

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE

(magisterská)

2020

Mgr. Roman Horyna, Ph.D.

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

SLEDOVÁNÍ ZMĚN AKTIVITY SVALŮ HORNÍ ČÁSTI
TĚLA PŘI SOUPAŽNÉM BĚHU PROSTÉM A
NAPODOBIVÉM CVIČENÍ NA BĚŽKAŘSKÉM
TRENAŽERU CONCEPT 2

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Mgr. Roman Horyna, Ph.D.

Vedoucí práce: Doc. PhDr. Zbyněk Svozil, Ph.D.

Olomouc 2020

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Mgr. Roman Horyna, Ph.D

Název diplomové práce: Sledování změn aktivity svalů horní části těla při soupažném běhu prostém a napodobivém cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2

Pracoviště: Katedra společenských věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: Doc. PhDr. Zbyněk Svozil, Ph.D.

Externí konzultant: Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Abstrakt

Cíl: Porovnání velikosti zapojení vybraných svalů horní části těla při soupažném běhu prostém v klasické technice běhu na lyžích a napodobivém cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2 (SkiErg) a určení, zda je tento simulátor vhodný pro posilování vybraných svalů horní části těla.

Metody: Komparační analýza elektromyografických signálů svalové aktivity

Výsledky: Při interlokomočním porovnání velikosti aktivace musculus triceps brachii při soupažném běhu prostém a napodobivém cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2 (SkiErg) jsme našli v elektromyografických záznamech statisticky i věcně významný rozdíl. Při porovnání ostatních svalů jsme statisticky významné rozdíly nenašli. Věcně významný rozdíl u musculus obliquus abdominis externus a musculus triceps brachii je dán povahou přirozené lokomoce běhu na lyžích, u které dochází spíše k explozivní svalové práci a lokomoce na arteficiálním zařízení, pro kterou je charakteristická delší, volnější, izokinetická kontrakce svalů. Tento simulátor je vhodný pro posilování vybraných svalů horní části těla, ale bezprostředně na trénink na posilovacím stroji SkiErg by měl navazovat trénink na lyžích nebo na kolečkových lyžích.

Klíčová slova: běh na lyžích, soupažný běh prostý, běžkařský trenažer Concept 2 (SkiErg), svalová aktivace, kineziologie, povrchová elektromyografie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Mgr. Roman Horyna, Ph.D

Title of the master thesis: Monitoring of upper body muscles activity changes in double poling and on a skiing machine Concept 2

Department: Katedra společenských věd v kinantropologii

Supervisor: Doc. PhDr. Zbyněk Svozil, Ph.D.

External consultant: Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

The year of presentation: 2020

Abstract

Objectives: Comparison of involvement upper body muscles during double poling and on a skiing machine Concept 2 (SkiErg) and determining whether the simulator is suitable for strengthening selected upper body muscles.

Methods: Comparative analysis of electromyographic signals of muscle activity.

Results: In an interlocomotional comparison of the magnitude of activation of the triceps brachii muscle during double poling and on a skiing machine Concept 2 (SkiErg) we found a statistically significant difference with effect size in the electromyographic records. When comparing other muscles, we did not find statistically significant differences. The effect size of obliquus abdominis externus muscle and triceps brachii muscle is due to the nature of cross-country skiing locomotion, which is more explosive muscle work and locomotion on an artificial device characterized by longer, looser, isokinetic muscle contraction. This simulator is suitable for strengthening selected muscles of the upper body, but training on skis or roller skis should follow immediately after training on a skiing machine.

Keywords: Cross country skiing, double poling, skiing machine Concept 2 (SkiErg), muscle activity, kinesiology, surface electromyography

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Doc. PhDr. Zbyňka Svozila, Ph.D. a konzultanta Doc. PaedDr. Bronislava Kračmara, CSc., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržel zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 25. ledna 2020

.....

Děkuji Doc. PhDr. Zbyňku Svozilovi, Ph.D. a konzultantovi Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za pomoc a cenné rady, které mi poskytli při zpracování diplomové práce.

Obsah

Obsah	7
Seznam zkratk	9
1 Úvod	10
2 Přehled poznatků	11
2.1 Charakteristika běhu na lyžích	11
2.2 Soupažný běh prostý	13
2.3 Napodobivé cvičení na SkiErgu	15
2.4 Zapojení horní části těla při běhu na lyžích	18
2.4.1 Sledování zapojení svalů horní části těla v běhu na lyžích pomocí povrchové elektromyografie	19
2.5 Elektromyografie (EMG)	22
2.5.1 Elektrody	23
2.5.2 Filtrace a vzorkovací frekvence	24
2.5.3 Faktory ovlivňující EMG signál	25
2.5.4 Specifika měření MVC	26
3 Cíle, úkoly a hypotézy práce	28
3.1 Úkoly práce	28
3.2 Hypotézy práce	28
4 Metodika výzkumu	30
4.1 Obecná charakteristika výzkumu	30
4.2 Sběr dat	31
4.2.1 Technické vybavení pro měření	31
4.2.2 Charakteristika sledovaného souboru	34
4.2.3 Charakteristika místa provedení výzkumu	34

4.2.4 Sledované svaly, lokalizace elektrod, stanovení MVC	34
4.3 Analýza dat.....	43
4.3.1 Statistické zpracování dat.....	45
5 Výsledky.....	47
6 Diskuze.....	53
7 Závěr	59
Souhrn.....	61
Summary.....	62
Referenční seznam	63
Přílohy.....	69

Seznam zkratek

DP – double poling; soupažný běh prostý

dx – dexter; pravý

EMG – elektromyografie

LD – m. latissimus dorsi

m. – musculus; sval

mm. – musculi; svaly

MVC – maximální volní kontrakce

OBLe – m. obliquus abdominis externus

obr. – obrázek

P1-10 – proband číslo 1-10

PMa – m. pectoralis major

RA – m. rectus abdominis

RDJ – reprezentační družstvo juniorů

SCM – Sportovní centrum mládeže

SEMG – surface EMG; povrchová EMG

SkiErg – napodobivé cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2

TMa – m. teres major

TRI – m. triceps brachii

1 Úvod

Běh na lyžích je aerobní vytrvalostní sport, jehož závodní pojetí vyžaduje vysokou maximální spotřebu kyslíku (VO_{2max}) a dobrou ekonomiku lokomoce, což ve výsledku přispívá k vysoké rychlosti na úrovni anaerobního prahu. Závody v běhu na lyžích probíhají v rozsahu od intenzivního sprintu s trváním 2 – 4 minut až k dálkovým závodům na 50 km s trváním 2 – 3 hodiny. Pět ze šesti závodů ve Světovém poháru, Mistrovství světa a na Olympijských hrách mají hromadný start. Tento faktor včetně lepšího vybavení a úrovně přípravy tratí vedl v posledních letech k vyšší rychlosti lokomoce, která zase vyžaduje vyšší míru svalové práce.

Rychlost versus ekonomika lokomoce hraje zásadní roli ve výběru techniky. Významnou technikou při paralelním postavení lyží (klasická technika) je soupažný běh prostý. Tato technika je používána v převážné míře na rovinatějších částech tratě, při kterých je dosahována vysoká rychlost lokomoce. Propulzní sílu vytváří soupažný odpich, 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 závodě 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.

Často používaným tréninkovým prostředkem pro soupažný běh prostý je napodobivé cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2 (dále SkiErg). V disertační práci jsme ozřejmili kineziologický obsah pohybu, časové souvislosti zapojení jednotlivých svalů horní části těla a zjistili míru koordinační shody neboli porovnání tzv. „vnitřní techniky“ u výše uvedených dvou lokomocí (Horyna, 2018).

Cílem předkládané práce je porovnání velikosti zapojení vybraných svalů horní části těla při soupažném běhu prostém v klasické technice běhu na lyžích a napodobivém cvičení na SkiErgu a určení, zda je tento simulátor vhodný pro posilování vybraných svalů horní části těla. Svalovou aktivaci porovnáme také s maximální svalovou kontrakcí a určíme, které svaly vykazují nejvyšší % hodnoty svalové aktivity vzhledem k maximální volní kontrakci.

2 Přehled poznatků

2.1 Charakteristika běhu na lyžích

Lokomoce v běhu na lyžích je dána zapojením svalů horní a dolní části těla. Energetický výdej je při pohybu na sněhu nižší než při chůzi nebo běhu (Minetti, 2004). V pohybu se využívá pasivních lokomočních nástrojů, lyží a holí.

Při běhu na lyžích se do pohybu zapojují téměř všechny větší svalové skupiny a všestranně se rozvíjí funkční zdatnost organismu. Dochází minimálně k přetížení nebo opotřebením pohybového aparátu (Chovanec, 1976). Jedná se o nejstarší lyžařskou disciplínu, která se stala populární pohybovou aktivitou ve vrcholovém a rekreačním sportu (Dvořák et al., 1992). Imitace této lokomoce se využívá také v lyžařské turistice většinou ve dvouoporovém postavení. Není vázána na vybudovanou infrastrukturu (vleky, sjezdovky) a lze ji provozovat kdekoliv, kde je sněhová pokrývka. Potřeba lokomoční činnosti má svůj význam především při kompenzaci pohodlného způsobu života současné generace (Gnad & Psotová, 2005). Mnohé studie označují běh na lyžích jako nejlepší aerobní pohybovou aktivitu, při níž se zapojuje horní i dolní část těla. Koordinačně to není až tak složitá lokomoce, takže jí zvládnou i obratnostně méně zdatní jedinci. V rámci školní tělesné výchovy bývá zařazován do lyžařských výcviků, ale není to z různých důvodů pravidlem, což je škoda. V mnoha sportovních odvětvích se využívá běh na lyžích jako obecný tréninkový prostředek pro rozvoj vitálních a somatických funkcí. Při nízké úrovni dovednosti a pohybových předpokladů lze lokomoci využít v chůzi na lyžích ve dvouoporovém postavení. Zvládnutá technika, blížící se technice výkonnostních sportovců, je typická jednooporovým postavením (Hottenrott & Urban, 2004). Vysoká docilita, přirozené pohyby a malá pravděpodobnost úrazu zpřístupňují tento sport různým věkovým, zájmově a pohybově orientovaným skupinám obyvatelstva (Andersen & Nymoen, 1995). Jde o vhodný prostředek postrehabilitačního pohybového režimu díky absenci rázů při došlapu na patu, ke kterým dochází při chůzi (Kračmar, Chrástková, Bačáková et al., 2016).

Výkon v běhu na lyžích je determinován komplexem fyziologických a biomechanických vztahů. Běh na lyžích je vytrvalostní sport, který vyžaduje velmi vysokou aerobní sílu a kapacitu. Pro sprinty je důležitá vysoká anaerobní síla a kapacita.

Vzhledem k dlouhodobému výkonu není možné udržet maximální spotřebu kyslíku ($VO_2 \text{ max}$), která dosahuje u světové elity hodnot vyšších než $80 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. Důležitá je schopnost lokomoce při vysokém frakčním využití maximální spotřeby kyslíku a schopnost odolávat únavě (Saltin, 1997).

Srdeční frekvence se pohybuje při závodě přibližně na 90 % maxima a její výkyvy kopírují profil běžecké tratě s určitou časovou prodlevou. Srdeční frekvence je ve stoupáních a na rovině submaximální až maximální a po sjezdech je o 5-15 % nižší. Minutová ventilace plic je přibližně 120-152 litrů (Ilavský & Suk, 2005). Hladina kyseliny mléčné v krvi s délkou závodní tratě klesá. Po běhu na lyžích na 10 km bylo naměřeno 8-12 mmol.l^{-1} . Po závodě na 50 km se koncentrace laktátu pohybovala v rozmezí 3-4 mmol.l^{-1} (Rusko, 2003).

Technika běhu na lyžích se neustále vyvíjí a přizpůsobuje biomechanickým zákonitostem. Horyna et al. (2012) zkoumali změny techniky soupažného běhu jednodobého, který dostal v průběhu vývoje významných změn. Snahou dnešních běžců na lyžích je maximálně využít propulzní fázi a pokud možno zkrátit fázi, během které se nevyvíjí žádná propulzní síla. Odpich se stává významnějším hnacím prvkem než odraz. K tomu přispívá specifický pohyb flexe – extenze v loketním kloubu, mezi trupem a stehnem a částečně v kolenním a hlezenním kloubu skluzové dolní končetiny během odpichu. Horyna et al. (2014) zkoumali z kineziologického hlediska odpich při oboustranném bruslení jednodobém a soupažném běhu prostém. Zjistili odlišné nástupy aktivace a deaktivace, které mohou být způsobeny povahou lokomoce, kdy při odvratném postavení lyží se zapojuje déle m. obliquus externus abdominis a u soupažného běhu prostého zase m. erector spinae. U obou typů lokomocí se zapojují nejdříve flexory trupu (m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis) a následně extenzory ramenního a loketního kloubu (m. latissimus dorsi dx. a m. triceps brachii dx.). Hlavní zapojené svaly (m. latissimus dorsi dx., m. triceps brachii dx., m. rectus abdominis) vykazovaly nevýznamné rozdíly v timingu aktivace a deaktivace jejich aktivity.

Běh na lyžích je sice bipedální lokomocí, ale využívá principů kvadrupedální lokomoce. Propulzní síla je generována prostřednictvím obou pletenců - pánevního a ramenního. Punctum fixum vzniká distálně (Kračmar, 2002).

2.2 Soupažný běh prostý

Soupažný běh prostý (*double poling – DP*) je dynamicky se rozvíjející technika zejména v posledních dvou desetiletích a hraje stěžejní roli ve výkonu v závodech klasickou technikou nejen při hromadných startech, sprintech, spurtech, ale i v závodech na dlouhé distance (Jonsson et al., 2019, Øfsteng et al., 2018, Sunde et al., 2019). K tomuto vývoji přispělo několik faktorů (Holmberg et al., 2005; Stöggl & Holmberg, 2016; Zoppirolli et al., 2015; Zoppirolli et al., 2017):

- kvalitnější úprava tratí,
- zlepšení funkčních vlastností lyží a holí,
- ekonomičtější lokomoce zejména v plochém terénu,
- vývoj v technice soupažného běhu prostého s důrazem na explozivní sílu,
- využití soupažného běhu prostého po celou dobu závodu bez nutnosti aplikace stoupacího vosku, který zvyšuje odpor lyže při jízdě na sněhu,
- zavedení techniky bruslení v 80. letech 20. století a sprintových disciplín na začátku nového milénia mělo za následek zvýšení důrazu na sílu horní části těla, což vedlo k fyziologické adaptaci důležité rovněž pro soupažný běh prostý.

Podle Ilavského & Suka (2005) při soupažném běhu prostém dochází v sagitální rovině k intenzivnímu synchronnímu a symetrickému pohybu paží (a holí). Odpichování holemi a posun vpřed je výsledkem činnosti práce horních končetin a svalstva trupu. Používá se po startu, při jízdě po rovině i do mírného stoupání, při předbíhání a při závěrečném spurtu. Dochází k dynamické práci svalstva paží jejich zatěžováním, přitahováním hmotnosti trupu k holím. Rozlišuje se základní a sprintérská forma odpichu. Této lokomoce se využívá zejména na rovině a v mírném klesání, nicméně vrcholoví běžci jsou schopni této techniky i ve stoupání.

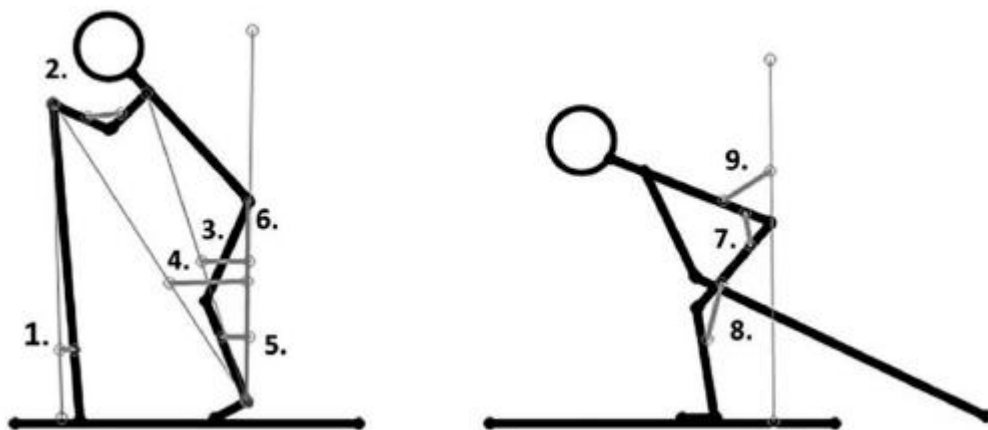
Holmberg et al. (2005, 2006) ve své zásadní práci došli k závěru, že jde o komplexní pohyb zahrnující práci jak horní, tak i dolní části těla. Dochází k flexi trupu během fáze odpichu a k extenzi do téměř vzpřímené pozice během švihové fáze. Během fáze odpichu jsou dolní končetiny lehce pokrčené tak, aby podpořily přenos hmotnosti těla do holí. Flexe v kolenním kloubu snižuje těžiště těla a polohová energie se může přeměnit přes hole v energii kinetickou. Koaktivace během flexe a extenze kyčelního,

kolenního a hlezenního kloubu kromě stabilizační funkce určuje pozici těla v průběhu pohybového cyklu, což umožňuje lyžaři využít vlastní hmotnost těla a gravitaci ke zvýšení síly odpichu. To koresponduje s Van Hall et al. (2003), kteří se zabývali energetickým výdejem v běhu na lyžích. Při soupažném běhu prostém byl průtok krve a spotřeba kyslíku vyšší v dolní části těla v porovnání s horní částí těla.

Zoppirolli et al. (2015) zjistili v soudobé technice soupažného běhu prostého menší vertikální pohyb těžiště těla s výrazným dopředným sklonem trupu během počátku fáze odpichu.

Hottenrott & Urban (2004) poznamenávají využití tohoto způsobu běhu na lyžích při přechodu z jednoho způsobu běhu na lyžích na druhý. Dosahovaná maximální rychlost při soupažném běhu prostém se pohybuje mezi 6 – 9 m/s.

Soupažný běh prostý zahrnuje tři základní pohybové prvky (dovednosti): pohyb paží se soupažným odpichem holemi, nastavení trupu a jízda ve dvouoporovém postavení. Pohybový cyklus začíná soupažným odpichem se zapojením svalstva nejen horních končetin, trupu, ale i dolních končetin. Po dokončení odpichu dochází ke švihnutí paží s holemi vpřed, lyžař se dostává na špičky do přepadu a zapíchnutím holí začíná nový pohybový cyklus (obr. 1) (Jonsson et al., 2019).



Obrázek 1: Kinogram soupažného běhu prostého na počátku a konci odpichu. Podíl fáze odpichu na celkové době pohybového cyklu činí 25 % (Jonsson et al., 2019)

Biomechanickému hledisku lokomoce při soupažném běhu prostém se věnovali Hoffman et al. (1995), Holmberg et al. (2005), Millet et al. (1998a,b), Nilsson et al.

(2013), Smith et al. (1996), Zoppirolli et al. (2013). Hoffman et al. (1995) zjistili, že při zvyšování submaximální intenzity dochází ke zvýšení frekvence pohybových cyklů při stále délce pohybového cyklu. Holmberg et al. (2005) uvádí průměrnou délku pohybového cyklu soupažného běhu prostého $1,13 \pm 0,09$ s a délku fáze odpichu $0,30 \pm 0,03$ s při sklonu 1° a rychlosti odpovídající 85 % maxima. Fáze odpichu činí přibližně 27 % trvání pohybového cyklu. Millet et al. (1998a,b) sledovali vliv rychlosti a sklonu svahu na kinetické a kinematické charakteristiky soupažného běhu prostého. Zvýšení rychlosti bylo dosaženo zvýšením síly odpichu a frekvencí pohybových cyklů doprovázenou zkrácením fáze odpichu i přenosu holí v každém pohybovém cyklu. V prudkém stoupání došlo k významnému růstu síly odpichu se zkrácením fáze přenosu holí ale s neměnnou časovou délkou fáze odpichu. Nilsson et al. (2013) uvádějí průměrnou délku pohybového cyklu 1,075 s a podíl fáze odpichu na celkové délce pohybového cyklu 30 % při sklonu 0° a rychlosti 4,72 m/s. Smith et al. (1996) uvádějí, že rychlejší lyžaři vykazují větší rozpětí pohybu v loketním kloubu s počáteční flexí a následnou extenzí doprovázenou vyšší úhlovou rychlostí. Rychlejší lyžaři rovněž začínají odpichovou fází s holemi ve zvýšeném postavení a pod úhlem blíže k vertikále ve srovnání s pomalejšími lyžaři. Zoppirolli et al. (2013) uvádějí průměrnou délku pohybového cyklu $1,09 \pm 0,12$ s a délku fáze odpichu $0,31 \pm 0,04$ s při sklonu 2° a rychlosti odpovídající 85 % maxima.

2.3 Napodobivé cvičení na SkiErgu

Napodobivé cvičení na SkiErgu řadí Hottenrot & Urban (2004) mezi semispecifické tréninkové prostředky běhu na lyžích, stejně jako kolečkové lyže a ostatní napodobivá cvičení. Dvořák et al. (1992), Gnad & Psotová (2005) a Ilavský & Suk (2005) o cvičení na SkiErgu nepojednávají, ale podobnou lokomoci – tahání větráků řadí mezi specifické posilování lyžaře běžce, které patří do obecných tréninkových prostředků.

Bilodeau et al. (1995) předpokládají, že test na SkiErgu simulující práci horní části těla lépe predikuje výkon v běhu na lyžích než běžecský test na pásu.

Holmberg & Nilsson (2008) porovnávali soupažný běh prostý se cvičením na SkiErgu a zjistili vysokou korelaci v silovém výkonu při šestiminutovém testu.

Halonen et al. (2014) porovnávali vybrané kinematické, kinetické a kineziologické ukazatele mezi soupažným během prostým a cvičením na SkiErgu. Doba pohybové fáze odpichu byla během cvičení na SkiErgu o 26,8 % delší, což se projevilo i na delší době (17,1 %) a nižší frekvenci pohybových cyklů. Maximální rychlost během cvičení na SkiErgu byla nižší, což je pravděpodobně způsobené systémem větráků, které vytváří odpor vzduchu při pohybové fázi odpichu.

Při cvičení na SkiErgu se naměřila EMG aktivita m. triceps brachii při středních a vyšších rychlostech větší než při soupažném běhu prostém. M. pectoralis major a m. latissimus dorsi vykazovaly opačnou aktivaci. Relativní svalová aktivita vztažená k maximální volní kontrakci byla u těchto dvou svalů větší při soupažném běhu prostém (obr. 2).

	Triceps (% /MVC)	Latissimus (% /MVC)	Pectoralis (% /MVC)
Skiing			
Slow	52.0 ± 10.0	84.6 ± 20.5	34.7 ± 13.1
Mid	64.0 ± 15.5	101.8 ± 27.7	58.5 ± 25.9
High	78.0 ± 20.6	110.2 ± 27.7	91.2 ± 35.2
Max	84.9 ± 21.3	128.3 ± 34.2	125.8 ± 58.7
Ergo			
Slow	45.5 ± 8.9**	49.1 ± 16.6**	33.9 ± 11.9
Mid	70.4 ± 17.0	68.9 ± 26.7*	47.8 ± 13.1*
High	86.2 ± 20.9	85.5 ± 32.0	68.6 ± 17.7*
Max	108.9 ± 30.8	100.9 ± 26.5	117.5 ± 41.3

Obrázek 2: EMG aktivita (v % k MVC) ve vybraných svaích horní části těla. *indikuje rozdíly mezi cvičením na SkiErgu a soupažným během prostým v příslušné rychlosti * P<0,05 ** P<0,01 (Halonen et al., 2014).

Rosso et al. (2017) rozlišují tažnou sílu v případě SkiErgu a tlakovou sílu v případě soupažného běhu prostého. Velikost sil na rozdíl od kinematických veličin byla podobná. V simulovaných podmínkách na Skiergu byla pohybová fáze odpichu a pohybový cyklus delší, což zdůvodňují tím, že výsledný odpor kladený rukám závodníka se vytváří mechanickými převody a vyšším odporem vzduchu

v aerodynamické brzdě a dále větším rozsahem pohybu v loketním a ramenním kloubu, který je daný elastickým mechanismem zpětného návratu držáků na SkiErgu.

Vyšší počáteční pozici ruky u SkiErgu při odpichu oproti soupažnému běhu prostému odpovídá také velký rozsah pohybu paže. To může vysvětlovat vysokou míru aktivace m. latissimus dorsi během první poloviny fáze odpichu, který působí jako extenzor v ramenním kloubu a vysokou míru aktivace m. triceps brachii, který vykonává funkci extenzoru ramene a extenzoru lokte. Poměr velikosti aktivace těchto svalů při soupažném běhu prostém ke cvičení na SkiErgu byl $0,85 \pm 0,19$ resp. $0,95 \pm 0,38$.

Velká flexe trupu zase objasňuje vysokou míru aktivace m. rectus abdominis, což indikuje větší stabilitu. Poměr velikosti aktivace tohoto svalu při soupažném běhu prostém ke cvičení na SkiErgu byl $0,95 \pm 0,34$.

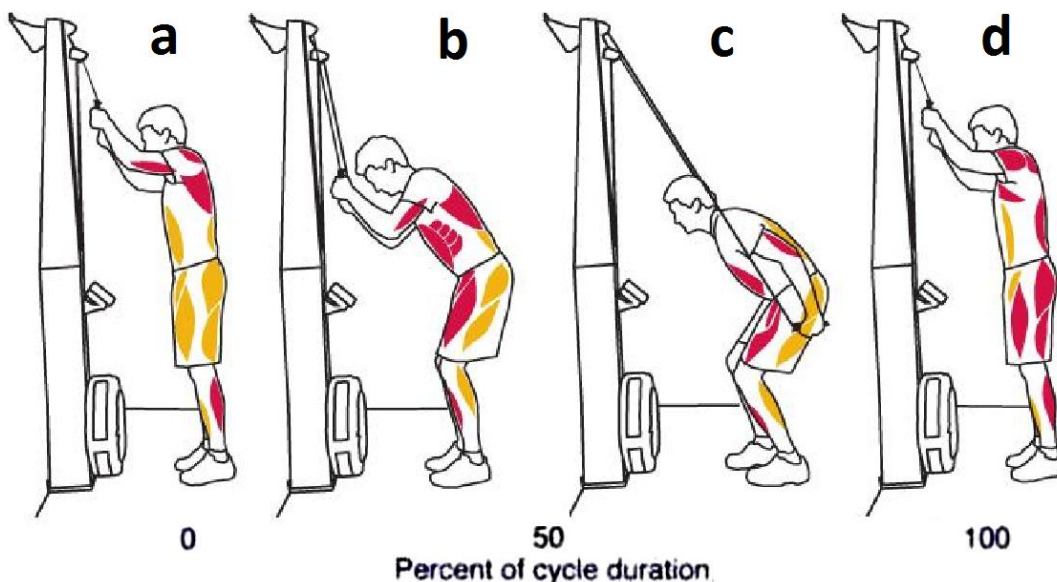
Pozdější aktivace m. latissimus dorsi, m. triceps brachii a m. pectoralis major v simulovaných podmínkách je zdůvodňována elastickým zpětným návratem držáků na SkiErgu, při kterém není potřeba vynakládat sílu jako v případě soupažného běhu prostého ve fázi přenosu holí.

Aktivace m. triceps brachii a m. latissimus dorsi byla během cvičení na SkiErgu delší v porovnání se soupažným během prostým, což vysvětlují větším rozsahem pohybu horní končetiny při fázi odpichu. Horyna et al. (2016) a stejně tak i Rosso et al. (2017) dochází k závěru, že SkiErg je dobrým tréninkovým prostředkem pro specifickou sílu horní části těla a testování aerobní a anaerobní kapacity, ale dlouhodobé používání pro vytrvalostní trénink může narušit techniku díky rozdílným kinematickým veličinám a timingu svalů horní části těla.

Na webu <http://www.concept2.com/skierg/training/technique> (obr. 3) jsou popsány uzlové body (a, c, d) a fáze (b):

- 1) Stoj rozkročný s dolními a horními končetinami na šíři ramen a rukama mírně nad hlavou. Paže jsou pokrčeny v loketním kloubu.
- 2) Zatažení za rukojeť směrem dolů se zapojením břišních svalů a s pokrčením dolních končetin v kolenním kloubu. Udržování stejného úhlu v loketním kloubu, dokud se rukojeť nedostane před obličej.

- 3) Dokončení zátahu s koleny mírně pokrčenými a pažemi v extenzi podél stehén.
- 4) Přenesení paží nahoru a narovnání těla znovu do startovní pozice.



Obrázek 3: Zapojení svalů při napodobivém cvičení na SkiErgu. % pohybového cyklu (Percent of cycle duration). Červená barva – primárně zapojené svaly, žlutá barva – sekundárně zapojené svaly <http://www.concept2.com/skierg/training/technique>

2.4 Zapojení horní části těla při běhu na lyžích

Pro rozlišení horní a dolní části těla neexistuje přesná hranice, neboť zřetězené svalové funkce přesahují a propojují obě části. Vycházíme z uměle stanoveného rozdělení na svaly horní a dolní části těla podle Holmberga et al. (2005).

Mnoho studií zdůrazňuje rozvoj aerobní a anaerobní kapacity a specifické síly horní části těla pro výkon v běhu na lyžích (Alsobrook & Heil, 2009; Bilodeau et al., 1995; Bortolan et al., 2008; Fabre et al., 2010; Holmberg & Nilsson, 2008; Lindinger et al., 2009; Nesser et al., 2004; Stöggl et al., 2007; Stöggl & Holmberg, 2016; Terzis et al., 2006; Zoppirolli et al., 2017). Význam horní části těla vzrostl při zavedení techniky bruslení, kde více než 50 % propulzní síly je realizováno svalovými skupinami trupu a horních končetin (Smith, 1990). Ještě důležitější roli hrají tyto svaly od zavedení sprintových disciplín (Alsobrook & Heil, 2009; Bortolan et al., 2008). Pellegrini et al. (2011) při analýze střídavého běhu dvoudobého uvádějí, že s rostoucím stoupáním se

zvyšuje podíl propulzní síly vytvářené holemi, protože závodníci volí raději rychlejší než stoupavější formu mazání. Na druhou stranu rychlost lokomoce v téměř rovinatém terénu (2,5°) nebyla ovlivněna změnami v síle odpichu, ale zvýšením podílu propulzní síly odrazem dolních končetin (Vähäsöyrinki et al., 2008). Při zvyšování rychlosti lokomoce soupažného běhu prostého Lindinger et al. (2009) zjistili větší aktivaci svalů trupu (m. rectus abdominis) a dolních končetin (m. rectus femoris) na rozdíl od svalů horních končetin, jejichž aktivace se nezměnila. To potvrdili Zoppirolli et al. (2017), kteří se zaměřili na timing aktivace svalů, který je důležitý pro udržení vysoké rychlosti lokomoce. Aktivace svalů trupu a dolních končetin ještě během fáze přenosu holí umožňuje zpevnit tělo v oblasti ramen, trupu a kyčlí a připravit tak vhodné podmínky pro fázi odpichu. U elitních lyžařů se zjistila nižší energetická náročnost soupažného běhu prostého, což bylo mimo jiné způsobeno menším vertikálním pohybem těžiště těla a větším sklonem těla a holí v první části fáze odpichu. Výsledkem byla rovněž větší délka pohybového cyklu (Zoppirolli et al., 2015).

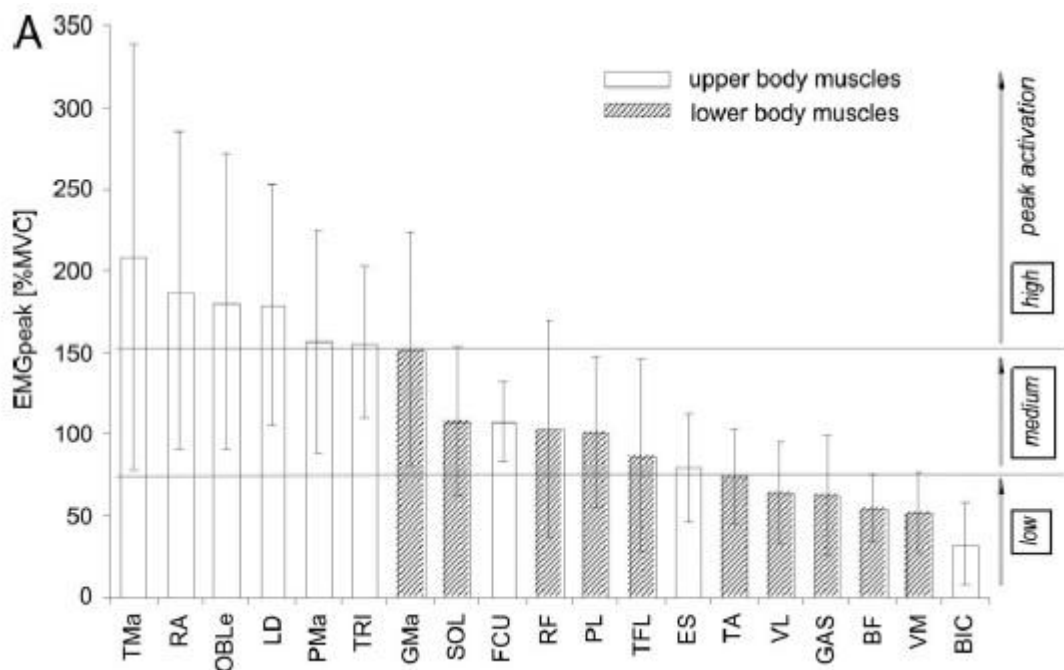
Aplikace specifických tréninkových prostředků souběžně se zvyšováním obecných kondičních předpokladů vede k signifikantnímu zvýšení výkonnosti rovněž mezi sportovci s dlouholetou tréninkovou praxí (Müller et al., 2000). Hoff et al. (2002) a Helgerud et al. (2001) zjistili, že trénink zaměřený na specifickou sílu s důrazem na produkci maximální síly zlepšuje ekonomiku pohybu při aerobní zátěži, a tím zlepšuje aerobní vytrvalostní výkon. Nesser et al. (2004) zkoumali různé formy tréninku síly horní části těla, které vedly ke zlepšení závodního výkonu. Pouze však střídání silového a rychlostního tréninku na mobilním vozíku („rollerboard“) vedlo k signifikantním změnám ve zlepšení závodního výkonu.

2.4.1 Sledování zapojení svalů horní části těla v běhu na lyžích pomocí povrchové elektromyografie

Povrchová elektromyografie (SEMG) se řadí v biomechanickém výzkumu běhu na lyžích mezi méně časté metody. To souvisí s náročnými klimatickými podmínkami v zimní krajině působícími na nutné elektrotechnické vybavení a s jejich ochranou. Timing svalové aktivace a deaktivace, EMG-křivky s velikostí aktivace, frekvence

aktivace různých svalů při různých technikách, rychlostech, sklonech tratě a únavě, atd. jsou v běhu na lyžích zatím málo probádány. Deficit je sledován ve výzkumu specifických nervosvalových aspektů u různých technik, disciplín (sprint, střední a dlouhé distance) nebo tréninkových prostředků (Stöggl, 2010).

Holmberg et al. (2005) zkoumali pomocí metody povrchové EMG timing a míru zapojení svalů horní části těla při soupažném běhu prostém. Zjistili existenci „svalového aktivačního řetězce“, který se skládá ze tří důležitých článků. V sekvenčním pořadí se zapojují: 1. flexory trupu m. rectus abdominis (RA) a m. obliquus abdominis externus (OBLe); 2. extenzory ramenního kloubu m. latissimus dorsi (LD), m. teres major (TMa) a m. pectoralis major (PMa); 3. extenzory ramenního a loketního kloubu, především m. triceps brachii, caput longum (TRI). U těchto svalů zjišťovali také velikost svalové inervace (aktivity) (obr. 4).



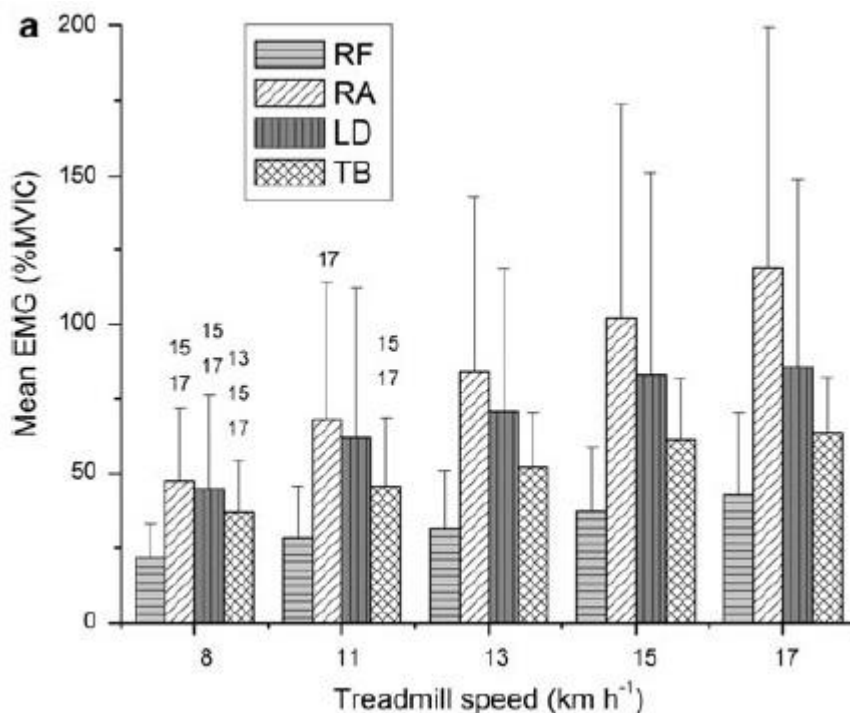
Obrázek 4: EMG hodnoty maxim průměrné obálky v % k MVC vybraných svalů horní a dolní části těla při soupažném běhu prostém při 85 % maximální rychlosti. Úrovně svalové aktivity jsou rozděleny na „vysoká - high“ (od 150 % MVC výše), „střední - medium“ (75 % - 150 % MVC) a „nízká - low“ (pod 75 % MVC) (Holmberg et al., 2005). Označení svalů viz seznam zkratk.

Všechny tyto svaly vykazují vysokou míru aktivace nad 150 % MVC zejména během první poloviny odpichové fáze. Poté dochází k deaktivaci téměř ve stejném

pořadí, v jakém se aktivovaly („first in-first out“). Nejdříve se začínají deaktivovat břišní svaly v momentě, kdy je úhel v kyčelním kloubu minimální a maximální je síla odpichu, kterou lyžař vynakládá přes hole. Dále následuje deaktivace extenzoru ramenního kloubu a extenzoru loketního kloubu m. triceps brachii.

Význam flexorů trupu při soupažném běhu prostém dokazuje velikost míry aktivace, která dosahuje vysokých hodnot u m. rectus abdominis 187 % MVC a m. obliquus abdominis externus 184 % MVC již před fází odpichu a zejména v první třetině fáze odpichu. Extenzory ramenního kloubu m. latissimus dorsi a m. pectoralis major vykazují také vysokou míru aktivace 183 % MVC, resp. 156 % MVC. M. pectoralis major plní dvě funkce: extenze ramenního kloubu a stabilizační funkce jako antagonist k m. latissimus dorsi. U přirozené lidské lokomoce realizované pletencem ramenním je přítom m. latissimus dorsi pojímán jako rozhodující propulzní sval (Kračmar, Chrástková, Bačáková et al., 2016). M. triceps brachii jakožto extenzor loketního kloubu vykazuje svalovou aktivitu přibližně na úrovni 155 % MVC. Jeho význam je zejména v druhé fázi odpichu, kdy dochází k extenzi v loketním kloubu.

Nilsson et al. (2013) zkoumali míru zapojení vybraných svalů, které jsou primárními „motory“ lokomoce při soupažném běhu prostém při různých rychlostech pohybu a odporu: m. rectus femoris, m. rectus abdominis, m. latissimus dorsi a m. triceps brachii, caput longum. Při zvyšování rychlosti lokomoce a odporu došlo k signifikantnímu zvýšení průměrné míry aktivace všech výše uvedených svalů. Nejvyšší podíl k MVC zaznamenal u nejvyšší rychlosti m. rectus abdominis ve výši 125 % MVC, m. latissimus dorsi 80 % MVC a m. triceps brachii 65 % MVC (obr. 5).



Obrázek 5: Průměrná aktivace svalů v % MVC při různých rychlostech. *RF* – *m. rectus femoris*, *RA* – *m. rectus abdominis*, *LD* – *m. latissimus dorsi*, *TB* – *m. triceps brachii* (Nilsson et al., 2013).

2.5 Elektromyografie (EMG)

Svalová práce je umožněna změnou elektrického potenciálu na buněčné membráně. Tento jev je diagnostikovatelný měřicí metodou elektromyografie (EMG). Jehlové nebo povrchové elektrody snímají elektromyografický signál, na jehož základě je možné s vysokou mírou pravděpodobnosti charakterizovat svalovou práci.

Povrchové elektrody přilepené na kůži snímají sumu potenciálů v blízkosti elektrody, a proto se elektrody umísťují nejlépe do motorického bodu svalu nebo do místa jeho největšího anatomického průřezu (Clarys, 2000).

Keller (1999), Rodová et al. (2001), De Luca (1993) a další popisují změnu buněčného membránového potenciálu jako zdroj EMG signálu. Depolarizace a následná repolarizace buněčné membrány jsou pomocí EMG zobrazeny jako akční potenciál. Jeho průběh odpovídá dynamice nervového vzruchu. Záznam sumačních elektrických potenciálů je tvořen prostou sumací elektrického napětí v aktuálním okamžiku

ovlivněnou jejich vzájemnou interferencí i interferencí v prostorovém vodiči, který tvoří nervy, svaly, kůže, elektrody a další. Získaná data elektrického napětí jsou diskrétní povahy s vazbou na hodnotu vzorkování.

Elektromyografie umožňuje sledovat nejen aktivitu svalů, ale dokáže stanovit stupeň svalové aktivity, určit interakci mezi svaly během pohybu (mezisvalová koordinace) a dokáže indikovat nástup svalové únavy. Pro identifikaci kritických míst je vhodné SEMG synchronizovat s dalšími zařízeními, která poskytují kinematická data (kamera, goniometr, akcelerometr), popřípadě kinetická data (tenzometr).

2.5.1 Elektrody

Základní EMG diagnostickou jednotkou je elektroda snímající elektrické impulzy. Jehlové elektrody snímají potenciál lokálně. Dokáží diagnostikovat řádově pouze i několik motorických jednotek. Tato invazivní metoda EMG porušující integritu kůže se uplatňuje především v neurologii. Není vhodná pro monitorování hrubšího pohybu. Zapíchnutá jehlová elektroda vyvolává bolestivou nebo nebolestivou nocicepci a tím ovlivní míru dráždivosti svalových vláken. Windhorst & Johansson (1999) popisují užití povrchových elektrod jako neinvazivní metodu snímající data o EMG aktivitě svalu v blízkém okolí elektrody.

Abychom zachovali optimální vodivé vlastnosti, je nezbytné udržovat elektrody čisté, s hladkým povrchem a snížit odpor kůže na minimální hodnoty (Keller, 1999). Pokožka musí být suchá, očištěná a nejlépe odmaštěná, případně ošetřená jemným homologovaným abrasivem.

Aktivní elektrodu je nezbytné umístit nad svalovým bříškem co nejbližší k motorickému bodu. Referenční elektroda by měla být umístěna naopak nad šlachou svalů. Pro co nejlepší přenos potenciálů je nutné aplikovat mezi elektrodu a pokožku vodivý gel (De Luca, 1997; Merletti & Parker, 2004).

2.5.2 Filtrace a vzorkovací frekvence

Vlastnosti povrchových elektrod vyplývají z použitého materiálu, velikosti i tvaru. Dle Kadeřábka (2008) zmenšování plochy elektrody zvyšuje vnitřní odpor zdroje, což vyžaduje použití předzesilovačů. Ty dokáží zesílit signál v rozsahu 0,5 μV až 10 μV na jeden dílek přístrojové stupnice. Zároveň zajišťují zvýšený odstup nabíraného šumu od čistého signálu a tím jeho snazší filtraci. Zesilovače umějí zesílit a diferencovat dva vstupní signály, čímž je umožněno získání celého spektra záznamu se zvýšením prostorového rozlišení. Tím se zvětšuje oblast, ze které je záznam snímán. Rozsah detekovaných frekvencí je udáván na dolní hranici 10 Hz až 20 Hz, kterou udává tzv. horní propust. Dolní propust naopak limituje vyšší hodnoty frekvencí, nejčastěji 500 Hz až 1000 Hz. Velmi nízké frekvence pod 10 Hz jsou znakem pohybových artefaktů, jako je posun elektrody, fyzický impakt oděvu, instrumentária a podobně. Tyto jevy eliminuje horní propust. Dolní propust odstraňuje vysoké frekvence, které v záznamech mohou vytvářet aliasing neboli roztřepení, schodovitost či vroubkovitost záznamu čar v počítačové grafice, vzniklé omezením rozlišovací schopnosti. Je všeobecně uznáván Shannonův teorém (Konrad, 2005; Pánek et al., 2009), který udává vhodnou velikost vzorkovací frekvence, která by měla být dvojnásobná oproti maximální frekvenci obsažené v signálu (Pánek et al., 2009). Stanovení nižší frekvence má za následek ztrátu důležitých dat.

Aktuální zpracující programy disponují i filtrem signálu blízko rozmezí 50 Hz – 60 Hz pro odstínění síťové elektrické instalace. Elektrody nesnímají signál kontinuálně, ale jsou zaznamenávána data ve vzorkovací frekvenci nejčastěji 1000 Hz nebo 2000 Hz (Merletti & Parker, 2004).

Později, při zpracování a analýze dat se s diskretní řadou dat pracuje jako se spojitou křivkou, na které jsou definovanými statistickými postupy a matematickými modely uplatňovány metody vyhlazování křivky (fitting). Je doporučeno užívat povrchové elektrody určené výhradně k měření EMG s maximálním odporem 10 k Ω .

Vynechávají se frekvence elektrické sítě, 50 – 60 Hz. De Luca (1993) uvádí, že EMG signál je nejčastěji zaznamenáván v pásmu 50 – 150 Hz. Následně je

zpracováván frekvenční filtrací a příp. i matematickou úpravou (rektifikací). Pro minimalizaci vlivu umělého šumu se při měření používá frekvenčních filtrů.

Kračmar (2002) k této problematice ve své práci uvádí, že: „Primárně je nutné se smířit s faktem, že neměříme svalovou sílu. Neměříme práci svalů, ale měříme elektrický potenciál, který jako fenomén existuje při svalové aktivaci a který tuto aktivaci nejspíše ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalů živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu blízkých motorických jednotek a z té na práci svalů. Odhad práce svalů je možný pouze podle plochy pod EMG křivkou v průběhu sledovaného časového úseku. Ale i tak se jedná o pouhý odhad a jeho vědecký význam spočívá pouze v porovnání relativního posunu svalové práce při komparaci různých činností v binárním smyslu vyšší - nižší. Určité relativity může být dosaženo změřením maximální svalové kontrakce pro posouzení aktivity svalů při měřené cílové činnosti, ale zde se jedná pouze o výšku amplitudy (bez časové specifikace) a proto všechny práce, které na této metodě staví porovnání práce svalů, můžeme považovat za velmi nevěrohodné“.

2.5.3 Faktory ovlivňující EMG signál

EMG signál je ovlivněn fyziologickými, anatomickými i technickými faktory. Nelze přesně kvantitativně popsat vztah mezi záznamem a skutečnou aktivitou svalů.

Vliv tkáně na průchod EMG signálu

Renomovaní autoři (De Luca, 1993; Merletti & Parker, 2004; Konrad, 2005 a další) definují faktory, které ovlivňují elektrickou vodivost tkání mezi monitorovaným svalem a snímací elektrodou. Jsou to: typ pokožky, její tloušťka, fyziologické a metabolické změny a teplota. Dalšími faktory jsou: množství aktuálně aktivovaných motorických jednotek, hloubka uložení svalů pod povrchem těla, typ svalových vláken a s tím spojená rychlost vedení vzruchu a pálení motorických jednotek, velikost svalových jednotek a další.

Transfer a interference signálu z dalších svalů

Přenášený elektrický vzruch se v tkáni šíří prostorově a může být zachycen i jinými, vzdálenými elektrodami, které jsou určeny pro monitorování aktivity jiného svalu. Problém nenastává u velkých svalů trupu a pánve, ale u svalů končetin mezi primárním a sekundárním kloubem. Mezi sekundárním a terciálním kloubem se špatně lokalizují plošné elektrody.

Tzv. crosstalk hrozí i při náboru EKG zvláště při EMG sledování horní části těla nebo změn mezi svalovým bříškem a umístěním elektrody při dynamických pohybech (Konrad, 2005). Z našich zkušeností jsou přeslechy větší, pokud se blížíme distálním (akrálním) částem končetin, a to více na horní než na dolní končetině.

Zevní rušení

Vliv elektromagnetického okolí dokáže být velmi silný a bez dostatečné ochrany uzemněním by znemožnil měření. To se týká ve zvýšené míře telemetrického transportu dat. Zdrojem elektromagnetického vyzařování je přírodní zdroj – kosmické záření, které po filtrování van Allenovými pásy a atmosférou reziduálně dopadá na zem. Dalším zdrojem jsou elektromagnetické jevy související s tektonickou a vulkanickou činností. Silným rušícím efektem se projevují téměř všechna elektrická zařízení a vedení v blízkosti realizace měření.

2.5.4 Specifika měření MVC

Ke stanovení hodnot maximální volní kontrakce (MVC) je nutným předpokladem detekce každého svalu zvlášť. Stejně tak je nutné vyhodnotit data a provést vyhlazení amplitudy. Důležité je držet v daných mezích kloub ovlivňující pohyb, který by mohl bránit maximální možné extenzi svalu proti statickému odporu. Každý sval se po zahřátí měří zvlášť, přičemž je doporučováno z důvodu oslabení svalu provádět cvik maximální třikrát s délkou stahu kratší než 5 sekund. Mezi jednotlivými kontrakcemi by mělo být minimálně 30 sekund pro relaxaci svalu. Poté lze zaznamenat nejvyšší možnou maximální volní kontrakci (Konrad, 2005; De Luca, 1997).

Jak uvádí Hug (2011), mohou být při následném měření získány ze svalu hodnoty vyšší než jejich změřená MVC. K tomuto trendu může dojít především u velkých

svalových skupin při cyklickém pohybu. Toto následné zjištění se považuje za chybu při kladení odporu, ale i tak říká, že svalovou aktivaci lze vztahovat procentuálně k MVC. De Luca (1997) zase doporučuje při normalizaci amplitudy brát hodnoty submaximální a stanovovat vhodný referenční bod na hodnotu 80 % MVC, protože nad tuto hodnotu prahu nemusí být síla a hodnoty EMG příliš stabilní.

V naší práci budeme vztahovat získané hodnoty svalové aktivace k jejich zjištěné MVC, jak doporučuje např. Hug (2011), De Luca (1997) nebo Konrad (2005).

3 Cíle, úkoly a hypotézy práce

Cílem předkládané práce je porovnání velikosti zapojení vybraných svalů horní části těla při soupažném běhu prostém v klasické technice běhu na lyžích a napodobivém cvičení na SkiErgu a určení, zda je tento simulátor vhodný pro posilování vybraných svalů horní části těla.

3.1 Úkoly práce

1. Vypracovat rešerši odborných a vědeckých pramenů a stanovit teoretická východiska.
2. Vytvořit design výzkumu:
 - a) 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.

3.2 Hypotézy práce

H1 Při soupažném odpichu na běžkařském trenažeru Concept 2 dochází k významnému zvýšení svalové aktivity m. triceps brachii oproti lokomoci na běžeckých lyžích při použití techniky soupažného běhu prostého.

H2 Při soupažném odpichu na běžkařském trenažeru Concept 2 dochází k významnému zvýšení svalové aktivity m. rectus abdominis oproti lokomoci na běžeckých lyžích při použití techniky soupažného běhu prostého.

Zdůvodnění hypotézy:

H1 Větší rozsah pohybu horních končetin může vést k větší svalové aktivitě m. triceps brachii během pohybové fáze soupažného odpichu při cvičení na SkiErgu oproti soupažnému běhu prostému na lyžích, neboť v první části odpichu plní funkci extenzoru ramene a ve druhé části odpichu plní funkci extenzoru loketního kloubu (Holmberg et al., 2005).

H2 Větší flexe trupu při soupažném odpichu při cvičení na SkiErgu může vést k větší aktivaci m. rectus abdominis oproti soupažnému běhu prostému na lyžích (Rosso et al., 2017).

4 Metodika výzkumu

4.1 Obecná charakteristika výzkumu

Popisný výzkum jsme pojali jako intraindividuální komparativní analytickou studii experimentálního charakteru. Sledovali jsme elektrické potenciály vybraných svalů. Pro srovnání svalové aktivace při technice 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“.

Porovnávali jsme míru aktivace vybraných svalů u jednotlivých probandů u obou sledovaných lokomocí vzhledem k MVC. Provedli jsme interindividuální komparaci zjištěných jevů.

Mezi sledované proměnné jsme zařadili:

- míru aktivace vybraných svalů,
- maximální volní kontrakce vybraných svalů,
- 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,
- laterální,

– únavu¹.

Pro rychlost lokomoce 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 v jednotlivých pohybových cyklech sledované svaly vykazovaly podobnou aktivaci. V hodnocení nebyly zahrnuty pohybové cykly na začátku a na konci lokomoce, kdy není zcela ustálená aktivita svalů. Byly vyloučeny odlehle hodnoty ve smyslu Galtonova mediánu. U každého subjektu a lokomoce jsme analyzovali 12 z 20 po sobě jdoucích pohybových cyklů. Tento počet se jevil jako optimální z hlediska eliminace vzdálených dat.

4.2 Sběr dat

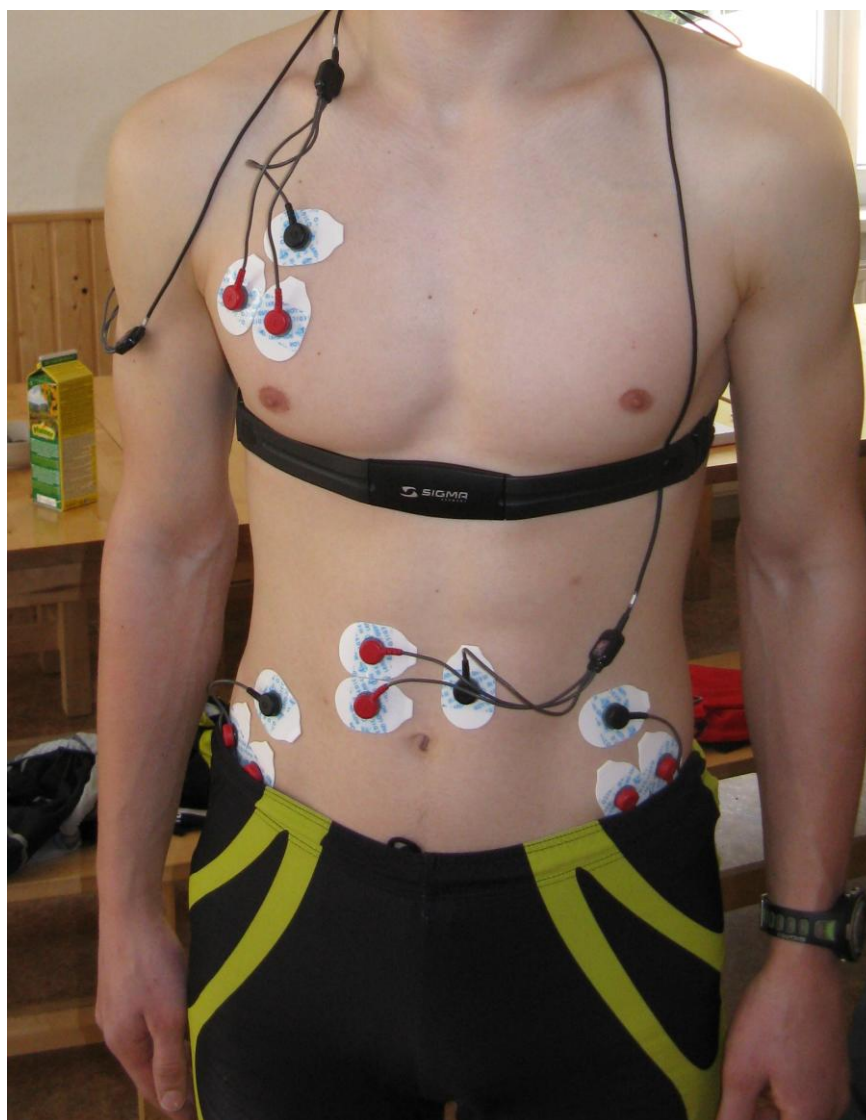
4.2.1 Technické vybavení pro měření

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

¹ U každé lokomoce bylo provedeno pouze jedno opakování a probandi neměli za sebou závody ani náročný trénink.

počítače. Přístroj umožňuje synchronizované snímání akcelerometrických dat, které 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 (obr. 6) podle doporučení SENIAM (2017) a softwaru Mega Win, Biomonitor 6000.



Obrázek 6: Umístění elektrod na přední straně trupu.

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 soupažný běh prostý na vlastních lyžích pro klasický styl naparafinované LF voskem pro dané podmínky bez použití stoupacího vosku. Použily se hole pro klasický způsob běhu na lyžích.

Pro cvičení na SkiErgu jsme použili přístroj Concept 2 SkiErg1 (obr. 7) 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.



Obrázek 7: SkiErg „Concept 2 SkiErg1“.

4.2.2 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. 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 (viz Příloha č. 1: Žádost o vyjádření Etické komise a Příloha č. 2: Informovaný souhlas probanda).

4.2.3 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 $0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

4.2.4 Sledované svaly, lokalizace elektrod, stanovení MVC

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 odpichu² (Holmberg et al., 2005).

² Flexory trupu a extenzory ramenního a loketního kloubu.

Podle Vélého (2006) je nutno při analýze pohybu vycházet nejen z jednotlivých svalů působících přímo na segment, ale i ze svalových řetězců působících zároveň na více segmentů určujících konečný průběh pohybu, do kterého je sledovaný sval začleněn. Svalovou smyčku tvoří skupina dvou svalů upínajících se na dvě vzdálená puncta fixa. Mezi oba svaly je včleněn pohyblivý kostní segment, jehož poloha závisí na práci obou svalů. Svalový řetězec je funkční vazba několika svalů nebo smyček propojených mezi sebou fasciálními, šlachovými i kostními strukturami. Těchto řetězců může pracovat současně několik. Zřetěžené svaly nemusí pracovat synchronně ve všech svých člancích a centrální nervový systém umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých článků podle předem programovaného časového rozvrhu (timing), kterým se pohyb svalů koordinuje.

Vybrané řetězce mezi pletencem ramenním a trupem

Otevřený řetězec: paže – pletenec ramenní – paže – předloktí

Scapula – m. supraspinatus – humerus – m. biceps brachii – předloktí – scapula – m. coracobrachialis – humerus – m. triceps brachii – předloktí.

Řetězec paže – hrudník:

Přední hrudník – m. pectoralis major – humerus – m. latissimus dorsi – zadní hrudník.

Zkřížené dlouhé řetězce trupu – zadní strana:

Humerus jedné strany – m. latissimus dorsi – fascia thoracolumbalis – páteř – crista iliaca (druhé strany) – fascia glutea – m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany.

Zkřížené dlouhé řetězce trupu – přední strana:

Humerus jedné strany – m. pectoralis major – fascie přední plochy hrudníku – (přes pochvu přímých břišních svalů na druhou stranu) – mm. obliqui abdominis – ligamentum inguinale – fascie stehenní – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany.

Oba řetězce se kříží jak na přední, tak na zadní straně trupu, čímž dochází k jeho zpevnění.

Uzavřený řetězec: paže – pletenec ramenní – paže – předloktí:

Humerus – m. triceps brachii – ulna (extenze)

Scapula – m. triceps brachii – ulna (extenze).

Vybrané svalové řetězce působící na dolní končetinu

Řetězec spojující nohu s hrudníkem:

Os cuneiforme I – m. peroneus longus – tibia – fascia curis – m. biceps femoris + m. adductor longus + m. obliquus abdominis internus + m. obliquus abdominis externus (druhé strany) – hrudník.

Dlouhé řetězce po celé délce těla:

Řetězec působící při „váze“ – stojí na levé dolní končetině

m. iliopsoas – mm. obliqui abdominis předklání trup, m. gluteus medius dx. extenduje pravou dolní končetinu.

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.

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 (PMa)	– extenze v ramenním kloubu, – stabilizační funkce jako antagonist k m.

	latissimus dorsi (LD)
M. triceps brachii, caput longum (TRI)	– extenze v ramenním kloubu, – extenze v loketním kloubu, – propulzní sval.
M. latissimus dorsi (LD)	– extenze v ramenním kloubu, – propulzní sval.

Zdroj: vlastní zpracování

M. obliquus abdominis externus (OBLe)

OBLe je velmi rozsáhlý plochý sval ležící na povrchu boční břišní stěny (obr. 8).

Začátek svalu: 5. – 12. žebro

Úpon svalu: labium externum cristae iliacaе, aponeuróza OBLe

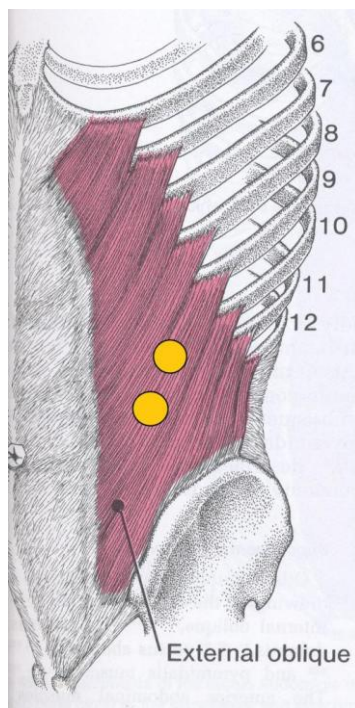
Funkce svalu (Dylevský, 2009):

- flexe páteře a zdvihání pánve³,
- lateroflexe páteře,
- rotace trupu⁴,
- výdechový sval, břišní lis.

Při lokomoci plecencem ramenním fixuje OBLe při nároku hrudník, čímž pomáhá i lopatce k nároku prostřednictvím svalu m. serratus anterior (Kračmar, 2002; Kračmar, Chrástková, Bačáková et al., 2016).

³ Při oboustranné kontrakci je synergistou m. rectus abdominis.

⁴ Při unilaterální kontrakci svalu dochází k rotaci trupu na opačnou stranu.



Obrázek 8: Lokalizace elektrod SEMG na OBLe (Travell & Simons, 1999).

M. rectus abdominis (RA)

RA je sval uložený v podobě dlouhého plochého pásu ventrálně při střední čáře trupu (obr. 9).

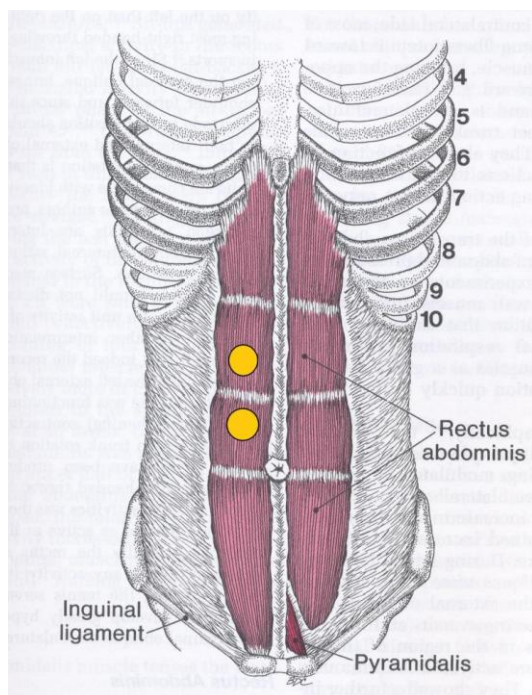
Začátek svalu: 5.-7. žebro, processus xiphoideus

Úpon svalu: os pubis

Funkce svalu (Dylevský, 2009):

- flexe páteře a zdvihání pánve,
- výdechový sval, břišní lis.

Při lokomoci pleťencem ramenním pomáhá RA při nároku formulovat punctum fixum (Kračmar, Chrástková, Bačáková et al., 2016).



Obrázek 9: Lokalizace elektrod SEMG na RA (Travell & Simons, 1999).

M. pectoralis major (PMa)

PMa je mohutný sval, pokrývající přední stranu hrudníku a má podle svých začátků tři části (obr. 10):

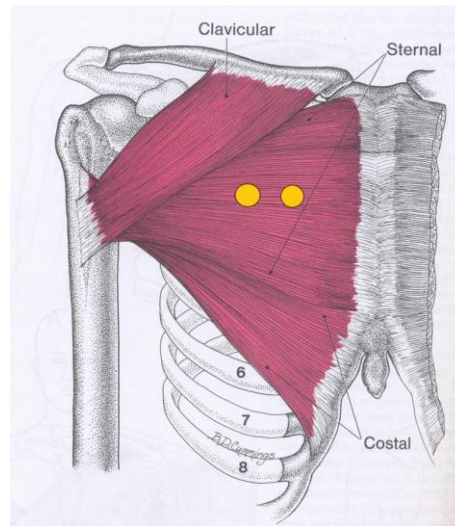
- pars clavicularis – začíná jako plochý sval od mediální třetiny klíční kosti,
- pars sternocostalis – začíná od sternu a od chrupavek 2. - 5. žebra,
- pars abdominalis – odstupuje od pochvy přímých břišních svalů.

Úpon svalu: crista tuberculi majoris humeri

Funkce svalu (Dylevský, 2009):

- pars clavicularis – flexe (předpažení), addukce a vnitřní rotace paže,
- pars sternocostalis, pars abdominalis – extenze (připažení), addukce a vnitřní rotace paže,
- pomocný vdechový sval.

V případě lokomoční funkce pletence ramenního vykonává PMa funkci antigravitační a formuluje punctum fixum v nákročné fázi horní končetiny (Kračmar, Chrástková, Bačáková et al., 2016).



Obrázek 10: Lokalizace elektrod SEMG na PMa (Travell & Simons, 1999).

M. triceps brachii (TRI)

TRI je mohutný sval na zadní straně paže, který se proximálně dělí na tři hlavy: dvoukloubovou dlouhou hlavu a jednokloubové vnitřní a zevní hlavy (obr. 11).

Začátek svalu:

- caput longum – tuberculum infraglenoidale scapulae,
- caput laterale – zadní plocha humeru,
- caput mediale – zadní plocha humeru.

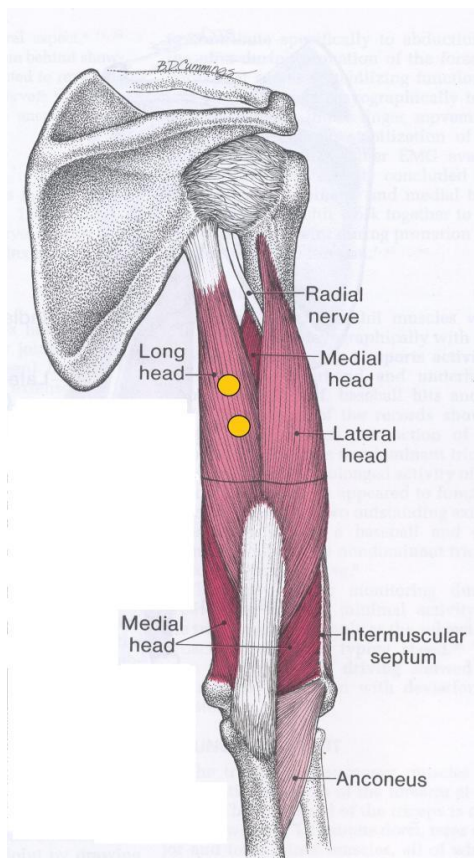
Úpon svalu: olecranon ulnae.

Funkce svalu (Dylevský, 2009):

- extenze v loketním kloubu,
- caput longum⁵ – addukce a extenze v ramenním kloubu.

⁵ Tato dvoukloubová část svalu byla monitorována.

Při lokomoci člověka, na které se účastní i pletenec ramenní, tvoří tento sval funkční jednotku se svalem m. latissimus dorsi a spolu s ním se podílí rozhodující měrou na propulzní síle (Kračmar, Chrástková, Bačáková et al., 2016).



Obrázek 11: Lokalizace elektrod SEMG na TRI (Travell & Simons, 1999).

M. latissimus dorsi (LD)

LD je mimořádně rozsáhlý, trojúhelníkovitý a plochý sval, který pokrývá převážnou část zádové krajiny (obr. 12).

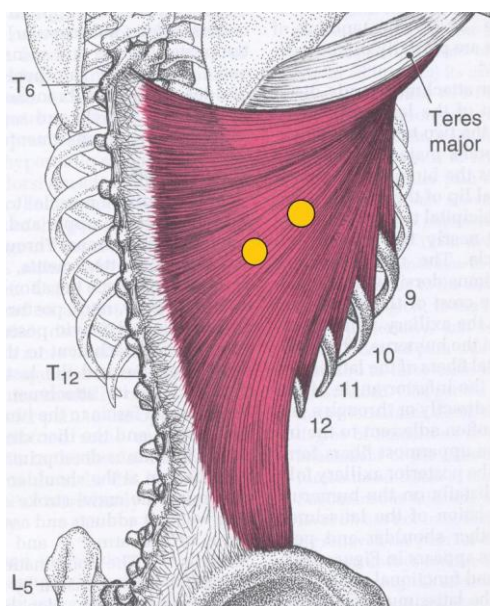
Začátek svalu: processus spinou, crista iliaca, os sacrum.

Úpon svalu: crista tuberculi minoris humeri.

Funkce svalu (Dylevský, 2009):

- addukce, extenze a vnitřní rotace paže,
- pomocný sval při nadechování.

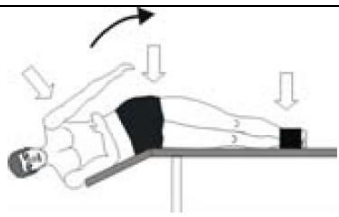
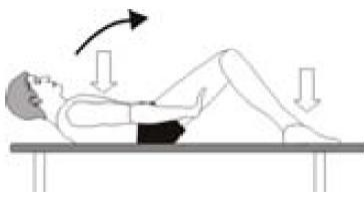
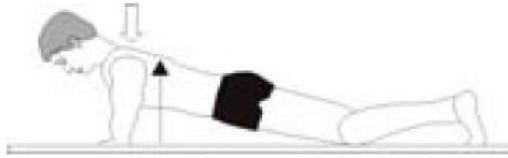


Kračmar, Chrástková, Bačáková et al. (2016) uvádí LD jako hlavní propulzní sval při lokomoci prostřednictvím pletence ramenního.



Obrázek 12: Lokalizace elektrod SEMG na LD (Travell & Simons, 1999).

U úvodu měření byla u výše uvedených svalů zjišťována maximální volní kontrakce v níže uvedených polohách podle Konrada (2005) (tabulka 2).

Tabulka 2: Polohy těla pro stanovení MVC (Konrad, 2005)

Sval	Poloha	Poznámky
M. obliquus abdominis externus (OBL _e)		Test vyžaduje dobré koordinační dovednosti. Je nutná fixace pánve a nohou.
M. rectus abdominis (RA)		Při flexi trupu kolem 30° je nutná dobrá fixace nohou.
M. pectoralis major (PMA)		Nutná dobrá stabilita ramen a zad, v loketním kloubu je úhel 90°.
M. triceps brachii, caput longum (TRI)		Je nutná stabilní fixace loktu a trupu, nejlépe v sedu, loket je na vyvýšené lavici.
M. latissimus dorsi (LD)		Tzv. simulace „pull-up“. Je třeba kontrolovat loket, který je v předpažení a flexi 90°. Nutná fixace nohou.

4.3 Analýza dat

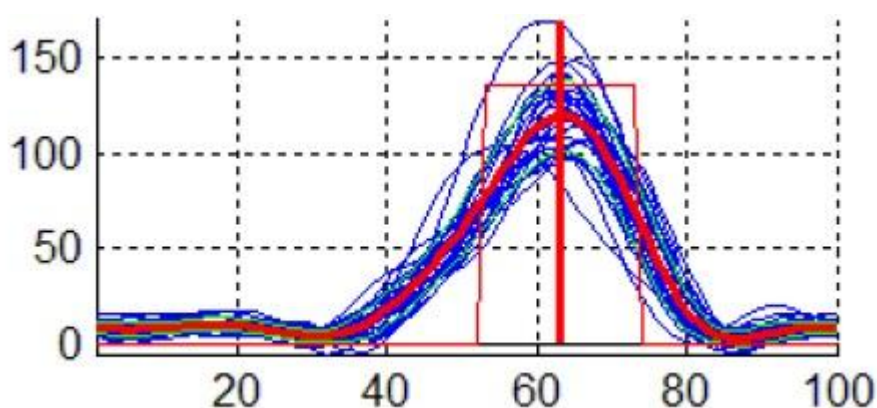
Naměřená data jsme ze zařízení ME 6000 Biomonitor přenesli do počítače, kde byla analyzována ve spolupráci s oddělením fyziologických signálů katedry teorie obvodů FEL ČVUT v Praze. Pro hodnocení získaných dat jsme získali originální algoritmus, jenž využívá segmentaci signálu na jednotlivé periody pohybu.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

Práce se zaměřuje na určení velikosti aktivace svalů horní části těla při soupažném odpichu u dvou typů lokomocí. Zkoumali jsme maxima obálky ve dvanácti stanovených pohybových cyklech (graf č. 1 – modré křivky).

Z výsledků těchto cyklů jsme pro jednodušší vyhodnocení sestavili za pomoci softwaru MegaWin průměrnou velikost svalové aktivity u daného probanda a lokomoce (graf č. 2 – tučná červená křivka). Ze získaných hodnot jsme vyjádřili velikost rozdílu zapojení svalu v rámci jednoho jedince a obou typů lokomocí s následnou komparací.



Graf 1: Interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů (modré křivky), z nichž se spočítala průměrná obálka (tučná červená křivka). Osa x označuje pohybový cyklus v %. Osa y označuje elektrickou aktivitu svalu v mikrovoltech (μV).

Maximální volní kontrakci (MVC) jsme zjišťovali před samotným měřením bez přelepování elektrod. Byl vybrán 3 sekundový interval ustálené izometrické kontrakce, jak ve své práci doporučuje Konrad (2005). Absolutní hodnoty v mikrovoltech jsme

poté mohli převést do relativních hodnot v % vzhledem k MVC jednotlivých svalů, jak ve své práci doporučuje De Luca (1997) a Hug (2011).

4.3.1 Statistické zpracování dat

Provedli jsme průzkumovou analýzu dat a ověřili jejich normalitu rozložení použitím Shapiro-Wilksova W-testu a vizuální kontrolou histogramů. Normalita byla splněna u všech naměřených dat.

Shodu nebo statistickou významnost rozdílů středních hodnot jsme zjišťovali pomocí t-testu. S ohledem na charakter výzkumu jsme se rozhodli, v souladu s obdobnými výzkumy, posuzovat statistickou významnost rozdílů na hladině významnosti $p \leq 0,05$. T-test obecně vychází ze skutečnosti, že výběrový průměr z normálního rozdělení, od něhož se odečte střední hodnota tohoto rozdělení a rozdíl se vydělí výběrovou směrodatnou odchylkou, má toto rozdělení. V praxi se t-test často používá k porovnání, zda se výsledky měření na jedné skupině významně liší od výsledků měření na druhé skupině (t-test pro nezávislé výběry), resp. zda se výsledky měření na stejné skupině liší o aplikaci vlivu určitého faktoru (párový t-test neboli t-test pro dva závislé výběry (Anděl, 2013).

Pro naše účely jsme v rámci jednoho subjektu při porovnávání aktivací vybraných svalů v jednotlivých pohybových cyklech u obou lokomocí použili dvouvýběrový nezávislý t-test.

Pro ověření námi vyslovených hypotéz jsme použili párový t-test (t-test pro dva závislé výběry). Ten se hodí pro zjištění rozdílů aktivace vybraných svalů mezi jednotlivými lokomocemi u stejné skupiny probandů ($n=10$).

Pro oba dva typy lokomocí jsou data pro vybrané svaly vypočtena jako průměr a směrodatná odchylka všech probandů zahrnutých do měření ($n=10$).

Kromě posouzení statistické významnosti jsme provedli také posouzení věcné významnosti rozdílů sledovaných veličin. Pro posouzení věcné významnosti jsme použili doporučení pro velikost hodnoty Cohenova koeficientu účinku d podle Hendla

(2004). Pro jednodušší interpretaci získaných údajů se doporučuje pro jejich hodnocení konvenční hodnoty d :

$d > 0,8$ vyjadřuje velký účinek,

$0,5 \leq d \leq 0,8$ vyjadřuje středně velký účinek,

$0,2 \leq d \leq 0,5$ vyjadřuje malý účinek,

$d < 0,2$ vyjadřuje slabý účinek.

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

5 Výsledky

Tabulky 3-12 ukazují průměrná maxima obálek a procentuálního podílu na MVC v jednotlivých pohybových cyklech u daných svalů a lokomocí u jednotlivých probandů (n=10) a hodnoty hladiny významnosti P na základě dvouvýběrového (nepárového) t-testu.

Tabulka 3: Průměrná maxima obálek a % podíl na MVC u probanda P1 a hodnoty hladiny významnosti P na základě dvouvýběrového t-testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí

Sval	DP		SkiErg		P
	v μ V	v % MVC	v μ V	v % MVC	
OBL e	711	145	551	112	0,04
RA	887	152	782	134	0,29
PMa	770	105	567	77	0,001
TRI	1307	88	1370	92	0,49
LD	780	121	895	139	0,049

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 4: Průměrná maxima obálek a % podíl na MVC u probanda P2 a hodnoty hladiny významnosti P na základě dvouvýběrového t-testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí

Sval	DP		SkiErg		P
	v μ V	v % MVC	v μ V	v % MVC	
OBL e	1069	139	562	73	0,00
RA	556	148	1128	300	0,00
PMa	495	103	535	111	0,32
TRI	769	92	901	108	0,02
LD	1073	118	1074	118	0,98

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 5: Průměrná maxima obálek a % podíl na MVC u probanda P3 a hodnoty hladiny významnosti P na základě dvouvýběrového t-testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí

Sval	DP		SkiErg		P
	v μ V	v % MVC	v μ V	v % MVC	
OBL e	1002	143	842	120	0,17
RA	1377	152	1295	143	0,56
PMa	1468	106	900	65	0,00
TRI	1492	93	1602	100	0,39
LD	1227	123	1286	129	0,52

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 6: Průměrná maxima obálek a % podíl na MVC u probanda P4 a hodnoty hladiny významnosti P na základě dvouvýběrového t-testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí

Sval	DP		SkiErg		P
	v μ V	v % MVC	v μ V	v % MVC	
OBL e	974	138	894	127	0,4
RA	1382	147	1269	135	0,14
PMa	733	103	950	133	0,005
TRI	1816	90	2026	100	0,064
LD	1754	117	1619	108	0,25

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 7: Průměrná maxima obálek a % podíl na MVC u probanda P5 a hodnoty hladiny významnosti P na základě dvouvýběrového t-testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí

Sval	DP		SkiErg		P
	v μ V	v % MVC	v μ V	v % MVC	
OBL e	770	139	568	103	0,001
RA	1470	146	1288	128	0,14
PMa	926	102	537	59	0,00
TRI	945	88	1178	110	0,00
LD	1412	115	1512	123	0,17

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 8: Průměrná maxima obálek a % podíl na MVC u probanda P6 a hodnoty hladiny významnosti P na základě dvouvýběrového t-testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí

Sval	DP		SkiErg		P
	v μ V	v % MVC	v μ V	v % MVC	
OBL e	1446	145	1070	107	0,012
RA	1916	151	2175	171	0,012
PMa	1691	106	2793	175	0,00
TRI	1119	93	1153	96	0,694
LD	770	122	1172	186	0,00

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 9: Průměrná maxima obálek a % podíl na MVC u probanda P7 a hodnoty hladiny významnosti P na základě dvouvýběrového t-testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí

Sval	DP		SkiErg		P
	v μ V	v % MVC	v μ V	v % MVC	
OBL e	670	137	1075	220	0,00
RA	1534	148	1967	190	0,003
PMa	976	102	1066	111	0,25
TRI	1885	89	1881	89	0,97
LD	838	118	1007	142	0,023

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 10: Průměrná maxima obálek a % podíl na MVC u probanda P8 a hodnoty hladiny významnosti P na základě dvouvýběrového t-testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí

Sval	DP		SkiErg		P
	v μ V	v % MVC	v μ V	v % MVC	
OBL e	569	146	310	80	0,00
RA	1352	152	597	67	0,00
PMa	855	107	777	97	0,34
TRI	2128	94	2208	97	0,514
LD	1399	121	1235	107	0,17

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 11: Průměrná maxima obálek a % podíl na MVC u probanda P9 a hodnoty hladiny významnosti P na základě dvouvýběrového t-testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí

Sval	DP		SkiErg		P
	v μ V	v % MVC	v μ V	v % MVC	
OBLe	936	140	945	141	0,88
RA	998	149	1122	168	0,078
PMa	789	103	1046	137	0,00
TRI	1667	88	2108	111	0,002
LD	1255	117	1256	117	0,99

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 12: Průměrná maxima obálek a % podíl na MVC u probanda P10 a hodnoty hladiny významnosti P na základě dvouvýběrového t-testu při porovnání jednotlivých druhů lokomocí

Sval	DP		SkiErg		P
	v μ V	v % MVC	v μ V	v % MVC	
OBLe	613	142	221	51	0,00
RA	508	151	667	198	0,01
PMa	592	104	478	84	0,02
TRI	837	91	1202	131	0,00
LD	1373	123	1349	121	0,78

Zdroj: vlastní zpracování

Svalová aktivita OBLe byla u napodobivého cvičení na SkiErgu nižší u osmi probandů. Z toho u šesti probandů byl rozdíl statisticky významný. Svalová aktivita RA byla u pěti probandů vyšší a u pěti probandů nižší u napodobivého cvičení na SkiErgu oproti soupažnému běhu prostému. U pěti probandů byl rozdíl statisticky významný, z toho čtyři probandi měli výrazněji vyšší aktivaci u napodobivého cvičení na SkiErgu. Svalová aktivita PMa vykazovala růst a pokles jako u RA u stejného počtu probandů. Signifikantní snížení aktivace během napodobivého cvičení na SkiErgu bylo zaznamenáno u čtyř probandů ze sedmi. Svalová aktivita TRI byla během napodobivého cvičení na SkiErgu u devíti probandů větší. Z toho u čtyř probandů byl

rozdíl signifikantní. Svalová aktivita LD byla u sedmi probandů vyšší během napodobivého cvičení na SkiErgu, z toho u tří probandů signifikantně.

Nejvyšší % hodnoty svalové aktivace vůči maximální volní kontrakci vykazoval RA. V případě DP to bylo přibližně 150 % a u napodobivého cvičení na SkiErgu 160 %. Druhé nejvyšší hodnoty při DP vykazoval OBL_e (140 %), který je však měl mnohem nižší při napodobivém cvičení na SkiErgu (113 %). Dále následoval LD se 120 % MVC při DP a 129 % MVC při napodobivém cvičení na SkiErgu. PM_a se aktivoval ve výši 105 % MVC při DP a přibližně stejnou velikostí při napodobivém cvičení na SkiErgu. TRI jako jediný sval vykazoval při DP nižší hodnotu než jeho MVC ve výši 90 %. Při napodobivém cvičení na SkiErgu to bylo 103 % MVC.

V tabulce 13 jsou zobrazeny průměrné velikosti svalové aktivity v μV u jednotlivých svalů a lokomocí. Data jsou uvedena jako aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Data jsou doplněna hodnotou hladiny významnosti, která určuje jejich statistickou významnost v případě, že $p \leq 0,05$ a Cohenovým koeficientem účinku d , který posuzuje věcnou významnost rozdílů.

Tabulka 13: Průměrné velikosti svalové aktivity (maxima obálek) v μV u DP a SkiErgu, hodnota hladiny významnosti P na základě párového t-testu, Cohenův koeficient účinku d ($n=10$)

Sval	DP	SkiErg	P	d
OBL _e	876 ± 265	703 ± 304	0,061	0,68
RA	1198 ± 449	1229 ± 514	0,79	0,08
PM _a	929 ± 375	964 ± 680	0,81	0,08
TRI	1396 ± 474	1563 ± 466	0,006	1,14
LD	1188 ± 321	1240 ± 220	0,33	0,32

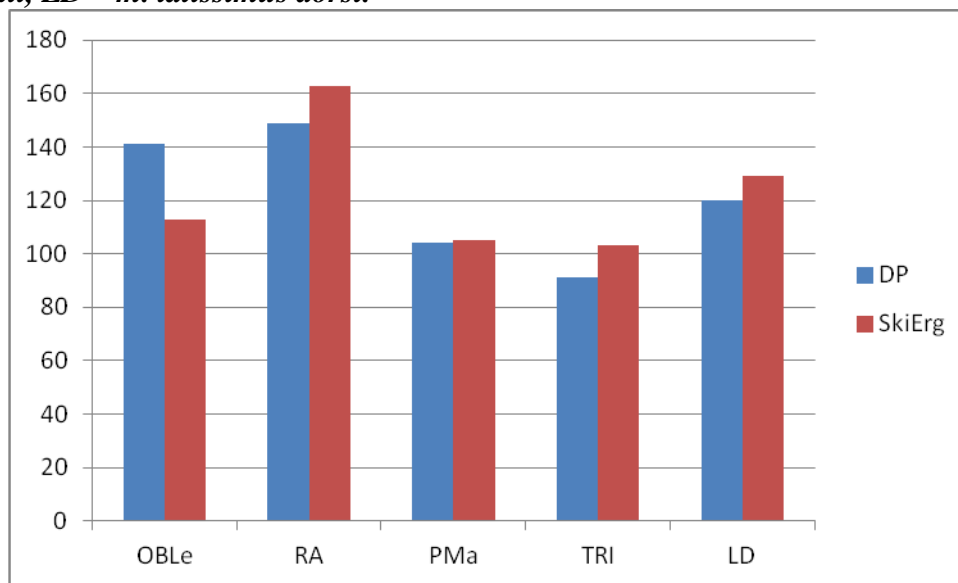
Zdroj: vlastní zpracování

Míra aktivace OBL_e při napodobivém cvičení na SkiErgu vykazovala nižší hodnoty oproti soupažnému běhu prostému. Rozdíl sice nebyl statisticky významný, ale věcná významnost vykazuje středně velký rozdíl. RA se aktivoval velmi podobně při soupažném běhu prostém i při napodobivém cvičení na SkiErgu. Rozdíly nejsou statisticky významné a věcná významnost také vykazuje slabý účinek. Rozdíl v míře aktivace PM_a se podobně jako u RA při soupažném běhu prostém a napodobivém

cvičení na SkiErgu statisticky významně nelišilo. Věcná významnost vykazovala také slabý účinek. Míra aktivace TRI byla statisticky významně vyšší při napodobivém cvičení na Skiergu oproti soupažnému běhu prostému. Rozdíl byl statisticky významný a vykazoval velký věcný účinek. Rozdíl v míře aktivace LD během soupažného běhu prostého a napodobivého cvičení na SkiErgu nebyl statisticky významný a věcná významnost vykazovala malý účinek.

Graf 2 vykazuje průměrné velikosti aktivace svalů v % k jejich maximální volní kontrakci při obou sledovaných lokomocích, tj. soupažný běh prostý a napodobivé cvičení na SkiErgu.

Graf 2: Průměrná velikost aktivace svalů v % MVC při soupažném běhu prostém (DP) a napodobivém cvičení na SkiErgu (n=10). *OBLe* – *m. obliquus abdominis externus*, *RA* – *m. rectus abdominis*, *PMa* – *m. pectoralis major*, *TRI* – *m. triceps brachii*, *LD* – *m. latissimus dorsi*.



Zdroj: vlastní zpracování

Z grafu 2 je patrné, že u téměř u všech svalů a lokomocí došlo k překročení maximální volní kontrakce. Největší relativní aktivace vzhledem k MVC dosáhl RA u obou sledovaných lokomocí (149 %, resp. 163 %), nejméně u TRI (90 %, resp. 103 % MVC). V interlokomocním porovnání je míra aktivace nižší pouze u OBLe během soupažného běhu prostého. Ostatní svaly dosahují v průměru vyšší aktivace u napodobivého cvičení na SkiErgu. Statisticky významné je to pouze u TRI ($p = 0,01$).

6 Diskuze

V předložené diplomové práci byla zjišťována míra aktivace vybraných svalů horní části těla v průběhu DP a napodobivého cvičení na SkiErgu. Komparace aktivace vybraných svalů u napodobivého cvičení na SkiErgu s DP je důležitá pro zjištění přiměřenosti vynaloženého svalového úsilí pro trénink finální lokomoce na sněhu. V disertační práci jsme sledovali timing zapojení svalů a zjišťovali, zda je SkiErg vhodným specifickým tréninkovým prostředkem pro běh na lyžích. Zjistili jsme, že trénink na tomto trenažéru lze doporučit pro získání specifických silových předpokladů, ale dlouhodobá aplikace může nést následky v podobě narušení techniky odpichu při soupažném běhu prostém, zejména timing flexorů trupu a extenzorů ramenního a loketního kloubu. Po posilování na tomto stroji je tedy optimální zakomponovat posílené svaly do práce celé pohybové soustavy jízdou na lyžích (Horyna, 2018). Nevěděli jsme tedy, jaký je rozdíl v úrovni silových předpokladů při tréninku DP a napodobivého cvičení na SkiErgu. Porovnáním s MVC jsme zjistili míru zapojení jednotlivých svalů navzájem, a tím i jejich důležitost při provádění obou lokomocí.

Ze získaných výsledků nám vyplývají určité obecné skutečnosti. V naměřených hodnotách zachycujících aktivitu vybraných svalů u obou typů lokomočního pohybu bylo možné ve většině případů sledovat určité trendy. Na základě výpočtů a vizuální komparace velikosti aktivace v grafu, můžeme obecně konstatovat, že rozdíl v aktivaci vybraných svalů horní části těla mezi DP a napodobivým cvičením na SkiErgu není tak výrazný. V interindividuálním porovnávání deseti probandů se však vyskytují v určitých případech velké směrodatné odchylky, a proto je potřeba k závěrům přistupovat obezřetněji.

Z flexorů trupu jsme vybrali do měření OBL_e. Předpokládali jsme, že účinek tohoto svalu bude při obou lokomocích podobný jako u dalšího flexoru trupu RA. Svalová aktivita OBL_e však byla u napodobivého cvičení na SkiErgu nižší u osmi probandů. Z toho u šesti probandů byl rozdíl statisticky významný. V celkovém hodnocení průměrných velikostí na základě párového t-testu vykazovala míra aktivace OBL_e při napodobivém cvičení na SkiErgu také nižší hodnoty oproti soupažnému běhu prostému. Rozdíl nebyl těsně statisticky významný (0,06), ale věcná významnost

vykazovala středně velký rozdíl. Vzhledem k tomu, že OBLé slouží v posturálním postavení k zajištění dynamické rovnováhy (Kračmar et al., 2016), vyšší aktivace OBLé se bude předpokládat právě u lokomoce in vivo, tedy v přírodních podmínkách, kdy zvláště ve fázi přepadu, ve které dochází k počátku odpichu, je běžec na lyžích na špičkách v určitém posturálním dyskomfortu na rozdíl od stabilní pozice při simulaci na arteficiálním zařízení.

Další břišní sval RA, který byl vybrán do měření, se podílí na lokomoci zejména při zajištění odpichu formou flexe trupu. Při vizuálním kinematickém porovnání obou lokomocí dochází u napodobivého cvičení na SkiErgu k větší flexi trupu než u soupažného běhu prostého (Horyna, 2018). S tím souvisí hypotéza, která je podložena měřením Rosse et al. (2017), že míra aktivity RA by měla být vyšší v případě napodobivého cvičení na SkiErgu. Svalová aktivita RA byla u pěti probandů vyšší a u pěti probandů nižší u napodobivého cvičení na SkiErgu oproti soupažnému běhu prostému. U pěti probandů byl rozdíl statisticky významný, z toho čtyři probandi měli výrazněji vyšší aktivaci u napodobivého cvičení na SkiErgu. V celkovém hodnocení průměrných velikostí na základě párového t-testu vykazovala míra aktivace RA při napodobivém cvičení na SkiErgu nepatrně vyšší hodnoty oproti soupažnému běhu prostému. Rozdíl nebyl statisticky významný (0,79) a věcná významnost vykazovala slabý účinek. Podíl aktivací při DP a napodobivém cvičení na SkiErgu jsme naměřili 0,97 v porovnání s Rossem et al. (2017), kteří naměřili 0,95. Nepatrný interlokomocní rozdíl je dán interindividuálními odlišnostmi v provedení dané lokomoce (stylu). Rozhodovat může také tzv. vnitřní technika, která vizuálně není patrná. Běžec na lyžích může do předklonu zapojit více břišní svaly nebo na jejich úkor tzv. vzpřimovače páteře – musculus erector spinae – a “táhnout” to více zády, což se ze zdravotního hlediska příliš nedoporučuje (Holmberg et al., 2005).

PMA plní funkci extenzoru ramenního kloubu v první části pohybové fáze odpichu a stabilizační funkci jako antagonistu k LD (Zoppirolli et. al., 2015). 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. Svalová aktivita PMA vykazovala růst a pokles u stejného počtu probandů jako u RA. Signifikantní snížení aktivace během napodobivého cvičení na SkiErgu bylo zaznamenáno u čtyř probandů

ze sedmi. V celkovém hodnocení průměrných velikostí na základě párového t-testu vykazovala míra aktivace PMA při napodobivém cvičení na SkiErgu nepatrně vyšší hodnoty oproti soupažnému běhu prostému. Rozdíl nebyl statisticky významný (0,81) a věcná významnost vykazovala slabý účinek. Podíl aktivací při DP a napodobivém cvičení na SkiErgu jsme naměřili 0,96 v porovnání s Rossem et al. (2017), kteří naměřili aritmetický průměr 1,11, ale medián 0,97. Halonen et al. (2014) naměřili poměr 1,07. Z výsledků je vidět velká variabilita mezi jednotlivými probandy a rozdíl ve stabilizaci ramenního kloubu. Druh tréninkového prostředku však zřejmě ve velikosti zapojení PMA nehraje roli, přestože vektor kvazipropulzní síly směřuje na umělém zařízení SkiErgu více vertikálně, což by mohlo vést k větší opoře svalu. Při dopředném pohybu in vivo však vertikální směr působení snižuje horizontální propulzní složku a projevuje se tak kontraproduktivně.

TRI plní při odpichu dvě úlohy: extenzi v ramenním a loketním kloubu. K extenzi v ramenním kloubu dochází od počátku přepadu, kdy je ruka nejvýše. V loketním kloubu dochází nejdříve k flexi do uzlového bodu, kdy působí největší síla odpichu (Holmberg et al., 2005). Následuje extenze, která trvá u různých intenzit lokomocí in vivo různou dobu. Svalová aktivita TRI byla během napodobivého cvičení na SkiErgu u devíti probandů vyšší oproti soupažnému běhu prostému. Z toho u čtyř probandů byl rozdíl signifikantní. V celkovém hodnocení průměrných velikostí na základě párového t-testu vykazovala míra aktivace TRI při napodobivém cvičení na SkiErgu vyšší hodnoty oproti soupažnému běhu prostému. Rozdíl byl statisticky významný (0,006) a věcná významnost vykazovala velký účinek. Podíl aktivací při DP a napodobivém cvičení na SkiErgu jsme naměřili 0,89 v porovnání s Rossem et al. (2017), kteří naměřili 0,95. Také to odpovídá závěrům Halonena et al. (2014), kteří naměřili podíl 0,90. Už při vizuálním kinematickém porovnání obou lokomocí je patrné, že u napodobivého cvičení na SkiErgu nedochází k fázi flexe horní končetiny v loketním kloubu při odpichu na rozdíl od soupažného běhu prostého na lyžích. Při dané intenzitě lokomoce dojde navíc k plné extenzi horní končetiny na rozdíl od soupažného běhu prostého, kdy záběr končí v úrovni stehna dolní končetiny. Na základě těchto fakt včetně měření Halonena et al. (2014) a Rosse et al. (2017) jsme vytvořili hypotézu, že míra aktivity TRI by měla být vyšší v případě napodobivého cvičení na SkiErgu, což se nám potvrdilo. Příčina vyšší aktivity TRI je také dána elastickým mechanismem zpětného návratu držáků, což jsou určité nevýhody arteficiálního

přístroje. Navíc u napodobivého cvičení na SkiErgu chybí excentricko-koncentrická kontrakce TRI, která probíhá výhradně u přirozených lokomocí tak, jak popisuje Zoppirolli et al. (2013).

LD slouží při odpichu jako extenzor a vnitřní rotátor paže. V tomto případě se jedná o synergistu k PMA. Dále vykonává stabilizační funkci jako antagonistu k PMA (Holmberg et al., 2005). V ramenním kloubu dochází k extenzi od počátku přepadu, kdy je ruka nejvyšší. Extenze paže pokračuje do momentu ukončení odpichu (Zoppirolli, et al., 2013). Podobně jako u TRI doba trvání extenze je nepřímo úměrná intenzitě lokomoce in vivo. Při vyšších intenzitách dochází k vyšší frekvenci pohybových cyklů a tím k nutnosti zkrácení pohybové fáze odpichu. Svalová aktivita LD byla během napodobivého cvičení na SkiErgu u sedmi probandů vyšší oproti soupažnému běhu prostému. Z toho u tří probandů byl rozdíl signifikantní. V celkovém hodnocení průměrných velikostí na základě párového t-testu vykazovala míra aktivace LD při napodobivém cvičení na SkiErgu nepatrně vyšší hodnoty oproti soupažnému běhu prostému. Rozdíl nebyl statisticky významný (0,33) a věcná významnost vykazovala malý účinek. Podíl aktivací při DP a napodobivém cvičení na SkiErgu jsme naměřili 0,96 v porovnání s Rossem et al. (2017), kteří naměřili 0,85. To odporuje závěrům Halonena et al. (2014), kteří zjistili vyšší aktivaci LD při soupažném běhu prostém. Velikost podílu aktivací uvádí 1,29. Už jen protichůdnost dvou studií svědčí o pravděpodobné absenci rozdílu velikosti aktivace LD při DP a napodobivém cvičení na SkiErgu. Naše měření minimální rozdíl také potvrzují. Mírně vyšší aktivace LD při napodobivém cvičení na SkiErgu by snad mohla být dána podobně jako u TRI plnou extenzí horní končetiny při odpichu a elastickým mechanismem zpětného návratu držáků.

Téměř u všech svalů a lokomocí došlo k překročení maximální volní kontrakce. Jak uvádí Hug (2011), mohou být při následném měření získány ze svalu hodnoty vyšší než jejich změřená MVC. K tomuto trendu může dojít především u velkých svalových skupin při cyklickém pohybu. MVC je pouze instrument, který se měří sval specifickou metodou za specifických podmínek, které jsou potom jiné při měření svalové aktivity při izotonické kontrakci, kdy se mění délka svalu a také zátěž. Může jít i o chybu při kladení odporu, ale i tak lze svalovou aktivaci vztahovat procentuálně k MVC.

Nejvyšší % hodnoty svalové aktivace vzhledem k maximální volní kontrakci vykazoval RA. V případě DP to bylo přibližně 149 % a u napodobivého cvičení na SkiErgu 163 %. Nilsson et al. (2013) uvádí při soupažném běhu prostém 125 % a Holmberg et al. (2005) dokonce 187 %. Druhé nejvyšší hodnoty při DP vykazoval OBL (140 %), který je však měl mnohem nižší při napodobivém cvičení na SkiErgu (113 %). Holmberg et al. (2005) uvádí hodnoty 184 % MVC při soupažném běhu prostém. Dále následoval LD se 120 % MVC při DP a 129 % MVC při napodobivém cvičení na SkiErgu. Halonen et al. (2014) uvádí 128 % resp. 101 % MVC. Holmberg et al. (2005) naměřili 183 % a Nilsson et al. (2013) udávají 80 % MVC. PMA se aktivoval ve výši 105 % MVC při DP a přibližně stejnou velikostí při napodobivém cvičení na SkiErgu. Halonen et al. (2014) uvádí 126 % resp. 118 % MVC. Holmberg et al. (2005) naměřili 156 % při soupažném běhu prostém. TRI jako jediný sval vykazoval při DP nižší hodnotu než jeho MVC ve výši 90 %. Při napodobivém cvičení na SkiErgu to bylo 103 % MVC. Halonen et al. (2014) uvádí 85 % resp. 109 % MVC. Holmberg et al. (2005) naměřili 155 % MVC, což kontrastuje s měřením Nilssona et al. (2013), kteří udávají 65 % MVC při soupažném běhu prostém. Z výsledků různých autorů je vidět velká variabilita ovlivněná různými podmínkami měření, testovacími cvičeními při zjišťování MVC, intenzitou prováděné dynamické lokomoce a v neposlední řadě i navozenými psychickými procesy (motivace) a vnějšími podmínkami (teplota vzduchu).

Při interlokomočním porovnání velikosti aktivace TRI jsme našli statisticky významný rozdíl ($p=0,006$) a věcná významnost také vykazovala velký účinek ($d=1,14$). **Potvrzujeme H1.** Podobně jako Holmberg et al. (2005), Halonen et al. (2014), Rosso et al. (2017) nebo Zoppirolli et al. (2013) jsme zjistili rozdíl při odpichu během soupažného běhu prostého, kdy dochází k mezifázi flexe horní končetiny (excentricko-koncentrická kontrakce) a navíc odpich končí při této intenzitě u stehna dolní končetiny, kdežto u napodobivého cvičení na SkiErgu k výše uvedené flexi v loketním kloubu nedochází a lokomoce odpichu je ukončena plnou extenzí horní končetiny. To je podpořeno elastickým mechanismem zpětného návratu držáků, což je určitá nevýhoda arteficiálního přístroje.

Při interlokomočním porovnání velikosti aktivace RA jsme nenašli statisticky významný rozdíl ($p=0,79$) a věcná významnost vykazovala slabou účinnost ($d=0,08$). **Zamítáme hypotézu H2.** Podobně jako Rosso et al. (2017) jsme sice našli nepatrný

rozdíl mezi lokomocemi, který však může být dán interindividuálními odlišnostmi (stylem) jednotlivých probandů a jejich tzv. vnitřní technikou, kterou nelze na první pohled pozorovat. Lze se domnívat na určitou subsidiaritu zapojení svalů při flexi trupu, kdy někteří probandi zapojí více vzpřimovače páteře na úkor břišních svalů a „táhnou“ to více zády.

Můžeme tedy formulovat myšlenku, že pro posilování výše uvedených svalů je tento simulátor vhodný. Statisticky i věcně významný rozdíl byl změřen pouze u TRI s vyššími hodnotami. Aktivitu TRI lze však omezit vytvořením excentricko-koncentrické kontrakce pomocí flexe a následné extenze v loketním kloubu a případně ukončit záběr dříve. Z důvodu delší, volnější, izokinetické kontrakce svalů při napodobivém cvičení na SkiErgu oproti DP, kdy je součástí propulzního působení explozivní charakter práce svalů a nutnost udržet dynamickou rovnováhu, je vhodné po posilování na SkiErgu zařadit dynamické úseky jízdou na kolečkových lyžích nebo na lyžích.

7 Závěr

Diplomová práce byla zpracována na základě splnění všech úkolů práce, které jsou formulovány v kapitole 3.1. Byl splněn cíl práce.

Při interlokomočním porovnání velikosti aktivace musculus triceps brachii jsme našli statisticky i věcně významný rozdíl. Potvrzujeme hypotézu H1. Při porovnání ostatních svalů včetně musculus rectus abdominis jsme však již statisticky významné rozdíly nenašli. Zamítáme hypotézu H2. Nepatrné, statisticky nevýznamné a věcně malé rozdíly mezi lokomocemi jsou dány jednak vnější technikou - interindividuálními odlišnostmi (stylem) jednotlivých probandů a také jejich tzv. vnitřní technikou (odlišným zapojením svalů), kterou nelze na první pohled pozorovat. Z hlediska míry svalové aktivace vzhledem k maximální volní kontrakci nejvyšší hodnoty vykazoval musculus rectus abdominis u obou lokomocí, což svědčí o důležitosti abdominálních svalů při běhu na lyžích. Vzhledem k rozdílnému posturálnímu postavení u obou lokomocí byla svalová aktivita musculus obliquus abdominis externus z hlediska věcné významnosti vyšší u soupažného běhu prostého, kdy těsně před uzlovým bodem zapíchnutí holí do sněhu se běžec na lyžích dostane na špičky nohou do tzv. fáze přepadu, což odpovídá určitému posturálnímu dyskomfortu na rozdíl od stabilní pozice při simulaci na arteficiálním zařízení. Statisticky i věcně významně vyšší byla aktivace musculus triceps brachii při napodobivém cvičení na SkiErgu. Rozdíl je dán existencí excentricko-koncentrické kontrakce při soupažném běhu prostém in vivo, kdy u horní končetiny během odpichu dochází k flexi v loketním kloubu a následné extenzi. Nejdříve se sval prodlouží, kdy se natáhne jako pružina a poté následuje zkrácení, které probíhá samovolně a při tom nedosahuje takové aktivace.

Teoretickým přínosem práce je poznatek o podobné míře svalové aktivity monitorovaných svalů při simulované lokomoci na posilovacím stroji SkiErg na straně jedné a při soupažném běhu prostém na straně druhé s interindividuálními odlišnostmi a věcně významným rozdílem u musculus obliquus abdominis externus a musculus triceps brachii. Tento rozdíl je dán povahou přirozené lokomoce, u které dochází spíše k explozivní svalové práci a lokomoce na arteficiálním zařízení, která je charakteristická delší, volnějším, izokinetickou kontrakcí svalů. Z hlediska didaktického a tréninkového je

tento simulátor vhodný pro posilování vybraných svalů horní části těla, ale bezprostředně na trénink na posilovacím stroji SkiErg by měl navazovat trénink na lyžích nebo na kolečkových lyžích.

Souhrn

Diplomová práce se zabývá porovnáním velikosti zapojení vybraných svalů horní části těla při soupažném běhu prostém v klasické technice běhu na lyžích a napodobivém cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2 (SkiErg). Zhodnotili jsme vhodnost simulátoru pro posilování vybraných svalů horní části těla.

V teoretické části jsme popsali aktuální vývoj v oblasti techniky běhu na lyžích, zejména progresivní lokomoci v podobě soupažného běhu prostého. Charakterizovali jsme tréninkový prostředek – běžkařský trenažer Concept 2 (SkiErg) a jeho význam při posilování svalů horní části těla. Stručně jsme popsali metodu elektromyografie, kterou lze měřit aktivitu svalů. Následovala metodická část se sběrem a analýzou dat včetně statistického zpracování výsledků.

V praktické části jsme uvedli výsledky aktivací vybraných svalů u jednotlivých probandů včetně jejich procentuální velikosti vzhledem k jejich maximální volní svalové kontrakci. V diskuzi jsme hodnotili přiměřenost lyžařského simulátoru jako tréninkového prostředku pro soupažný odpich in vivo z hlediska podobnosti velikosti svalové aktivity.

V závěru diplomové práce tento simulátor doporučujeme pro posilování vybraných svalů horní části těla, ale z důvodu izokinetické svalové kontrakce na rozdíl od kontrakce explozivní při soupažném běhu prostém by měl bezprostředně na trénink na posilovacím stroji SkiErg navazovat trénink na lyžích nebo na kolečkových lyžích.

Summary

The diploma thesis deals with the comparison of the involvement of selected muscles of the upper body during double poling and on a skiing machine Concept 2 (SkiErg). We evaluated the suitability of the simulator for strengthening selected muscles of the upper body.

In the theoretical part we described the current development in the field of cross-country skiing, especially progressive locomotion in the form of double poling. We characterized the training device – skiing machine Concept 2 (SkiErg) and its importance in strengthening the muscles of the upper body. We briefly described a method of electromyography that can be used to measure muscle activity. This was followed by a methodological part with data collection and analysis, including statistical processing of results.

In the practical part, we presented the results of activation of selected muscles by individual probands, including their percentage size to their maximum voluntary muscle contraction. In the discussion, we evaluated the adequacy of the ski simulator as a training device for double poling in vivo in terms of similarity in the size of muscle activity.

At the end of the diploma thesis, we recommend this simulator for strengthening selected muscles of the upper body, but due to isokinetic muscle contraction, unlike explosive muscle contraction during double poling, training on skis or roller skis should follow immediately after training on a skiing machine.

Referenční seznam

Alsobrook, N. G., & Heil, D. P. (2009). Upper body power as a determinant of classical cross-country ski performance. *European Journal of Applied Physiology*, 105, 633-641.

Anděl, J. (2013). *Statistické metody*. 4. Praha: Matfyzpress.

Andersen, I., & Nymoen, P. (1995). *Langlauf – Training – Technik – Taktik*. Bern: Schweizerischer Skiverband.

Bilodeau, B., Roy, B., & Boulay, M. R. (1995). Upper-body testing of cross-country skiers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27, 1557-1562.

Bortolan, L., Pellegrini, B., Finizia, G., & Schena, F. (2008). Assessment of the reliability of a custom built Nordic Ski Ergometer for cross-country skiing power test. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48, 177-182.

Clarys, J. P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43, 1750-1762.

De Luca, C. J. (1993). *The use of Surface Electromyography in Biomechanics*. Retrieved 27.2.2020 from <http://www.delsys.com/>

De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.

Dvořák, F., Mašková, L., & Weisshäutel, J. (1992). *Běh na lyžích*. Praha: Olympia.

Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.

Fabre, N., Balestreri, F., Leonardi, A., & Schena, F. (2010). Racing performance and incremental double poling test on treadmill in elite female cross-country skiers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 401-407.

Gnad, T., & Psotová, D. (2005). *Běh na lyžích*. Praha: Karolinum.

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.

Helgerud, J., Vik, J. T., & Hoff, J. (2001). The effect of maximal strength training on endurance performance in upper body for highly trained male cross-country skiers. *Corpus, psyche et societas*, 8, 90-103.

Hendl, J. (2004). *Přehled statistických metod a zpracování dat, analýza a metaanalýza dat*. Praha: Portál.

Hoff, J., Gran, A., & Helgerud, J. (2002). Maximal strength training improves aerobic endurance performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12, 288-295.

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., & Nilsson, J. (2008). Reliability and validity of a new double poling ergometer for cross-country skiers. *Journal of Sports Sciences*, 26, 171-179.

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.

Holmberg, H. C., Lindinger, S., Stöggl, T., Bjorklund, G., & Müller, E. (2006). Contribution of the legs to double-poling performance in elite cross-country skiers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38, 1853-1860.

Horyna, R., Finková, D., & Kračmar, B. (2012). Současné pojetí soupažného běhu jednodobého. *Studia Kinanthropologica*, 13(3), 211-217.

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.

Horyna, R., Bačáková, R., Chrástková, M., Sedlák, J., Čmejla, R., & Kračmar, B. (2016). Activity of upper body muscles in double poling and skiers workout. *Baltic Journal of Sport and Health Sciences* 2 (101), 31-37.

Horyna, R. (2018). *Zapojení vybraných svalů horní části těla při oboustranném bruslení jednodobém, soupažném běhu prostém a při napodobivém cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2*. Disertační práce. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu.

Hottenrott, K., & Urban, V. (2004). *Das grosse Buch vom Skilanglauf*. Aachen: Meyer & Meyer.

Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 1-12.

Chovanec, F. (1976). *Běh na lyžích, technika a metodika*. Praha: SPN.

Ilavský, J., & Suk, A. (2005). *Abeceda běhu na lyžích, metodický dopis*. Jablonec nad Nisou.

Jonsson, M., Welde, B. & Stöggl, T. (2019). Biomechanical differences in double poling between sexes and level of performance during a classical cross-country skiing competition. *Journal of Sports Sciences*, 37(14), 1582-1590.

Kadeřábek, J. (2008). *Vliv fyzické zátěže na elektrickou aktivitu svalů*. Brno: VUT, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.

Keller, O. (1999). *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton.

Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological electromyography*. Retrieved 22.2.2020 from

[https://hermanwallace.com/download/The ABC of EMG by Peter Konrad.pdf](https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf)

Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton.

Kračmar, B., Chrástková, M., Bačáková, R. et al. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Karolinum.

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.

Merletti, R., & Parker, P. (2004). *Electromyography. Physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.

Millet, G. Y., Hoffman, M. D., Candau, R. B., and Clifford, P. S. (1998a). Poling forces during roller skiing: effects of grade. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 1637-1644.

Millet, G. Y., Hoffman, M. D., Candau, R. B., & Clifford, P. S. (1998b). Poling forces during roller skiing: effects of technique and speed. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 1645-1653.

Minetti, A. E. (2004). Passive tools for enhancing muscle-driven motion and locomotion. *The Journal of Experimental Biology*, 207, 1265-1272.

Müller, E., Benko, U., Raschner, C., & Schwameder, H. (2000). Specific fitness training and testing in competitive sports. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 216-220.

Nesser, T. W., Chen, S., Serfass, R. C., & Gaskill, S. E. (2004). Development of upper body power in junior cross-country skiers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 63-71.

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.

Øfsteng, S., Sandbakk, Ø., van Beekvelt, M., Hammarström, D., Kristoffersen, R., Hansen, J., Paulsen, G., & Rønnestad, B.R. (2018). Strength training improves double-poling performance after prolonged submaximal exercise in cross-country skiers. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 28, 893-904.

Pánek, D., Pavlů, D., & Čemusová, J. (2009). Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 16(4), 177-180.

Pellegrini, B., Bortolan, L., & Schena, F. (2011). Poling force analysis in diagonal stride at different grades in cross country skiers. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 21, 589-597.

Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 173-177.

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.

Rusko, H. K. (2003). *Cross country skiing (1 ed.)*. Germany: Blackwell Wissenschafts Verlag.

Saltin, B. (1997). The physiology of competitive cross-country skiing across a four decade perspective: with a note on training induced adaptations and role of training at medium altitude. In: *Science and Skiing*, E. Müller, E. Kornexl, C. Raschner (Eds.). Cambridge: Chapman & Hall, 435-469.

SENIAM (2017). *The Surface Electromyography for non-invasive assessment of muscles*. Retrieved 29.1.2020 from <http://seniam.org/>

Smith, G. A. (1990). Biomechanics of crosscountry skiing. *International Journal of Sports Medicine*, 9, 273-285.

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.

Stöggl, T., Lindinger, S., & Müller, E. (2007). Evaluation of an upper-body strength test for the cross-country skiing sprint. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39, 1160-1169.

Stöggl, T. (2010). *Biomechanical and physiological analyses of sprint cross-country skiing*. Habilitation treatise. Salzburg: University of Salzburg.

Stöggl, T. & Holmberg, H. C. (2016). Double-poling biomechanics of elite cross-country skiers: flat versus uphill terrain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(8), 1580-1589.

Sunde, A., Johansen, J.-M., Gjøra, M., Paulsen, G., Bråten, M., Helgerud, J. & Støren, Ø. (2019). Stronger Is Better: The Impact of Upper Body Strength in Double Poling Performance. *Frontiers in Physiology*, 10, 1091.

Terzis, G., Stattin, B., & Holmberg, H. C. (2006). Upper body training and the triceps brachii muscle of elite cross country skiers. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 16, 121-126.

Travell, J. G., & Simons, D. G. (1999). *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual* (Sv. 2). Baltimore: Williams & Wilkins.

Vähäsöyrinki, P., Komi, P. V., Seppälä, S., Ishikawa, M., Kolehmainen, V., Salmi, J. A., & Linnamo, V. (2008). Effect of skiing speed on ski and pole forces in cross-country skiing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40, 1111-1116.

Van Hall, G., Jensen-Urstad, M., Rosdahl, H., Holmberg, H. C., Saltin, B., & Calbet, J. A. (2003). Leg and arm lactate and substrate kinetics during exercise. *American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism*, 284, 193-205.

Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.

Windhorst, U., & Johansson, H. (1999). *Modern techniques in neuroscience research*. Berlin: Springer.

Zoppirolli, C., Holmberg, H.CH., Pellegrini, B., Quaglia, D., Bortolan, L., & Schena, F. (2013). The effectiveness of stretch-shortening cycling in upper limb extensor muscles during elite cross-country skiing with the double poling technique. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23, 1512-1519.

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.

Přílohy

Seznam příloh

Příloha č. 1: Žádost o vyjádření Etické komise

Příloha č. 2: Informovaný souhlas probanda

Příloha č. 1: Žádost o vyjádření Etické komise

Vnitřní předpis FTK UP č. 2/2008

Směrnice děkana – Etická komise FTK UP

Příloha č. 1



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI
FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

✉ tř. Míru 115, 771 11 Olomouc

Žádost o vyjádření Etické komise FTK UP

k projektu výzkumné, habilitační, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Sledování změn aktivity svalů horní části těla při soupažném běhu prostém a napodobivém cvičení na běžeckém
trenažeru Concept 2

Forma projektu: výzkum základní / aplikovaný (u zaměstnanců)
habilitační práce
doktorská / rigorózní práce
diplomová / bakalářská práce
seminární práce

Autor /hlavní řešitel/ Mgr. Roman Horyna, Ph.D.
spoluřešitelé _____

Školitel (v případě studentské práce) doc. PhDr. Zbyněk Svozil, Ph.D.

Vyjádření školitele, vedoucího práce _____

Popis projektu (max. 10 řádků)

V rámci projektu budou snímány elektrické potenciály z vybraných svalů v oblasti horní části těla metodou povrchové elektromyografie. Měření bude probíhat neinvazivní a nebolestivou metodou pomocí povrchových elektrod. Elektrické potenciály z těchto elektrod budou zaznamenávány do přístroje zn. ME6000, který byl vyvinutý společností MegaWin s řádným atestem, a který je pro tyto výzkumné účely přímo určen. Přístroj bude mít proband umístěn po celou dobu měření v zadní kapse dresu. Samotné výsledky budou zpracovány a vyhodnoceny anonymně. V prezentaci výsledků a jejich dokumentaci nebudou uveřejněny osobní informace (jméno, pohlaví, rok narození). O tomto procesu měření a způsobu prezentace výsledků bude každý proband informován před započítím výzkumu.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Budou použity pouze neinvazivní metody.

Etické aspekty výzkumu:

K účasti na výzkumu budou přizváni osoby starší 18 let.

Informovaný souhlas účastníků (příložen)

V Olomouci dne 11.2.2020

Podpis autora

Příloha č. 2: Informovaný souhlas probanda

Informovaný souhlas probanda

Název studie (projektu): Sledování změn aktivity svalů horní části těla při soupažném běhu prostém a napodobivém cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis např. fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum: