HODNOCENÍ SYMETRIE POHYBU PŘI BRUSLENÍ NA LYŽÍCH POMOCÍ POVRCHOVÉ ELEKTROMYOGRAFIE

EVALUATION OF MOVEMENT SYMMETRY OF CROSS COUNTRY SKIING SKATING TECHNIQUE USING ELECTROMYOGRAPHY

P. Matošková,¹ P. Pravečková² & V. Süß

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

²Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Katedra sportovních her

ABSTRACT

The aim of this study is to showcase possibilities of electromyography analysis of open movement skills with regards to symmetry of individual steps of chosen cyclic skill. It is a case study where 36 year old skiing instructor was used as a proband. Comparison of kinematic analysis and measuring of electric activities of chosen muscles using electromyography were two basic methods we used. The results of symmetry evaluation using ASI coefficient (3,72 - 6,62) are showing that movements during all kinds of skating techniques are not absolutely symmetric, but level of asymmetry is very low. The movements are not exactly the same but they are similar. From the kinesiology point of view we can call this quasisymmetric locomotion. Variation coefficient seems useful to assess stability of skill execution by using length of stride. Variation range can be used to exactly assess stride variability of skating technique.

Keywords: cross country skiing skating technique; electromyography; symmetry of movement; cyclic skills; quasisymmetry

SOUHRN

Cílem této studie je poukázat na možnosti analýzy otevřených pohybových dovedností pomocí povrchové elektromyografie s ohledem na symetrii jednotlivých kroků při provádění vybrané cyklické dovednosti. Jedná se o případovou studii, kde sledovanou osobou byla 36 letá instruktorka lyžování. Základní metodou byla komparace kinematické analýzy a měření elektrické aktivity vybraných svalů pomocí povrchové elektromyografie. Výsledky hodnocení symetrie pomocí koeficientu ASI (3,72 – 6,62) ukazují, že pohyb ve všech sledovaných typech bruslení není absolutně symetrický, ale stupeň asymetrie je velmi nízký. Nejedná se tedy o shodné provedení, ale podobné. Z pohledu kineziologie je vhodné takovou skutečnost označit jako kvazisymetrickou lokomoci. Statistická veličina „koeficient variace“ se ukazuje jako vhodná veličina pro určení stabilního provedení dovednosti pomocí délky kroků. Variační rozpětí může sloužit jako pomůcka k expertnímu hodnocení variability kroků při bruslení.

Klíčová slova: bruslení na lyžích; elektromyografie; symetrie pohybu; cyklické dovednosti; kvazisy-metrie

Úvod

Bruslení na lyžích řadíme mezi lokomoční pohyby. Pojem lokomoce je složen z latinského *locus* (místo) a *movere* (pohybovat), tedy změna místa pohybem. Lokomoce tudíž patří k dovednostem, které jsou vlastní většině živočichů. Fylogenetický vývoj lidské lokomoce vychází z přechodu obratlovců z vodního prostředí na souš a realizoval se směrem od kvadrupedální lokomoce k lokomoci bipedální (Kračmar, Vystrčilová & Dufková, 2008). Díváme-li se na lidskou lokomoci, tak k základní (přirozené) lokomoci patří dovednosti jako jsou chůze či běh. Analýze chůze je věnována velká pozornost (Paróczai et al., 2006; Andreia, Sousa, Joao & Tavares, 2012 a další) jak u zdravých jedinců, tak i u handicapovaných (Isakov et al., 2001) či nemocných, a to vzhledem k jejímu významu v diagnostice

funkčních poruch motoriky (Véle, 2012). Běhu je rovněž věnována velká pozornost, zejména v jeho závodním provedení. Například rozbor sprintu nejrychlejších mužů, jako jsou Usain Bolt, Tyson Gay a Asafa Powell (Taylor & Beneke, 2012). Člověk se v dalším vývoji začal pohybovat v jiném prostředí a tak došlo k vývoji arteficiálních dovedností, například k běhu na lyžích, k bruslení na ledě, či na in-linech a podobně (Levy, 2010; Babel, 2003; Suchý & Kračmar, 2007; Bačáková et al., 2011).

Pro analýzu pohybu v tomto příspěvku jsme vybrali bruslení na lyžích. Někteří autoři (Gnad & Psotová, 2006; Ilavský & Suk, 2005) považují za základní způsob bruslení na lyžích oboustranné bruslení jednodobé a od něj pak odvozují všechny další způsoby oboustranného bruslení. Tento způsob se využívá při jízdě po rovině nebo z mírného klesání jako zrychlující prvek, či do stoupání. Jedná se zároveň o nejnáročnější způsob jak z hlediska technického, tak i fyzického (Ondráček, Hřebíčková et al., 2008). Tento způsob běhu je charakteristický jedním soupažným odpichem na každý odraz dolní končetinou. Gnad & Psotová (2006) 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.

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, 2006). 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 & Suk, 2005).

Při analýze bruslení se obecně předpokládá, že pohyb pravou a levou polovinou těla při jednotlivých krocích je stejný, tudíž že se jedná o symetrický pohyb. Metody popisu (deskripce) vycházejí jak z kinematických analýz (Levy, 2010), kdy získáme představu o vnějším projevu při jednotlivých krocích pravou či levou dolní končetinou, tak i z měření reakčních sil v průběhu lyžování (Babel, 2003).

Záměrný pohyb jednotlivých segmentů těla je způsoben činností pohybového aparátu, tedy činností svalů na základě centrálního nervového řízení. Jednou z metod vyšetřování svalových aktivit je povrchová elektromyografie SEMG a má své místo v hodnocení okamžiku a rychlosti nástupu i relativního poměru svalové aktivity při vyšetřování komplexních pohybových vzorců (De Luca, 1993).

Pro vzájemnou komparaci vnějšího a vnitřního popisu je tedy vhodné při analýze vycházet z kombinace metod, které popisují jak vnější (výsledný) pohyb - například kinematická analýza, s metodami popisujícími činnost svalů - například povrchová elektromyografie (SEMG) (Clarys & Cabri, 1993). Pro vysokou reliabilitu měření je důležité umístění elektrod. Vymezením polohy elektrod a reliabilitou měření EMG signálu se zabývají například Nagata, Yamada & Magatani (2005), kteří pomocí náhodně zvolených kombinací prezentují metodu, jak zvolit výhodnou kombinaci umístění elektrod na předloktí pro měření pohybů ruky.

Pro hodnocení symetrie lokomoce chůze je užíván „Absolutní index symetrie“ (The absolute symmetry index - ASI), který vypočítává procentuální díl symetrie mezi jednotlivými kroky pravou a levou dolní končetinou (Robinson, Herzog & Nigg, 1987; Herzog et al., 1989). Lze jej používat pro jakékoli dílčí proměnné související s krokem. Pro hodnocení vertikální složky síly odrazu jej použili například Wang & Watanabe (2012), kteří zkoumali závislosti rozložení reakčních sil při došlapu, v průběhu a následném odrazu z pravé či levé dolní končetiny s ohledem na symetrii chůze. Pokud je index roven 0, pak se jedná o absolutní symetrii pohybu. Giakas & Baltzopoulos (1997) nebo White et al. (1999) považují za akceptovatelný stupeň rozdílu mezi pravým a levým krokem rozdíl do 10 % ASI.

Cíl

Cílem této studie je poukázat na možnosti analýzy otevřených pohybových dovedností pomocí povrchové elektromyografie. Dílčím cílem je ukázat na možnosti hodnocení symetrie pohybu pomocí EMG a koeficientu „Absolutní index symetrie“.

Metodika

Typ výzkumu

Jedná se o deskripci jedné kasistiky na základě popisu pomocí měření elektrické aktivity svalů se synchronizovaným videozáznamem, z něhož byla získána základní kinematická data.

Sledovaný soubor

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.

Metody

Základní metodou pro zjištění aktivace svalových skupin byla povrchová elektromyografie (EMG). Provedli jsme povrchové měření EMG u vybraných svalových skupin.

Pro deskripci symetrie zapojení svalů v průběhu lyžařského kroku jsme vybrali následující svaly: *m. gastrocnemius sin.* a *m. gastrocnemius dx.*; *m. tibialis anterior sin.* a *m. tibialis anterior dx.*; *m. vastus medialis sin.* a *m. vastus medialis dx.*; *m. adductor longus sin.* a *m. adductor longus dx.*; *m. fibularis longus sin.* a *m. fibularis longus dx.*

Synchronizace EMG záznamu s videozáznamem

Na základě definovaného počátku a konce jednotek rozboru pomocí určení kritických míst (Knudson & Morisson, 1997) jsme vytvořili hrubý odhad délky trvání jednotlivých kroků pomocí časové analýzy videozáznamu. Vzhledem k rozdílnosti vzorkování videozáznamu (25 Hz) a EMG záznamu (200 Hz) bylo nutné synchronizovat začátky jednotek rozboru v EMG měření pomocí autokorelace (Konrad, 2009). 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 průměrování dat v intervalu odpovídajícím jednomu procentu v každé analyzované jednotce rozboru. Pro porovnání mezi dvojicemi svalů na levé a pravé straně těla jsme použili normalizaci EMG záznamu pomocí maximální intenzity EMG.

Statistická analýza

Pro hodnocení symetrie pohybu jsme využili „Absolutní index symetrie“ (ASI), který vypočítává procentuální díl symetrie mezi jednotlivými kroky pravou a levou dolní končetinou (Robinson, Herzog & Nigg, 1987; Herzog et al., 1989).

$$ASI = \frac{|Xp - Xl|}{0,5x(Xp + Xl)} \times 100$$

Xp je v našem případě čas kroku pravé dolní končetiny, Xl je čas kroku levé dolní končetiny.

Pro výběr kroků k analýze pohybu jsme využili variační rozpětí ($\text{var}X$) a koeficient variace (CV). Pro posouzení vztahu mezi EMG aktivitou u vybraných svalů na levé a pravé straně těla jsme použili Spearmanův korelační koeficient.

Uvedené metody jsme použili jako podklad k expertnímu hodnocení pomocí věcné významnosti (effect of size).

Výsledky a diskuse

Výsledky časové analýzy

Zaměřili jsme se na porovnání časového rozložení trvání jednotlivých kroků v průběhu čtyř různých způsobů lokomoce, jednalo se o bruslení na rovině na běžeckých lyžích s holemi a bez holí a bruslení na sjezdových lyžích s holemi a bez nich. Podkladem nám byly videoanalýzy s frekvencí 25 snímků za sekundu, které jsme analyzovali pomocí software „Dartfish Team Pro 5,5“, který umožňuje rozložení na půl snímky, tedy rozdíl mezi jednotlivými snímky byl 0,02 s. Celkem jsme analyzovali 50 kroků u každého způsobu lokomoce. Vzhledem k vysoké variabilitě délky dvojkroku a rozdílu mezi délkou pravého a levého kroku ve všech sledovaných způsobech lokomoce, jsme pro další analýzy vybrali pouze ty kroky, jejichž doba trvání byla rozdílná od průměru ± 2 SD. Výsledky vybraných kroků ve všech lokomocích a se všemi sledovanými proměnnými uvádíme v tabulce 1.

Vysokou variabilitu délky kroků (hodnoty koeficientu variace) v tabulce 1 lze vysvětlit velmi nízkou hodnotou trvání kroku, pak jakákoli změna ve velikosti této proměnné vyvolá velkou změnu koeficientu variace, který je definován jako poměr SD k průměru v procentech. Jinou informaci získáme z hodnot variačního rozpětí, které z pohledu expertního posouzení nedosahuje vysokých hodnot. Výsledky hodnocení symetrie pomocí koeficientu ASI (3,72 – 6,62) ukazují, že pohyb ve všech sledovaných lokomocích není absolutně symetrický, ale stupeň asymetrie je velmi nízký. Tyto výsledky považujeme za

akceptovatelný stupeň rozdílu mezi pravým a levým krokem v souladu s názory z literatury (Giakas & Baltzopoulos, 1997; White et al., 1999). Jedná se o fyziologickou asymetrii a můžeme o této lokomoci říci, že se jedná o kvazisymetrii, což ukazuje i analýza pomocí variačního rozpětí, které považujeme na základě expertního odhadu za minimální.

Tabulka 1./ Table 1.

Výsledky kinematických proměnných ve vybraných pokusech./ The results of the kinematic variables in selected experiments.

		Průměr	SD	Minimum	Maximum	Var. x	Koef. var.
Sjezdové lyže s holemi							
délka dvojkroku	[s]	2,02	0,04	1,94	2,12	0,18	2,16
délka L kroku	[s]	0,96	0,04	0,90	1,04	0,14	3,67
délka P kroku	[s]	1,05	0,03	1,00	1,10	0,10	2,92
rozdíl L × P	[s]	-0,09	0,05	-0,18	0,00	0,18	53,64
ASI	[%]	4,63	2,43	0,00	9,09	9,09	52,49
Sjezdové lyže bez holí							
délka dvojkroku	[s]	1,70	0,05	1,60	1,76	0,16	2,83
délka L kroku	[s]	0,79	0,04	0,72	0,86	0,14	5,33
délka P kroku	[s]	0,91	0,04	0,84	1,00	0,16	4,69
rozdíl L × P	[s]	-0,12	0,07	-0,28	-0,02	0,26	59,11
ASI	[%]	6,62	4,26	0,00	16,28	16,28	64,32
Běžecské lyže s holemi							
délka dvojkroku	[s]	2,17	0,09	2,02	2,28	0,26	4,03
délka L kroku	[s]	1,04	0,06	0,90	1,14	0,24	5,28
délka P kroku	[s]	1,13	0,05	1,04	1,22	0,18	4,50
rozdíl L × P	[s]	-0,08	0,06	-0,22	0,00	0,22	71,82
ASI	[%]	3,72	2,68	0,00	10,89	10,89	72,17
Běžecské lyže bez holí							
délka dvojkroku	[s]	1,66	0,05	1,56	1,76	0,20	3,19
délka L kroku	[s]	0,78	0,06	0,64	0,84	0,20	7,86
délka P kroku	[s]	0,89	0,05	0,82	1,02	0,20	6,11
rozdíl L × P	[s]	-0,11	0,10	-0,38	0,00	0,38	97,11
ASI	[%]	6,03	5,86	0,00	22,89	22,89	97,17

Tabulka 2./ Table 2.

Korelační koeficienty mezi jednotlivými dvojicemi svalů na pravé a levé straně těla./ Correlation coefficients between each pair of muscles on the right and left side of the body.

	bez holí		s holemi	
	sjezdové lyže	běžecské lyže	sjezdové lyže	běžecské lyže
m. adductor longus	0,889	0,884	0,901	0,899
m. tibialis anterior	0,430	0,444	0,546	0,451
m. vastus medialis	0,849	0,281	0,899	0,573
m. fibularis longus	0,858	0,763	0,921	0,821
m. gastrocnemius	0,675	0,526	0,785	0,673

Výsledky elektrické aktivity svalů

Pro analýzu pomocí elektromyografie jsme vybrali pouze ty kroky, jejichž doba trvání je rozdílná od průměru $\pm 1SD$ (tabulka 1). Tím jsme získali poměrně homogenní skupinu výsledků, které jsme dále převedli na normované výsledky (Konrad, 2009) pomocí procentuální stupnice. Prvním krokem pro posouzení symetrie pohybu byla korelační analýza pomocí Spearmanova korelačního koeficientu.

Vycházeli jsme z předpokladu, že pokud existuje shoda mezi pravou a levou stranou těla, pak bude mezi jednotlivými dvojicemi svalů (na pravé a levé straně) existovat vztah, který se projeví v korelačním koeficientu. Výsledky korelační analýzy jsou uvedeny v tabulce 2.

Výsledky uvedené v tabulce 2 je nutné analyzovat ve spojení s průběhem EMG v provedení pohybu. Výsledky EMG analýzy ukazujeme v grafech 1 a 2. Vzhledem k podobnému průběhu u ostatních lokomocí uvádíme pouze průběh EMG u bruslení na sjezdových lyžích bez použití holí (Graf 1) a pro srovnání dvou svalů u bruslení na běžeckých lyžích s holemi (Graf 2).

Graf 1./ Graph 1.

Elektrická aktivita vybraných svalů při bruslení na sjezdových lyžích bez holí./ Electric activity of chosen muscles during skating on downhill skis without poles.

Graf 2./ Graph 2.

Elektrická aktivita vybraných svalů při bruslení na běžeckých lyžích s holemi./ Electric activity of chosen muscles during skating on cross-country skis with poles.

Z výsledků uvedených v tabulce 2 jsou zajímavé vysoké hodnoty korelačních koeficientů u *m. adductor longus* a *m. fibularis longus* ve všech sledovaných lokomocích. To potvrzuje i průběh zapojení uvedených svalů v průběhu pohybu v grafech 1 a 2 u *m. fibularis longus*.

Tuto podobnost lze vysvětlit tím, že hlavní funkce tohoto svalu (plantární flexe s inverzí nebo

supinací nohy) je velmi omezena pevností lyžařské boty, proto jeho aktivace není příliš intenzivní a projevuje se zejména v letové fázi, kdy lyže není v kontaktu se sněhem a *m. fibularis longus* se podílí na udržení lyže nad sněhem.

Pro bruslení je naopak zásadním svaem *m. tibialis anterior* v kokontrakci s *m. gastrocnemius*. *M. tibialis anterior* provádí dorzální flexi nohy spojenou s everzí nebo pronací, která je rozhodujícím prvkem odrazu při bruslení. Určité potlačení aktivace spolupracujícího svalu *m. gastrocnemius* na sjezdových lyžích (graf 2) vychází jednoznačně z fixace hlezenního kloubu lyžařskou botou. Lze spekulovat, že na sjezdových lyžích omezenou funkci tohoto svalu zastupuje hlavní propulzní sval *m. gluteus maximus*.

Vysokou úroveň korelace u *m. adductor longus dx. a sin.* lze vysvětlit díky jeho funkci přitahovače dolní končetiny, která se projevuje u naučené dovednosti vždy stejně, jestliže nedojde k porušení rovnováhy. K velkému porušení rovnováhy v průběhu pohybu nedošlo, vzhledem k tomu, že jsme pracovali s vybranou skupinou kroků. Velké rozdíly v hodnotách korelačního koeficientu u *m. vastus medialis*, který je jedním z extenzorů kolenního kloubu a jedním z hlavních agonistů při bruslení bez holí, mohou být způsobeny rozdílnou hmotností sjezdových a běžeckých lyží a reakcí zapojení svalu na nestejné výkyvy lyže v průběhu běžeckého dvojkroku. Obecně nižší hodnoty korelačního koeficientu u *m. tibialis anterior* jsou způsobeny pravděpodobně různou reakcí na pohyb v dorzální flexi nohy v průběhu celého pohybu, následně po odrazu a zdvihu lyže ze sněhu. Srovnání průběhu pohybu na běžeckých a sjezdových lyžích ukazujeme na grafech 1 a 2. U sjezdových lyží je na grafu 2 vidět poměrně podobný průběh pohybu, první lokální extrém nastává ve stejném časovém okamžiku, naopak druhý lokální extrém u pravého svalu nastává o 5 % dříve než u svalu levého. Třetí lokální extrém je spojen s ukončením kroku a navazuje tedy logicky na první lokální extrém. Korelační analýza u *m. gastrocnemius*, který je součástí *m. triceps surae*, ukazuje střední vztah závislosti a korelační koeficienty u jednotlivých lokomocí nejsou významně odlišné. Z pohledu symetrie či asymetrie pohybu nedochází v průběhu lokomoce k výrazným změnám, pouze ve fázi pohybu ohraničeném 40 – 50 % času průměrného pracovního cyklu (graf 1), kdy je lyže v letové fázi a může být reakcí na udržení polohy lyže ve vzduchu. Z pohledu provedení pohybu se pravděpodobně nejedná o závažný rozdíl. V průběhu pohybu u bruslení na běžeckých lyžích s holemi (graf 2) dochází k totožnému lokálnímu extrému v počátku pohybu a tím i podobnému průběhu ke konci (80 – 100 % času). K výraznému rozdílu dochází v intervalu 15 – 35 % času, kdy u pravého svalu dochází k lokálnímu extrému (i na rozdíl od sjezdových lyží), kdežto u levého svalu pokračuje klesající trend křivky. Tento rozdíl lze vysvětlit následovně. Menší fixace nohy běžeckou botou než botou sjezdovou klade vyšší nároky na rovnováhu, které podle průběhu EMG křivky *m. vastus medialis dx.* při bruslení na běžeckých lyžích zvládá hůře a musí volit náhradní pohybový stereotyp, dále menší stabilitou jízdy na běžeckých lyžích a faktem, že u sledované osoby je výrazně lepší stabilita postoje na levé dolní končetině. Tedy v uvedeném okamžiku, kdy dochází k položení levé lyže na sníh může dojít k vyšší aktivaci svalu na pravé straně těla. Tím i další lokální extrémy jsou posunuty stejně jako u sjezdových lyží, ale tentokrát je zahájení aktivace posunuto o 10 % času (ve srovnání grafů 1 a 2).

Závěr

Statistická veličina „koeficient variace“ se ukazuje jako vhodná veličina pro určení stabilního provedení dovednosti pomocí délky kroků. Variační rozpětí (tabulka 1) může sloužit jako pomůcka k experimentálnímu hodnocení variability kroků při bruslení.

Výsledky hodnocení symetrie pomocí koeficientu ASI (3,72 – 6,62) ukazují, že pohyb ve všech sledovaných typech bruslení není absolutně symetrický, ale stupeň asymetrie je velmi nízký. Nejedná se tedy o shodné provedení, ale podobné. Z pohledu kineziologie je vhodné takovouto skutečnost označit jako kvazisymetrickou lokomoci.

Rozbor pomocí křivek EMG v průběhu dvojkroku ve sledovaných typech bruslení upozornil na některé rozdíly v zapojení svalů na levé a pravé straně těla (srovnání grafů 1 a 2 u *m. vastus medialis*), což může být podkladem pro korekci techniky lyžaře.

Literatura

- Andreia S., Sousa, P., Joao, M., & Tavares R. S. (2012). Effect of Gait Speed on Muscle activity Patterns and Magnitude During Stance. *Motor Control*, 16, 480-492.
- Babiel, S. (2003). Studies on Intra-individual Variability of Selected Cross-Country Skiing Techniques.

- European Journal of Sport Science*, 3(3), 1-8.
- Bačáková, R., Kračmar, B., Chrástková, M., & Hojka, V. (2011). Comparative analysis of selected coordination indicators of cross-country skiing with classical technique and skating. *ACC Journal*, 2, 125-134.
- Clarys, J. P., & Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *Journal of Sports Science*, 11(5).
- De Luca, C. J. (1993). *Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles*. The International Society for Biomechanics.
- Giakas, G., & Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture*, 5, 189-197.
- Gnad, T., & Psotová, D. (2006). *Běh na lyžích*. Praha: Karolinum.
- Herzog, W., Nigg, B. M., Read, L. J., & Olsson, E. (1989). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21, 110-114.
- Ilavský, J., & Suk, A. (2005). *Abeceda běhu na lyžích – metodický dopis*. Praha: ČSTV.
- Isakov, E., Burger, H., Krajník, J., Gregoric, M., & Marincek (2001). Knee muscle activity during ambulation of trans-tibial Amputees. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 33, 196-199.
- Knudson, D., & Morisson, G. (1997). *Qualitative Analysis of Human Movement*. Champaign III: Human Kinetics.
- Konrad, P. (2009). *The ABC of EMG a Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, Dostupné 25. červenec 2009, z www: <http://reseau.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1>.
- Kračmar, B., Vystrčilová, M., & Dufková, A. (2008). Human locomotion through shoulder girdle. *Acta Universitatis Carolinae Gymnica*, no 2.
- Levy, M. (2010). Longitudinal Kinematic Changes with the Diagonal Stride in High-School Girl Cross-Country Skiers. *International Symposium on Biomechanics in Sports: Conference Proceedings Archive*, vol. 28, 14.
- Nagata, K., Yamada, M., & Magatani, K. (2005). Recognition method for forearm movement based on multichannel EMG using Monte Carlo method for channel selection", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 3*, 2375-2378.
- Ondráček, J., Hřebíčková, S. et al. (2008). *Metodika běžeckého lyžování*. Brno: FSpS MU, uloženo na: <http://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsp/js11/lyzovani/web/index.html>.
- Paróczai, R., Bejek, Z., Illyés, A., Kocsis, L., & Kiss, R. M. (2006). Gait Parameters of Healthy, elderly People. *Acta Universitatis Series: Physical Education and Sport*, 4(1), 49-58.
- Robinson, R. O., Herzog, W., & Nigg, B. M. (1987). Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 10, 172-176.
- Suchý, J. & Kračmar, B. (2007). An analysis of the kinesiology of the skate skiing and roller skiing. *Ugdymas*, 70, 2.
- Taylor, M. J. D., & Beneke, R. (2012). Spring Mass Characteristics of the Fastest Men on Earth. *International Journal Sports Medicine*, 33(8), 667-670.
- Véle, F. (2012). *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzilogie*. Praha: Triton.
- Wang, Y., & Watanabe, K. (2012). Limb Dominance Related to the Variability and Symmetry of the Vertical Ground Reaction Force and Center of Pressure. *Journal of Applied Biomechanics*, 28, 473-478.
- White, R., Agouris, I., Selbie, R., & Kirkpatrick, M. (1999). The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 14, 185-192.

PhDr. Petra Matošková, Ph.D.

José Martího 269/31

162 52 Praha 6 – Veleslavín

matoskova@ftvs.cuni.cz