KINEZIOLOGICKÁ ANALÝZA BRUSLENÍ NA KOLEČKOVÝCH LYŽÍCH A NA NORDIC BLADE

THE KINESIOLOGY ANALYSIS OF SKATING ON ROLLER SKIES AND ON NORDIC BLADE

M. Chrástková¹, R. Bačáková¹, D. Špulák², R. Čmejka², B. Kračmar¹

¹FTVS UK Praha, Katedra sportů v přírodě

²FEL ČVUT, Praha, Katedra teorie obvodů

ABSTRACT

The moving on skies is very old human locomotion on the snow. It became very popular winter and Olympic sport in the last century, so it enjoys from big boom among the public in this time. New cross country skiing technique – skating has been developing very dynamically from the eighties years 20th century. Trainers and racers find a new specific means for summer training. These are the roller skies, possibly nordic blade. This presented study deals with comparison between skating on roller skies and on nordic blade. We studied tree base styles of skating: V-2 on right and left side and V-1 with surface electromyography. Then we found the beginnings of important activation each of the muscles on right leg and their subsequent deactivation during one step's cycle. The results confirm although skating on nordic blade is very similar to skating on skies from kinetic view it is not specific locomotion for skating on skies from view of timing of activation muscles.

Keywords: cross country skiing; roller ski; nordic blade; electromyography; muscles activation

SOUHRN

Pohyb na lyžích patří k velmi starým lokomocím člověka po sněhové pokrývce. V posledním století se stal také oblíbeným zimním a olympijským sportem, který v současnosti zažívá opětovný boom i mezi veřejností. Od 80. let 20. stol. se velmi dynamicky rozvíjí nová lyžařská technika – bruslení. Trenéři i závodníci stále hledají nové specifické tréninkové prostředky pro letní přípravné období. Takovými jsou kolečkové lyže případně terénní kolečkové brusle – nordic blade. Pilotní studie sleduje a komparuje právě bruslení na kolečkových lyžích a na nordic blade, a to ve třech základních bruslařských stylech: oboustranné bruslení dvoudobé asymetrické na pravou a na levou stranu a oboustranné bruslení jednodobé. Za pomoci povrchové elektromyografie byly sledovány nástupy rozhodující aktivace jednotlivých svalů pravé dolní končetiny a jejich následná deaktivace v průběhu jednoho lokomočního cyklu. Výsledky poukazují na fakt, že ačkoliv z pohledu kinetického se bruslení na nordic blade může jevit jako specifický pohyb pro běh na lyžích, z pohledu zapojení svalů dolní končetiny se o specifickou lokomoci pro bruslení na lyžích nejedná.

Klíčová slova: běh na lyžích; kolečkové lyže; nordic blade; elektromyografie; zapojení svalů

Úvod

Nové, pro diváky atraktivnější disciplíny, úprava tratí, technologické novinky ve výstroji a výstroji běžců na lyžích velmi přispívají ke zrychlování tohoto olympijského sportu. S tím souvisí i neustálý rozvoj techniky a hledání nových tréninkových postupů a prostředků.

V roce 1985 na MS v rakouském Seefeldu většina závodníků na místo klasické techniky při soutěžích využívala ekonomičtější bruslení na lyžích. Následně byl tento způsob lokomoce na lyžích roku 1987 oficiálně ustanoven plno-

hodnotnou technikou běhu na lyžích. Dochází tak k jeho velkému rozvoji. (Kvamme, Bent; Jakobsen, Vida; Hetlan, Svein; Smith, Gerald, 2005). Bruslení na lyžích je v porovnání s klasickou technikou ekonomičtější a až o 23% rychlejší (Street, McNitt-Gray, & Nelson, 1986), (Gerald & Brian, 1994). Aby bylo dosaženo co nejvyšší rychlosti, je třeba integrovat fyziologické, biomechanické i technické faktory. Bruslení na lyžích umožňuje jezdcům zvolit co možná nejoptimálnější variantu, a to podle terénu a podmínek na trati tak, aby byla zachována co nejvyšší rychlost.

Obrázek 1. Bruslení na lyžích

Figure 1. Cross country skiing - skating

Obrázek 2. Nordic blade

Figure 2. Nordic blade

Gerald a Brian (1994) uvádí, že většinu závodního času tráví běžci na lyžích ve stoupáních, kde využívají především oboustranné bruslení dvoudobé asymetrické (na pravou a levou stranu) a v mírnějších stoupáních pak oboustranné bruslení jednodobé. Při dvoudobém bruslení jsou do sněhu zapíchnuty obě hole současně s jedním odrazem dolní končetinou. Odraz druhou nohou pak probíhá bez odpichu holí. Bruslení jednodobé je typické současným odpichem holemi a odrazem dolní končetiny, tzn. lyžař se během jednoho krokového cyklu holemi odrazí dvakrát (fáze odpichu holemi je poměrně krátká – v pracovním cyklu zabírá asi 20%, zatímco fáze skluzu 50 – 60%).

Kolečkové lyže jsou obecně pokládány za jeden z mála letních speciálních tréninkových prostředků pro běžce na lyžích. Technika běhu na lyžích a na kolečkových lyžích je dle empirie trenérů i

závodníků de facto stejná. Tyto zkušenosti potvrzuje nedávná studie Chrástkové (2012), ve které sledovala bruslení na lyžích a na kolečkových lyžích. Může se tedy zdát, že kolečkové lyže jsou ideálním tréninkovým prostředkem pro letní období, avšak lyžaři se musí každodenně vypořádávat s problémem vhodného prostředí pro trénink. Pro jízdu na kolečkových lyžích je nutný hladký asfaltový povrch, což je v dnešní době s rostoucím počtem

automobilů na silnicích a neohleduplností řidičů velký problém. Jedním z řešení jsou uzavřené kolečkové dráhy, ty jsou ale velice nákladné. Proto se někteří výrobci snaží kolečkové lyže nebo brusle upravit tak, aby bylo možné na nich jezdit i v terénu. Protože konstrukce nordic blade vychází spíše z in-line bruslí, je na šasi pevně připevněná „bota“ a disponují velkými nafukovatelnými (max. 90 psi) kolečkami o průměru ráfku 6, 25'', průměr celého kolečka je tedy asi 150 mm (<http://www.powerslide.de>). Kolečkové lyže jsou osazeny kolečkami o max. průměru 100 mm, a to buď z pryže anebo polyuretanu, bez možnosti měnit jejich vnitřní tlak. Nordic blade jsou také oproti kolečkovým lyžím vybaveny brzdícím systémem, který je ovladatelný změnou postavení holeně, přesněji, zvětšením úhlu v kotníku. Tyto jejich přednosti jsou bohužel kompenzovány vysokou hmotností (v průměru 2550g; <http://www.powerslide.de>).

Metodika

Jako nejvhodnější metoda pro sledování zapojování svalů při lokomoci člověka mimo laboratorní prostředí se jeví šetření pomocí povrchové elektromyografie (sEMG) se synchronizovaným videozáznamem, která je neinvazivní (De Luca, C., J., 1993). Výzkum proběhl v jarním období na suché cestě s kompaktním asfaltovým povrchem pod Husovou boudou v Peci pod Sněžkou.

Pro měření bylo využito mobilní EMG zařízení ME 6000, které disponuje 14 bit rozlišením a snímkovací frekvencí 2000 Hz (Špulák a spol. 2012). Zařízení bylo v průběhu měření nesené na těle probandky, jejíž výkonnostní úroveň běhu na lyžích odpovídala reprezentaci ČR.

Pilotní intraindividuální studie sleduje dvě tréninkové lokomoce lyžaře běžce pro letní období, a to bruslení na kolečkových lyžích (KL) a na terénních kolečkových bruslích – nordic blade (BL). Na obou lokomočních prostředcích bylo sledováno oboustranné bruslení jednodobé (1_1) a dvoudobé asymetrické

Obrázek 3. Bruslení na kolečkových lyžích

Figure 3. Skating on roller skis

na pravou (2_1P) i levou (2_1L) stranu. Všechny druhy lokomoce byly sledovány 5 krát ve 30 sekundových intervalech měření. Vyhodnoceno bylo 60 krokových cyklů z každé pohybové činnosti.

Analyzované svaly: m. gluteus maximus dx, m. gluteus medius dx, m. peroneus longus dx, m. tibialis anterior dx, m. gastrocnemius dx – caput medialis, m. rectus femoris dx, m. biceps femoris dx, m. adductor magnus dx, m. vastus lateralis dx, m. vastus medialis dx, m. obliquus externus abdominis dx, m. obliquus externus abdominis sin.

Naměřená data byla převedena do PC a hodnocena v programu Mega Win a Matlab. Námi vytvořený algoritmus pro hodnocení získaných dat používá segmentaci signálu na jednotlivé periody pohybu, k čemuž byl použit signál akcelerometrického snímače. Signál EMG byl v každém kanálu převeden do absolutní hodnoty a filtrován dolní propustí (mezní kmitočet 4,14 Hz, útlum nepropustného pásma 55 dB) pro získání obálky EMG. Poté byla v každé periodě (dle uvedené segmentace) provedena detekce počátku a konce svalové aktivity. Použitý algoritmus detekuje pouze jeden počátek a konec aktivity v každém krokovém cyklu. Podle Špuláka a spol. (2012) je vhodné provádět detekci počátků a konců aktivity v jednotlivých pohybových cyklech samostatně, raději než pracovat se zprůměrovanou obálkou EMG, protože při zprůměrování křivky může docházet ke ztrátám důležitých informací, které následně již není možné detekovat.

De Luca (1993) uvádí hranici rozlišitelnosti nástupů aktivace a deaktivace svalů ± 10 vzorků při frekvenci vzorkování 1000 vz./sec. Při vzorkování 2000 vz./sec. je tedy dle De Luca (1993) hranice rozlišení ± 20 vzorků.

Výsledky jsou interpretovány na základě fázových posunů aktivace a deaktivace měřených svalů v průběhu krokového cyklu.

Výsledky

Tabulka 1 uvádí číselné hodnoty fázových posunů aktivace svalů, které jsou graficky znázorněny výše (viz Obrázek 3 - 5). Pro lepší orientaci byly barevně odlišeny významné a zajímavé rozdíly v zapojení svalstva dolní končetiny při bruslení:

Obrázek 4. Legenda sledovaných svalů
Figure 4. The legend of measured muscles

Obrázek 5. Komparace intervalů aktivace sledovaných svalů při 1_1 na KL a BL

Figure 5. The comparison intervals of measured muscles at activation during V-1 on RS & BL

Obrázek 6. Komparace intervalů aktivity sledovaných svalů při 2_1P na KL a BL

Figure 6. The comparison intervals of measured muscles activation during V-2 R on RS & BL

Obrázek 7. Komparace intervalů aktivity sledovaných svalů při 2_1L na KL a BL

Figure 7. The comparison intervals of measured muscles activation during V-2 L on RS & BL

Tabulka 1. Průměrné zpoždění aktivace / deaktivace svalové aktivity v %
Table 1. Average delay of activation / deactivation of muscles activities in %

Měřený sval												
Sledovaná lokomoce	Glut. max. dx	Glut. med. dx	Peroneus long. dx	Tibialis ant. dx	Gastrocnemius cap. med. dx	Rectus fem. dx	Biceps fem. dx	Adductor mag. dx	Vastus lat. dx	Vastus med. dx	Obliquus ext. abd. dx	Obliquus ext. abd. sin
Aktivace												
Kl 2_1L	4,38	15,92	71,41	62,43	46,05	41,45	8,51	60,16	47,24	4,69	53,65	48,95
Bl 2_1L	8,43	19,47	60,01	10,51	47,35	43,63	68,00	61,44	46,17	7,05	55,22	45,77
Kl 2_1P	18,62	5,26	44,81	51,77	28,81	34,14	58,01	44,40	31,06	32,48	92,90	92,47
Bl 2_1P	13,28	99,29	28,29	87,01	19,23	21,86	44,72	41,14	19,74	20,00	75,20	24,09
Kl 1_1	40,09	35,14	43,86	54,60	43,12	45,71	63,30	49,94	33,30	40,50	26,35	68,69
Bl 1_1	30,28	23,67	37,83	41,52	27,45	97,57	49,10	47,18	30,53	92,11	12,06	66,04
Deaktivace												
Kl 2_1L	31,09	62,72	94,93	93,18	74,10	73,23	34,48	86,77	69,94	29,91	88,25	88,92
Bl 2_1L	53,92	63,55	96,71	33,62	76,28	71,86	95,23	94,36	68,48	32,70	91,40	78,90
Kl 2_1P	55,13	57,20	75,82	1,22	59,96	59,32	96,30	79,96	56,37	57,77	25,62	33,44
Bl 2_1P	49,92	44,43	67,00	12,02	55,27	48,24	69,66	72,53	49,88	44,65	9,53	60,02
Kl 1_1	63,99	63,13	65,12	90,94	70,11	63,26	86,80	78,10	62,44	64,08	48,98	97,73
Bl 1_1	53,77	52,62	69,21	75,01	62,40	36,06	71,24	70,66	54,18	11,72	38,51	90,09

Takto zvýrazněné číselné hodnoty vyjadřují interesantní rozdíly v timingu aktivace svalů.

Takto zvýrazněné posuny byly hodnoceny společně, vždy ve skupině, jak jsou zvýrazněny.

Legenda: Délka periody krokového cyklu a z toho plynoucí hranice rozlišitelnosti podle De Lucy (1993)

Kl 2_1P: 1,56s: hranice rozliš.: +/- 1,56%
Kl 2_1L: 1,56s: hranice rozliš.: +/- 1,56%
Kl 1_1: 2,18s: hranice rozliš.: +/- 2,18%
Bl 2_1P: 1,51s: hranice rozliš.: +/- 1,51%
Bl 2_1L: 1,53s: hranice rozliš.: +/- 1,53%
Bl 1_1: 2,16s: hranice rozliš.: +/- 2,16%

Diskuse

Při vzorkovací frekvenci snímání stanovuje De Luca (1993) hranici pro rozlišení nástupů aktivace a deaktivace svalů +/- 10 vzorků. Přístroj ME 6000 disponuje vzorkovací frekvencí 2000 vz./sec., z čehož stanovíme hranici rozlišení na +/- 20 vzorků. Podle našeho názoru je tato hranice pro sledování relativně variabilní lokomoce, jako je běh na lyžích, příliš nízká. Proto jsme za hraniční hodnotu již rozdílného fázového posunu aktivace a deaktivace zvolili hladinu 5%.

Průměrná délka pracovních cyklů při bruslení na kolečkových lyžích i na nordic blade de facto shodná (rozdíly jsou v řádech setin sekundy), a to

při všech třech sledovaných modifikacích dané lokomoce.

Překvapivé rozdíly v timingu aktivace byly nalezeny u kontralaterálně sledovaných *mm. obliqui externus abdominis dx et sin.* Při každém bruslařském kroku se zapojují v diametrálně odlišném režimu, a to jak při intermuskulární, tak i při interlokomocní komparaci. Při sledování zapojení těchto stabilizátorů trupu při dvoudobém bruslení na levou stranu zjišťujeme, že se aktivují ve stejném režimu na kolečkových lyžích i na nordic blade a z pohledu jejich vzájemné aktivace levá strana trupu nepatrně (cca o 10 % krokového cyklu) předbíhá stranu pravou.

Zatímco analýza bruslení 2_1L poukázala na drobné odchylky v timingu zapojení *mm. obliqui externus abdominis dx et sin.*, v případě bruslení na pravou, preferovanou stranu probandky, byla aktivace velmi rozdílná. V případě bruslení na kolečkových lyžích se obě strany trupu aktivují současně s tím, že k deaktivaci *m. obliquus externus abdominis sin* dochází o 8% pracovního cyklu později. Avšak při jízdě na nordic blade je pravá strana aktivována o polovinu krokového cyklu později ve srovnání se stranou levou. Pokud toto zapojení porovnáme s timingem na koleč-

kových lyžích, zjišťujeme, že *m. obliquus externus abdominis* dx se na nordic blade zapojí o 18 % cyklu dříve než na lyžích kolečkových, ale *m. obliquus externus abdominis* sin o 32 % později.

V případě jednodobého bruslení byl nalezen odlišný timing především v případě mezisvalové analýzy *m. obliqui externus abdominis* dx et sin, kdy se vzájemně v průběhu kroku doplňují a k jejich zapojení je vzájemně posunuto o 42 % na kolečkových lyžích a o 52 % na nordic blade. Interlokomočně je timing velice podobný (na BL pravá strana se aktivuje o 10 % dříve než na KL). Toto je zřejmě způsobeno dvěma odpichy v průběhu jednoho lokomočního cyklu, kdy paže a tedy i celý trup je nucen pracovat dvakrát rychleji ve srovnání s bruslením dvoudobým, a proto nemohou stabilizátory a rotátory trupu pracovat synchronně jako je tomu právě u dvoudobého bruslení. Doba aktivace je při jednodobém bruslení stejná.

Zajímavých výsledků bylo dosaženo i v případě *m. vastus medialis* dx et *lateralis* dx. Při dvoudobém bruslení na pravou stranu se obě hlavy *m. quadriceps femoris* zapojují současně, a to jak na kolečkových lyžích, tak na nordic blade, přičemž na nordic blade se oba svaly zapojují nepatrně (o 10 %) dříve než na kolečkových lyžích. Obě hlavy jsou na kolečkových lyžích deaktivovány přesně současně a na nordic blade se *m. vastus lateralis* dx deaktivuje nepatrně (o 5 %) později než *m. vastus medialis* dx. Délka aktivace při interlokomoční komparaci je pro oba svaly shodná.

Ale při jízdě na levou stranu jsou *mm. vasti med. et lat. dx* zapojovány interlokomočně shodně, ale jejich vzájemná aktivace je o polovinu fázového cyklu posunuta. *M. vastus medialis* dx o 40 % předbíhá laterální část *quadricepsu*, jejich doba zatížení je ale shodná, a to jak na kolečkových lyžích, tak na nordic blade.

Při jízdě jednodobým bruslením dochází k úplně odlišnému timingu aktivace *mm. vasti med. et lat. dx*. *M. vastus lateralis* dx se na obou lyžařských tréninkových prostředcích zapojují shodně, ale na kolečkových lyžích pracuje nepatrně (o 5 %) déle. Avšak *m. vastus lateralis* dx pracuje v odlišném režimu. Na kolečkových lyžích se zapojuje o 7 % krokového cyklu později než *m. vastus med. dx* a na nordic blade za mediální hlavou zaostává o 62 %. Velké rozdíly byly nalezeny i v případě délky aktivace, když *m. vastus lateralis* dx na kolečkových lyžích je zapojen celou třetinu cyklu, zatímco *medialis* na nordic blade pouhých 19 %.

U *m. vastus lateralis* dx nebyly nalezeny výraznější změny v timingu aktivace, neboť se jedná o posturálně stabilizační sval, obdobně jako *m. gluteus medius* nebo *m. adductor magnus*.

Z výše uvedeného vyplývá, že při komparaci timingu aktivace vnější a vnitřní hlavy *quadriceps femoris* byl nalezen podstatný rozdíl při

intralokomočním srovnání dvoudobého bruslení na pravou a levou stranu. Příčinu tohoto fenoménu spatřujeme v opoře do hole přes trup, pletenec ramenní a horní končetinu, která napomáhá ke stabilizaci kolene jedné z hlav ve větší míře.

M. tibialis anterior, *m. gastrocnemius* a *m. peroneus longus* je skupina svalů, které považujeme za stabilizátory kolenního a hlezenního kloubu, a proto jsou pro zajištění dynamické rovnováhy při jízdě na lyžích, kolečkových lyžích i na nordic blade klíčové. Navíc Véle (2006) *m. tibialis anterior* považuje za chůzový marker. Nejmenší rozdíly byly nalezeny při sledování timingu *m. gastrocnemius dx*, *caput medialis*, který se při jízdě dvoudobým bruslením na levou stranu aktivoval i deaktivoval na obou tréninkových prostředcích ve stejný okamžik pracovního cyklu. Při dvoudobém bruslení na pravou stranu na nordic blade se tento plantární extenzor chodidla zapojil o téměř desetinu kroku dříve. Největší interlokomoční rozdíl byl zjištěn při jednodobém bruslení, kdy k aktivaci *m. gastrocnemius dx c. med.* na nordic blade došlo o 15 % cyklu dříve než na kolečkových lyžích a stejně jako při bruslení na pravou stranu pracoval po delší dobu.

Výrazné rozdílnosti při komparaci bruslení na kolečkových lyžích a na nordic blade v zapojení i deaktivaci vykazuje *m. tibialis anterior dx*, a to u všech třech pohybových kroků. Při jednodobém bruslení se dorsální flexor zapojuje o 13 % dříve na nordic blade než na kolečkových lyžích, přičemž délka aktivace je shodná. Avšak při sledování aktivity tohoto svalu při bruslení dvoudobém na levou stranu zjišťujeme, že zde dochází k interlokomočnímu fázovému posunu o 50 %, s tím, že na kolečkových lyžích je *m. tibialis ant. dx* zapojen po nepatrně delší čas (7 % krokového cyklu). Největší interlokomoční odchylky v timingu aktivace tohoto stabilizátoru kolene a hlezna byly sledovány při jízdě na pravou stranu dvoudobým bruslením. K rozhodujícímu nástupu aktivace na kolečkových lyžích došlo na 52 % krokového cyklu, zatímco na nordic blade až na 87 %, tedy vznikl fázový rozdíl 36 %. Na nordic blade byl *m. tibialis ant. dx* zapojen jen po čtvrtinu (25 %) cyklu a na kolečkových lyžích po celých 52 % (více než polovinu).

Oproti *m. peroneus longus* nebyly u *m. tibialis ant. dx* při jednodobém bruslení nalezeny výraznější diferenciací v somatických funkcích, což poukazuje na nediferencovanou práci svalů s dorsální flexí. Toto ale pro nedostupnost normalizované plochy pod křivkou nelze přesněji formulovat.

„Nediferenciací“ je většinou považována za indikátor větší námahy a nižší koordinační schopnosti.

Posuny aktivace u dvoudobého bruslení nelze podrobně komentovat, protože současně nebyla snímána aktivita svalů na levé dolní končetině.

V případě *m. peroneus longus dx* dochází k větším odchylkám v timingu při dvoudobém bruslení na levou stranu.

Odlišný timing nástupu a odeznění aktivace posledně diskutovaných tří svalů připisujeme především konstrukci nordic blade, které konstrukčně vycházejí spíše z kolečkových bruslí tak, že na šasi je pevně připevněná „botička“, nedisponují tak běžeckým vázáním, které je pro lyžařský odraz klíčové. Avšak na rozdíl od in-line bruslí jsou nordic blade dlouhé jako kolečkové lyže a navíc a mnohem těžší (zhruba 2550g; kolečkové lyže váží 1,3 kg; <http://www.powerslide.de>; <http://www.tomsport.cz>).

Domníváme se, že právě pevně ukotvená pata k šasi je příčinou delšího časového zapojení *m. gastrocnemius dx* a naopak kratší aktivace *m. tibialis anterior dx*, neboť jezdec není schopen provést dynamický lyžařský odraz, který je dokončen přes špičku nohy. Z empirických zkušeností je známo, že krátký „nůž“ in-line bruslí je pro odraz mnohem komfortnější a jezdec nepociťuje tak markantní rozdíl v odraze v porovnání s kolečkovými lyžemi, jako na nordic blade.

Ve srovnání se studií Chrástkové a spol. (2012), kde byly nalezeny podstatné rozdíly v zapojení *m. gluteus medius dx* při jízdě na lyžích a kolečkových lyžích, především při jednodobém bruslení (51 %), zde žádného takového rozdílu nalezeno nebylo. Mohly bychom tedy říci, že při jízdě na tréninkovém prostředku, na kterém je možné vytvořit pevné punctum fixum (jarní sněhová pokrývka je nestabilní a proměnlivá), se bude *m. gluteus medius dx* zapojovat ve shodném timingu. Naopak v této studii byly objeveny aktivizační rozdíly u *m. gluteus maximus dx*, a to především při dvoudobém bruslení na levou stranu. Na nordic blade je *m. gluteus maximus dx* zapojen téměř 1/5 krokového cyklu déle oproti kolečkovým lyžím. Nástup aktivace nacházíme ve stejném bodě kroku. Takovýto rozdíl, který je zřejmě dán hmotností nordic blade, Chrástková a spol. (2012) neuvádí.

Obdobně jako Chrástková a spol. (2012) ve své práci zjistili velké rozdíly v timingu aktivace *m. biceps femoris dx* i v této studii je zapojování tohoto flexoru kolene a extenzoru a zevního rotátoru kyčelního kloubu na kolečkových lyžích a nordic blade značně odlišné. Zatímco při srovnání dvoudobého bruslení na levou stranu na lyžích a kolečkových lyžích byla aktivace interlokomočně synchronní a při ostatních dvou bruslařských krocích byl nástup rozhodující aktivace na kolečkových lyžích o více než 50 % opožděn (Chrástková, Bačáková, Špulák, Kračmar, & Čmejla, 2012), tak zde byl největší fázový posun nalezen paradoxně právě při jízdě na levou stranu, a to zpoždění na nordic blade o 60 %, délka aktivace byla shodná. Při jízdě na pravou stranu a při jednodobém bruslení byl nalezen rozdíl ve

fázových posunech jen 15 % respektive 10 % krokového cyklu, a to tak, že na nordic blade se *m. biceps femoris dx* zapojuje dříve než na kolečkových lyžích. Avšak při dvoudobém bruslení na pravou stranu na kolečkových lyžích pracuje tento sval déle než po dobu jedné třetiny pracovního cyklu (36 %), zatímco na nordic blade je zapojen jen po čtvrtinu cyklu. Za překvapivé můžeme považovat nalezení opačného fenoménu timingu zapojování svalů u dvoudobého bruslení v komparaci s *m. tibialis ant. dx*.

Zajímavá interlokomoční difference v aktivaci byla shledána u *m. rectus femoris dx*, který se pouze při jednodobém bruslení zapojoval na každém z tréninkových prostředků odlišně. Došlo zde k velkému fázovému posunu, a to o 50 % pracovního cyklu s tím, že na kolečkových lyžích tento extensor kolene pracoval jen po dobu 18 %, zatímco na nordic blade byl aktivován celých 39 % krokového cyklu. Přitom z komparativní analýzy jízdy na lyžích a kolečkových lyžích Chrástkové a spol. (2012) vyplývá, že *m. rectus femoris dx* se do lokomoce zapojuje synchronně i právě při jednodobém bruslení. Tyto podstatné rozdíly považujeme za důsledek hmotnosti nordic blade.

Zjištěná difference v timingu aktivace a deaktivace svalů při komparaci bruslení na pravou a na levou stranu mohou být dány odlišným zafixovaným pohybovým stereotypem probandky související s její stranovou preferencí a také s obdobím, kdy byl výzkum proveden.

Opора pro diskuzi a polemiku s jinými výsledky nebyla ve světové literatuře nalezena. Proto jsme v diskuzi polemizovali pouze s výsledky z nedávné pilotní studie Chrástkové a spol. (2012).

Závěr

Ze zjištění, která byla vysledována z výsledků na základě EMG šetření povrchových svalů dolní končetiny při bruslení na kolečkových lyžích, jakožto speciálního tréninkového prostředku pro běžce na lyžích (Chrástková, Bačáková, Špulák, Kračmar, & Čmejla, 2012), a nordic blade, nordic blade rozhodně nedoporučujeme pro trénink běžců na lyžích, a to ani jako specifický ani jako nespecifický tréninkový prostředek. Sice z hlediska kinematického se může zdát, že je pohyb velmi podobný bruslení na lyžích, avšak z hlediska zapojování svalů a provedení vlastního odrazu toto není vhodné. Především byl nalezen zásadní rozdíl fázových posunů u *m. vastus medialis dx*. A také nemožnost provést dokončení dynamického odrazu, především z důvodu pevné paty a délky šasi, a také jejich velká váha (zhruba 2550g; kolečkové lyže váží 1,3 kg) má velice negativní vliv na techniku jízdy lyžaře (<http://www.powerslide.de>, <http://www.tomsport.cz/>).

Nordic blade sice disponují brzdovým systémem, což by se mohlo zdát jako velká výhoda oproti kolečkovým lyžím, které brzdu žádnou nemají,

avšak o jeho bezpečnosti by se dalo velmi polemizovat. Jejich předností by mohla být velká nafukovací kolečka, čím jsou nordic blade předurčeny pro lepší průjezdnost nerovným povrchem (pro kolečkové lyže nebo in-line je nutný hladký asfaltový povrch), avšak to je kompenzováno vysokou hmotností, mnohem vyšší než kolečkových lyží a lyží vůbec.

Literatura

Čapková, K. (2011). Vliv plemena koně a tempa jeho kroku na timing svalů v hipoterapii. *Diplo-mová práce*. Praha.

De Luca, C., J. (1993). *The use of Surface Electromyography in Biomechanics*. Získáno 1. Leden 2009, z Delsys: <http://www.delsys.com/>

Gerald, A. S. & Brian, S., H. (1994). Kinematic Analysis of Skating Technique of Olympic Skiers in the Men's 50-km Race. *Journal of Applied Biomechanics*, 10.

Chrástková, M., Bačáková, R., Špulák, D., Kračmar, B. & Čmejla, R. (2012). Komparativní analýza běhu na lyžích volnou technikou a bruslení na kolečkových lyžích. V J. Suchý (Editor), *Scientia movens: Sborník příspěvků z mezinárodní studentské vědecké konference konané dne 27. března 2012* (stránky 28 - 36). Praha: FTVS UK.

Kvamme, B.; Jakobsen, V.; Hetlan, S.; Smith, G. (8. červenec 2005). *Ski skating technique and physiological responses across slopes and speeds*.

Získáno 2. únor 2012, z European JournL Applied Physiology: http://byttpassord.nih.no/documents_intranett/Seksjon%20for%20fysisk%20prestasjonse/vne/FOU/Publikasjoner%202005/Kvamme_Jakobsen_Hetland_Smith_2005_Ski_skating_technique_and_physiological_responses_across_slopes_and_speeds.pdf

Merletti, R. & Parker, P. (2004). *Electromyography. Physiology, engineering, and non-invasive applications*. Hoboken, New Persey: John Wiley & Sons, Inc.

Powerslide: Products: Skates, Wheels. (2012). Získáno 21. květen 2012, z Powerslide, we love to skate: <http://www.powerslide.de>

Street, G., McNitt-Gray, J., & Nelson, R. (1986). *Timing study world cup cross country ski race Biwabik*. Minnesota: University Park: The Pennsylvania State University, Biomechanic Laboratory.

TomSport E-shop : Lyže : Kolečkové : Skate : Pro Ski. (2012). Získáno 21. květen 2012, z TomSport E-shop: <http://www.tomsport.cz>

Véle, F. (2006). *Kineziologie, Přehled kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.

Mgr. Martina Chrástková

Palackého 375

Trutnov, 541 01

+420 774873179

martan.chr@seznam.cz