

HODNOCENÍ STÁLOSTI PROVEDENÍ VYBRANÝCH DOVEDNOSTÍ PŘI BRUSLENÍ NA LYŽÍCH

PERFORMANCE EVALUATION OF STABILITY OF SELECTED SKILLS OF CROSS COUNTRY SKIING

P. Matošková¹, V. Süß² & P. Pravečková²

¹Univerzita Karlova Praha, fakulta tělesné výchovy a sportu, katedra sportů v přírodě

²Univerzita Karlova Praha, fakulta tělesné výchovy a sportu, katedra sportovních her

ABSTRACT

Ski skating is one of the cyclic movements of locomotion. It is operated on the race, but also on the recreational level. Likewise, the skating ranks as preparatory exercise for balance training and transfer of body weight in both general and specialized grounding in ski downhill or cross country skiing. For the descriptive nature of the case study, we chose a skating with one step push-off (V-2 skating) and a basic skating with accompanied arm movement on downhill and cross country skiing. The aim of this paper is to highlight the possibilities of analysis of motor skills by surface electromyography with regard to stability design of individual experiments in the implementation of selected skills. The basic method of measuring the electrical activity of selected muscles was surface electromyography. These were the following muscles: m. gluteus maximus, m. gluteus medialis, m. adductor longus, m. vastus medialis, m. peroneus longus, m. tibialis anterior and m. gastrocnemius. The results of study show the stability of performance in each step of cyclic motion and on the appropriateness of using statistical methods to evaluate the coefficient of variation of the open motor skills.

Keywords: skiing, electromyography; skating with one step push-off (V-2 skating); basic skating

SOUHRN

Bruslení na lyžích patří mezi lokomoční cyklické pohyby. Je provozováno na závodní, ale i rekreační úrovni. Stejně tak se bruslení řadí jako průpravné cvičení pro nácvik rovnováhy a přenášení hmotnosti těla do všeobecné i specializované lyžařské průpravy na sjezdových či běžeckých lyžích. Pro případovou studii deskriptivního charakteru jsme zvolili oboustranné bruslení jednodobé a oboustranné bruslení prosté s doprovodnou prací paží na sjezdových i běžeckých lyžích. Cílem příspěvku je poukázat na možnosti analýzy pohybových dovedností pomocí povrchové elektromyografie s ohledem na stabilitu provedení jednotlivých pokusů při provádění vybraných dovedností. Základní metodou bylo měření elektrické aktivity vybraných svalů pomocí povrchové elektromyografie. Jednalo se o svaly: m. gluteus maximus, m. gluteus medialis, m. adductor longus, m. vastus medialis, m. peroneus longus, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius. Výsledky studie ukazují na stálost provedení v jednotlivých krocích cyklického pohybu a na vhodnost použití statistické metody koeficientu variace pro hodnocení otevřených pohybových dovedností.

Klíčová slova: lyžování; elektromyografie; oboustranné bruslení jednodobé; oboustranné bruslení prosté

Úvod

Bruslení na běžeckých lyžích se věnuje široká veřejnost zejména na rekreační úrovni. Je však také provozováno závodní formou od výkonnostního až po vrcholový sport. Dále je taktéž součástí i dalších sportů, jako například biatlonu nebo severské kombinace. Někteří autoři (PSOTOVÁ, PŘÍBRAMSKÝ et al., 2006; NOSEK, 2007; VO-DIČKOVÁ & PŘÍBRAMSKÝ, 2005) zařazují

bruslení při výuce lyžování na sjezdových lyžích již do všeobecné lyžařské průpravy. Bruslení zde navazuje na odšlapování, se kterým má stejný pohybový základ. Jedná se o oboustranné bruslení prosté nacvičované z mírného sklonu svahu, které vede k nácviku rovnováhy a přenášení hmotnosti těla z jedné lyže na druhou. Ve specializované lyžařské průpravě prováděné na sjezdových lyžích se bruslení vyskytuje na kvalitativně vyšší úrovni.

Můžeme zde již využít výraznější odraz a odpich holemi. Do všeobecné lyžařské průpravy zařazují GNAD & PSOTOVÁ (2005) také bruslení na běžeckých lyžích bez odpichu holemi.

Bruslení na lyžích řadíme mezi lokomoční pohyby. Pro cyklické pohyby obecně je charakteristické opakování svalové kontrakce stejného typu za určitý časový interval. BERNACÍKOVÁ, KALICHOVÁ & BERÁNKOVÁ (2010) řadí lyžování do tzv. arteficiální lokomoce, jedná se tedy o pohyb v prostoru prostřednictvím mobilních zařízení a pomůcek.

Podle sklonu svahu, rychlosti pohybu, fyzických dispozic jedince využíváme několik způsobů bruslení. My se zaměříme pouze na oboustranné bruslení prosté a oboustranné bruslení jednodobé, které jsou předmětem našeho sledování.

Oboustranné bruslení jednodobé se využívá při jízdě po rovině nebo z mírného klesání jako zrychlující prvek, nebo do stoupání. Jedná se o nejnáročnější způsob bruslení z hlediska technického i fyzického (ONDRÁČEK, HŘEBÍČKOVÁ et al., 2008). Tento způsob běhu je charakteristický jedním soupažným odpichem na každý odraz dolní končetinou. Tato technika je nejnáročnější na rovnováhu ve skluzu v jednooporovém postavení. Je zde vyžadována výrazná akcelerace při přenosu paží zpět do základního postavení (KORVAS, 2011). GNAD & PSOTOVÁ (2005) uvádí, že tento způsob bruslení je charakteristický užším základním postojem, menším úhlem odvratu skluzové lyže, nižší frekvencí pohybu, dlouhým skluzem v jednooporovém postoji a zapojením trupu do odpichu. Někteří autoři (GNAD & PSOTOVÁ, 2005; ILAVSKÝ et al., 2005) jej považují za základní způsob bruslení na lyžích a od něj jsou odvozeny všechny ostatní způsoby oboustranného bruslení. U oboustranného bruslení jednodobého je pohyb vpřed relativně rychlý, efektivní, bez větších rozdílů v rychlosti mezi hlavní a vedlejší fází a je charakteristický symetrickým pohybem na obě strany. Silové působení dolních končetin na lyže v průběhu odrazu levou i pravou nohou je téměř shodné. S tím také souvisí pravidelné svalové zatížení a uvolnění zatěžovaných svalových skupin. V průběhu pohybu nejsou významné rozdíly v nasazení síly obou dolních končetin (KORVAS, 2011).

Oboustranné bruslení prosté je prováděno bez odpichu holemi. Využíváme jej při jízdě po rovině či z mírného klesání, nebo při frekvenčním pojetí ke zrychlení jízdy (GNAD & PSOTOVÁ, 2005). Vyžaduje mohutný odraz dolní končetinou z vnitřní hrany lyže, který končí napnutím končetiny v kolenním a kyčelním kloubu. Následuje dlouhý skluz po ploše skluznice. Paže jsou buď fixovány s holemi pod paží nebo doprovázejí pohyb dolních končetin a trupu ve střídavém rytmu (ILAVSKÝ et al., 2005). Ramena běžce se stále vytáčí tak, aby

byla po většinu skluzu kolmo na skluzovou lyži (KORVAS, 2011).

Skluzové postavení na lyžích rozhodně člověku neposkytuje pocit posturální jistoty. V běžném životě se člověk skluzu naopak vyhýbá. Při získání optimální posturální jistoty ve skluzu na jedné lyži se síly, jež působí na lyžaře (s vysokou úrovní techniky pohybu), dostávají do rovnováhy a posturální jistota se zvyšuje až do stavu, který se podobá vnímání stoje v klidu na pevné (tj. nekluzké) podložce (KRAČMAR et al., 2006).

V průběhu motorického učení dochází k vytvoření pohybového programu, který je charakteristický tím, že žák je schopen zopakovat pohyb bez větších rozdílů ve vnějším provedení. Většina metod pro hodnocení provedení pohybových dovedností je založena na metodě pozorování (Süss, 2006), nejčastěji pomocí hodnocení kritických míst (KNUDSON & MORISSON, 1997). Tím získáme poměrně vhodný obraz o vnějším provedení, ale je otázkou, zda došlo i k vytvoření a zařizování nervosvalových spojení potřebných pro pohybovou dovednost. Jednou z metod, jak měřit zapojení svalů v průběhu pohybu, je povrchová elektromyografie (SEMG). Vhodnost této metody je uznávána pro kineziologickou analýzu lidského pohybu včetně chůze a postury (RODOVÁ, MAYER & JANURA, 2001), pro hodnocení nástupu svalové únavy (PÁNEK, PAVLŮ & ČE-MUSOVÁ, 2009), pro analýzu sportovních dovedností (KRAČMAR, BAČÁKOVÁ & HOJKA, 2010; PAVELKA, SATRAPOVÁ & KRAČMAR, 2010; KRAČMAR, BAČÁKOVÁ, HOJKA & VYSTRČILOVÁ, 2010).

Cílem našeho příspěvku je poukázat na možnosti analýzy pohybových dovedností pomocí povrchové elektromyografie s ohledem na stálost provedení jednotlivých pokusů při provádění vybraných dovedností při bruslení na lyžích.

Metodika

Jedná se o případovou studii popisného charakteru provedenou na základě rozboru elektrické aktivity vybraných svalů v průběhu cyklického pohybu. Zvolili jsme oboustranné bruslení prosté na běžeckých i sjezdových lyžích a oboustranné bruslení jednodobé rovněž na lyžích sjezdových i běžeckých.

Byl proveden záměrný výběr. Vybraný soubor tvořila jedna testovaná osoba ženského pohlaví ve věku 36 let s tělesnou výškou 164 cm a hmotností 59 kg. Jednalo se o lyžařskou instruktorku s kvalifikací Diplomovaný učitel lyžování.

Použitou metodou byla povrchová elektromyografie (EMG), která je vhodná pro zjišťování aktivity zapojených svalů při pohybové činnosti. Využili jsme přenosné měřicí zařízení, které pracuje na principu EMG potenciálů a je připevněné na těle probanda. Jeho hmotnost je přibližně 1,3 kg, vzorkovací frekvence 200 vzorků

za sekundu a filtry jsou nastaveny na měření frekvencí 30 – 1 200 Hz. Záznam byl zaznamenáván v průběhu výzkumu do vnitřní paměti přístroje a poté po ukončení série měření přenesen do notebooku. Dále byl upraven speciálním programem KAZE5 a následně exportován do programu Microsoft Excel.

Určili jsme si kritická místa (KNUDSON & MORISSON, 1997; MATOŠKOVÁ, SÜSS & ZAHÁLKA, 2008) v průběhu lokomočního pohybu bruslením na základě definovaného počátku a konce jednotek rozboru. Vytvořili jsme tak hrubý odhad délky trvání jednotlivých kroků na základě časové analýzy videozáznamu. Musela být dále provedena synchronizace EMG záznamu s videozáznamem. Vzhledem k rozdílnosti vzorkování videozáznamu (25 Hz) a EMG záznamu (200 Hz) bylo tedy nutné synchronizovat začátky jednotek rozboru v EMG měření. K tomu jsme využili autokorelace (KONRAD, 2009), kdy na základě výběru nejvyšší možné korelace mezi výsledkem srovnávací jednotky a vybranou jednotkou rozboru jsme určili počátek EMG záznamu. Vzhledem k tomu, že jednotky rozboru měly různou časovou délku, bylo nutné normalizovat data pomocí převodu na procentuální časovou osu (KONRAD, 2009). Převod jednotek na procenta jsme provedli pomocí klouzavého průměru dat v intervalu odpovídajícím jednomu procentu v každé analyzované jednotce rozboru.

Pro posouzení stability pokusů jsme v jednotlivých kasuistikách vybrali hodnocení pomocí ANOVA, lineární regrese a koeficientu variace (HENDL, 2004). Všechny tyto uvedené metody jsme použili jako podklad k expertnímu hodnocení pomocí věcné významnosti (effect of size).

Výsledky a diskuse

Vzhledem k popisnému charakteru výzkumu a k faktu, že se jedná o případovou studii, volíme popis výsledků současně s jejich diskusí.

Definice kritických míst:

U oboustranného bruslení prostého jsme definovali tato čtyři kritická místa:

1. zdvih pravé lyže (PL) ze sněhu
2. položení PL na sněh
3. zdvih levé lyže (LL) ze sněhu
4. položení LL na sněh.

Kritické místo 1 (obrázek 1A) je definováno jako začátek skluzu v jednoopporovém postoji na ploše skluznice v odvratu (GNAD & PSOTOVÁ,

2005). Jde konkrétně o okamžik, kdy je dokončen odraz z pravé dolní končetiny, která je dopnuta v kolenním a kyčelním kloubu, a dochází ke zdvihu pravé lyže nad sněh (opuštění kontaktu s položkou).



Obrázek 1. Kritická místa při oboustranném bruslení prostém

Figure 1. Critical points in two-sided plain skating



Obrázek 2. Kritická místa při oboustranném bruslení jednodobém

Figure 2. Critical points in a single-sided skating

Kritické místo 2 (obrázek 1B) je definováno jako odraz z vnitřní hrany lyže v odvratu (GNAD & PSOTOVÁ, 2005). Jedná se konkrétně o okamžik, kdy skluzová lyže (pravá) je položena na sněh.

Kritické místo 3 je shodné s kritickým místem 1, ale odrazovou nohou je tentokrát levá dolní končetina.

Kritické místo 4 je shodné s kritickým místem 2, ale jedná se o levou skluzovou lyži.

U oboustranného bruslení jednodobého jsme definovali těchto osm kritických míst:

1. zdvih pravé lyže (PL) ze sněhu
2. zapíchnutí holí
3. položení PL na sněh
4. dokončení odpichu
5. zdvih levé lyže (LL) ze sněhu
6. zapíchnutí holí
7. položení LL na sněh
8. dokončení odpichu

Kritické místo 1 (obrázek 2A) je definováno jako začátek skluzu v jednooporovém postoji na ploše skluznice v odvratu (GNAD & PSOTOVÁ, 2005). Jde konkrétně o okamžik, kdy je dokončen odraz pravé dolní končetiny, která je dopnuta v kolenním a kyčelním kloubu, a dochází ke zdvihu pravé lyže nad sněh (opuštění kontaktu s položkou).

Kritické místo 2 (obrázek 2B) je definováno jako pohyb paží s odpichem holemi. Jedná se o soupažný odpich holemi, konkrétně okamžik, kdy dochází k prvnímu kontaktu holí se sněhem.

Kritické místo 3 (obrázek 2C) je definováno jako odraz z vnitřní hrany lyže v odvratu (GNAD & PSOTOVÁ, 2005). Jedná se konkrétně o okamžik, kdy skluzová lyže (pravá) je položena na sněh.

Kritické místo 4 (obrázek 2D) je definováno jako pohyb paží s odpichem holemi. Jde konkrétně o dokončení soupažného odpichu, tj. okamžik posledního kontaktu holí se sněhem.

Kritické místo 5 je shodné s kritickým místem 1, ale odrazovou nohou je tentokrát levá dolní končetina.

Kritické místo 6 je shodné s kritickým místem 2, stejně tak kritické místo 8 je shodné s kritickým místem 4.

Kritické místo 7 je shodné s kritickým místem 3, ale jedná se o levou skluzovou lyži.

Kinematika běžeckého kroku:

Sledovali jsme oboustranné bruslení prosté a oboustranné bruslení jednodobé. Oba způsoby byly prováděny na rovině jak na běžeckých lyžích, tak také na lyžích sjezdových. Změnou výzbroje (běžecké a sjezdové lyže) jsme se pokusili eliminovat možnou variabilitu pokusů způsobenou

například nerovnovážnou pozici při jízdě na jedné lyži.

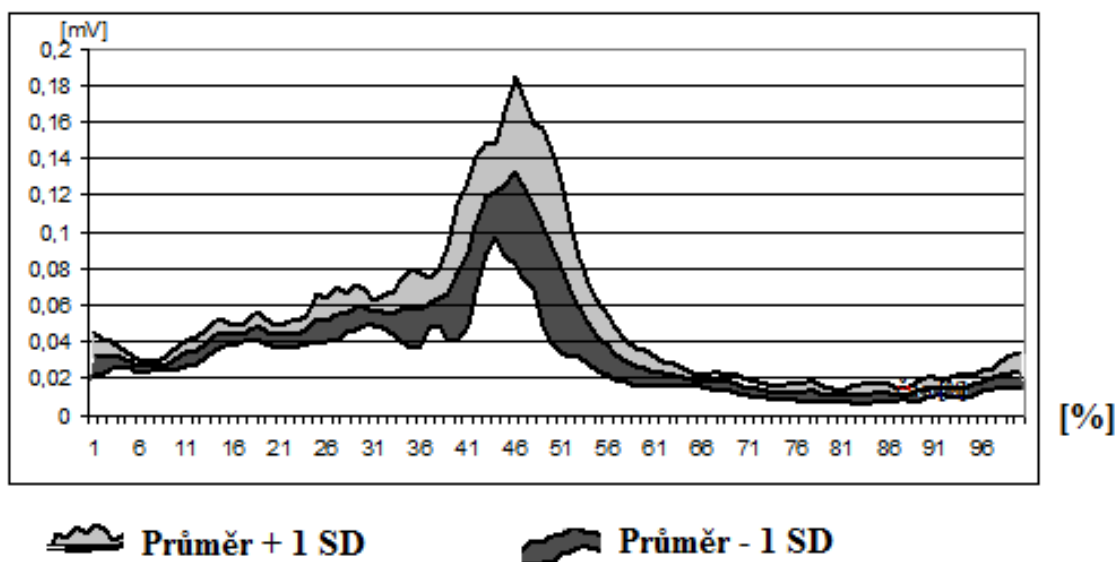
Nejprve jsme se zaměřili na základní kinematickou charakteristiku, kterou byl čas jednotlivého dvojkroku, který jsme definovali pomocí výše uvedených kritických míst.

V tabulce 1 uvádíme průměrné výsledky sledovaných dovedností a lze konstatovat, že při oboustranném bruslení prostém dochází k časově kratšímu kroku a nezávisí čas na tom, zda sledovaná osoba jela na sjezdových či běžeckých lyžích. Výsledné průměrné časy nejsou významně odlišné. Rozdíl 0,02 s v průměru odpovídá chybě při zpracování na základě rozboru videozáznamu pomocí PC (JANURA & ZAHÁLKA, 2004). Při oboustranném bruslení jednodobém se krok významně prodlužuje, v případě běžeckých lyží rozdíl činí 0,5 s a v případě sjezdových lyží 0,33 s. Pomocí jednofaktorové ANOVA lze konstatovat, že rozdíl v průměrných časech 0,14 s není statisticky významný.

V jednotlivých dvojkrocích dosahovala sledovaná osoba rozdílných časů, jak je patrné z průměrů a směrodatných odchylek uváděných v tabulce 1. Proto další porovnání časové symetrie pohybu – otázka zda krok pravou DK je stejně dlouhý jako krok levou DK – jsme převedli výsledné časy na procenta a porovnání obou částí je v procentech. Při naprosto časově symetrickém pohybu by krok každou dolní končetinou tvořil 50% část celkového času dvojkroku. Výsledky ukazují, že ve všech sledovaných dovednostech měla testovaná osoba procentuálně delší krok levou nohou. Průměrně ve všech krocích to dělalo 51,8 % celkového času, což z pohledu věcné významnosti považujeme za rozdíl nevýznamný (1,8 %).

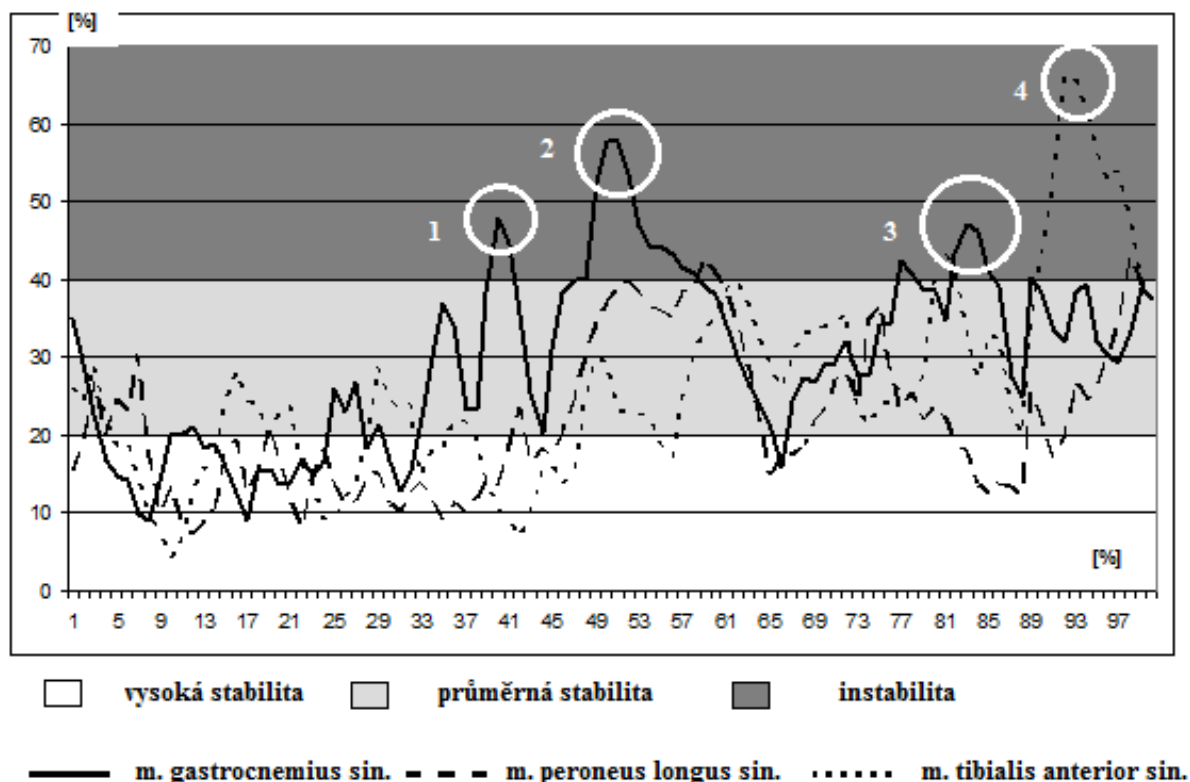
Tabulka 1. Základní kinematické veličiny
Table 1. Basic kinematic variables

Způsob bruslení	Kinematika běžeckého kroku					
	Čas		půlkrok pravou		půlkrok levou	
	průměr [s]	SD [s]	průměr [%]	SD [%]	průměr [%]	SD [%]
Běžecké lyže						
Oboustranné bruslení jednodobé	2,15	0,15	49,5	2,5	50,5	2,5
Oboustranné bruslení prosté	1,65	0,10	47,7	3,8	52,3	3,8
Sjezdové lyže						
Oboustranné bruslení jednodobé	2,01	0,09	48,0	2,2	52,0	2,2
Oboustranné bruslení prosté	1,67	0,07	47,5	2,0	52,5	2,0



Graf 1. Normalizovaný graf průběhu EMG u m. gastrocnemius sin. při oboustranném bruslení prostém na běžecích lyžích

Graph 1. Normalized graph of EMG the gastrocnemius sin.



Graf 2. Průběh koeficientu variace při oboustranném bruslení prostém na běžecích lyžích

Graph 2. Course of the coefficient of variation of the plain on both sides skating cross-country skiing

Stabilita (variabilita) pohybu pomocí EMG:

U všech sledovaných dovedností na běžecích i sjezdových lyžích jsme pomocí průměru normalizovaných výsledků EMG v každém pokusu určili elektrickou aktivitu vybraných svalů v průběhu jednoho dvojkroku. Ze všech měřených dvojkroků jsme ke grafickému porovnání spočetli v každém časovém okamžiku průměrnou elektrickou aktivitu a směrodatné odchylky.

Výsledek tohoto porovnání prezentujeme u svalu m. gastrocnemius sin. (graf 1) v průběhu dvojkroku u oboustranného bruslení prostého na běžecích lyžích.

V grafickém vyjádření to znamená, že čím je „užší“ pás kolem průměru, tím je výsledek více homogenní. Byl tedy zaznamenán podobný elektrický potenciál a pohyb byl prováděn podobně. Pro srovnání „podobnosti“ elektrické aktivity mezi

Tabulka 2. Průměrné výsledky koeficientu variace
Table 2. Average results of the coefficient of variation

Koeficient variace	m. adduktor longus dx.				m. vastus medialis dx.			
Způsob bruslení	průměr	SD	max	min	průměr	SD	max	min
Běžecské lyže								
Oboustranné bruslení jednodobé	31	16	70	8	33	18	88	4
Oboustranné bruslení prosté	28	8	49	9	42	16	78	14
Sjezdové lyže								
Oboustranné bruslení jednodobé	33	21	96	12	91	42	179	31
Oboustranné bruslení prosté	25	9	54	6	37	28	94	8

sledovanými svaly a dovednostmi nelze přímo použít směrodatné odchytky, které jsou závislé také na velikosti produkovaného elektrického napětí. Proto jsme k porovnání použili koeficient variace, což je procentuální podíl směrodatné odchytky na průměru. Průběh koeficientu variace u stejné pohybové dovednosti a na vybraných svalech levé strany těla (m. gastrocnemius sin., m. peroneus longus sin. a m. tibialis anterior sin.) ukazujeme na grafu 2. Z uvedeného grafu je vidět, že koeficient variace je proměnná, která dosahuje svých lokálních extrémů v pásmu, které jsme nazvali instabilitou a pro porovnání je důležité vysvětlení, proč k těmto extrémům dochází. První lokální extrém v tomto pásmu, označený na grafu 2 číslem 1, odpovídá 42 % času trvání běžecského kroku, kde z pohledu provedení se jedná o okamžik, kdy lyžař je ještě v jednooporovém postavení a připravuje se na položení skluzové lyže na sníh. V této části lze předpokládat vyšší variabilitu, protože lyžař musí reagovat na terén, po kterém se pohybuje.

Druhému lokálnímu maximu odpovídá čas 50 %. V tomto okamžiku dochází k dokončení odrazu levou dolní končetinou, lokální extrém je na křivce označující elektrickou aktivitu m. gastrocnemius sin., což odpovídá i funkci zmiňovaného svalu (extenze v hlezenním kloubu) a vysoká hodnota koeficientu variace odpovídá různému elektrickému potenciálu, který je důsledkem reakce s podložkou při odrazu. Třetí lokální extrém koeficientu variace u svalu m. gastrocnemius sin. odpovídá časovému úseku, kdy jede lyžař v jednooporovém postavení na pravé lyži a sval reaguje na vyrovnávání rozdílné polohy lyže – jedná se o reakce na okamžitý podnět a nesouvisí to pravděpodobně s technikou bruslení. A čtvrtý lokální extrém v pásmu instability odpovídá situaci těsně před kritickým místem 4, tj. položením lyže na sníh a m. tibialis anterior sin. v tomto okamžiku reaguje na změnu úhlu v hlezenním kloubu. Jedná se opět o reakce na okamžité podněty při styku s podložkou a nesouvisí to pravděpodobně s technikou bruslení.

Průměrné výsledky koeficientu variace u dvou sledovaných svalů uvádíme v tabulce 2. Výsledky

ukazují na nízké hodnoty koeficientu variace s výjimkou m. vastus medialis dx., který způsobuje extenzi v kolením kloubu při oboustranném bruslení prostém na sjezdových lyžích.

Vysoké hodnoty koeficientu variace u svalu m. vastus medialis dx., který je jedním z extenzorů kolenního kloubu a jedním z hlavních agonistů při oboustranném bruslení prostém, mohou být způsobeny vyšší hmotností sjezdových lyží a reakcí zapojení svalu na nestejné výkyvy lyže v průběhu běžecského dvojkroku. Při sledování průběhu koeficientu variace u m. vastus medialis dx. při oboustranném bruslení prostém dochází ke dvěma lokálními maximům v čase odpovídajícím 18 % a 70 % času trvání bruslařského dvojkroku. V okamžiku prvního lokálního extrému dochází k zapojení svalu při přenosu lyže do základního postavení po dokončení odrazu a tím rozdílné zapojení odpovídá větší hmotnosti sjezdové lyže oproti bruslení na běžecských lyžích. Druhý lokální extrém se nachází v okamžiku, kdy lyžař zahajuje odraz z vnitřní hrany levé lyže v odvratu a začíná přenášet hmotnost z odrazové lyže na skluzovou. Tím lze vysvětlit nestejné zapojení svalu m. vastus medialis dx. jako reakci na různé vnější podmínky při této činnosti.

Závěr

Povrchová EMG (SEMG) v oblasti kineziologie vyšetřuje aktivaci svalů, koaktivaci svalových skupin v průběhu komplexního i selektovaného pohybu, vlivy zátěže na svalovou funkci, může sledovat terapeutický proces nebo efekt pohybového zatížení. Naše případová studie je dokladem toho, že SEMG je možné použít také jako metodu pro intraindividuální porovnání stability provedení dovedností a to nejen u dovedností probíhajících ve standardních podmínkách (zavřené dovednosti), ale i u dovedností otevřených a cyklických.

Cílem studie bylo také ukázat možnosti hodnocení povrchové EMG pomocí statistických metod – koeficientu variace. Pro analýzy otevřených pohybových dovedností se tato metoda ukazuje jako prospěšná ve dvou významech:

1. celkové hodnocení koeficientu variability
2. průběh koeficientu variability v čase

Hodnocení pomocí průměrné hodnoty EMG a směrodatných odchylek (graf 1) může být v konkrétním případě zavádějící (je závislé na velikosti elektrického potenciálu) a proto se ukazuje hodnocení pomocí koeficientu variace jako vhodnější.

Literatura

- 1) Bernacíková, M., Kalichová, M. & Beránková, L. (2010). *Základy sportovní kineziologie*. Brno: FSpS MU, uloženo na: <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/index.html>.
- 2) Gnad, T. & Psotová, D. (2005). UK Praha: Karolinum.
- 3) Hendl, J. (2004). *Přehled statistických metod zpracování dat*. Praha: Portál.
- 4) Ilavský, J. et al. (2005). *Běh na lyžích*. [Metodický dopis]. Praha: ČSTV.
- 5) Janura, M. & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: UP.
- 6) Knudson, D. & Morrison, G. (1997). *Qualitative Analysis of Human Movement* Champaign III: Human Kinetics.
- 7) Konrad, P. (2009). *The ABC of EMG a Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. uloženo na www.reseau.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1.
- 8) Korvas, P. (2011). *Volný způsob běhu na lyžích – technika, metodika*. Brno: FSpS MU, uloženo na: <http://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/ps10/lyze/web/index.html>.
- 9) Kračmar, B. et al. (2006). Kineziologický obsah bruslení na lyžích. *Česká kinantropologie*, 10 (1), 45-53.
- 10) Kračmar, B., Bačáková, R. & Hojka, V. (2010). Vliv cyklistického kroku na pohybovou soustavu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17 (3), 107-112.
- 11) Kračmar, B., Bačáková, R., Hojka, V. & Vystrčilová, M. (2010). Míra podobnosti kineziologických obsahů cyklistického kroku a kroku volné bipedální chůze. *Česká kinantropologie*, 14 (3), 50-61
- 12) Matošková, P., Süß, V. & Zahálka, F. (2008). The movement of a skier with one above-the-knee leg amputation in the course of a turn. *Acta Universitatis Carolinae Kinantropologica*, 45 (2), 81-92.
- 13) Mrůzková, M., Bačáková, R. & Hojka, V. (2009). Zapojení vybraných svalových skupin do lokomoce pletencem ramenním v různých kanoistických disciplínách. In J. Kresta & D. Pyšná (Eds.), *Pohyb, výchova, zdraví 2009* (pp 129-136). Ústí nad Labem: PF UJEP.
- 14) Nosek, M. (2007). *Běh na lyžích. Multimediální učební text pro instruktory školního lyžování*. Ústí nad Labem: UJEP, uloženo na: <http://pf.ujep.cz/~nosek/bezky/index.html>.
- 15) Ondráček, J., Hřebíčková, S. et al. (2008). *Metodika běžeckého lyžování*. Brno: FSpS MU, uloženo na: <http://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/js11/lyzovani/web/index.html>.
- 16) Pánek, D., Pavlů, D. & Čemusová, J. (2009). Rychlost vedení akčního potenciálu svalu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 16 (3), 96-101.
- 17) Pavelka, R., Satrapová, L. & Kračmar, B. (2010). Kineziologická analýza modifikací kliku jako posilovacího cvičení a využití ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17 (3), 129-133.
- 18) Psotová, D., Příbramský, M. et al. (2006). *Sjíždění a zatáčení na lyžích*. Česká škola lyžování. Praha: Karolinum.
- 19) Rodová, D., Mayer, M. & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8 (4), 173-177.
- 20) Süß, V. (2006). *Význam indikátorů herního výkonu pro řízení tréninkového procesu*. [Vědecká monografie]. Praha: Karolinum.
- 21) Vodičková, S. & Příbramský, M. (2005). *Česká škola lyžování. Sjíždění a zatáčení na lyžích dětí a mládeže*. Liberec: TU.

PhDr. Petra Matošková, Ph.D.

UK FTVS Praha, katedra sportů v přírodě

José Martiho, 31

162 52 Praha 6 – Veveřslavín

+420220172398

matoskova@ftvs.cuni.cz