

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Studijní obor - Kinantropologie

AUTOREFERÁT DISERTAČNÍ PRÁCE

Zapojení vybraných svalů horní části těla při oboustranném
bruslení jednodobém, soupažném běhu prostém a při
napodobivém cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2

Upper Body Muscles Activity in V2 Skating Technique, Double
Poling and on a Skiing Machine Concept 2

Školitel:
doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Vypracoval:
Mgr. Ing. Roman Horyna

Praha, únor 2018

Vědní obor: Kinantropologie

Název práce: Zapojení vybraných svalů horní části těla při oboustranném bruslení jednodobém, soupažném běhu prostém a při napodobivém cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2

Autor: Mgr. Ing. Roman Horyna

Školitel: Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Školící pracoviště: Univerzita Karlova
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Katedra sportů v přírodě

Abstrakt

- Název:** Zapojení vybraných svalů horní části těla při oboustranném bruslení jednodobém, soupažném běhu prostém a při napodobivém cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2
- Cíl:** Ozřejmit koordinační podobnosti či rozdílnosti aktivace sledovaných svalů horní části těla v průběhu odpichu při oboustranném bruslení jednodobém, soupažném běhu prostém a při napodobivém cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2.
- Metody:** Komparační analýza elektromyografických signálů svalové aktivity v kombinaci s plošnou kinematickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.
- Výsledky:** Prokázali jsme statisticky významnou koordinační podobnost v elektromyografických záznamech preaktivace a aktivace svalů při oboustranném bruslení jednodobém a soupažném běhu prostém. Flexory trupu musculus obliquus abdominis externus a musculus rectus abdominis vykazovaly na rozdíl od hlavních propulzních svalů musculus pectoralis major, musculus triceps brachii a musculus latissimus dorsi významně větší velikost preaktivace při oboustranném bruslení jednodobém a soupažném běhu prostém oproti napodobivému cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2. Aktivace hlavních propulzních svalů při napodobivém cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2 je významně větší než při oboustranném bruslení jednodobém a soupažném běhu prostém. Běžkařský trenažer Concept 2 nemůžeme považovat za specifický tréninkový prostředek pro běh na lyžích. Dlouhodobá aplikace může nést následky v podobě narušení techniky soupažného odpichu na lyžích.
- Klíčová slova:** běh na lyžích, soupažný běh prostý, oboustranné bruslení jednodobé, běžkařský trenažer Concept 2 (SkiErg), kineziologie, povrchová elektromyografie

Abstract

- Title:** Upper body muscles activity in V2 skating technique, double poling and on a skiing machine Concept 2
- Objectives:** Comparison of involvement upper body muscles during V2 skating technique, double poling and on a skiing machine Concept 2.
- Methods:** Comparative analysis: the data were measured by surface electromyography and 2-D video-analysis.
- Results:** We found statistically significant coordination similarity by comparisons muscle preactivation and activation during V2 skating technique and double poling. Trunk flexors musculus obliquus abdominis externus and musculus rectus abdominis showed unlike the main propulsion muscles, musculus pectoralis major, musculus triceps brachii and musculus latissimus dorsi, significantly higher preactivation during V2 skating technique and double poling in comparison to skiing machine Concept 2. Activation of the main propulsion muscles on a skiing machine Concept 2 is significantly higher than during V2 skating technique and double poling. Skiing machine Concept 2 cannot be considered as a specific training method for cross-country skiing. Long-term application may cause disruption of double poling technique.
- Key words:** Cross country skiing, V2 skating technique, double poling, skiing machine Concept 2 (SkiErg), kinesiology, surface electromyography

1. Úvod

Běh na lyžích je jeden z nejnáročnějších vytrvalostních sportů a je charakteristický širokou škálou faktorů výkonu. Většina populace praktikuje tento sport rekreačně, ale my se budeme zabývat závodním pojetím. Běh na lyžích obsahuje dvě základní lyžařské techniky, techniku klasickou a techniku bruslení. Obě techniky zahrnují až pět dalších způsobů (technik) běhu na lyžích. Obsahem běžecké techniky je rovněž jízda do kopce, sjíždění, změny směru, apod. Během závodu lyžař kombinuje jednotlivé způsoby běhu na lyžích podle konfigurace terénu, které zahrnují rovinaté úseky, kopcovité pasáže s různým gradientem stoupání, sjezd a změny směru tak, aby udržel vysokou rychlost jízdy na lyžích. Změna techniky se realizuje během závodu nesčetněkrát, což vede následně ke stabilizaci změn ve fyziologických i biomechanických požadavcích. Jednotlivé techniky využívají v určité míře horní a dolní část těla. Nicméně neexistuje žádné přesné stanovení, v jaké části tratě se aplikuje daná technika. Výběr techniky je závislý na rychlosti jízdy a je úzce spjatý s typem sněhu, technickou dovedností lyžaře, preferencí techniky lyžařem¹, úrovní síly horní části těla apod. Rychlost versus ekonomika lokomoce hraje zásadní roli ve výběru techniky. Významnou technikou při paralelním postavení lyží (klasická technika) je soupažný běh prostý a při odvratném postavení lyží (technika bruslení) je oboustranné bruslení jednoduché. Obě tyto techniky jsou používány v převážné míře na rovinatějších částech tratě, při kterých je dosahována vysoká rychlost lokomoce. V obou případech vytváří propulzní sílu soupažný odpich², což zvyšuje důraz na sílu horní části těla. 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. Vzhledem k povaze této techniky jsou zapojeny především svaly horní části těla, což vyžaduje potřebnou úroveň jejich specifické síly. Oboustranné bruslení jednoduché nabývá na významu rovněž s rozvojem sprintérských disciplín, při hromadných startech a spurtech.

¹ Lyžaři podobné výkonnostní úrovně mohou jet na stejném úseku tratě jinou technikou.

² Při oboustranném bruslení jednoduchém vytváří propulzní sílu ještě odraz nohy.

Mnoho studií se zabývá fyziologickými, méně studií kinematickými a kinetickými aspekty a ještě méně studií kineziologickými aspekty těchto dvou druhů lokomocí. Poměrně málo studií se věnuje biomechanickým aspektům napodobivého cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2 (dále SkiErg). Ačkoliv se dřívější studie zabývaly zapojením svalů při využití dvou výše uvedených technik běhu na lyžích, v žádné z nich se neprovedlo porovnání zapojení svalů horní části těla při soupažném odpichu v paralelním a odvratném postavení. Kineziologický obsah pohybu, popis časové souvislosti zapojení jednotlivých svalů při soupaži v paralelním a odvratném postavení lyží u běžců na lyžích by měl ozřejmit intraindividuální podobnost nebo rozdílnost tzv. „vnitřní techniky“ neboli koordinačních aspektů provedení daných lokomocí. Kineziologická analýza napodobivého cvičení soupaže na trenažeru SkiErg zase umožní ozřejmit specifičnost tohoto tréninkového prostředku pro běh na lyžích.

Cílem předkládané práce je zjištění míry koordinační příbuznosti činnosti vybranných svalů horní části těla v průběhu pohybového cyklu při oboustranném bruslení jednodobém na lyžích, při soupažném běhu prostém v klasické technice běhu na lyžích a při napodobivém cvičení na trenažeru SkiErg.

2. Cíle, úkoly a hypotézy práce

Cílem práce je zjištění míry koordinační příbuznosti činnosti vybraných svalů horní části těla v průběhu pohybového cyklu při oboustranném bruslení jednodobém na lyžích, při soupažném běhu prostém v klasické technice běhu na lyžích a při napodobivém cvičení na trenažéru SkiErg.

2.1 Úkoly práce

1. Vypracovat rešerši odborných a vědeckých pramenů a stanovit teoretická východiska.
2. Vytvořit design výzkumu:
 - a) zvolit metodiku sledování koordinačních charakteristik pohybu, stanovit způsob analýzy dat
 - b) stanovit kritéria pro vyhodnocení a interpretaci dat,
 - c) zvolit výzkumný soubor probandů,
 - d) vybrat relevantní a pro SEMG dostupné svaly,
 - e) realizovat terénní výzkum.
3. Zpracovat, analyzovat a vyhodnotit naměřená data.
4. Formulovat a interpretovat závěry.

2.2 Hypotézy práce

Soupažný odpich se využívá v paralelním i odvrátném postavení lyží. Napodobivé cvičení soupažného odpichu na SkiErgu je tréninkovým prostředkem běžce na lyžích a je součástí testové baterie Sportovního centra mládeže (SCM), Reprezentačního družstva juniorů (RDJ) a Reprezentačního družstva (RD).

H1 Preaktivace svalů při V2 bude vykazovat statisticky významnou koordinační podobnost v EMG záznamech v porovnání s DP.

H2 Flexory trupu OBL e a RA budou vykazovat na rozdíl od hlavních propulzních svalů PMA, TRI a LD významně větší velikost preaktivace při DP oproti SkiErgu.

Zdůvodnění hypotéz:

H1 U obou typů lokomocí se oba břišní svaly OBL e a RA aktivují ze všech svalů jako první ještě před zahájením odpichu ve fázi přepadu, kdy začíná docházet k flexi trupu. Všechny tři propulzní svaly PMA, TRI a LD se u obou lokomocí aktivují téměř současně při zapíchnutí holí do sněhu (Holmberg et al., 2005; Horyna et al., 2014).

H2 Při DP dochází k přepadu těla, kdy se jako první zapojují flexory trupu OBL e a RA a až poté propulzní svaly PMA, TRI a LD (Holmberg et al., 2005). U SkiErgu k přepadu těla nedochází a flexe trupu probíhá současně se zatažením rukojeti a současnou aktivací propulzních svalů PMA, TRI a LD.

3. Metodika výzkumu

3.1 Obecná charakteristika výzkumu

Popisný výzkum jsme pojali jako intraindividuální komparativní analytickou studii experimentálního charakteru. Sledovali jsme elektrické potenciály vybraných svalů. Pro kineziologickou analýzu a následné srovnání při technice oboustranného bruslení jednodobého, soupažného běhu prostého a napodobivého cvičení na SkiErgu jsme vybrali metodu SMEG se synchronizovaným videozáznamem. Podle De Lucy (1997) jde o neinvazivní metodu, jež neomezuje člověka při pohybu a je nejvhodnější pro sledování svalové aktivity „in vivo“.

Srovnávali jsme délku zapojení vybraných svalů od okamžiku nástupu jejich aktivity do okamžiku odpichu a od okamžiku odpichu do okamžiku jejich deaktivace u jednotlivých probandů u všech tří sledovaných lokomocí. Provedli jsme interindividuální komparaci zjištěných jevů.

Mezi sledované proměnné jsme zařadili:

- délku pohybového cyklu,
- nástupy a konce svalové aktivace (timing),
- počet pohybových cyklů,
- kvalitu a teplotu sněhu a mazání lyží,
- povětrnostní podmínky,
- osobní údaje probandů (věk, výška, hmotnost),
- zařazení probandů ve výkonnostní třídě,
- zdravotní stav probandů,
- délku holí.

Nesledovali jsme:

- odporové síly,
- laterálnítu,

– únavu³.

Pro rychlost lokomce jsme dali instruktáž, aby sledovaný 150 m úsek a napodobivé cvičení na SkiErgu probandi absolvovali stejnou intenzitou na spodní hranici anaerobního prahu (80 – 85 % maximální tepové frekvence), kterou je schopen každý závodník s vysokou výkonností na konci závodního období ročního tréninkového cyklu velmi spolehlivě stanovit a pomocí programů Garmin a Polar přesně sledovat. Součinitel odporu vzduchu při napodobivém cvičení na SkiErgu byl zvolen stejně jako při testech SCM a RDJ, tj. pro juniory a dorostence $65 \times 10^{-6} \text{ Nms}^{-2}$.

Pro hodnocení naměřených dat byl na základě expertního posouzení vybrán časový úsek, kde se v jednotlivých pohybových cyklech sledované svaly aktivovaly a deaktivovaly periodicky. Do hodnocení nebyly zahrnuty pohybové cykly na začátku a na konci lokomoce, kdy není zcela ustálena aktivita svalů. Byly vyloučeny odlehle hodnoty ve smyslu Galtonova mediánu. U každého subjektu a lokomoce jsme analyzovali 20 pohybových cyklů ze 40. Tento počet se jevil jako optimální z hlediska eliminace vzdálených dat.

3.2 Sběr dat

3.2.1 Technické vybavení pro měření

EMG data jsme získali pomocí přenosného 14 bitového homologovaného EMG přístroje ME6000 Biomonitor (Mega Electronics, Kuopio, Finland), který disponuje šestnácti kanály. Hmotnost přístroje je 344 g a rozměry 18,1 x 8,5 x 3,5 cm. Frekvence vzorkování může být až 10000 Hz na kanál s měřicím rozpětím $\pm 8192 \mu\text{V}$. Citlivost přístroje je $1 \mu\text{V}$ na dílek a pásmová propust 8 – 500 Hz. Data lze snímat do interní paměti o kapacitě 2 GB anebo bezdrátově do počítače. V našem měření jsme snímali data s frekvencí snímkování 1000 Hz do interní paměti a následně jsme je stáhli do počítače. Přístroj umožňuje synchronizované snímání akcelerometrických dat, které

³ U každé lokomoce bylo provedeno pouze jedno opakování a probandi neměli za sebou závody ani náročný trénink.

posloužily k vymezení pohybových cyklů pro vytvoření ošetřeného a časově normalizovaného průměrného pohybového cyklu.

Přístroj v průběhu měření nesl proband v malém vaku na zádech (celková hmotnost do 500 g), což nijak neomezovalo průběh lokomoce. Pro snímání aktivity svalů jsme použili homologované samolepící gelové Ag/AgCl elektrody Medico Lead-loc. Elektrody jsme lokalizovali na očištěné a lihem odmaštěné vybrané svaly podle doporučení SENIAM (2017) a softwaru Mega Win, Biomonitor 6000.

EMG měření jsme doplnili o synchronizovaný videozáznam s použitím dvou kamer: SONY HDR-SR12 High Definition (Series highlights: 5,6 MP ClearVid™ image processor, 1920 x 1080 Video, 10.2 MP still image capture, Face Detection technology for video, hybrid recording, 120 GB HDD, 3.2" touch panel).

Trigger jsme použili na synchronizaci s videokamerou – výrobce Megawin (Meg Electronics, Finland).

Každý proband absolvoval oba úseky, tzn. oboustranné bruslení jednodobé a soupažný běh prostý na vlastních lyžích pro bruslení a s lyžařskými botami pro bruslení. Při oboustranném bruslení jednodobém se použily hole pro bruslení a při soupažném běhu prostém pro klasický způsob běhu na lyžích.

Pro cvičení na SkiErgu jsme použili přístroj Concept 2 SkiErg1 s nastavitelným stupněm odporu větráků. Probandi na něm běžně trénují a používá se pro testy SCM a RDJ. Odpor vzduchotechniky byl nastaven stejným způsobem jako při testech SCM a RDJ.

3.2.2 Charakteristika sledovaného souboru

Na základě expertního posouzení tří trenérů a výkonnosti byl záměrně vybrán soubor 10 probandů mužského pohlaví, držitelů I. výkonnostní třídy v běhu na lyžích, provozujících běh na lyžích v délce trvání $9,9 \pm 2,4$ (5-13) let. Průměrný věk byl $18 \pm 1,1$ (16-19) let, výška $179 \pm 6,1$ cm a hmotnost $68,5 \pm 5,8$ kg. Délka holí pro klasický způsob běhu na lyžích dosahovala 85 ± 2 % výšky těla a délka holí pro bruslení 91 ± 2 % výšky těla. Probandi měli zkušenosti s napodobivým cvičením na SkiErgu formou

tréninku i testů. U žádného z probandů nebylo indikováno žádné pohybové omezení, zranění nebo nemoc. Všichni byli odpočinutí.

Každý proband podepsal informovaný souhlas. Vzor tohoto souhlasu je spolu se schváleným projektem práce etickou komisí v kapitole přílohy disertační práce.

3.2.3 Charakteristika místa provedení výzkumu

Měření proběhlo 16. 3. 2015 v běžeckém areálu Břízky v Jablonci nad Nisou za stálých klimatických podmínek s teplotou vzduchu a sněhu 0° C. 150 m úsek byl strojově upravený se stoupáním 1°. Rychlost větru byla 0 m.s⁻¹.

3.2.4 Měřené svaly

Sledované svaly byly vybrány na základě jejich bazální funkce, jak uvádějí Dylevský (2009), Travell & Simons (1999), na základě jejich zařazení ve svalových řetězcích dle Véleho (2006) a na základě specifických funkcí při soupažném odpichu⁴ (Holmberg et al., 2005).

Pro analýzu jsme vybrali pět relevantních svalů, které se zapojují při běhu na lyžích (tab. 1). Analýzu jsme prováděli unilaterálně na pravé straně daných svalů z důvodu rizika fyziologického přeslechu, tzv. crosstalk vlivem záznamu EKG na levé straně svalů (Konrad, 2005). Lateralitu jsme nezkoumali.

⁴ Flexory trupu a extenzory ramenního a loketního kloubu.

Tabulka 1: Specifické funkce svalů při běhu na lyžích

Sval	Funkce při běhu na lyžích
M. obliquus abdominis externus (OBL _e)	– přepad těla před zapíchnutím holí do sněhu (transfer potenciální energie v kinetickou), – předklon trupu během odpichu, – rotace trupu při technice bruslení.
M. rectus abdominis (RA)	– přepad těla před zapíchnutím holí do sněhu (transfer potenciální energie v kinetickou), – předklon trupu během odpichu.
M. pectoralis major (P _{Ma})	– extenze v ramenním kloubu, – stabilizační funkce jako antagonist k m. latissimus dorsi (LD)
M. triceps brachii, caput longum (TR _I)	– extenze v ramenním kloubu, – extenze v loketním kloubu, – propulzní sval.
M. latissimus dorsi (LD)	– extenze v ramenním kloubu, – propulzní sval.

Zdroj: vlastní zpracování

3.3 Analýza dat

Naměřená data jsme ze zařízení ME 6000 Biomonitor přenesli do počítače, kde byla analyzována ve spolupráci s oddělením fyziologických signálů katedry teorie obvodů FEL ČVUT v Praze. Pro hodnocení získaných dat jsme získali originální algoritmus, jenž využívá segmentaci signálu na jednotlivé periody pohybu. Naměřená data byla dále synchronizována s videozáznamem a hodnocena pomocí softwarů Mega Win a Matlab.

Každý kanál elektromyografického signálu o vzorkovací frekvenci 1000 Hz byl nejprve rektifikován do absolutní hodnoty a filtrován dolní propustí s mezní frekvencí 20 Hz (aproximace Butterworth, 6. řád). Takto jsme získali tzv. obálku (envelope) signálu, na níž byla prováděna detekce svalové aktivity. Tento průběh byl dále segmentován na jednotlivé pohybové cykly. Segmentace pro všechny tři druhy lokomoce byla odvozena z videozáznamu, který jsme synchronizovali s EMG záznamem díky využití triggerů pomocí synchronizační značky „auto sync“ v softwaru Mega Win. V případě oboustranného bruslení jednodobého a soupažného běhu prostého

jsme stanovili jako počátek pohybového cyklu uzlový bod zapíchnutí holí do sněhu. Při napodobivém cvičení na SkiErgu jsme moment nejvyšší pozice ruky označili jako uzlový bod, kterým začínal pohybový cyklus.

Z každého naměřeného záznamu byl vybrán interval obsahující relevantní data, která se použila k další analýze. Výpočetní metodou využívající prahování signálové obálky byly objektivně stanoveny časy nástupů a konců aktivací pro všechny pohybové cykly. Statistickým vyhodnocením výsledků detekce svalové aktivity v kombinaci s informací o základní periodě pohybu byla vypočtena průměrná svalová aktivita pohybového cyklu v procentech. Hranice pohybového cyklu byla stanovena jako moment zapíchnutí holí do sněhu a nejvyšší pozice ruky na SkiErgu. Segmentace pohybu byla vypočtena ze synchronizovaného videozáznamu s EMG záznamem. Do průměrného pohybového cyklu byl tento uzlový bod zakomponován jako podíl průměrného rozdílu momentu zapíchnutí holí (resp. nejvyšší pozice ruky na SkiErgu) a momentu aktivace m. latissimus dorsi na době trvání průměrného PC:

$$t_{POLE - AKT(LD)}(\%) = \frac{\sum [t_{POLE} - t_{AKT(LD)}]}{t_{PC}} \times 100, \text{ kde}$$

$t_{POLE-AKT(LD)}$ je procentuální časový rozdíl mezi aktivací LD a zapíchnutím holí do sněhu (resp. nejvyšší pozicí ruky na SkiErgu),

t_{POLE} je čas zapíchnutí holí do sněhu (resp. nejvyšší pozice ruky na SkiErgu),

$t_{AKT(LD)}$ je čas aktivace LD,

t_{PC} je doba trvání průměrného pohybového cyklu,

n je počet pohybových cyklů.

Práce se zaměřuje na zapojení svalů horní části těla spojené se soupažným odpichem u tří typů lokomocí. Zkoumali jsme tyto charakteristiky:

- a) preaktivace – průměrný časový posun mezi momentem aktivace vybraných svalů a momentem zapíchnutí holí do sněhu (resp. nejvyšší pozicí ruky na SkiErgu),
- b) aktivace – průměrný časový posun mezi momentem zapíchnutí holí do sněhu (resp. nejvyšší pozicí ruky na SkiErgu) a momentem deaktivace vybraných svalů.

Sledovali jsme tedy délku časového intervalu aktivace vybraných svalů před odpichem a po odpichu (resp. nejvyšší pozicí ruky na SkiErgu).

Dále jsme stanovili pro sekundární hodnocení pohybového cyklu další uzlový bod ukončení odpichu (oddálení holí od sněhu). Tím jsme získali procentuální podíl pohybové fáze odpichu v průměrném pohybovém cyklu.

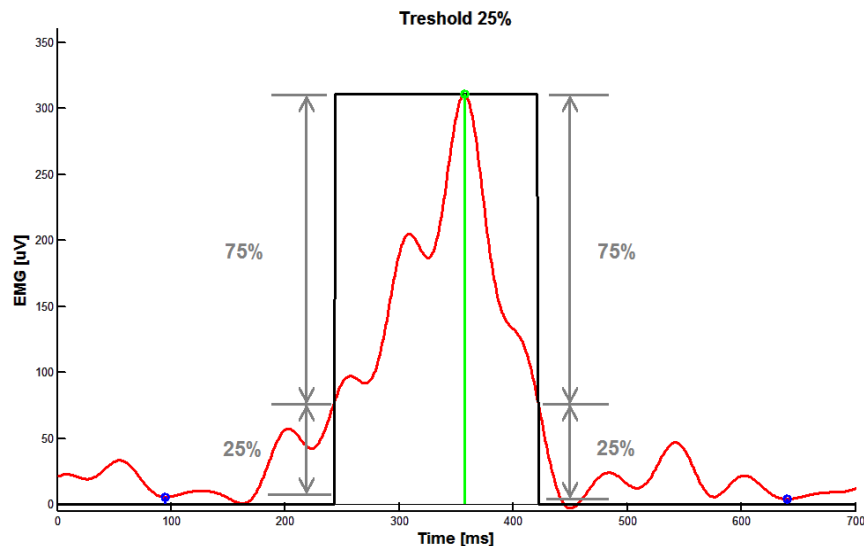
Z výsledků jednotlivých cyklů jsme pro jednodušší vyhodnocení sestavili souhrnné grafy reprezentující průměrný průběh svalové aktivity.

3.3.1 Detekce svalové aktivity prahováním

K detekci počátků a konců svalové aktivity jsme použili metodu prahování signálové obálky. Obálka EMG signálu byla stanovena jako absolutní hodnota EMG signálu filtrovaná dolní propustí s mezní frekvencí 20 Hz (aproximace Butterworth, 6. řád). Součástí detekce počátku a konce svalové aktivity bylo při této metodě určení vhodné hodnoty prahu. Práh detekce byl stanoven na základě lokálních extrémů signálové obálky jako $(\max - \min) \cdot 0.25 + \min$. Detekce počátku využívá práh určený z minimální hodnoty obálky předcházející EMG aktivaci a detekce konce práh určený z minimální hodnoty obálky, která následuje po EMG aktivaci. Přesné pozice lokálních extrémů byly stanoveny na základě analýzy průměrné obálky, která předchází samotnou detekci EMG aktivací (graf 1). 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 „tonicko-posturálního pozadí“, kdy sval může setrvávat dlouhodobě v určitém reziduu svalové aktivace (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.



Graf 1: Detekce svalové aktivace pomocí prahování s prahem 25%. Červená barva značí obálku EMG signálu, černá barva výsledek detekce, modrá a zelená barva minimální a maximální hodnoty obálky použité při detekci aktivity. Treshold – práh, Time – čas (ms – milisekundy).

3.3.2 Statistické zpracování dat

Provedli jsme průzkumovou analýzu dat a ověřili jejich normalitu rozložením použitím Shapiro-Wilksova W-testu ($p > 0,05$) a vizuální kontrolou histogramů. Normalita byla splněna u všech naměřených dat. Data jsme prezentovali jako aritmetický průměr a směrodatnou odchylku. Pro všechny tři typy lokomocí jsou data pro každý subjekt vypočtena jako medián s prvním a třetím kvantilem všech do měření zahrnutých pohybových cyklů (≥ 15).

Vzhledem k normalitě rozložením dat jsme použili k posouzení statistické významnosti rozdílu mezi třemi nezávislými lokomocemi jednofaktorovou analýzu rozptylu ANOVA. Nezávislé proměnné, typy lokomocí, jsme rozdělili do tří skupin: oboustranné bruslení jednoduché, soupažný běh prostý a napodobivé cvičení na SkiErgu.

Post-hoc testy pro porovnání rozdílů dvou lokomocí jsme provedli Tukeyovou HSD (honest significant difference) metodou. Ta byla vybrána jako vhodný kompromis mezi chybou prvního a druhého druhu, tedy hladinou statistické významnosti a silou testu (Anděl, 2013).

Pro všechny statistické analýzy jsme využili SPSS 11.0 Software for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) a statistickou významnost definovali jako $\alpha \leq 0,05$.

4. Výsledky

Vybrané kinematické veličiny PC pro $n=10$ jsou uvedeny v Tabulce 2 a hodnoty hladiny významnosti P na základě Tukey HSD post-hoc testu v Tabulce 3.

Tabulka 2: Základní kinematické veličiny V2, DP a SkiErg ($n=10$)

	V2	DP	SkiErg
Délka PC (s)	$0,93 \pm 0,10$	$0,99 \pm 0,13$	$1,19 \pm 0,15$
Délka PF odpichu (s)	$0,26 \pm 0,03$	$0,30 \pm 0,02$	$0,64 \pm 0,04$
Podíl PF na PC (%)	$28 \pm 1,49$	$30,30 \pm 1,89$	$53,6 \pm 3,03$

Zdroj: vlastní zpracování

Délka PC u napodobivého cvičení na SkiErgu byla 1,19 s, což je signifikantně větší ($p = 0,000$ resp. 0,004) než u V2 (0,93 s) a DP (0,99 s). Rozdíl délek PC mezi V2 a DP nebyl statisticky významný ($p = 0,875$).

PF odpichu u napodobivého cvičení na SkiErgu byla více než dvakrát delší oproti V2 a DP ($p = 0,000$ v obou případech).

Podíl PF odpichu na celkovém PC tvořil u V2 28 % a u DP 30,3 %, kdežto u napodobivého cvičení na SkiErgu 53,6 % ($p = 0,000$ v obou případech). Rozdíl podílů PF odpichu na PC u V2 a DP nebyl statisticky významný ($p = 0,087$).

Tabulka 3: Hodnota hladiny významnosti P na základě Tukey HSD post-hoc testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí ($n=10$)

	V2 x DP	V2 x SkiErg	DP x SkiErg
Délka PC (s)	0,875	0,000	0,004
Délka PF odpichu (s)	0,625	0,000	0,000
Podíl PF na PC (%)	0,087	0,000	0,000

Zdroj: vlastní zpracování

V tabulce 4 je zobrazena průměrná délka intervalu svalové aktivity během V2, DP a SkiErgu a v tabulce 5 jsou hladiny významnosti P vyhodnocené na základě Tukey HSD post-hoc testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí. Průměrná délka intervalu svalové aktivity je dále znázorněna v grafu 2. Časová osa je díky různým

délkám jednotlivých PC pro možnost porovnání převedena z absolutní délky (s) na relativní délku (%) – časová normalizace. Interval svalové aktivity jsme rozdělili na dvě části:

- a) Preaktivace – délka svalové aktivity před zapíchnutím holí do sněhu (nejvyšší pozice ruky na SkiErgu)
- b) Aktivace – délka svalové aktivity po zapíchnutí holí do sněhu (nejvyšší pozice ruky na SkiErgu).

Tabulka 4: Průměrná délka intervalu svalové aktivity během V2, DP a SkiErg v % PC (n=10)

	V2	DP	SkiErg
Preaktivace OBL _e	13,18 ± 4,92	17,17 ± 5,67	7,27 ± 4,90
Aktivace OBL _e	20,05 ± 5,83	18,75 ± 5,61	25,32 ± 4,56
Preaktivace RA	11,55 ± 5,89	17,3 ± 5,09	5,79 ± 4,01
Aktivace RA	13,48 ± 3,22	16,39 ± 5,99	25,21 ± 4,22
Preaktivace PMA	3,45 ± 4,78	5,15 ± 4,51	3,64 ± 4,01
Aktivace PMA	17,55 ± 6,18	20,61 ± 7,64	28,74 ± 5,53
Preaktivace TRI	2,25 ± 2,74	4,84 ± 4,36	2,01 ± 2,36
Aktivace TRI	24,34 ± 4,3	26,97 ± 5,15	33,08 ± 4,53
Preaktivace LD	2,70 ± 2,3	1,59 ± 1,00	1,77 ± 1,22
Aktivace LD	22,75 ± 3,82	26,53 ± 5,85	33,27 ± 3,87

Zdroj: vlastní zpracování

OBL_e se preaktivoval významně u DP 17,17 ± 5,67 % a u V2 13,18 ± 4,92 % na rozdíl od SkiErgu 7,27 ± 4,90 %. RA se preaktivoval významně u DP 17,3 ± 5,09 % a V2 11,55 ± 5,89 % na rozdíl od SkiErgu 5,79 ± 4,01 %. Konec aktivace svalů proběhl u OBL_e ve stejném časovém sledu jako preaktivace (DP, V2, SkiErg). U SkiErgu došlo k významně pozdější deaktivaci OBL_e oproti DP a RA oproti DP i V2.

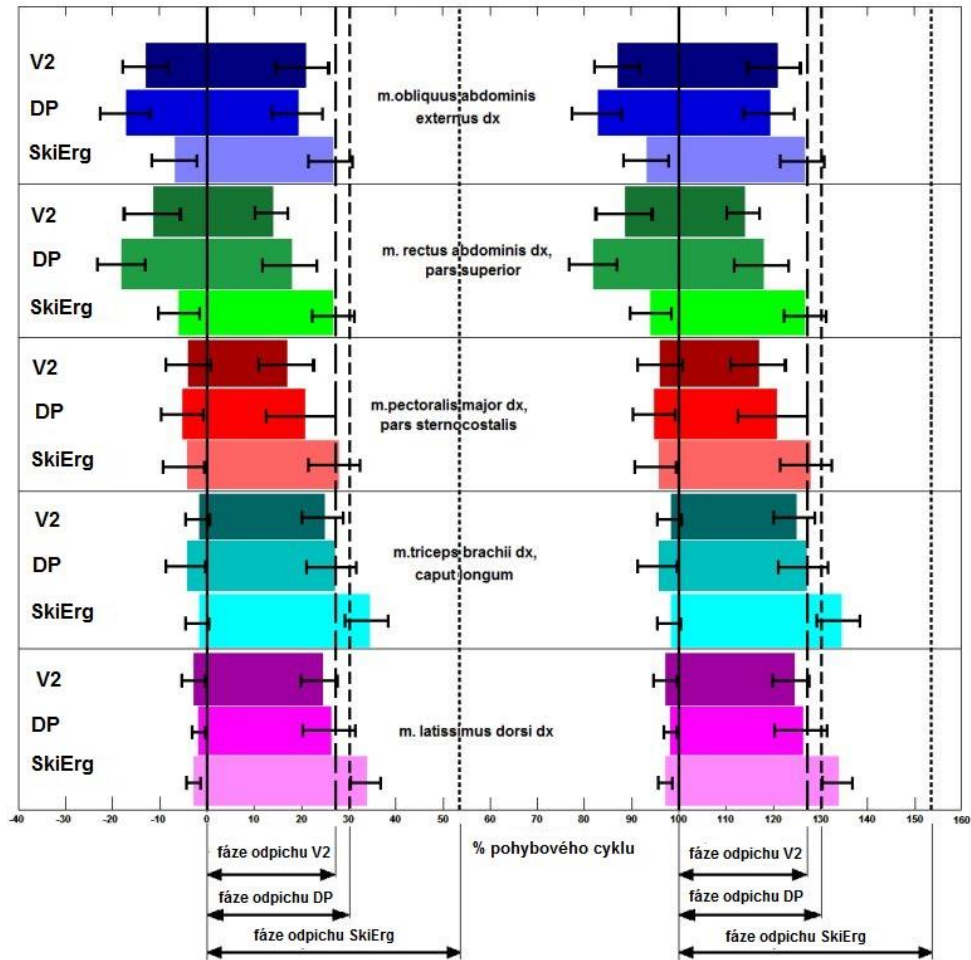
Preaktivace PMA jako antagonisty se stabilizační funkcí k LD byla 3,45 ± 4,78 % u V2, 5,15 ± 4,51 % během DP a 3,64 ± 4,01 % při napodobivém cvičení na SkiErgu. Rozdíl mezi jednotlivými druhy lokomocí nebyl významný. PMA ukončil aktivaci

během napodobivého cvičení na SkiErgu o 11,19 % (resp. 8,13 %) později než u V2 (resp. DP), což jsou významné rozdíly. Rozdíly mezi preaktivací obou propulzních svalů TRI a LD během všech tří lokomocí nebyly významné. Preaktivace dosahovala hodnot v rozmezí od 1,59 % do 4,84 %. TRI (resp. LD) byl deaktivován během napodobivého cvičení na SkiErgu o 6,11 % (resp. 6,74 %) později v porovnání s DP a o 8,74 % (resp. 10,52 %) později v porovnání s V2, což jsou významné rozdíly.

Tabulka 5: Hodnota hladiny významnosti P na základě Tukey HSD post-hoc testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí (n=10)

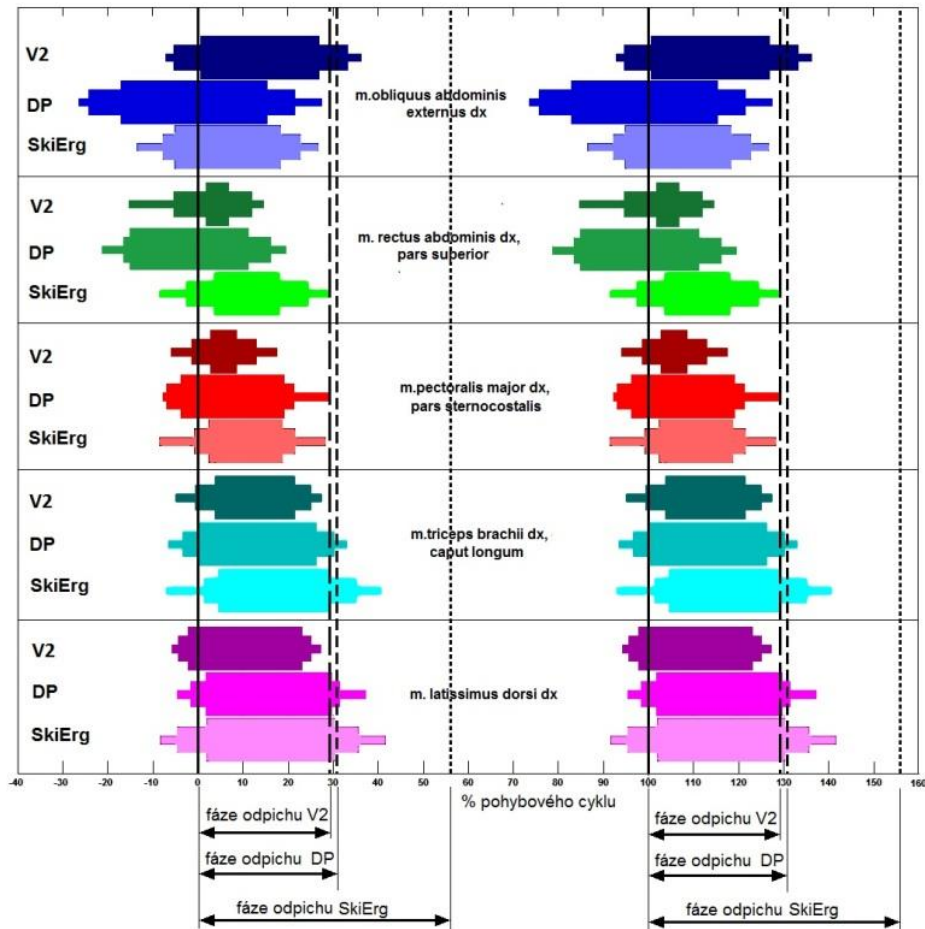
	V2 x DP	V2 x SkiErg	DP x SkiErg
Preaktivace OBL _e	0,29	0,045	0,001
Aktivace OBL _e	1,0	0,11	0,032
Preaktivace RA	0,051	0,049	0,000
Aktivace RA	0,512	0,000	0,001
Preaktivace PM _a	1,0	1,0	1,0
Aktivace PM _a	0,91	0,002	0,028
Preaktivace TRI	0,266	1,0	0,194
Aktivace TRI	0,658	0,001	0,021
Preaktivace LD	0,404	0,614	1,0
Aktivace LD	0,233	0,000	0,009

Zdroj: vlastní zpracování



Graf 2: Intervals významné svalové aktivity vybraných svalů během V2, DP a SkiErg ve dvou průměrných PC. Data znázorňují průměrné hodnoty (n=10).

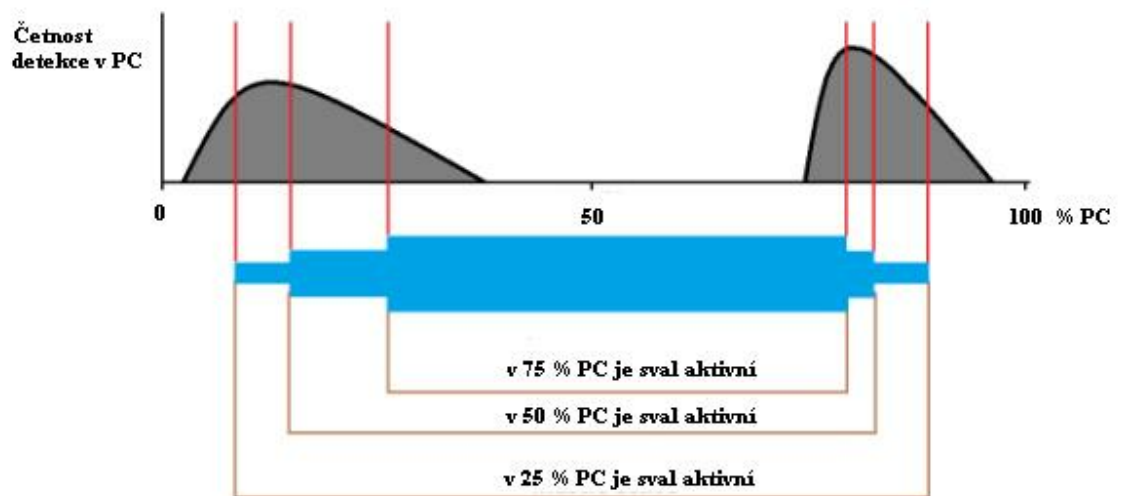
Graf 3 charakterizuje zapojení svalů horní části těla při daných lokomocích u probanda P1. Z grafu 3 je patrné, že velkých preaktivací bylo dosaženo u flexorů trupu (OBL a RA), a to zejména u DP. Rozdíl v preaktivaci ostatních svalů již nebyl významný. Konec aktivace svalů nastal obecně před ukončením odpichu, v případě napodobivého cvičení na SkiErgu však s velkým předstihem před ukončením odpichu.



Graf 3: „Boats“ – úsečky vyjadřující intervaly významné svalové aktivity při V2, DP a SkiErg v průměrném pohybovém cyklu u probanda P1.

Vnější konce nejužší úsečky vyjadřují svalovou aktivitu v 25 %, vnější konce střední úsečky v 50 % a konce nejširší úsečky v 75 % pohybových cyklů. Dlouhý protažený tvar, jako zde např. m. rectus abdominis dx u V2 ukazuje na nižší korelaci tvaru EMG křivek mezi jednotlivými pohybovými cykly, zatímco kompaktní „boat“ např. u m. latissimus dorsi při V2 pak na míru korelace vyšší.

„Boats“ (úsečky) vyjadřují interval významné aktivity měřených svalů v průběhu průměrného pohybového cyklu. Pro přehlednost uvádíme ještě 40 % předchozího pohybového cyklu a 60 % následujícího pohybového cyklu. Vnější konce nejužší úsečky vyjadřují, že v 25 % pohybových cyklů je sval aktivní. Vnější konce střední úsečky označují, že v 50 % pohybových cyklů je sval aktivní a konce nejširší úsečky vyjadřují, že v 75 % pohybových cyklů je sval aktivní (graf 4). Čím je interval špičatější, tím je nástup svalové aktivace (deaktivace) méně periodický s určitými intraindividuálními odchylkami způsobenými mnoha faktory.



Graf 4: Označení začátku a konce významné svalové aktivity (Špulák, 2016).

Vnější konce nejužší úsečky vyjadřují svalovou aktivitu v 25 %, vnější konce střední úsečky v 50 % a konce nejširší úsečky v 75 % pohybových cyklů (PC).

5. Diskuze

V předložené práci byla zjišťována míra koordinační podobnosti činnosti vybraných svalů horní části těla v průběhu pohybového cyklu při V2, DP a napodobivém cvičení na SkiErgu a byla posuzována vhodnost využití SkiErgu jako specifického tréninkového prostředku pro běh na lyžích, jak uvádí Hottenrot & Urban (2005).

Ze získaných výsledků nám vyplývají určité obecné skutečnosti. V naměřených hodnotách zachycujících aktivitu vybraných svalů při třech typech lokomočního pohybu bylo možné ve většině případů sledovat určité trendy. Na základě výpočtů a vizuální komparace grafů elektromyografických záznamů jednotlivých typů lokomoce a jednotlivých probandů (semiautomatická analýza), můžeme obecně konstatovat, že rozdíl v odpichu mezi V2 a DP není tak výrazný jako je tomu při porovnání V2 s napodobivým cvičením na SkiErgu a DP s napodobivým cvičením na SkiErgu.

5.1 Základní kinematické charakteristiky pohybového cyklu

Průměrná délka PC při napodobivém cvičení na SkiErgu byla významně větší (1,19 s) v porovnání s V2 (0,93 s) a DP (0,99 s), což bylo dané především delší PF odpichu. Horyna et al. (2014) uvádí délku PC při V2 1,18 s, Myklebust et al. (2014) 0,969 s a Sandbakk et al. (2013) 0,877 s. Stöggl et al. (2006) uvádí průměrnou délku PC u DP 1,01 s, Holmberg et al. (2005) 1,13 s, Horyna et al. (2014) 1,50 s, Nilsson et al. (2013) 1,075 s a Zoppirolli et al. (2013) 1,09 s. Halonen et al. (2014) naměřili délku PC při napodobivém cvičení na SkiErgu 1,17 s oproti DP (1,01 s), což odpovídá našim měřením. Výše zmínění autoři prováděli svá měření na stejné úrovni intenzity v oblasti anaerobního prahu a rozdíly mohou být dány povahou lokomoce při měření „in vivo“ a „in vitro“.

Při napodobivém cvičení na SkiErgu jsme naměřili PF odpichu 0,64 s, což je 2,462 krát delší než PF odpichu při V2 (0,26 s) a 2,133 krát delší než PF odpichu při DP (0,30 s). Myklebust et al. (2014) uvádí u V2 delší PF odpichu 0,373 s. Holmberg et al. (2005) uvádí průměrnou délku PF odpichu u DP také 0,30 s. Nilsson et

al. (2013) naměřili 0,32 s a Zoppirolli et al. (2013) 0,31 s. Halonen et al. (2014) uvádí délku PF odpichu při napodobivém cvičení na SkiErgu 0,444 s, což je méně než ukazují naše měření. Rozdíl může být dán dřívějším ukončím PF odpichu během cvičení na SkiErgu a snaha prodloužit relaxační fázi přenosu, která je naopak delší vzhledem k tomu, že délka PC odpovídá našim měřením. Podíl PF odpichu na PC během napodobivého cvičení na SkiErgu činil 53,6 %, což je významný rozdíl v porovnání podílu PF odpichu na PC při V2 (28 %) a DP (30,3 %). Větší relativní délka odpichu a více než dvakrát větší absolutní délka odpichu při napodobivém cvičení na SkiErgu oproti V2 a DP ukazuje na důsledky arteficiálního stroje pro simulaci lokomoce. Konstrukce stroje nedovoluje vytvořit timing odpichu jako na sněhu. Odpich je delší, volnější a jeho charakter směřuje více k izokinetické kontrakci svalů.

Kratší PC a PF odpichu u V2 oproti DP jsou dané povahou lokomoce. Při V2 probíhá odpich při odrazu každé dolní končetiny, a proto je nezbytné provést rychlou fázi odpichu i přenosu holí zpět pro další odpich. Na tom se shodují Horyna et al. (2014) nebo Sandbakk et al. (2015), kteří rovněž uvádějí delší PC při DP oproti V2.

5.2 M. obliquus abdominis externus

Průměrná hodnota preaktivace OBL_e při V2 byla 13,18 % oproti DP, kde jsme naměřili 17,17 % (tabulka 4). Může to být dané menší mírou přepadu těla při technice V2, kdy není dostatek času se dostat na špičky při přenosu holí vpřed, neboť soupažný odpich začíná během odrazu pravé i levé dolní končetiny (Nilsson et al., 2004). Existují však interindividuální odchylky. U DP se potvrdila proximo-distální aktivační sekvence, kdy se nejdříve zapojují svaly blíže těžišti těla, což uvádí také Holmberg et al. (2005) nebo Nilsson et al. (2013).

Aktivace OBL_e při V2 byla 20,05 % oproti DP s hodnotou 18,75 %, což je pravděpodobně dané natočením trupu kolmo nad skluznou lyži. To napomáhá dokonalému přenosu hmotnosti těla při technice V2 (Sandbakk et al., 2015). Ve čtyřech případech jsme naměřili větší aktivaci při DP u P4,P6,P7 a P8. U těchto probandů to může být z důvodu menšího úhlu odvratu lyží, popř. menší flexe trupu.

Při porovnání preaktivací OBL_e během napodobivého cvičení na SkiErgu s technikou V2 a DP jsme shledali významné rozdíly. OBL_e se preaktivuje na SkiErgu 7,27 % PC před počátkem odpichu, což je méně než u V2 a DP. To koresponduje s výsledky Halonena et al. (2014), který udává rozdíl v preaktivaci u flexorů trupu mezi DP a napodobivým cvičením na SkiErgu 0,12 s. U napodobivého cvičení na SkiErgu dochází k flexi trupu v momentu záběru. Nedochozí k přepadu, při kterém by se aktivoval dříve. Zároveň rozdíl mezi preaktivací OBL_e a ostatních svalů není významný a zapojují se s podobnou velikostí preaktivace jako OBL_e. Ve dvou případech se OBL_e preaktivoval pouze nepatrně dříve při V2 oproti SkiErgu u P1 a P8. V případě P1 je to z důvodu nízké preaktivace při V2.

Aktivace OBL_e při napodobivém cvičení na SkiErgu je v průměru 25,32 %, což je významný rozdíl oproti DP. Vzhledem k V2 to již významný rozdíl není, což může být dané delší svalovou aktivitou OBL_e při lokomoci na lyžích v odvratu. Délka aktivace OBL_e při napodobivém cvičení na SkiErgu bude záviset na velikosti flexe trupu. V případě P3 byla flexe trupu výrazněji menší a aktivace trvala 18,14 %.

Celková délka aktivity OBL_e při porovnání jednotlivých druhů lokomocí byla v průměru největší při DP 35,92 %. To je dané aktivací svalů trupu ještě během fáze přenosu holí, což umožňuje zpevnit tělo v oblasti ramen a trupu a připravit tak vhodné podmínky pro fázi odpichu (Zoppirolli et al., 2017). U V2 jsme naměřili celkovou délku svalové aktivity OBL_e 33,23 % a u napodobivého cvičení na SkiErgu 32,59 %. V případě V2 je přepad těla mnohem menší než u DP a v případě napodobivého cvičení na SkiErgu chybí.

5.3 M. rectus abdominis

Průměrná hodnota preaktivace RA při V2 byla 11,55 % oproti DP, kde jsme naměřili 17,3 % (tabulka 4). Příčina rozdílu je podobná jako v případě OBL_e, neboť oba svaly funkčně řadíme mezi flexory trupu. Menší míra přepadu těla při technice V2 znamená pozdější zapojení RA v porovnání s DP. Větší hodnotu preaktivace u DP oproti V2 jsme naměřili u všech probandů.

Aktivace RA při V2 byla 13,48 % oproti DP s hodnotou 16,39 %, což souvisí s větší flexí trupu během fáze odpichu při DP. V souvislosti s větší flexí trupu hůl směřuje z vertikálního směru do horizontálního a umožňuje tak efektivnější odpich (Horyna et al., 2014). V případě techniky V2 není dostatek času na dokončení odpichu, neboť hůl musí být včas přenesena vpřed na počátek odpichu, který proběhne při odrazu druhé dolní končetiny (Nilsson et al., 2004).

Při porovnání preaktivací RA během napodobivého cvičení na Skiergu s technikou V2 a DP jsme shledali významné rozdíly. RA se preaktivuje na SkiErgu 5,79 % před počátkem odpichu, což je významně méně než u V2 a DP. Podobných výsledků dosáhli Halonen et al. (2014), kteří uvádí preaktivaci RA 7,7 % před počátkem odpichu během napodobivého cvičení na SkiErgu, kdežto u soupažného běhu prostého to bylo 21 %. Příčina je stejná jako v případě OBL, kdy u napodobivého cvičení na SkiErgu dochází k flexi trupu v momentu záběru a nedojde k významné preaktivaci z důvodu absence fáze přepadu. Při porovnání s propulzními svaly jsou rozdíly v preaktivaci malé. To rovněž svědčí o absenci fáze přepadu.

Aktivace RA při napodobivém cvičení na SkiErgu je v průměru 25,21 %, což je významný rozdíl oproti V2 a DP. Větší hodnoty aktivace u SkiErgu jsme naměřili u všech probandů. Rozdíl není dán větší celkovou délkou aktivace RA při napodobivém cvičení na SkiErgu, ale pozdější aktivací tohoto svalu a s ní spojenou pozdější deaktivací. Rosso et al. (2017) to vysvětlují větším rozsahem pohybu horní končetiny a tím i celého trupu při fázi odpichu během napodobivého cvičení na SkiErgu.

Celková délka aktivity RA při porovnání jednotlivých druhů lokomocí byla v průměru největší při DP 33,69 %. U V2 jsme naměřili celkovou délku aktivace RA 25,03 % a u napodobivého cvičení na SkiErgu 31,00 %. U všech probandů byla zaznamenána menší délka aktivity RA při V2 na rozdíl od DP. Rozdíl je dán menší mírou přepadu a tím i flexe trupu při V2. U napodobivého cvičení na SkiErgu sice fáze přepadu chybí, ale délka svalové aktivity je kompenzována delší dobou fáze odpichu, kterou i Halonen et al. (2014) uvádí o 26,8 % delší než při soupažném běhu prostém.

Došli jsme k závěru, že OBL a RA se aktivují během V2 a DP dříve než během napodobivého cvičení na SkiErgu, protože se jedná o cílový pohyb v terénu, na který jsou kladeny vyšší rovnovážně posturální požadavky než při simulaci pohybu na arteficiálním zařízení. To potvrzují i Holmberg et al. (2005), kteří zdůvodňují velkou

preaktivaci břišních svalů u soupažného běhu prostého větší stabilizací trupu před fází odpichu.

5.4 M. pectoralis major

Jednou z funkcí PMA je extenze v ramenním kloubu v první části PF odpichu. Druhým úkolem PMA je stabilizační funkce jako antagonist k LD. Nezapomínejme, že PMA i přes vertikalizaci živočišných druhů vedoucích k rodu *Homo* zůstává z fylogenetického hlediska stále antigravitačním svalem. Pouze mu chybí opora horních končetin o podložku, což se při běhu na lyžích opět částečně navrácí.

Průměrná hodnota preaktivace PMA při V2 byla 3,45 % oproti DP, kde jsme naměřili 5,15 % (tabulka 4). Rozdíl není signifikantní. Preaktivace dosahují nízkých hodnot z důvodu zapojení tohoto svalu až v blízkosti uzlového bodu, který charakterizuje zapíchnutí holí do sněhu, a to jak v případě V2 tak i DP. Tím, že PMA plní stabilizační funkci jako antagonist k LD, jeho aktivita se odvíjí od aktivity LD, což potvrzují též Nilsson et al. (2013).

Aktivace PMA při V2 byla 17,55 % oproti DP s hodnotou 20,61 %, což neodpovídá době ukončení odpichu u V2 (28 %) ani u DP (30,3 %). Holmberg et al. (2005) rovněž uvádí konec aktivace PMA na konci druhé třetiny fáze odpichu. Snížení hodnoty svalové práce pod prahovou úroveň ještě během fáze odpichu může svědčit o efektivním střídání aktivity a relaxace, která je typická pro závodníky s vyspělou technikou (Zoppirolli et al., 2015). V případě odpichu se jedná o první dynamickou a druhou setrvačnou část, při které se svalová aktivita tlumí.

Při porovnání preaktivací PMA během napodobivého cvičení na SkiErgu s technikou V2 a DP jsme neshledali na rozdíl od flexorů trupu významné rozdíly. U PMA dochází k preaktivaci na SkiErgu 3,64 % před počátkem odpichu (tabulka 4). Sval se preaktivuje těsně před momentem záběru za rukojeť na SkiErgu. To koresponduje s preaktivací tohoto svalu těsně před počátkem odpichu při V2 a DP.

Aktivace PMA při napodobivém cvičení na SkiErgu je v průměru 28,74 %, což je významný rozdíl oproti V2 a DP. Kromě P4 jsme větší hodnoty aktivace u SkiErgu naměřili u všech probandů. Rozdíl je dán větší celkovou délkou aktivity PMA při

napodobivém cvičení na SkiErgu. Samotná délka aktivity PMA je však podstatně kratší než fáze odpichu během napodobivého cvičení na SkiErgu, která činí 53,6 %. Průběh aktivity PMA koresponduje s aktivitou LD, ale je ukončena poněkud dříve o 4,53 %. Stabilizační funkce PMA tak není vykonávána až do ukončení aktivity LD, což také uvádí Zoppirolli et al. (2017).

Celková délka aktivace PMA při porovnání jednotlivých druhů lokomocí byla v průměru největší při napodobivém cvičení na SkiErgu 32,38 %. U V2 jsme naměřili celkovou délku aktivace PMA 21 % a u DP 25,76 %. Je patrné, že propulzní sval PMA je zapojen při dlouhé fázi odpichu během cvičení na SkiErgu podstatně déle v porovnání s V2 a DP, na čemž se shodují též Rosso et al. (2017), kteří to vysvětlují větším rozsahem pohybu horní končetiny během PF odpichu. Rozdíl mezi celkovou délkou aktivace PMA při V2 a DP souvisí s délkou fáze odpichu, která je u V2 kratší.

V souvislosti s podstatně větší délkou aktivace PMA u SkiErgu oproti ostatním lokomocím nacházíme jeden ze zásadních koordinačních rozdílů mezi SkiErgem na jedné straně a DP a V2 na straně druhé. Na umělém zařízení SkiErgu dochází k delší opoře svalu. Vektor kvazipropulzní síly směřuje více vertikálně. Při běhu na lyžích jakékoliv zvýšení úsilí ve vertikálním směru snižuje horizontální propulzní působení a projevuje se tak kontraproduktivně proti logice této formy lidské lokomoce.

5.5 M. triceps brachii

TRI má z hlediska odpichu dvě funkce: extenze v ramenním a loketním kloubu. V ramenním kloubu dochází k extenzi od počátku přepadu, kdy je ruka nejvýše. V loketním kloubu dochází nejdříve k flexi do uzlového bodu, kdy působí největší síla odpichu (Zoppirolli et al., 2013). Následuje extenze, která trvá až do vypuštění holí.

Průměrná hodnota preaktivace TRI při V2 byla 2,25 % oproti DP, kde jsme naměřili 4,84 % (tabulka 4), což je podobné měřením Zoppirolli et al. (2013), kteří uvádí 3,7 % při rychlosti lokomoce na 85 % maxima nebo Nilssona et al. (2013), kteří uvádí 6,4 % při rychlosti 3,6 m.s⁻¹. Rozdíl není signifikantní. Preaktivace je zřejmě spojna s regulací vertikálního pohybu před dopadem holí do sněhu. Vektor působení směřuje pak více horizontálně. Podle Lindingera et al. (2009) včasná preaktivace TRI

působí zároveň jako prevence proti kolapsu ramenního a loketního kloubu při zapíchnutí holí do sněhu.

Aktivace TRI při V2 byla 24,34 % oproti DP s hodnotou 26,97 %. Přestože ukončení aktivace rovněž předchází konci odpichu, jedná se o větší hodnotu oproti aktivaci PMa. Na dokončení odpichu je potřeba ještě extenze v loketním kloubu, takže celá aktivace probíhá u DP déle, což potvrzuje i Holmberg et al. (2005). Naopak u V2 se odpich ukončuje dříve kvůli tomu, že probíhá na každý odraz dolní končetiny (Losnegard et al., 2017).

Při porovnání preaktivací TRI během napodobivého cvičení na Skiergu s technikou V2 a DP jsme neshledali významné rozdíly. U TRI dochází k preaktivaci na SkiErgu 2,01 % před počátkem odpichu (tabulka 4). Sval se preaktivuje těsně před momentem záběru za rukojeť na SkiErgu. Při V2 a DP probíhá preaktivace těsně před počátkem odpichu. TRI podobně jako PMa se preaktivuje u všech tří lokomocí bez významných rozdílů, což u flexorů trupu neplatí.

Aktivace TRI při napodobivém cvičení na SkiErgu je v průměru 33,08 %, což je významný rozdíl oproti V2 a DP. Delší aktivace TRI může být daná prodloužením odpichu na SkiErgu až do extenze v loketním kloubu. Podobně uvádí Halonen et al. (2017) vyšší aktivaci TRI při napodobivém cvičení na SkiErgu oproti DP.

Celková délka aktivity TRI při porovnání jednotlivých druhů lokomocí byla v průměru největší při napodobivém cvičení na SkiErgu 35,09 %. U V2 jsme naměřili celkovou délku aktivity TRI 26,59 % a u DP 31,81 %. Hodnoty jsou podobné jako u PMa. Dlouhá aktivita TRI u napodobivého cvičení na SkiErgu souvisí též s větším rozsahem pohybu v loketním kloubu, který je daný elastickým mechanismem zpětného návratu držáků (Rosso et al., 2017). Rozdíl délky aktivity mezi V2 a DP je patrný z rozdílu délky odpichu těchto lokomocí.

TRI dle grafu 2 vykazuje nejdelší působení při napodobivém cvičení na SkiErgu. Tento fenomén lze najít i u LD. Je to dáno charakterem odporu navíjeného lana. Naopak kratší působení TRI a LD při V2 oproti DP je dáno obecně kratší PF odpichu při V2 oproti DP.

5.6 M. latissimus dorsi

LD vykonává při soupažném odpichu extenzi a vnitřní rotaci paže, kdy působí jako synergista k PMa. Druhá je stabilizační funkce jako antagonistka k PMa (Holmberg et al., 2005). V ramenním kloubu dochází k extenzi od počátku přepadu, kdy je ruka nejdříve. Extenze paže pokračuje až do vypuštění holí (Zoppirolli, et al., 2013).

Průměrná hodnota preaktivace LD při V2 byla 2,70 % oproti DP, kde jsme naměřili 1,59 % (tabulka 4). Zoppirolli et al. (2013) uvádí 5,5 % při rychlosti lokomoce na 85 % maxima a Nilsson et al. (2013) naměřili 6,4 % při rychlosti $3,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ během DP. Rozdíl není signifikantní. Důvody preaktivace jsou podobné jako u TRI.

Aktivace LD při V2 byla 22,75 % oproti DP s hodnotou 26,53 %. Jedná se o menší hodnoty než aktivace TRI, ale rozdíly nejsou významné. To svědčí o tom, že tyto dva svaly na odpichu zásadně spolupracují.

Při porovnání preaktivací LD během napodobivého cvičení na Skiergu s technikou V2 a DP jsme neshledali významné rozdíly. U LD dochází k preaktivaci na SkiErgu 1,77 % před počátkem odpichu (tabulka 4). Sval se preaktivuje těsně před momentem záběru za rukojeť na SkiErgu, neboť elastický zpětný návrat držáků si nevynucuje vynakládat přílišnou sílu ve fázi přenosu (Rosso et al., 2017). LD podobně jako PMa a TRI se preaktivuje u napodobivého cvičení na SkiErgu a u ostatních dvou lokomocí bez významných rozdílů.

Aktivace LD při napodobivém cvičení na SkiErgu je v průměru 33,27 %, což je významný rozdíl oproti V2 a DP. Rozdíl je dán stejně jako u PMa a TRI větší celkovou délkou aktivace LD při napodobivém cvičení na SkiErgu, která je dána formulovanou dynamikou odporu navíjeného lana.

Celková délka aktivity LD při porovnání jednotlivých druhů lokomocí byla v průměru největší při napodobivém cvičení na SkiErgu 35,04 %. Dlouhá aktivita LD může souviset podle Halonena et al. (2014) s větším rozsahem pohybu horní končetiny a zároveň dlouhou fází odpichu. U V2 jsme naměřili celkovou délku aktivace LD 25,45 % a u DP 28,12 %. Hodnoty jsou podobné jako u PMa a TRI. Podobně rozdíl délky aktivace mezi V2 a DP je patrný z rozdílu délky odpichu těchto lokomocí.

5.7 Porovnání lokomocí V2 a DP

Při porovnání preaktivací a aktivací vybraných svalů mezi V2 a DP jsme nenašli statisticky významné rozdíly. V2 vykazuje statisticky významnou koordinační podobnost v EMG záznamech v porovnání s DP. **Potvrzujeme H1.**

Podobně jako Holmberg et al. (2005), Horyna et al. (2014), Losnegard et al. (2017), Nilsson et al. (2013), Sandbakk et al. (2015) nebo Zoppirolli et al. (2013) jsme našli kritické místo, které předchází samotnému odpichu. Horní končetina s holí se dostane do nejvyšší pozice, kde má nulovou úhlovou rychlost. Tělo je v přepadu s extendovaným kyčelním, kolenním a hlezenním kloubem. Vlivem mj. i tíhy těla se úhlová rychlost začíná zvyšovat, dochází k flexi trupu a nastává uzlový bod zapíchnutí holí do sněhu, při kterém lyžař nevynakládá sílu z nulové úrovně. Sekvence aktivity svalů během odpichu, znázorněná v grafu 2, poukazuje na existenci svalového řetězce. Jako první se během V2 a DP aktivují flexory trupu RA a OBL. U V2 dochází k aktivaci flexorů trupu o něco později než u DP, neboť se tělo nedostane do takové míry přepadu jako u DP z důvodu kratšího PC a nutnosti rychlé návaznosti dalšího PC formou včasného odpichu.

Jako druhé v pořadí se aktivují PMA, dále TRI a LD. Rozdíl v preaktivaci těchto svalů mezi těmito lokomocemi není významný. U DP probíhá konec aktivace svalů podle vzoru „first in, first out“, což odpovídá měřením Holmberga et al. (2005) a Horyny et al. (2014). Jako první ukončují aktivaci flexory trupu RA a OBL, a poté PMA, LD a TRI. Nilsson et al. (2013) rovněž uvádí delší aktivaci TRI oproti LD, což platí i pro lokomoci V2, při které je však aktivace TRI a LD kratší z důvodu kratší fáze odpichu. Delší PC u DP umožňuje dokončit extenzi v loketním kloubu, při které se podílí zejména TRI. Zoppirolli et al. (2013) naměřili preaktivaci TRI u DP 4,3 %, což koresponduje s naším měřením (4,8 %). Preaktivaci LD však naměřili 5,5 %, což neodpovídá našim údajům 1,59 %. Menší preaktivaci LD oproti TRI naměřili rovněž Nilsson et al. (2013). K podobným závěrům jako Zoppirolli et al. (2013) došli Holmberg et al. (2005), kteří udávají větší preaktivační dobu LD než TRI, u kterého zapojení svalů jen mírně předcházelo uzlový bod odpichu holí.

Významně vyšší preaktivace flexorů trupu RA a OBL oproti jiným svalům je charakteristická pro odpich na sněhu, tedy lokomoce V2 a DP. Dřívější studie se

zabývaly svaly ovlivňující pletenec ramenní a loketní kloub, aniž by podrobily zkoumání možnou důležitou roli břišních svalů (Hoffman et al., 1995; Millet et al., 1998; Smith et al., 1996). Holmberg et al. (2005) a Nilsson et al. (2013) zjistili vysokou úroveň EMG aktivity u RA a OBL_e, což indikuje jejich významnou roli v DP. Předpokládají, že tato sekvence zapojení má stěžejní roli při vytváření malého úhlu v kyčelním kloubu během odpichu, což vede k dodatečné propulzní síle. Zoppirolli et al. (2017) udává, že zvýšená aktivita flexorů trupu ještě před zapíchnutím holí do sněhu umožňuje celkové zpevnění horní části těla a vytvoření vhodných podmínek pro fázi odpichu.

Shrnutí této subkapitoly: do propulzního působení při lokomoci na lyžích se časově primárně zapojují flexory trupu a sekundárně pažní a loketní extenzory.

5.8 Porovnání lokomocí V2, DP a pseudolokomoce SkiErg

Při porovnání preaktivací a aktivací mezi V2, DP a SkiErgem jsme našli statisticky významné i nevýznamné rozdíly. Preaktivace flexorů trupu OBL_e a RA vykazovala statisticky významný rozdíl jak mezi V2 a SkiErgem, tak mezi DP a SkiErgem. Při napodobivém cvičení na SkiErgu nedochází k přepadu těla a flexe trupu začíná až se zatažením rukojeti. Přitom dochází k současné aktivaci propulzních svalů PMA, TRI a LD. Moment začátku záběru na SkiErgu odpovídá nejvyšší pozici horní končetiny, což koresponduje při lokomocích V2 a DP s počátkem odpichu. Preaktivace flexorů trupu OBL_e a RA trvá u SkiErgu kratší dobu než u V2 nebo DP. Podobně Halonen et al. (2014) udává statisticky významný rozdíl v preaktivaci RA při napodobivém cvičení na SkiErgu oproti DP.

Po flexorech trupu se při SkiErgu dále aktivují PMA, TRI a LD s minimálním časovým odstupem. Rozdíl v preaktivaci těchto svalů mezi V2 a SkiErgem a DP a SkiErgem není statisticky významný. **Potvrzujeme tímto H2.** Zároveň je možno formulovat myšlenku, že pro posilování funkce PMA, TRI a LD je tento simulátor vhodný. Ale pro koordinaci práce celé pohybové soustavy je nutné po posilování na SkiErgu zařadit posílené svaly do funkčního celku s flexory trupu jízdou na lyžích.

Aktivace všech sledovaných svalů je při napodobivém cvičení na SkiErgu o 10-11 % delší než u V2 a o 7-8 % delší než při DP, což potvrzují Rosso et al. (2017), kteří to vysvětlují větším rozsahem pohybu horní končetiny při fázi odpichu. Větší podíl propulzní fáze na celkové době PC u napodobivého cvičení na SkiErgu může být způsoben též mechanickými vlastnostmi navíjeného lana a aerodynamickými vlastnostmi větráku. Nároky na překonání odporu při napodobivém cvičení na SkiErgu jsou jiné než při běhu na lyžích.

Prodloužení aktivace LD, TRI, PMa na SkiErgu vůči V2 a DP ukazuje na důsledky arteficiálního stroje pro simulaci lokomoce. Konstrukce stroje nedovoluje vytvořit timing odpichu jako na sněhu. Odpich je delší, volnější a jeho charakter směřuje více k izokinetické kontrakci svalů, zatímco při V2 a DP je součástí propulzního působení explozivní charakter práce svalů. Tedy více silově vytrvalostní – SkiErg, resp. více silově vytrvalostně rychlostní – běh na lyžích.

Na umělém posilovacím stroji, který dle současných technických možností simuluje cílový pohyb, nejsou navíc kladeny nároky na rovnováhu, které odpovídají nárokům při běhu na lyžích.

Společný timing aktivace břišních svalů oproti ostatním sledovaným svalům na SkiErgu ukazuje opět na umělý pohyb, kdy svaly ve svalových řetězcích na ventrální straně trupu nevytváří optimální výchozí polohu (atitudo), ve které je vytvořeno místo opory pro práci hlavního propulzního svalu LD a hlavního antigravitačního svalu (odpovídajícího charakteru pohybu při V2 a DP) PMa. Rosso et al. (2017) v této souvislosti uvádí tažnou sílu na rozdíl od tlakové síly, která je typická pro běh na lyžích.

Při běhu na lyžích se punctum fixum nachází na akrální části horní končetiny, tedy distálně a vše ostatní (zabýváme-li se pouze horní částí trupu a pletencem ramenním, jak bylo v práci vymezeno) vytváří část hnanou neboli punctum mobile. Zatímco na posilovacím stroji SkiErg se punctum fixum nachází primárně na akrálních částech dolních končetin, ale v námi sledované oblasti je to v oblasti trupu, tedy mediálně. Punctum mobile je na akrálních částech horních končetin. V prvním případě se tvoří specifickým lokomočním režimem svalové koaktivace propulzní síla pro lokomoci na sněhu, kdy se punctum mobile přitahuje k punctu fixu a odráží od puncta fixa umístěných na ruce, viz principy Vojtovy reflexní lokomoce. Ve druhém případě, kdy je punctum fixum uloženo mediálně na trupu, se přes ruce přenáší fázická práce

svalů nelokomočního charakteru založená na principu reciproční segmentální inervace a dalších vyšších etážích nervosvalového řízení. Nepochází k žádnému přitahování ale k zatahování madel lana za sebe. Tato skutečnost je již uvedena v práci Mrůzkové (2011).

Koordinace svalů při napodobivém cvičení na SkiErgu má charakter generalizovaného pohybu bez diferenciací svalových funkcí, které při běhu na lyžích vytvářejí pomocí flexe trupu optimální situaci a oporu pro funkci propulzních a antigravitačních svalů pletence ramenního.

6. Závěr

Disertační práce byla zpracována na základě splnění všech úkolů práce, které jsou formulovány v kapitole 2.1. Byl splněn cíl práce.

Při zapojení vybraných svalů u oboustranného bruslení jednodobého a soupažného běhu prostého nebyly shledány významné statistické rozdíly a můžeme konstatovat, že obě lokomoce jsou velmi koordinačně podobné. Potvrzujeme hypotézu H1. Při lokomoci na lyžích funguje svalový řetězec, kdy se jako první aktivují při oboustranném bruslení jednodobém a soupažném běhu prostém flexory trupu m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus. U oboustranného bruslení jednodobého dochází k aktivaci flexorů trupu o něco později než u soupažného běhu prostého, neboť se tělo nedostane do takové míry přepadu jako u soupažného běhu prostého. Rozdíl však není statisticky významný. Jako druhé v pořadí se aktivují m. pectoralis major, dále m. triceps brachii, caput longum, a m. latissimus dorsi. Rozdíl v preaktivaci těchto svalů mezi oboustranným bruslením jednodobým a soupažným během prostým není statisticky významný. U soupažného běhu prostého probíhá deaktivace svalů podle vzoru „first in, first out“.

Rozdíly mezi oboustranným bruslením jednodobým, soupažným během prostým a napodobivým cvičením na posilovacím stroji SkiErg jsou dány již podílem pohybové fáze odpichu na celkové době trvání pohybového cyklu. U napodobivého cvičení na posilovacím stroji SkiErg podíl činí více než 50 %, kdežto u oboustranného bruslení jednodobého nebo soupažného běhu prostého je to necelá třetina. Preaktivace flexorů trupu je významně vyšší u oboustranného bruslení jednodobého a soupažného běhu prostého, což je dané existencí přepadu, která u napodobivého cvičení na posilovacím stroji SkiErg chybí a flexory trupu se zapojují do lokomoce jen s minimálním předstihem před ostatními propulzními svaly. Chybí diferenciací svalových funkcí. Při simulaci pohybu na arteficiálním zařízení jsou navíc kladeny nižší rovnovážně posturální požadavky než na pohyb v terénu. U m. pectoralis major a extenzorů ramenního a loketního kloubu (m. latissimus dorsi a m. triceps brachii, caput longum) rozdíl mezi preaktivací oboustranného bruslení jednodobého, soupažného běhu prostého a napodobivým cvičením na posilovacím stroji SkiErg není statisticky významný.

Potvrzujeme hypotézu H2. Aktivace těchto svalů je u napodobivého cvičení na posilovacím stroji SkiErg významně delší.

Posilovací stroj SkiErg značky Concept 2 nemůžeme považovat za specifický tréninkový prostředek pro běh na lyžích. Trénink na tomto trenažéru lze doporučit pro získání specifických silových předpokladů, ale dlouhodobá aplikace může nést následky v podobě narušení techniky odpichu při oboustranném bruslení jednodobém a soupažném běhu prostém, zejména timing flexorů trupu a extenzorů ramenního a loketního kloubu. Po posilování na tomto stroji je optimální zakomponovat posílené svaly do práce celé pohybové soustavy jízdou na lyžích. Další výzkum v této oblasti by se měl zaměřit na kinetické a kinematické aspekty těchto dvou lokomocí.

Zásadním teoretickým přínosem práce je poznatek o rozdílné koordinaci monitorovaných svalů při simulované lokomoci na posilovacím stroji SkiErg na straně jedné a při oboustranném bruslení jednodobém a soupažném běhu prostém na straně druhé. Tento rozdíl je dán dvěma skutečnostmi:

1. Vliv mechanických převodů a odporu vzduchu v aerodynamické brzdě při vytváření výsledného odporu kladeného rukám závodníka.
2. Odlišné uložení puncta fixa a puncta mobile:
 - punctum fixum se nachází při běhu na lyžích na akrální části horní končetiny, zatímco při napodobivém cvičení SkiErgu je to v oblasti trupu;
 - punctum mobile se přitahuje při běhu na lyžích k punktu fixu umístěného na ruku a od něj se odráží podobně jako u principu Vojtovy reflexní lokomoce, zatímco punctum mobile se nachází při napodobivém cvičení na SkiErgu na akrálních částech horních končetin a přes ruce se přenáší fázičká práce svalů nelokomočního charakteru založená na principu reciproční segmentální inervace a dalších vyšších etáží nervosvalového řízení. Nedochozí k žádnému přitahování ale k zatahování madel lana za sebe.

Didaktický přínos práce je evidentní. S výsledky teoretické práce by měli pracovat trenéři i samotní závodníci. Bezprostředně na trénink na posilovacím stroji SkiErg by měl navazovat trénink na lyžích, na kolečkových lyžích nebo napodobující a simulační cvičení na suchu.

Seznam vybrané literatury

- Anděl, J. (2013). *Statistické metody*. 4. vyd. Praha: Matfyzpress.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Halonen, J., Ohtonen, O., Lemmettylä, T., Lindinger, S., Rapp, W., Häkkinen, K., & Linnamo, V. (2014). Biomechanics of double poling when skiing on snow and using an ergometer. In E. Müller, J. Kröll, S. Lindinger, J. Pfusterschmied, & T. Stöggl (Eds.), *Science and Skiing VI*. (pp. 387-395). Salzburg: Meyer and Meyer Sport.
- Hoffman, M. D., Clifford, P. S., & Bender, F. (1995). Effect of velocity on cycle rate and length for three roller skiing techniques. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 257-266.
- Holmberg, H. C., Lindinger, S. J., Stöggl, T. L., Eitzlmair, E., & Müller, E. (2005). Biomechanical analysis of double poling in elite cross-country skiers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, 807-818.
- Horyna, R., Bačáková, R., Špulák, D., Kračmar, B., & Čmejla, R. (2014). Kineziologické aspekty soupažného běhu prostého a oboustranného bruslení jednodobého. *Studia Kinanthropologica*, 15(3), 167-173.
- Hottenrott, K., & Urban, V. (2005). *Das grosse Buch vom Skilanglauf*. Aachen: Meyer & Meyer.
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 182-198.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological electromyography*. Retrieved from https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf
- Lindinger, S. J., Holmberg, H. C., 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, 353–63.

- Losnegard, T., Myklebust, H., Ehrhardt, A. & Hallen, J. (2017). Kinematical analysis of the V2 ski skating technique: a longitudinal study. *Journal of Sports Sciences*, 35(12), 1219-1227.
- Millet, G. Y., Hoffman, M. D., Candau, R. B., & Clifford, P. S. (1998). Poling forces during roller skiing: effects of technique and speed. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 1645-1653.
- Mrůzková, M. (2011). *Komparativní kineziologická analýza záběru vpřed na kajaku a dalších forem lokomoce v rámci lokomočního vzoru*. Disertační práce. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Myklebust, H., Losnegard, T., & Hallen, J. (2014). Differences in V1 and V2 ski skating techniques described by accelerometers. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 24, 882-893.
- Nilsson, J., Tveit, P., & Eikrehagen, O. (2004). Effects of speed on temporal patterns in classical style and freestyle cross-country skiing. *Sports Biomechanics*, 3, 85-107.
- 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.
- Rosso, V., Gastaldi, L., Rapp, W., Lindinger, S., Vanlandewijck, Y., & Linnamo, V. (2017). Biomechanics of simulated versus natural cross-country sit skiing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 32, 15-21.
- Sandbakk, O., Ettema, G., & Holmberg, H. C. (2013). The physiological and biomechanical contributions of poling to roller ski skating. *European Journal of Applied Physiology*, 113, 1979–1987.
- Sandbakk, O., Leirdal, S., & Ettema, G. (2015). The physiological and biomechanical differences between double poling and G3 skating in World class cross-country skiers. *European Journal of Applied Physiology*, 115, 483–487.
- SENIAM. (2017). *The Surface Electromyography for non-invasive assessment of muscles*. Retrieved from <http://seniam.org/>
- Smith, G. A., Fewster, J. B., & Braudt, S. M. (1996). Double poling kinematics and performance in cross-country skiing. *Journal of Applied Biomechanics*, 12, 88-103.

- Stöggli, T., Lindinger, S., & Müller, E. (2006). Biomechanical validation of a specific upper body training and testing drill in cross-country skiing. *Sports Biomechanics*, 5, 23-46.
- 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. (2016). *Zpracování povrchových elektromyografických signálů*. Disertační práce. Praha: FEL ČVUT.
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1999). *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual* (Sv. 2). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Zoppirolli, C., Holmberg, H.CH., Pellegrini, B., Quaglia, D., Bortolan, L., & Schena, F. (2013). The effectiveness of stretch-shortening cycling in upperlimb extensor muscles during elite cross-country skiing with the double poling technique. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23, 1512-1519.
- Zoppirolli, C., Pellegrini, B., Bortolan, L. & Schena, F. (2015). Energetics and biomechanics of double poling in regional and high-level cross-country skiers. *European Journal of Applied Physiology*, 115, 969-979.
- Zoppirolli, C., Boccia, G., Bortolan, L., Schena, F. & Pellegrini, B. (2017). Functional significance of extent and timing of muscle activation during double poling on-snow with increasing speed. *European Journal of Applied Physiology*, 117, 1585-1594.