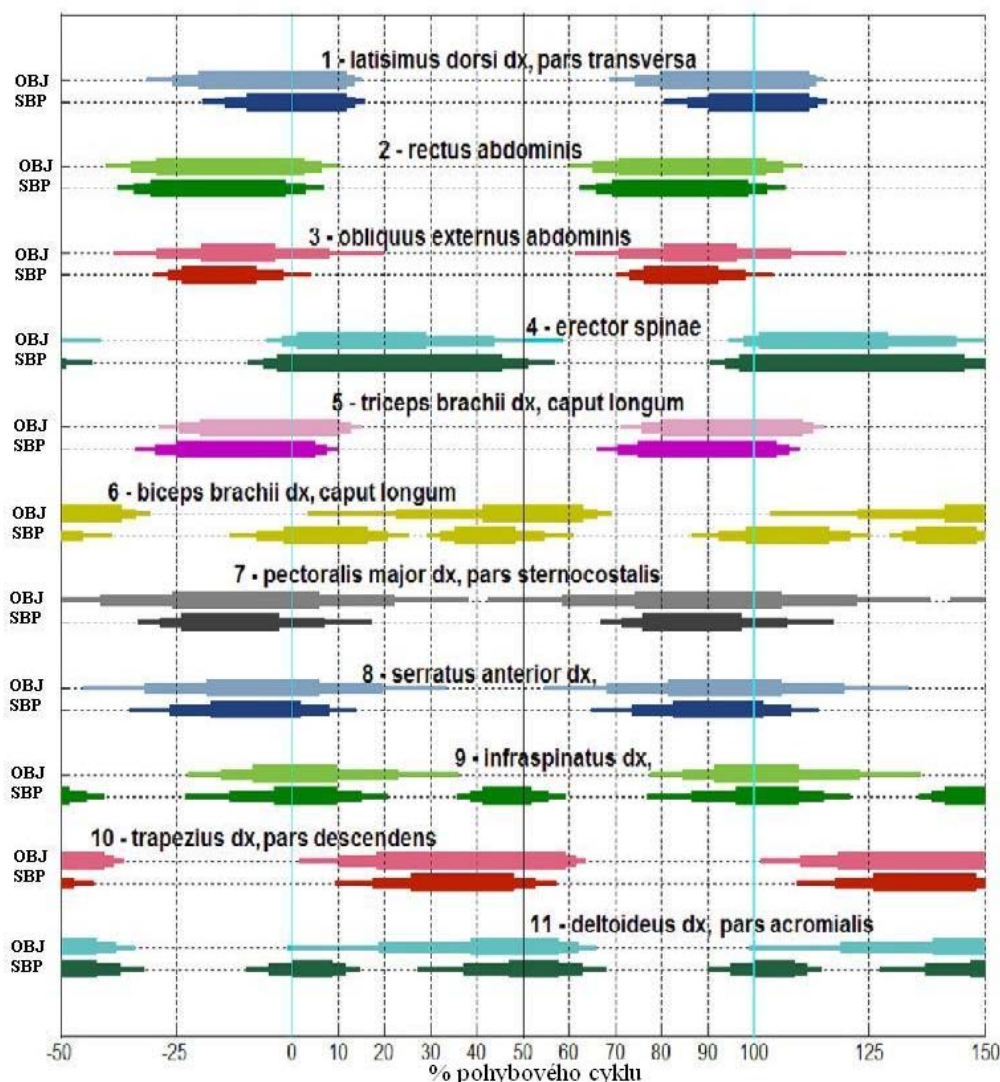
*M. triceps brachii dx.* se zapojuje u oboustranného bruslení jednodobého téměř stejně jako *m. latissimus dorsi dx.* U soupažného běhu prostého dochází k aktivaci i deaktivaci tohoto svalu nepatrně dříve (o 5 % PC), což můžeme přisuzovat větší směrodatné odchylce počátku (4,47 %, resp. 4,48 %) i konce aktivity (2,35 %, resp. 2,39 %) svalu u obou typů lokomocí. Podobný průběh aktivity obou svalů přičítáme jejich stejné funkci, kterou je extenze v ramenním kloubu. *M. triceps brachii dx.* během fáze odpichu vykonává ještě další funkci jako extenzor v loketním kloubu. Kovariance zapojení svalů mezi oběma lokomocemi dosahuje poměrně vysoké hodnoty 0,98 (tab. 2).

Jedním ze svalů, které vykazují nejmenší podobnost v zapojení je *m. biceps brachii dx.* Kovariance dosahuje relativně nízké hodnoty 0,81 (tab. 2). Příčinou může být i poměrně velká směrodatná odchylka začátku aktivity u oboustranného bruslení jednodobého (18,99 %). Z výsledků je patrné, že proband využívá *m. biceps brachii dx.* zejména ve fázi přenosu holí vpřed, kdy dochází v první části této fáze k flexi v loketním kloubu. Holmberg et al. (2005) zjistili u elitních běžců na lyžích při soupažném běhu prostém výrazné zapojení *m. biceps brachii dx.* při flexi v loketním kloubu během první části fáze odpichu. To jsme u našeho probanda nezaznamenali.

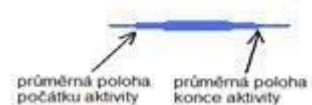
*M. pectoralis major dx.* vykonává funkci extenze v ramenním kloubu během první části fáze odpichu a rovněž stabilizační funkci k antagonistickému svalu *m. latissimus dorsi dx.* Vzhledem k velkým směrodatným odchylkám na začátku a konci svalové aktivity u oboustranného bruslení jednodobého je obtížné porovnávat funkci tohoto svalu mezi oběma lokomocemi. Z grafů je patrné, že hlavní část aktivace probíhá společně s *m. latissimus dorsi dx.* a *m. triceps brachii dx.*, což potvrzuje vykonávání extenze v ramenním kloubu během fáze odpichu a stabilizační funkce k antagonistickému svalu *m. latissimus dorsi dx.* Koeficient

kovariance při porovnání zapojení tohoto svalu u obou lokomocí je 0,91 (tab. 2).

(13,45 %, resp. 13,48 %). Koeficient kovariance při porovnání zapojení tohoto svalu u obou lokomocí je



Legenda: OBJ – oboustranné bruslení jednodobé  
SBP – soupažný běh prostý



**Obrázek 2. Porovnání intervalů aktivace sledovaných svalů u oboustranného bruslení jednodobého a soupažného běhu prostého v průměrném PC.**

**Figure 2. Comparison of intervals measured muscles activation during V2 skating technique and double poling in average cycle.**

*M. serratus anterior dx.* provádí abdukci v ramenním kloubu nad horizontálu. Při obou typech lokomocí se hlavní část aktivace překrývá, nicméně počátky a konce aktivace jsou rozdílné, což může být dáno jejich velkou směrodatnou odchylkou zejména u oboustranného bruslení jednodobého

0,90 (tab. 2). U soupažného běhu prostého je aktivace tohoto svalu ostřeji ohraničena z důvodu výraznější fáze přepadu, kdy dochází k abdukci paže nad horizontálu ramenního kloubu.

*M. infraspinatus dx.* se aktivuje u obou lokomocí v druhé půlce fáze odpichu a při soupažném běhu prostém dochází k lokálnímu maximu u tohoto svalu ještě během fáze přenosu. Sval se aktivuje u obou typů lokomocí přibližně ve stejnou dobu, ale k deaktivaci dochází u oboustranného bruslení jednodobého o 8 % PC později, což však můžeme přičíst poměrně velké směrodatné odchylce deaktivace (13,17 %). Koeficient kovariance při porovnání zapojení tohoto svalu u obou lokomocí je 0,92 (tab. 2).

*M. trapezius dx., pars descendens* vykazuje nejmenší míru shody mezi oběma lokomocemi (koeficient kovariance 0,76) (tab. 2). Zapojuje se u obou lokomocí ve fázi přenosu holi vpřed. U oboustranného bruslení jednodobého trvá zapojení to-



hoto svalu o 15 % PC déle, což může být způsobené absencí relaxace, kdy je nutné při zkráceném odpichu co nejdříve přenést hole vpřed a připravit se na další odpich.

*M. deltoideus dx., pars acromialis* se aktivuje rovněž ve fázi přenosu holí vpřed. U soupažného běhu prostého vykazuje tento sval dvě lokální maxima. První maximum může být dané dotažením odpichu do konce a druhé maximum stejně jako u oboustranného bruslení jednodobého je dané elevací ramene při přenosu holí vpřed. Koeficient kovariance dosahuje poměrně vysoké hodnoty 0,93.

Na sekvenční zapojení svalů v pořadí 1. flexory trupu (*m. rectus abdominis* a *m. obliquus externus abdominis*) a 2. extenzory ramenního a loketního kloubu (*m. latissimus dorsi dx.* a *m. triceps brachii dx.*) by měl být kladen důraz při nácviu techniky oboustranného bruslení jednodobého a soupažného běhu prostého. Aktivací břišních svalů ve fázi přepadu se vytváří potenciál pro přenos velké síly dané vlastní hmotností těla do holí při následné fázi odpichu. Lokomoce v odvrtném postavení lyží je náročnější na aktivaci šikmého břišního svalu (*m. obliquus externus abdominis*). Při soupažném běhu prostém se déle aktivují extenzory trupu (*m. erector spinae*). To by se mělo zohlednit v kondiční přípravě sportovců.

Další výzkum by měl prokázat, jakým způsobem se podílí *m. pectoralis major* jako původně antigravitační sval v období kvadrupédie na lokomoci v běhu na lyžích. Předpokládáme, že při přeměně polohové energie na kinetickou ve fázi přepadu přechází činnost svalů z ventrální strany na dorzální, čímž aktivitu přebírá *m. latissimus dorsi*.

## Závěr

Podle výsledků pilotní studie z hlediska kineziologického není odpich při oboustranném bruslení jednodobém a soupažném běhu prostém stejný. Odlišné nástupy aktivace a deaktivace mohou být způsobeny povahou lokomoce, kdy při odvrtném postavení lyží se zapojuje déle *m. obliquus externus abdominis* a u soupažného běhu prostého zase *m. erector spinae*. U obou typů lokomoci se zapojují nejdříve flexory trupu (*m. rectus abdominis* a *m. obliquus externus abdominis*) a následně extenzory ramenního a loketního kloubu (*m. latissimus dorsi dx.* a *m. triceps brachii dx.*). Hlavní zapojené svaly (*m. latissimus dorsi dx.*, *m. triceps brachii dx.*, *m. rectus abdominis*) vykazují nevýznamné rozdíly v timingu aktivace a deaktivace jejich aktivity. Aktivace a deaktivace některých svalů vykazovala velké směrodatné odchylky při opakovaných pohybových cyklech, a proto je nutná obezřetnost při porovnávání zapojení svalů u obou typů lokomoci.

## Literatura

- De Luca, C. J. (1997). The use of surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 13, 135 - 163.
- Fabre, N., Balestreri, F., Leonardi, A., & Schena, F. (2010). Racing performance and incremental double poling test on treadmill in elite female cross-country skiers. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 24, 401-407.
- Holmberg, H. CH., Lindinger, S., Stöggl, T., Eitzelmair, E., & Müller, E. (2005). Biomechanical Analysis of Double Poling in Elite Cross-Country Skiers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(5), 807 – 818.
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 182-198.
- Chrástková, M., Bačáková, R., Špulák, D., Kračmar, B., & Čmejla, R. (2012a). Komparativní analýza běhu na lyžích volnou technikou a bruslení na kolečkových lyžích. In J. Suchý et al. (Eds.), *Scientia movens, Sborník příspěvků z mezinárodní vědecké konference* (pp. 28 – 36). Praha: UK FTVS.
- Chrástková, M., Bačáková, R., Špulák, D., Kračmar, B., & Čmejla, R. (2012b). Kineziologická analýza bruslení na kolečkových lyžích a na nordic blade. *Studia Kinanthropologica*, 13(3), 218 – 225.
- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological electromyography [online]. [cit. 2014-11-26]. Dostupné z WWW: <[https://hermanwallace.com/download/The\\_ABC\\_of\\_EMG\\_by\\_Peter\\_Konrad.pdf](https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf)>.
- Lindinger, S., Holmberg, H. CH., Müller, E., & Rapp, W. (2009). Changes in upper body muscle activity with increasing double poling velocities in elite cross-country skiing. *European Journal of Applied Physiology*, 106, 353 – 363.
- Nilsson, J., Tinmark, F., Halvorsen, K., & Arndt, A. (2013). Kinematic, kinetic and electromyographic adaptation to speed and resistance in double poling cross-country skiing. *European Journal of Applied Physiology*, 113, 1385 – 1394.
- Saltin, B. (1997). The physiology of competitive cross-country skiing across a four decade perspective: with a note on training induced adaptations and role of training at medium altitude. In E. Müller, E. Kornel & C. Raschner (Eds.), *Science and Skiing* (pp. 435 – 469). Cambridge: Chapman & Hall.
- Sedlák, J., Špulák, D., Čmejla, R., Bačáková, R., & Chrástková, M. (2013). Segmentation of Surface EMG Signals. In *Applied Electronics - 2013 International Conference on Applied Electronics* (pp. 257 - 260). Pilsen: University of West Bohemia.
- Stöggl, T., Lindinger, S., & Müller, E. (2006). Reliability and validity of test concepts for the cross-country skiing sprint. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(3), 586 - 591.

- Stöggl, T., Müller, E., & Lindinger, S. (2008). Biomechanical comparison of the double-push technique and the conventional skate skiing technique in cross-country sprint skiing. *Journal of Sports Science*, 26(11), 1225 – 1233.
- Suchý, J., & Kračmar, B. (2008). Analysis of the kinesiology of skate skiing and roller skiing. *Ugdymas - Küno kultūra – Sportas*, 3(70), 81 – 87.
- Špulák, D., & Mikulíková, P. (2012). Segmentation of Electromyographic Signal During Periodic Movements. In *POSTER 2012 - 16th International Student Conference on Electrical Engineering* (pp. 1-5). Praha: Czech Technical University in Prague.
- Špulák, D., Čmejla, R., Mikulíková, P., Paulů, J., & Kračmar, B. (2012). Muscle Activity Detection Using EMG Envelope Thresholding - Comparison of Various Approaches. In *20th Annual Conference Proceeding's Technical Computing Bratislava 2012* (pp. 1-5). Prague: HUMUSOFT.
- Špulák, D., Čmejla, R., Bačáková, R., Kračmar, B., & Satrapová, L. (2014). Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements. *Computers in Biology and Medicine*, 47(1), 93-103.
- Vesterinen, V., Mikkola, J., Nummela, A., Hynynen, E., & Häkkinen, K. (2009). Fatigue in a simulated cross-country skiing sprint competition. *Journal of Sports Science*, 27(10), 1069 – 1077.
- Zoppirolli, C., Holmberg, H.CH., Pellegrini, B., Quaglia, D., Bortolan, L., & Schena, F. (2013). The effectiveness of stretch-shortening cycling in upper-limb extensor muscles during elite cross-country skiing with the double poling technique. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23, 1512-1519.

**Mgr. Ing. Roman Horyna**  
**UK FTVS, Katedra sportů v přírodě**  
**J. Martího 31**  
**162 52 Praha 6**  
[romhor@centrum.cz](mailto:romhor@centrum.cz)