

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

DISERTAČNÍ PRÁCE

**2018**

**Mgr. Ing. Roman Horyna**

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
Studijní obor - Kinantropologie

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

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

Disertační práce

Školitel:

**doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.**

Vypracoval:

**Mgr. Ing. Roman Horyna**

Praha, únor 2018

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

.....

Mgr. Ing. Roman Horyna

### Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své disertační práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto disertační práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

## Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval všem, kteří mi byli v průběhu zpracování práce nápomocni. V první řadě školiteli doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení, trpělivost a poskytnutí potřebných podkladů a cenných rad pro zpracování práce. Dále mé velké poděkování patří Mgr. Radce Bačákové, Ph.D. a Mgr. Martině Chrátkové, Ph.D. za aktivní spoluúčast při EMG měření a cenné rady při řešení celého projektu. Děkuji také Ing. Danielu Špulákovi, Ph.D. a Ing. Janu Sedlákovi, kteří byli nápomocni při zpracování EMG signálů. Velké díky patří též probandům, kteří si i přes tréninkové vytížení udělali čas a pomohli mi k uskutečnění tohoto výzkumu.

## Abstrakt

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

## **Abstract**

**Title:** Upper body muscles activity in V2 skating technique, double poling and on a skiing machine Concept 2

**Objectives:** Comparison of involvement upper body muscles during V2 skating technique, double poling and on a skiing machine Concept 2.

**Methods:** Comparative analysis: the data were measured by surface electromyography and 2-D video-analysis.

**Results:** We found statistically significant coordination similarity by comparisons muscle preactivation and activation during V2 skating technique and double poling. Trunk flexors musculus obliquus abdominis externus and musculus rectus abdominis showed unlike the main propulsion muscles, musculus pectoralis major, musculus triceps brachii and musculus latissimus dorsi, significantly higher preactivation during V2 skating technique and double poling in comparison to skiing machine Concept 2. Activation of the main propulsion muscles on a skiing machine Concept 2 is significantly higher than during V2 skating technique and double poling. Skiing machine Concept 2 cannot be considered as a specific training method for cross-country skiing. Long-term application may cause disruption of double poling technique.

**Key words:** Cross country skiing, V2 skating technique, double poling, skiing machine Concept 2 (SkiErg), kinesiology, surface electromyography

# Obsah

<b>Obsah.....</b>	<b>8</b>
<b>Seznam zkratk.....</b>	<b>11</b>
<b>1. Úvod.....</b>	<b>13</b>
<b>2. Teoretická východiska práce.....</b>	<b>15</b>
2.1 Historie běhu na lyžích.....	15
2.2 Charakteristika běhu na lyžích .....	16
2.3 Charakteristika jednotlivých technik běhu na lyžích .....	17
2.3.1 Klasická technika .....	18
2.3.2 Technika bruslení .....	20
2.3.3 Soupažný běh prostý .....	22
2.3.4 Oboustranné bruslení jednodobé (V2) .....	25
2.3.5 Napodobivé cvičení na SkiErgu .....	29
2.4 Tělesné složení lyžaře běžce .....	31
2.4.1 Střídavý běh dvoudobý.....	32
2.4.2 Soupažný běh prostý .....	33
2.4.3 Délka holí .....	34
2.4.4 Rozměry těla.....	35
2.5 Zapojení horní části těla při běhu na lyžích .....	35
2.5.1 Sledování zapojení svalů horní části těla v běhu na lyžích pomocí povrchové elektromyografie.....	37
2.6 Elektromyografie (EMG) .....	43
2.6.1 Elektrody .....	44
2.6.2 Zesilovače a přístroje sloužící k záznamu signálů .....	45
2.6.3 Faktory ovlivňující EMG signál .....	46



2.6.4	Vzorkování frekvence při převodu EMG signálu .....	47
2.6.5	Zpracování a analýza EMG signálu .....	47
<b>3.</b>	<b>Cíle, úkoly a hypotézy práce.....</b>	<b>50</b>
3.1	Úkoly práce .....	50
3.2	Hypotézy práce.....	50
<b>4.</b>	<b>Metodika výzkumu.....</b>	<b>52</b>
4.1	Obecná charakteristika výzkumu .....	52
4.2	Sběr dat.....	53
4.2.1	Technické vybavení pro měření .....	53
4.2.2	Charakteristika sledovaného souboru.....	55
4.2.3	Charakteristika místa provedení výzkumu .....	56
4.2.4	Měřené svaly .....	56
4.3	Analýza dat.....	64
4.3.1	Detekce svalové aktivity prahováním .....	66
4.3.2	Statistické zpracování dat.....	67
<b>5.</b>	<b>Výsledky.....</b>	<b>69</b>
<b>6.</b>	<b>Diskuze.....</b>	<b>75</b>
6.1	Základní kinematické charakteristiky pohybového cyklu.....	75
6.2	M. obliquus abdominis externus .....	76
6.3	M. rectus abdominis .....	77
6.4	M. pectoralis major.....	79
6.5	M. triceps brachii.....	80
6.6	M. latissimus dorsi .....	82
6.7	Porovnání lokomocí V2 a DP.....	83
6.8	Porovnání lokomocí V2, DP a pseudolokomoce SkiErg .....	84

<b>7. Závěr.....</b>	<b>87</b>
<b>Seznam literatury.....</b>	<b>90</b>
<b>Přílohy.....</b>	<b>100</b>

## Seznam zkratek

BIC – m. biceps brachii

BMI – Body mass index

DP – double poling; soupažný běh prostý

dx – dexter; pravý

DXA – Dual-energy X-ray absorptiometry; metoda měření hustoty kostí

EMG – elektromyografie

ES-L4 – erector spinae

FCU – m. flexor carpi ulnaris

FIS – Fédération Internationale de Ski; Mezinárodní lyžařská federace

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

PC – pohybový cyklus

PF – pohybová fáze

PMa – m. pectoralis major

RA – m. rectus abdominis

RD – reprezentační družstvo

RDJ – reprezentační družstvo juniorů

SCM – Sportovní centrum mládeže

SEMG – surface EMG; povrchová EMG

sin – sinister; levý

SkiErg – napodobivé cvičení na běžkařském trenažeru Concept 2

TMa – m. teres major

TRI – m. triceps brachii

V1 – oboustranné bruslení dvoudobé asymetrické

V2 – oboustranné bruslení jednodobé

# 1. Úvod

Běh na lyžích je jeden z nejnáročnějších vytrvalostních sportů a je charakteristický širokou škálou faktorů výkonu. Většina populace praktikuje tento sport rekreačně, ale my se budeme zabývat závodním pojetím. Běh na lyžích obsahuje dvě základní lyžařské techniky, techniku klasickou a techniku bruslení. Obě techniky zahrnují až pět dalších způsobů (technik) běhu na lyžích. Obsahem běžecké techniky je rovněž jízda do kopce, sjíždění, změny směru, apod. Během závodu lyžař kombinuje jednotlivé způsoby běhu na lyžích podle konfigurace terénu, které zahrnují rovinaté úseky, kopcovité pasáže s různým gradientem stoupání, sjezd a změny směru tak, aby udržel vysokou rychlost jízdy na lyžích. Změna techniky se realizuje během závodu nesčetněkrát, což vede následně ke stabilizaci změn ve fyziologických i biomechanických požadavcích. Jednotlivé techniky využívají v určité míře horní a dolní část těla. Nicméně neexistuje žádné přesné stanovení, v jaké části tratě se aplikuje daná technika. Výběr techniky je závislý na rychlosti jízdy a je úzce spjatý s typem sněhu, technickou dovedností lyžaře, preferencí techniky lyžařem<sup>1</sup>, úrovní síly horní části těla apod. Rychlost versus ekonomika lokomoce hraje zásadní roli ve výběru techniky. Významnou technikou při paralelním postavení lyží (klasická technika) je soupažný běh prostý a při odvratném postavení lyží (technika bruslení) je oboustranné bruslení jednodobé. Obě tyto techniky jsou používány v převážné míře na rovinatějších částech tratě, při kterých je dosahována vysoká rychlost lokomoce. V obou případech vytváří propulzní sílu soupažný odpich<sup>2</sup>, 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. Oboustranné bruslení jednodobé nabývá na významu rovněž s rozvojem sprintérských disciplín, při hromadných startech a spurtech.

---

<sup>1</sup> Lyžaři podobné výkonnostní úrovně mohou jet na stejném úseku tratě jinou technikou.

<sup>2</sup> Při oboustranném bruslení jednodobém vytváří propulzní sílu ještě odraz nohy.

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

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

## 2. Teoretická východiska práce

### 2.1 Historie běhu na lyžích

Běh na lyžích slouží od pradávna k přepravě lidí. Kruté zimní podmínky přinutily lidstvo vyvinout a využívat lyže k pohybu, lovu i obraně v zasněženém terénu. První zmínkou je malba lyžaře na skále nedaleko Rødøy v Norsku pocházející přibližně z roku 2000 př. n. l. (Gullion, 1993). Jedny z nejstarších lyží, které jsou stále v dobrém stavu, byly nalezeny v Hotingu (Švédsko) a jsou přibližně 3500 let staré. První zdokumentovaný veřejný závod v běhu na lyžích se konal v Tromsø (Norsko) v roce 1843 (Clifford, 1992). V roce 1924 na prvních Zimních olympijských hrách v Chamonix byl běh na lyžích první částí olympijského programu. V té době byla založena Mezinárodní lyžařská federace (FIS), což vedlo k růstu počtu závodů. Do 80. let 20. století se při závodech používala klasická technika. V roce 1972 začali lyžaři praktikovat novou techniku nazývanou „Siitonenův krok“ jakožto typ jednostranného bruslení využívaný v závěrečném spurtu. Od této chvíle byla využívána i technika oboustranného bruslení, která se ukázala být až o 20 % rychlejší než tradiční klasická technika (Bilodeau et al., 1991). Na Mistrovství světa v Seefeldu v roce 1985 obsadili medailové pozice závodníci, kteří aplikovali techniku bruslení. Od té doby se závody jezdí buď klasickým, nebo bruslařským stylem. V dnešní době měří tratě na světovém poháru, mistrovství světa a olympijských hrách od 1 do 50 km. Podíváme-li se zpět do historie a dnešní doby, běh na lyžích prošel obrovským vývojem. Výkony v závodech za posledních sto let doznaly velkého růstu v rychlosti lokomoce na lyžích (od přibližně  $4:15 \text{ min} \cdot \text{km}^{-1}$  mezi roky 1900 a 1950 až po  $2:30 \text{ min} \cdot \text{km}^{-1}$  v 90. letech 20. století (Street, 1992). Dnešní lyžaři sprinteři jsou schopni jet v kvalifikačním kole sprintu rychlostí  $10 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ , což odpovídá  $1:40 \text{ min} \cdot \text{km}^{-1}$  (Stöggl et al., 2008a). Toto zvýšení rychlosti lokomoce je založené na velkém pokroku v lyžařském materiálu (lyže, vázání, hole, boty, vosky, atd.), lyžařské technice, lepší přípravě lyží a tratí a důkladnějším a vědeckém přístupu k tréninku, který nyní převažuje.

## 2.2 Charakteristika běhu na lyžích

Běh na lyžích jako forma lokomoce využívá pasivní lokomoční nástroje, lyže a hole, jejichž hybnost je dána zapojením svalů horní a dolní části těla. Tím je umožněn pohyb na sněhu s nižším energetickým výdejem než při chůzi a běhu (Minetti, 2004).

Běh na lyžích všestranně a harmonicky rozvíjí funkční zdatnost organismu. Při běhu na lyžích jsou do pohybu zapojeny takřka všechny větší svalové skupiny, přičemž nedochází k přetížení, namožení nebo opotřebení pohybového systému. Zatěžovány jsou vydatně rovněž vnitřní orgány (Chovanec, 1976). Běh na lyžích je nejstarší lyžařská disciplína. Mezi lidmi se těší velké oblibě, je jednou z nejrozšířenějších pohybových aktivit, ať již v podobě výkonnostního sportu, rekreačního lyžování nebo lyžařské turistiky (Dvořák et al., 1992). Výhodou této lyžařské disciplíny je, že nemusí být vázána na upravené běžecké tratě 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). Podle mnoha fyziologů a vědců je běh na lyžích nejlepší aerobní pohybovou aktivitou, při níž se na lokomoci podílí horní i dolní končetiny. Koordinační podstata pohybu je dobrým základem i pro provozování rekreačního sportu. Běh na lyžích je užíván v institucionální tělesné výchově, slouží jako nespecifický tréninkový prostředek pro rozvoj vitálních i somatických funkcí v celé řadě dalších sportovních odvětví. Běhu na lyžích lze využít v různých úrovních dovednosti - od chůze na lyžích ve dvouoporovém postavení až po dokonale zvládnutou techniku, blížící se technice výkonnostních sportovců (Hottenrott & Urban, 2004). Strmá křivka učení, nízké procento zranění a přirozené pohyby umožňují lidem různé věkové, pohybové i zájmové úrovně lokomoci na lyžích. Dokonce batolata, která se teprve učí chodit, mohou začít využívat pohyb na lyžích (Andersen & Nymoén, 1995). Díky absenci rázů při došlapu na patu, ke kterým dochází při chůzi, je běh na lyžích vhodným prostředkem postrehabilitačního pohybového režimu (Kračmar, Chrástková, Bačáková et al., 2016).

Výkon v běhu na lyžích je determinován komplexem fyziologických a biomechanických vztahů. Bez ohledu na délku tratě je běh na lyžích vytrvalostní sport, vyžadující velmi vysokou aerobní sílu a kapacitu. Vzhledem k dlouhodobému výkonu



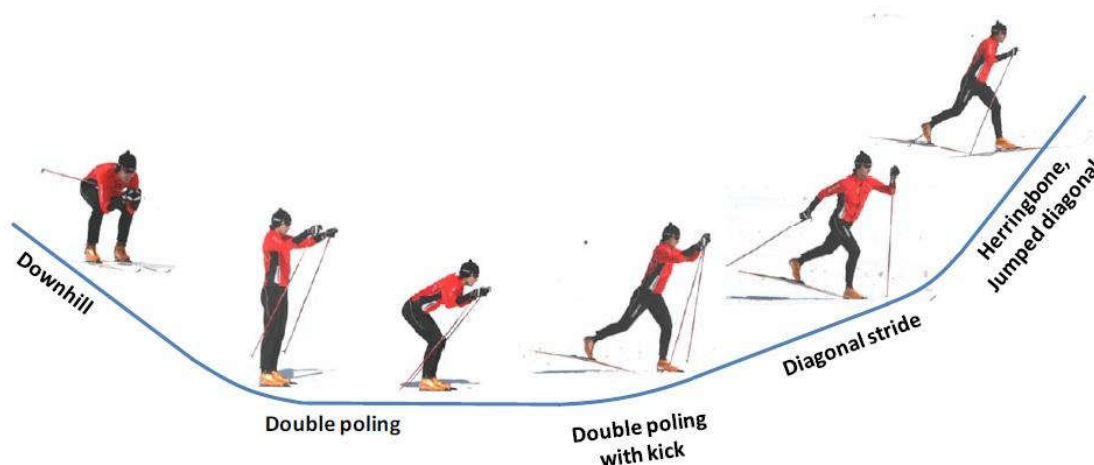
není možné udržet maximální spotřebu kyslíku ( $VO_2 \text{ max}$ ), která dosahuje u světové elity hodnot vyšších než  $80 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ . Důležitá je však schopnost lokomoce při vysokém frakčním využití maximální spotřeby kyslíku a schopnost odolávat únavě (Saltin, 1997). Srdeční 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  $\text{mmol.l}^{-1}$ . Po závodě na 50 km se koncentrace laktátu pohybovala v rozmezí 3-4  $\text{mmol.l}^{-1}$  (Rusko, 2003). 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).

### **2.3 Charakteristika jednotlivých technik běhu na lyžích**

Rozlišujeme dvě základní techniky běhu na lyžích, klasickou a techniku bruslení. Standartní technikou v závodním běžeckém lyžování byla klasická technika až do 80. let 20. století, kdy byla zavedena technika bruslení. Technika bruslení je rychlejší než klasická technika, což vedlo k úsilí zachránit tradiční techniku před úpadkem až vymizením. Závody se tedy nyní jezdí volnou technikou, ve které je bruslení povoleno a klasickou technikou, ve které je zakázáno. Každá technika zahrnuje až pět sub-technik. K nim můžeme ještě přiřadit techniku při změně směru jízdy a při sjezdu, které jsou společné oběma technikám běhu na lyžích. V následujícím popisu jednotlivých technik budeme vycházet z terminologie následujících autorů (Bergh & Forsberg, 1992a; Bilodeau et al., 1992; Boulay et al., 1995; Hottenrott & Urban, 2004; Nilsson et al., 2004a; Pellegrini et al., 2013; Psotová, 2007; Sandbakk et al., 2015; Skard, 1986; Stöggl et al., 2008b; Stöggl, 2010c; Stöggl et al., 2014; Tonnessen & Sandbakk, 2012).

### 2.3.1 Klasická technika

Klasická technika je původní technikou běhu na lyžích. Je charakteristická odrazem z plochy lyže a postavením lyží ve směru pohybu. Lyže se při odrazu zastavuje. Klasifikace jednotlivých sub-technik je poměrně jednotná a jejich aplikace závisí na profilu tratě (obr. 1).



**Obrázek 1: Aplikace jednotlivých způsobů běhu na lyžích klasickou technikou podle typu terénu (Stöggl, 2010c). České ekvivalenty názvů jednotlivých technik jsou uvedeny bezprostředně v následujícím textu.**

Bergh & Forsberg (1992a), Bilodeau et al. (1992), Nilsson et al. (2004a), Pellegrini et al. (2013), Sandbakk et al. (2015), Stöggl (2010c), Tonnessen & Sandbakk (2012) aj. se shodují na následujících způsobech běhu:

- *sjezd (downhill)* – je charakteristický absencí propulzní síly v důsledku působení gravitace;
- *soupažný běh prostý (double poling – DP)* – je charakteristický synchronním a symetrickým pohybem paží (a holí). 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 (Holmberg et al., 2005). Celý pohyb se děje primárně v sagitální rovině. Soupažný běh prostý je převážně využíván na rovině a v mírném klesání, nicméně vrcholoví běžci jsou schopni této techniky i ve stoupání;

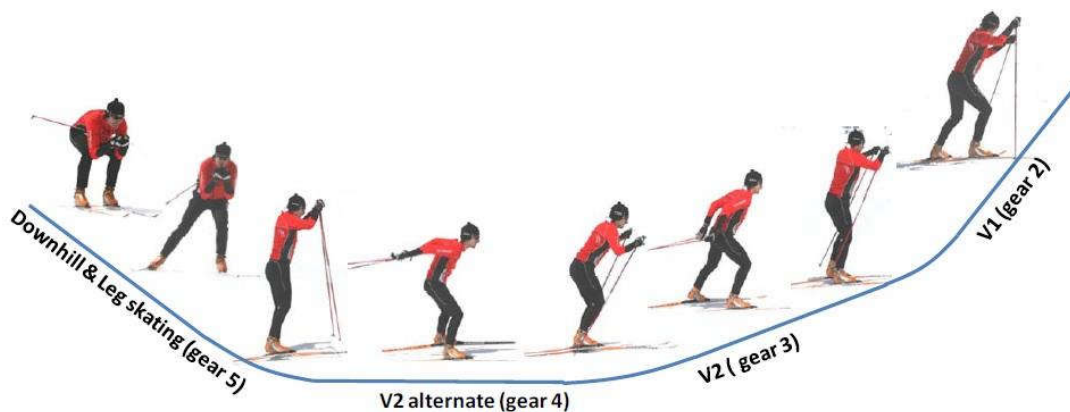
- *soupažný běh jednodobý (double poling with kick)* – pohyb paží je podobný jako u soupažného běhu prostého, ale dolní končetina vykonává odraz (většinou se pravidelně střídá levá a pravá dolní končetina) během každé fáze přenosu holí vpřed. Propulzní síla tedy vzniká střídavě odpichem a následně odrazem. Pohybový cyklus je rozdělen na fázi odpichu (flexe a následná extenze horní končetiny v loketním kloubu) a fázi přenosu holí vpřed (Horyna et al., 2012);
- *střídavý běh dvoudobý (diagonál stride)* – tento způsob běhu na lyžích se využívá jak na rovině (rekreační pojetí), tak i v mírném až prudším svahu. Horní končetina vykonává odpich a dolní končetina odraz diagonálně, přičemž odpich je proveden zároveň s odrazem na kontralaterální straně těla. Pohyb dolní končetiny zahrnuje odraz, švih, skluz a přípravnou fázi. Pohyb horních končetin je rozdělen na fázi odpichu (flexe a následná extenze horní končetiny v loketním kloubu) a fázi přenosu holí vpřed. Vähäsöyrinki et al. (2008) definuje následující čtyři fáze (pro pravou dolní končetinu): 1) prostý skluz - od dokončení odrazu levou dolní končetinou po zapíchnutí levé hole do sněhu (není vytvářena žádná propulzní síla); 2) skluz s odpichem – od zapíchnutí levé hole do sněhu do bodu, kdy je nejnižší reakční síla podložky na levou nohu ve vertikálním směru bezprostředně před prudkým zvýšením této síly; 3) přenos hmotnosti těla pro odraz – od bodu nejnižší reakční síly podložky na levou nohu do bodu nulové hodnoty horizontální komponenty pravé nohy (bod, ve kterém extenze v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu zastaví odrazovou lyži v dopředném směru a začíná působit síla v zadním směru); 4) odraz – od bodu nulové hodnoty horizontální komponenty pravé nohy do bodu odrazu pravé dolní končetiny. Tato technika běhu koresponduje s přirozenou lidskou lokomocí – chůzí a během;
- *stoupavý běh - skok (jumped diagonal)* – stoupavý běh (skok) jako verze střídavého běhu dvoudobého je využíván v prudkých stoupáních, kde by lyžař už normálně využil oboustranného odvratu (stromečku), anebo při maximálních rychlostech. Pokrok v této technice byl zaznamenán díky sprintovým závodům, ve kterých někteří závodníci využili této techniky charakteristické vysokou frekvencí (počtem pohybových cyklů za minutu) a díky tomu i vysokou rychlostí v prudkých stoupáních (např. Emil Jönsson a Jens Arne Svartedal na světovém poháru ve sprintu v Kuusamo 2006). Lyžař využívá stejný koordinační pohybový vzor pro

dolní a horní končetiny jako u střídavého běhu dvoudobého ale bez skluzové fáze. Krátká švihová fáze po odrazu dolní končetiny imituje techniku běhu (skoků) s holemi v létě (Stöggli et al., 2011). Tato technika běhu rovněž koresponduje s přirozenou lidskou lokomocí – chůzí a během;

- *oboustranný odvrát – stromeček (herringbone)* – lyžař pokládá lyže na sněhu v odvratu (písmeno V) podobně jako při bruslení. Práce dolních a horních končetin probíhá diagonálně. Odraz z dolní končetiny je prováděn ze strany a zezadu. Na rozdíl od oboustranného bruslení střídavého není dovolena skluzná fáze. Této techniky se využívá převážně v prudkých stoupáních, v únavě, při podkluzování nebo při snaze udržet nižší intenzitu ve stoupání (např. při dlouhém vytrvalostním tréninku). Tato technika běhu nejvíce koresponduje s přirozenou lidskou lokomocí – chůzí a během, protože chybí fáze skluzu.

### **2.3.2 Technika bruslení**

Technika bruslení je charakteristická odrazem z vnitřní hrany lyže, která je v odvratném postavení a lyže se při odrazu pohybuje. Existuje několik terminologických variant pro jednotlivé sub-techniky, ale zatím není žádná mezinárodně uznávaná konvence při jejich pojmenování. V závodním lyžování se nejčastěji využívá pět sub-technik, nazývané též „stupně rychlosti“ („gears“) G1-5 (Nilsson et al., 2004a). Nejnižší stupně jsou využívány ve stoupání, zatímco nejvyšší na rovině či v klesání s vysokou rychlostí nebo sněhovými podmínkami s nízkým koeficientem tření (obr. 2).



**Obrázek 2: Aplikace jednotlivých způsobů běhu na lyžích technikou bruslení podle typu terénu (Stöggl, 2010c). České ekvivalenty názvů jednotlivých technik jsou uvedeny bezprostředně v následujícím textu.**

Na tomto členění se dále shodují též Bergh & Forsberg (1992a), Bilodeau et al. (1992), Gnad & Psotová (2005), Hottenrott & Urban (2004), Losnegard et al. (2017), Sandbakk et al. (2015), Stöggl (2010c), Stöggl et al. (2014):

- *oboustranné bruslení střídavé* – rychlostní stupeň 1 – tuto techniku popsal Skard (1986) a je využívána především v prudkém stoupání nebo v únavě, kdy lyžař již není schopen použít oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickým pohybem paží (V1). Tato technika je charakteristická diagonálně provedeným odpichem a odrazem, kdy se lyže pokládá na sníh v odvratu a provádí se klasický bruslařský odraz. Na rozdíl od techniky oboustranného odvratu (stromečku) lyže provádí skluz během odrazu;
- *oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickým pohybem paží (V1 – gear 2)* – rychlostní stupeň 2 – tato technika je využívána ve stoupání a je charakteristická asymetrickým a asynchronním odpichem na každý druhý odraz. Na silnější straně dochází k synchronnímu položení lyže a hole na podložku. Ve sprintu používají někteří závodníci modifikaci této techniky v podobě „naskakování“. Provedou skok ve směru pohybu odrazem ze slabší strany a položením lyže a zapíchnutím hole na silnější straně (Stöggl et al., 2010b);
- *oboustranné bruslení jednodobé (V2 – gear 3)* – rychlostní stupeň 3 – je nejčastěji využívané v rovinatém a mírně stoupajícím terénu, při přechodech mezi těmito typy

terénů a ke zvýšení rychlosti akcelerací (např. starty, finiše, sprinty). Tato technika je charakteristická symetrickým a synchronním odpichem na každý odraz,

- *oboustranné bruslení dvoudobé se symetrickým pohybem paží (V2 alternate – gear 4)* – rychlostní stupeň 4 – tato technika je využívána na rovině v mírném klesání se symetrickým odpichem na každý druhý odraz. Na rozdíl od techniky V1 jsou lyže a hole pokládány na sníh v různé časové periodě. Nejdříve dochází ke skluzu, při kterém se začíná provádět odpich;
- *sjezd & oboustranné bruslení prosté (downhill & leg skating – gear 5)* – rychlostní stupeň 5 – technika oboustranného bruslení prostého se využívá převážně na rovině a v klesání, kdy propulzní sílu vytváří pouze odraz. Rychlost lokomoce neumožňuje efektivní využití odpichu.

V souvislosti s rozvojem sprintových disciplín uvádějí Stöggl et al. (2008b), Stöggl et al. (2010b, 2011), Stöggl & Müller (2009) novou techniku bruslení na lyžích nazvanou oboustranné bruslení jednodobé s dvojitým odrazem. Jedná se o modifikaci oboustranného bruslení jednodobého a bývá používána při vysokých rychlostech a v mírném stoupání. Tato technika byla transformována z rychlobruslení na kolečkových bruslích do běhu na lyžích. Dvojitý odraz zahrnuje dva odrazy propulzní dolní končetinou. Během prvního odrazu lyže směřuje vpřed nebo mírně mediálním směrem v porovnání s mírně laterálně orientovanou lyží a prostým skluzem při oboustranném bruslení jednodobém. Následující druhý odraz je proveden podobně jako při oboustranném bruslení jednodobém. Mezi těmito odrazy dochází ke krátké letové fázi, ve které se lyže dostává z mediálního do laterálního směru.

### **2.3.3 Soupažný běh prostý**

Soupažný běh prostý je dynamicky se rozvíjející technika zejména v posledních dvou desetiletích a hraje stěžejní roli ve výkonu v závodě klasickou technikou nejen při hromadných startech, sprintech, spurtech, ale i v závodech na dlouhé distance (Saltin, 1997; Stöggl et al., 2006; Zoppirolli et al., 2015). K tomuto vývoji přispělo několik

faktorů (Holmberg et al., 2005; Stöggli & 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.

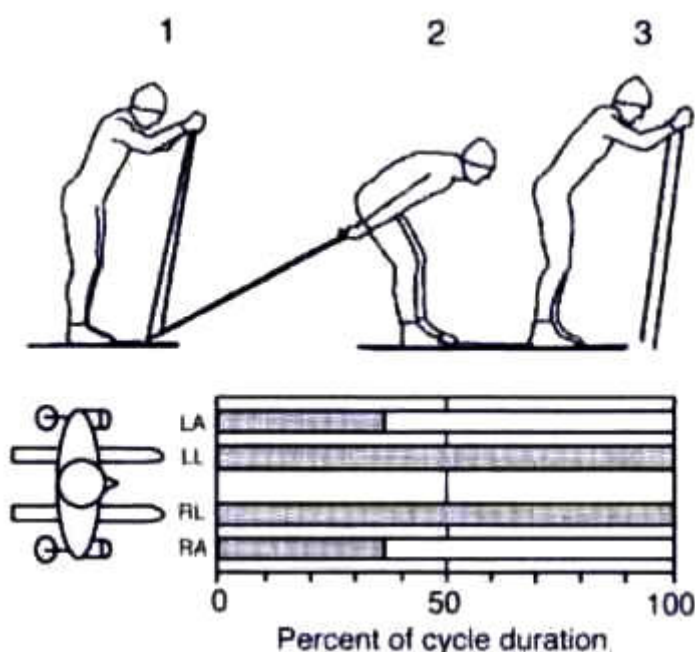
Podle Ilavského & Suka (2005) při soupažném běhu prostém dochází k intenzivnímu odpichování holemi a posun vpřed je výsledkem činnosti práce horních končetin a svalstva trupu. Používá se po startu, při jízdě po rovině i do mírného stoupání, při předbíhání a při závěrečném spurtu. Dochází k dynamické práci svalstva paží jejich zatěžováním, přitahováním hmotnosti trupu k holím. Rozlišuje se základní a sprintérská forma odpichu.

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. 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. 3), (Nilsson et al., 2004a).



**Obrázek 3: Kinogram soupažného běhu prostého. Doplňující graf ukazuje procentuální podíl dané fáze z celého pohybového cyklu (Percent of cycle duration). LA – left arm / levá paže; RA – right arm / pravá paže; LL – left leg / levá noha; RL – right leg / pravá noha; Práce dolních končetin: šedá barva = skluzová fáze; bílá = fáze přenosu vpřed; Práce paží: šedá = odpich; bílá = přenos vpřed (Nilsson et al., 2004a).**

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  $1^\circ$  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  $0^\circ$  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  $2^\circ$  a rychlosti odpovídající 85 % maxima.

#### **2.3.4 Oboustranné bruslení jednodobé (V2)**

V2 patří mezi nejčastěji používané techniky bruslení v závodním lyžování (Andersson et al., 2010). Využívá se zejména v rovinatém a mírně stoupajícím terénu. Boulay et al. (1995) zjišťovali vliv stoupání na úroveň maximální rychlosti při využití V1 a V2. Do sklonu tratě  $3^\circ$  nebyly shledány žádné rozdíly, zatímco při vyšším sklonu bylo významně rychlejší V1. To koresponduje s Kvammem et al. (2005), kteří zjistili signifikantní nárůst energetické náročnosti (a s tím spojený nárůst srdeční frekvence, koncentrace laktátu a spotřeby kyslíku) při lokomoci technikou V2 oproti V1 při vyšším sklonu tratě (od  $5^\circ$  výše) i při konstantním sklonu tratě ( $5^\circ$ ) při rychlostech 2,25 až 3,25 m/s.

Podle Stöggl & Müllera (2009) dochází u V2 k symetrickému a synchronnímu odpichu na každý odraz dolní končetiny. Z hlediska horní části těla pohybový cyklus definují od zapíchnutí holí do dalšího zapíchnutí holí do sněhu. Z hlediska dolních končetin se však jedná o půlcyklus, neboť dojde k odrazu pouze jedné nohy. Pohyb paží

je podobný jako při soupažném běhu prostém. Odrazová fáze začíná se zapíchnutím holí a končí oddálením lyže od sněhu (Stöggl et al., 2008b).

Andersen & Nymoen (1995) popisují oboustranné bruslení jednodobé jako „Eins-eins“ nebo také „Doppeltanz“. Lyži na sněh pokrýváme do mírného odvratu a pod tělo, čímž je usnadněn nástup na tuto lyži do skluzu a přenesení hmotnosti těla. Všechny pohyby směřují ke skluzu a k pohybu lyžaře vpřed. Je to účinný způsob běhu, ale vyžaduje dobrou rovnováhu ve skluzu na jedné lyži, sílu a vytrvalost.

Podle Bolka (2008) jednou za pohybový cyklus nastává situace (výchozí postoj), kdy je hmotnost těla na stojné skluzové noze jedoucí v mírném odvratu, druhá noha je odlehčená a také v mírném odvratu, paže jsou v předpažení a ramena otočená do směru budoucího skluzu nad odlehčenou nohu. Odpich holemi je zahájen dříve než skluz a ukončen dříve než odraz. Velkou část pohybového cyklu tak jede lyžař na jedné lyži. Těžiště těla se v průběhu odrazu přesunuje z odrazové lyže nad skluzovou a dokončení přenosu je v okamžiku zrcadlového výchozího postoje. Pohybový cyklus rozdělují na fázi pasivního skluzu, která je od okamžiku zahájení skluzu do začátku odrazu a lyže jede po ploše skluznice, a na fázi aktivního skluzu neboli odrazu.

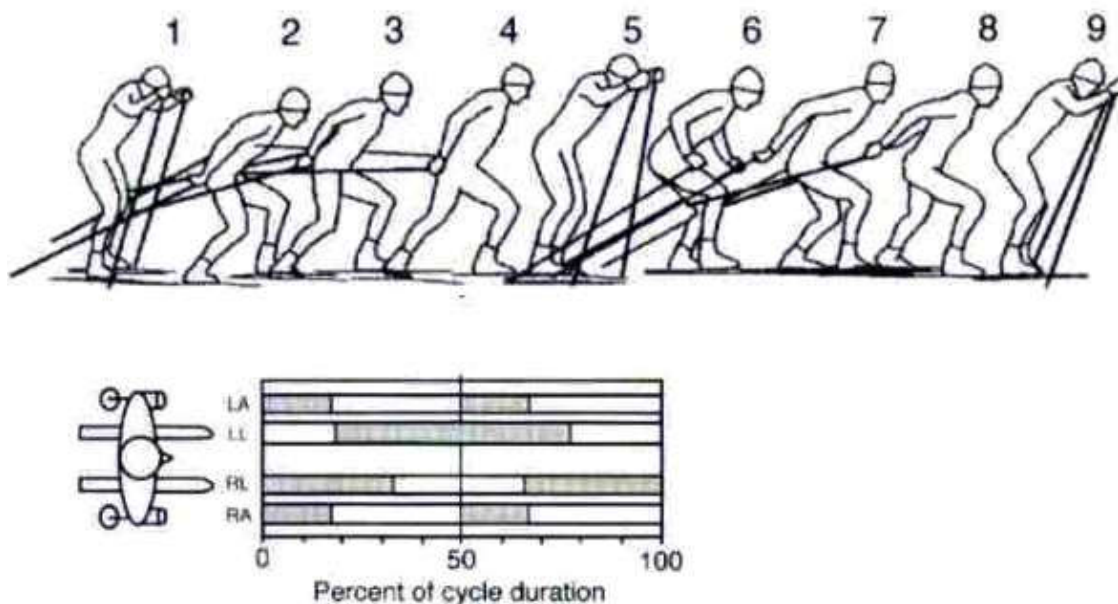
Dvořák et al. (1992) uvádí, že pasivní fáze skluzu trvá přibližně stejně dlouho jako aktivní fáze. Nepochází v ní ke zrychlení, ve skluzu se naopak rychlost snižuje. Proto je tato fáze náročná především na dynamickou rovnováhu. K udržení rovnováhy napomáhá vedení paží s holemi spodním obloukem vpřed a vyšší rychlost.

Gnad & Psotová (2005) popisují V2 jako základní a fyzicky nejnáročnější způsob bruslení na lyžích. Na základní postoj navazuje soupažný odpich, odraz z vnitřní hrany zatížené lyže a přenesení hmotnosti těla na druhou lyži do skluzu. V průběhu odpichu se trup otáčí nad novou skluzovou lyži. S ukončením odpichu je předklon trupu největší, pak následuje odraz. Pohybový cyklus dělí na tři fáze – skluz se zvyšováním, skluz se snižováním a odraz. Ohraničení jednotlivých fází je v okamžiku zapíchnutí holí do sněhu, položení nové skluzové lyže na sněh a při oddálení odrazové lyže od podložky.

Hottenrot & Urban (2004) popisují oboustranné bruslení jednodobé jako „Skating – Symmetrisch 1:1“. Odpich, odraz a skluzová fáze na levé a pravé straně jsou stejné. Tento způsob vyžaduje velmi dobrou koordinaci. Jeden pohybový cyklus dělí na tři fáze – přípravnou, odpichu s odrazem a skluzovou.

Ilavský & Suk (2005) popisují provedení odrazu překlopením lyže na vnitřní hranu v průběhu skluzu. Vlastní skluz probíhá na celé ploše skluznice lyže. Bruslařský cyklus lze rozdělit na fáze: příprava na odraz, boční odraz nohy, přenášení hmotnosti těla, skluz v jednooporovém postavení, práce paží, odpich holemi, přenos paží a dolní končetiny do výchozí polohy. Pro výslednou rychlost je velmi důležitá volba úhlu odvratu lyží ( $20^\circ - 30^\circ$ ), rytmus a koordinace práce paží a dolních končetin. Velikost úhlu odvratu by neměla výše uvedené hodnoty překračovat, neboť čím méně se lyžař odchyluje od přímého pohybu vpřed, tím je jeho technika účinnější, tzn. ekonomičtější.

Podle Nilssona et al. (2004a) je fáze odpichu holemi krátká a zabírá pouze 30 % z celého cyklu, zatímco fáze skluzu trvá přibližně 60 % délky pohybového cyklu (obr. 4).



**Obrázek 4: Kinogram oboustranného bruslení jednodobého (V2). Doplňující graf ukazuje procentuální podíl dané fáze z celého pohybového cyklu (Percent of cycle duration). LA – left arm /levá paže; RA – right arm/pravá paže; LL – left leg/levá noha; RL – right leg/pravá noha; Práce dolních končetin: šedá barva = odraz; bílá = fáze přenosu vpřed; Práce paží: šedá = odpich; bílá = přenos vpřed (Nilsson, et al., 2004a).**

Biomechanickému hledisku lokomoce při oboustranném běhu jednodobém se věnovali Losnegard et al. (2017), Myklebust et al. (2014), Sandbakk et al. (2013), Sandbakk et al. (2015), Smith et al. (2009). Losnegard et al. (2017) zjistili, že podobně

jako u soupažného běhu prostého (Holmberg et al., 2005) dochází u V2 na rozdíl od V1 před fází odpichu ke zvýšení těžiště těla extenzí v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu. Za pomoci gravitace a flexe ve výše uvedených kloubech následuje snížení těžiště těla, a tím přeměna potenciální energie v kinetickou. Soupažný odpich při V2 je tedy více podobný soupažnému odpichu při paralelním postavení lyží než soupažný odpich při V1. Myklebust et al. (2014) uvádí délku pohybového půlcyklu při V2 0,969 s při rychlosti 3 m/s a sklonu 4°. Délka fáze odpichu je 0,373 s, což činí 38,5 % délky pohybového půlcyklu. Sandbakk et al. (2013) porovnávali techniku bruslení s holemi a bez holí. Úhel v kyčelním kloubu byl shodně u obou lokomocí největší ve fázi před zapíchnutím holí (169°), po ukončení odpichu při bruslení s holemi byl 123° a při bruslení bez holí 114°. Maximální rychlost lokomoce s holemi byla až o 15 % vyšší<sup>3</sup> a maximální spotřeba kyslíku o 10 % vyšší. Použití holí tedy zvyšuje efektivitu pohybu, neboť umožňuje menší rozsah pohybu v kyčelním, kolenním i hlezenním kloubu a menší úhel odvratu lyží. Délka pohybového půlcyklu při V2 za použití holí činila 0,877 s při rychlosti 4,2 m/s a sklonu 2°. Horyna et al. (2014) uvádí délku PC při V2 1,18 s. Sandbakk et al. (2015) porovnávali vybrané kinematické charakteristiky V2 a soupažného běhu prostého. Maximální rychlost lokomoce při V2 byla o 14 % vyšší a délka pohybového cyklu o 30 % vyšší. Při submaximální intenzitě a stejných rychlostech lokomoce byla u V2 délka pohybového cyklu o 16 % větší. Smith et al. (2009) porovnávali, jak odraz a odpich při bruslení přispívají k vytváření propulzní síly. Zjistili, že odpich probíhá pod příznivějším úhlem než odraz, a proto větší podíl síly odpichu než odrazu se přemění do propulzní složky. K vytvoření propulzní síly u techniky V2 přispívá odpich více než u V1. Z fyziologického hlediska však díky větší svalové hmotě dolní končetiny spotřebovávají více kyslíku než horní končetiny, přestože například u soupažného běhu prostého nevytváří žádnou propulzní sílu (Calbet et al., 2005).

---

<sup>3</sup> Z toho vyplývá vzájemná závislost, jak horní a dolní část těla přispívají k vytváření propulzní síly. Pokud se zapojují do lokomoce současně, nemůže být kapacita horní a dolní části těla plně využita.

### 2.3.5 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. Během cvičení na SkiErgu byla EMG aktivita m. latissimus dorsi, m. pectoralis major a m. rectus abdominis nižší, ale aktivita m. triceps brachii vyšší než při soupažném běhu prostém. Významný byl rozdíl v preaktivaci m. rectus abdominis (0,12 s). Během cvičení na SkiErgu se svaly aktivovaly 0,09 s před zatažením rukojeti (7,7 % PC) a 0,21 s před počátkem odpichu v případě soupažného běhu prostého (21 % PC), u kterého Holmberg et al. (2005) zjistili velkou preaktivaci břišních svalů sloužící pro větší stabilizaci trupu před fází odpichu.

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

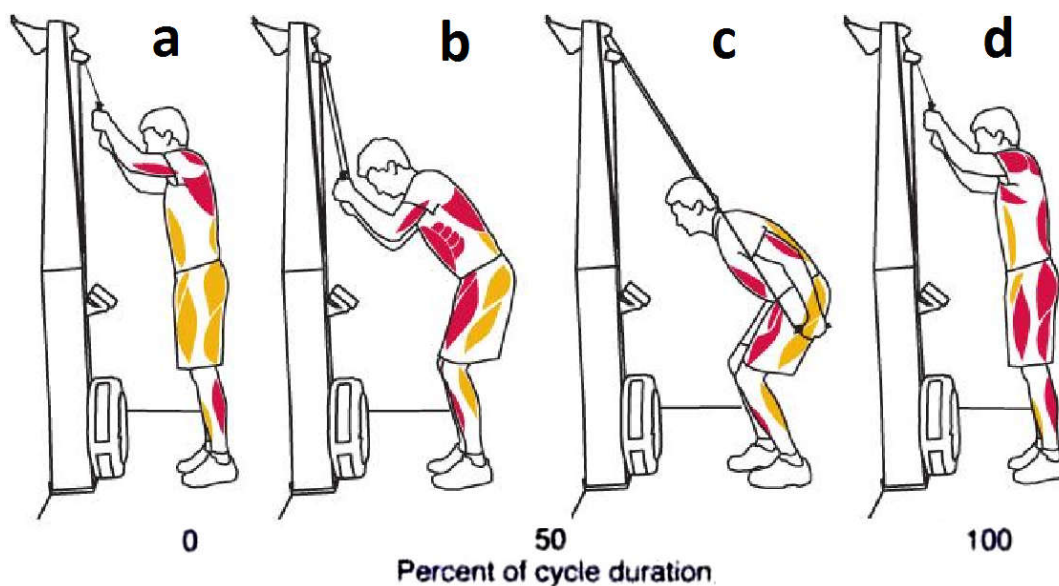
v aerodynamické brzdě a dále větším rozsahem pohybu v loketním a ramenním kloubu, který je daný elastickým mechanismem zpětného návratu držáků na SkiErgu.

Tento velký rozsah pohybu paže může vysvětlovat vysokou míru aktivace m. latissimus dorsi během první poloviny fáze odpichu, který působí jako extenzor v ramenním kloubu. Velká flexe trupu zase objasňuje vysokou míru aktivace m. rectus abdominis. 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. 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. 5) 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) Zatážení 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 5: 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 Tělesné složení lyžaře běžce

Na výkon v běhu na lyžích jsou kladeny požadavky produkce specifické síly po dlouhou dobu. V porovnání s běžci atlety nebylo u lyžařů běžců provedeno mnoho antropometrických studií. Rusko (2003) uvádí elitního běžce na lyžích jako mezomorfa s vyšším množstvím tuku v porovnání s ostatními sportovci. Bergh & Forsberg (1992b) zjistili nepřímou úměru mezi relativním množstvím tuku a výkonem na dlouhých tratích při klasickém způsobu běhu na lyžích. Dále předpokládají, že těžší a svalnatější běžec na lyžích bude mít výhodu na dlouhých tratích, zvláště v rovinatém terénu. Podobně důležitost svalové hmoty na výkonu potvrdili Larsson & Henriksson-Larsen (2008), kteří zjistili přímou úměru mezi absolutním množstvím svalové hmoty a výkonem na 10 km volnou technikou v závodech juniorů. Dále zjistili, že absolutní množství svalů v pažích ovlivňovalo celkový výkon v závodě a relativní množství svalů v pažích korelovalo s výkonem v kopcovitých pasážích tratě. Holmberg & Nilsson (2008) ukázali, že absolutní silový výkon během 60 sekundového testu na ergometru koreloval s hmotností těla ( $r = 0,84$ ) a výškou postavy ( $r = 0,76$ ). Dále výkon v soupažném běhu prostém na 3 km v rovinaté trati koreloval k hmotnosti těla ( $r = 0,80$ ), ale nekoreloval k výšce postavy ( $r = 0,44$ ). Alsobrook & Heil (2009) zjistili, že hmotnost těla vysoce

koreluje ( $r = 0,90$ ) s výkonem v testu horní části těla na ergometru. Neprovedli však korelaci mezi dalšími antropometrickými údaji (výška, množství tuku) a daným výkonem.

Stöggl et al. (2010a) zjistili, že maximální rychlost lokomoce v soupažném běhu prostém a střídavém běhu dvoudobém byla korelována s proměnnými charakterizujícími tělesné složení a tělesné rozměry, které byly měřeny pomocí skeningu DXA.

#### **2.4.1 Střídavý běh dvoudobý**

Maximální výkon ve střídavém běhu dvoudobém závisel na absolutní a relativní hmotnosti svalstva těla ( $r = 0,58$ ;  $r = 0,76$ ) a nepřímo závisel na absolutním a relativním množství tuku v těle ( $r = -0,57$ ;  $r = -0,71$ ). Velikost svalstva trupu (absolutní a relativní) pozitivně korelovala ( $r = 0,67$ ;  $r = 0,72$ ) a absolutní a relativní množství tuku v trupu negativně korelovalo ( $r = -0,59$ ;  $r = -0,70$ ) s maximálním výkonem ve střídavém běhu dvoudobém. Podíl svalové hmoty horních a dolních končetin vykazuje pozitivní korelaci k maximálnímu výkonu ve střídavém běhu dvoudobém ( $r = 0,72$ ;  $r = 0,54$ ). Pro výkon ve střídavém běhu dvoudobém je tedy důležité vyvinuté svalstvo a malé množství tuku. K podobným závěrům dospěl Larsson & Henriksson-Larsen (2008) při výzkumu techniky bruslení.

Relativní délka horní končetiny a paže ve vztahu k výšce těla vykazovala negativní korelaci ( $r = -0,69$ ;  $r = -0,58$ ) s výkonem ve střídavém běhu dvoudobém. Kratší dolní končetina nebo větší flexe v loketním kloubu přispívají více k maximálnímu výkonu. Horní končetiny neslouží pouze k vytváření propulzní síly přes hole, ale asistují rovněž při odrazu dolní končetiny tím, že stabilizují tělo a zabraňují přepadu. Dále je pravděpodobné, že dlouhé horní končetiny jsou nevýhodné ve vysokých rychlostech, kdy počet pohybových cyklů dosahuje až 75 v jedné minutě (Stöggl et al., 2007). Z biomechanického hlediska je přenos paže vpřed při vysoké frekvenci pohybových cyklů ulehčen nízkou setrvačností paže.

Největší prediktor maximální rychlosti střídavého běhu dvoudobého v mnohonásobné regresní analýze je relativní podíl svalstva (45 %). Spolu s relativní



délkou holí dosahuje tento prediktor 73 %. Ostatní signifikantní proměnné se neobjevily v regresní rovnici pro predikci maximální rychlosti ve střídavém běhu dvoudobém.

#### 2.4.2 Soupažný běh prostý

Hmotnost těla, BMI a celkové množství svalstva v těle pozitivně korelovaly s maximální rychlostí při soupažném běhu prostém ( $r = 0,57$ ;  $r = 0,66$ ;  $r = 0,69$ ), což odpovídá dřívějším výzkumům (Holmberg et al., 2005), kteří popsali vývoj moderního soupažného běhu prostého jako dynamického pohybu, který více využívá hmotnosti těla k vytvoření propulzní síly. Dále výsledky odpovídají starším zjištěním Bergha (1987), který předpokládal, že těžší, ale svalnatější běžci na lyžích jsou ve výhodě především na rovině, kde je tato technika nejčastěji zařazována.

Výhodou v soupažném běhu prostém je velká hmotnost trupu v kombinaci s velkou hmotností svalstva trupu (absolutně i relativně). Korelace těchto tří proměnných s maximální rychlostí při soupažném běhu prostém byla  $r = 0,53$ ;  $r = 0,55$ ;  $r = 0,75$ . Naopak relativní množství tuku v trupu s maximální rychlostí korelovalo negativně ( $r = -0,55$ ). Trup slouží k vytváření propulzní síly, zatímco velká hmotnost distálních částí těla vzhledem k opakované flexi trupu (typické pro soupažný běh) naopak omezuje pohyb (nevýhodná velká hmotnost hlavy a krku). To odpovídá staršímu výzkumu, který považuje jako nevýhodnou nadměrnou hmotnost distálních částí končetin, což zvyšuje energetický výdaj (Myers & Steudel, 1985). Důležitost svalstva trupu odpovídá výzkumu elitních běžců na lyžích, kde se potvrdil velký význam svalstva trupu pro výkon v soupažném běhu prostém (Holmberg et al., 2005). Trénink elitních lyžařů vede ke svalové adaptaci na aerobní úrovni (více kapilárních cév a mitochondrií), ale současně též ke svalové hypertrofii, což se dříve potvrdilo na m. triceps brachii (TRI) při dvaceti týdenním tréninku zvýšeného zařazení soupažného běhu prostého (Terzis et al., 2006).

Největší prediktor maximální rychlosti soupažného běhu prostého v mnohonásobné regresní analýze je relativní délka hole (60 %). Spolu s relativní hmotností hlavy, relativní hmotností tuku v trupu a BMI dosahuje tento prediktor 98 %.

Ostatní signifikantní proměnné se neobjevily v regresní rovnici pro predikci maximální rychlosti v soupažném běhu prostém.

### 2.4.3 Délka holí

O délce holí se v běžeckém lyžování často diskutuje. Stöggl et al. (2010a) zjistili, že relativní délka holí (% výšky těla) pozitivně koreluje jak s výkonem při soupažném běhu prostém tak i při střídavém běhu dvoudobém ( $r = 0,77$ ;  $r = 0,60$ ), ale absolutní délka holí nekoreluje ani u jedné z nich ( $r = 0,29$ ;  $r = 0,05$ ). Relativní délka hole byla jediná proměnná, která byla součástí mnohonásobné regresní analýzy pro obě techniky. Onasch, Killick & Herzog (2017) zkoumali vliv délky holí na energetický výdej a kinematické charakteristiky u DP. Délka holí pozitivně korelovala s délkou odpichu, délkou přenosu holí a propulzním impulzem v průběhu PC. Negativně korelovala s frekvencí odpichu a spotřebou kyslíku, což snižuje metabolické nároky. Nilsson et al. (2003) na základě simulace odpichu s jednou dlouhou holí zjistili, že efekt použití dlouhé hole souvisí s vyšším propulzním silovým impulzem a delší fází odpichu. Kladný efekt použití delších holí při střídavém běhu dvoudobém by však měl být podroben dalšímu zkoumání. Při dynamickém pohybu se zkráceným přenosem paží při maximální rychlosti střídavého běhu dvoudobého na rozdíl od pohybu nižší rychlostí je výhodnější použití delších holí. Použití příliš dlouhých holí při střídavém běhu dvoudobém v nižších rychlostech však narušuje pohybový vzorec mezi horními a dolními končetinami tím, že při kyvadlovitém pohybu paže vpřed přijde špička hole předčasně do kontaktu s podložkou. Zároveň se pohybový stereotyp mění ve prospěch horních porcí svalu m. trapezius, což jak známo není příliš vhodné („propadlá ramena“, zvýšená aktivace mm. sternocleidomastoidei, mm. scaleni s tendencí k tzv. hornímu zkříženému syndromu podle Jandy s předsunutou hlavou a zvýrazněnou krční lordózou). Příliš dlouhé hole jsou příčinou destabilizace práce pletence ramenního a vnějšího vytočení hole mimo sagitální rovinu. Nezbytnou podmínkou pro užití výšce postavy odpovídajících delších holí je dostatečná silová a technická příprava.

#### 2.4.4 Rozměry těla

Stöggl et al. (2010a) použili k analýze vybraných částí těla (délka kostí, šířka pánve a ramen) skeningu DXA. S výjimkou negativního vztahu mezi délkou horní končetiny a výkonem ve střídavém běhu dvoudobém žádná z měřených proměnných týkající se rozměrů těla neměla významný vztah k maximální rychlosti lokomoce u obou technik (korelace výkonu s tělesnou výškou byla  $r = -0,03$ ;  $r = -0,16$ ). Vzhledem k tomu, že rozměry těla (délky kostí a segmentů) jsou primárně ovlivněny geneticky a zároveň nejsou faktory ovlivňující výkon, může vrcholové úrovně v běhu na lyžích dosáhnout sportovec s různou dimenzí těla. To potvrzují data lyžařských federací, která vykazují širokou škálu ve výšce a rozměrech těla elitních běžců na lyžích<sup>4</sup>, zatímco jiné sporty jako běhy nebo veslování vykazují omezující škálu v antropometrických proměnných úspěšných elitních sportovců (Reilly et al., 1990). Jedním z vysvětlení může být využití různých technik v různých profilech tratě a možnost vykompenzovat malou hmotnost a výšku zvýšenou frekvencí neboli množstvím propulzních impulsů v běhu na lyžích.

#### 2.5 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; Boulay et al., 1995; Fabre et al., 2010; Holmberg & Nilsson, 2008; Lindinger et al., 2009; Nesser et al., 2004; Nilsson et al., 2004b; Stöggl et al., 2007; Stöggl & Holmberg, 2016; Terzis et al., 2006; Zoppirolli et al., 2017).

---

<sup>4</sup> Thomas Wasberg (velmi malá a subtilní postava s vysokou frekvencí kroku) a Juha Mieto (typický severský obr s velmi nízkou frekvencí kroku) dosáhli na Zimních olympijských hrách v Lake Placid v roce 1980 v běhu na 15 km téměř stejného času. Rozdíl byl 0,01 sekundy ve prospěch Thomase Wasberga. Běželo se klasickou technikou.

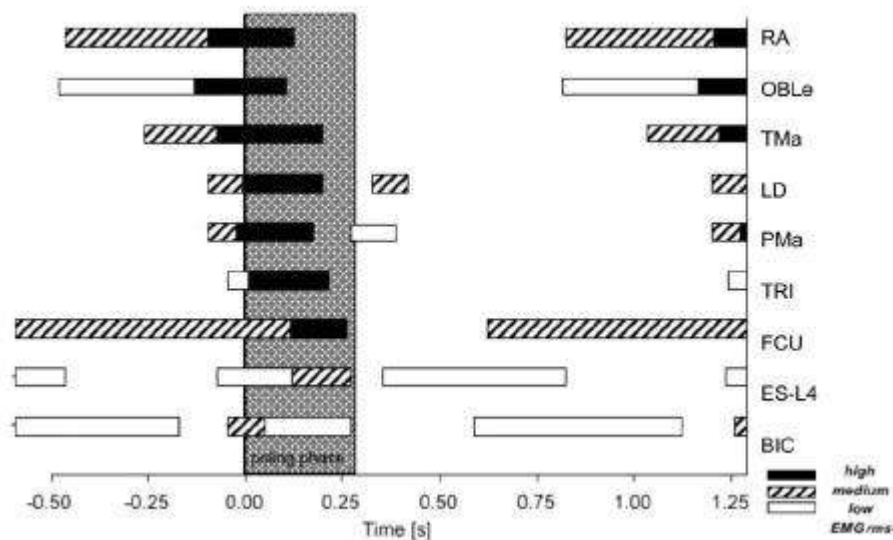
Význam horní části těla vzrostl při zavedení techniky bruslení, kde více než 50 % propulzní síly je realizováno svalovými skupinami trupu a horních končetin (Smith, 1990). Ještě důležitější roli hrají tyto svaly od zavedení sprintových disciplín (Alsobrook & Heil, 2009; Bortolan et al., 2008; Nilsson et al., 2004b). 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 rovinném terénu ( $2,5^\circ$ ) 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. Nilsson et al. (2004b) zjistili, že šestitýdenní tříminutový intervalový trénink třikrát týdně na ski-ergometru signifikantně zvýší maximální spotřebu kyslíku ( $VO_2 \text{ max}$ ), což se nepotvrdilo v případě dvacetisekundových intervalů.

### 2.5.1 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 shledáván ve výzkumu specifických nervosvalových aspektů u různých technik, disciplín (sprint, střední a dlouhé distance) nebo tréninkových prostředků (Stöggl, 2010c).

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) (obr. 6).



**Obrázek 6: Sekvence aktivace a deaktivace svalů horní části těla při soupažném běhu prostém při 85 % maximální rychlosti. Graf začíná od poloviny fáze přenosu holí, následuje odpichová fáze (poling phase) od 0,00 do přibližně 0,25 s a končí opět fází přenosu holí až do počátku další odpichové fáze. Úrovně svalové aktivace**

jsou rozděleny na „vysoká - high“ (černá výplň), „střední - medium“ (šrafovaná výplň) a „nízká - low“ (bílá výplň) (Holmberg et al., 2005). *Označení svalů viz seznam zkratek. Time (s) – čas (s).*

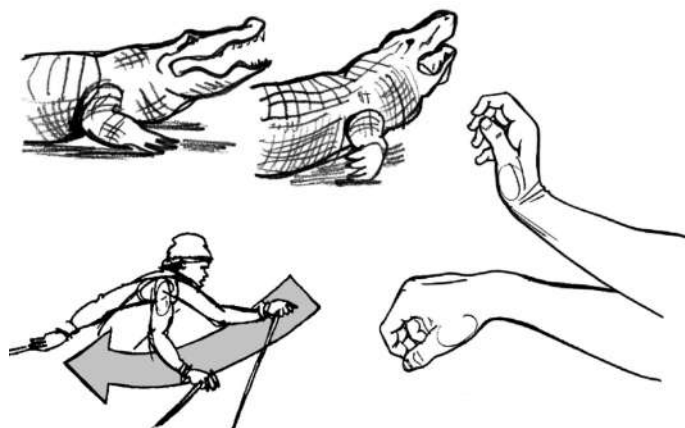
Všechny tyto svaly vykazují vysokou aktivaci během první poloviny odpichové fáze. Poté dochází k deaktivaci téměř ve stejném pořadí, v jakém se aktivovaly („first in-first out“). Nejdříve se začínají deaktivovat břišní svaly v momentě, kdy je úhel v kyčelním kloubu minimální a maximální je síla odpichu, 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 a m. obliquus abdominis externus již před fází odpichu a v první třetině fáze odpichu. Extenzory ramenního kloubu m. teres major, m. latissimus dorsi a m. pectoralis major vykazují střední míru aktivace. M. pectoralis major plní dvě funkce: extenze ramenního kloubu a stabilizační funkce jako antagonistka k m. latissimus dorsi. M. teres major se zapojuje jako důležitý extenzor ramenního kloubu společně s 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). Zajímavostí jsou velké interindividuální rozdíly mezi úrovní zapojení m. latissimus dorsi a m. teres major. Běžec na lyžích zapojuje více buď m. latissimus dorsi nebo m. teres major. Koeficient korelace jejich vzájemného zapojení dosahuje hodnoty -0,70. Toto tvrzení však nestojí na úplně pevných základech. EMG nemůže nikdy změřit sílu svalu. Relativní výkon je poměřován umělým konstruktem – maximální volní svalovou kontrakcí. Rovněž výška amplitudy už vůbec nemůže být použita při intersvalové komparaci (vodivost kůže, pouze lokální umístění elektrody nemonitorující aktivaci celého svalu). Metrické metody měření nejsou už vůbec schopny rozlišit podíl jednotlivých svalů na výsledném pohybu.

Holmberg et al. (2005) rozděluje dvě formy odpichu: A, B. Lyžaři jedoucí technikou A vykazují vysokou hodnotu aktivace m. teres major a střední hodnotu m. latissimus dorsi, zatímco u lyžařů používající techniku B je to naopak. Technika A je charakteristická elevací ramene, menším úhlem v loketním kloubu při odpichu, rychlejší a výraznější flexí loketního a kyčelního kloubu a dynamičtější odpichovou fází. Lyžaři

jedoucí technikou B vykazují výše uvedené charakteristiky v menší míře. Mnoho trenérů se domnívá, že technika A se vyvíjela v posledních dvou desetiletích díky sprintovým disciplínám, kdežto technika B reprezentuje tradiční pojetí.

M. flexor carpi ulnaris vykazuje vysokou aktivaci v poslední části fáze odpichu spojenou s abdukci zápěstí související s malým úhlem odpichu hole a s velkou horizontální silovou složkou. To má pozitivní vliv na tvorbu dopředné propulzní síly. Tato skutečnost souvisí s fylogenezí lokomoce z doby přechodu obratlovců z vodního prostředí na pevný povrch. Obecný princip práce zápěstí při kroku ještěra a při nároku a odrazu (odpichu) při běhu na lyžích ukazuje obr. 7 (Kračmar, Chrástková, Bačáková et al., 2016).



**Obrázek 7: Práce zápěstí při kroku ještěra a při nároku a odrazu (odpichu) při běhu na lyžích (Kračmar, Chrástková, Bačáková et al., 2016)**

Jde o ilustraci zevní rotace ramenního kloubu při nároku a vnitřní rotace při odrazu horní/přední končetiny. S krajními polohami velmi úzce souvisejí polohy zápěstí (akrální části): zevní rotace ramenního kloubu při nároku je svázána s dorzální flexí a radiální dukcí zápěstí a vnitřní rotaci ramenního kloubu při odrazu odpovídá palmární flexe a ulnární dukce zápěstí (proto se při dokončení odpichu holí částečně uvolňuje držení hole, což koresponduje s krokem přední končetiny obojživelníků před 375 miliony lety).

M. flexor carpi ulnaris vykazuje zvýšenou aktivaci ještě ke konci fáze přenosu, kdy pravděpodobně zastavuje dopředný švih holí a připravuje horní končetiny na optimální startovní pozici. Aktivace erector spinae se zvýšila již během druhé poloviny

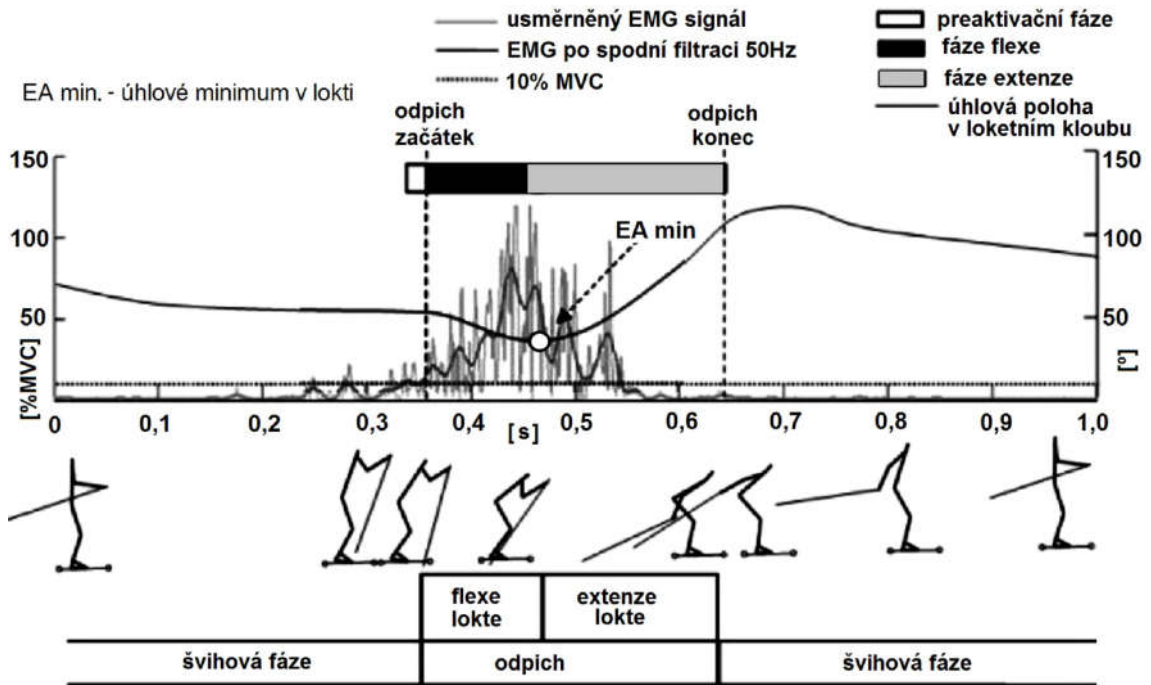
fáze odpichu, přestože k extenzi trupu dochází až ke konci fáze odpichu. Funkce tohoto svalu je posturální, kdy udržuje flektovanou pozici trupu.

Některé studie za pomoci kombinovaných metod analyzují tzv. fázi flexe-extenze mezi jednotlivými segmenty těla při běhu na lyžích (Komi, 1987; Lindinger et al. 2009; Zoppirolli et al., 2013).

Komi (1987) zkoumal pomocí kinematické, kinetické a elektromyografické metody výskyt tzv. fáze flexe-extenze v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu při střídavém běhu dvoudobém a shledal podobný aktivační vzor zúčastněných svalových skupin jako při běhu na rovině mírnou až střední intenzitou. Fáze flexe-extenze je definována jako jev, při kterém koncentrickou kontrakci předchází krátká a rychlá excentrická kontrakce, během které vnější síly prodlužují sval a dochází k tzv. svalové preaktivaci. Při excentrické kontrakci se uchovává energie v šlachovo-svalové struktuře, která se následně v koncentrické kontrakci spotřebovává. Zoppirolli et al. (2013) zjistili při soupažném běhu prostém zřetelnou fázi excentricko-koncentrické kontrakce u hlavních propulzních svalů *m. latissimus dorsi* a *m. triceps brachii*, doprovázené preaktivací daných svalů. Preaktivaci TRI uvádí 3,7 % PC při rychlosti lokomoce 85 % maxima. Dále zjistili podobně jako Nilsson et al. (2013), že dochází v loketním a ramenním kloubu nejdříve ke krátké flexi následovanou extenzí. Našli pozitivní korelaci mezi rychlostí lokomoce a efektivitou fáze flexe-extenze u *m. triceps brachii* a *m. latissimus dorsi* při soupažném běhu prostém. Příčinou je zřejmě vyšší množství elastické energie, které je možné uchovat během fáze flexe a následně spotřebovat během extenze. Při vyšší rychlosti dochází k nervosvalové adaptaci, která umožňuje vytváření větší síly odpichu bez zvýšení svalové aktivace ve fázi extenze výše uvedených svalů. Důležitá je vysoká úhlová rychlost fáze flexe, tj. excentrické kontrakce (Zoppirolli et al., 2013). Při zvýšené intenzitě lokomoce je nezbytné pro rychlou aplikaci síly vyvinout svalovou preaktivaci, aby svalová vlákna měla dostatek času se dostat do pohotovostního režimu. Svalová preaktivace je navíc zřejmě spojena s regulací vertikálního pohybu před dopadem holí do sněhu tak, aby vektor působení směřoval horizontálně a ne vertikálně. Včasná preaktivace působí zároveň jako prevence proti kolapsu kloubu při zapíchnutí holí do sněhu (Lindinger et al., 2009). Trvání fáze preaktivace činila u *m. latissimus dorsi*  $0,06 \pm 0,05$  s a u *m. triceps brachii*



0,04 ± 0,02 s při rychlosti 85 % maxima. V případě m. triceps brachii to odpovídá 4 % délky trvání pohybového cyklu na obr. 8 (Zoppirolli et al., 2013).

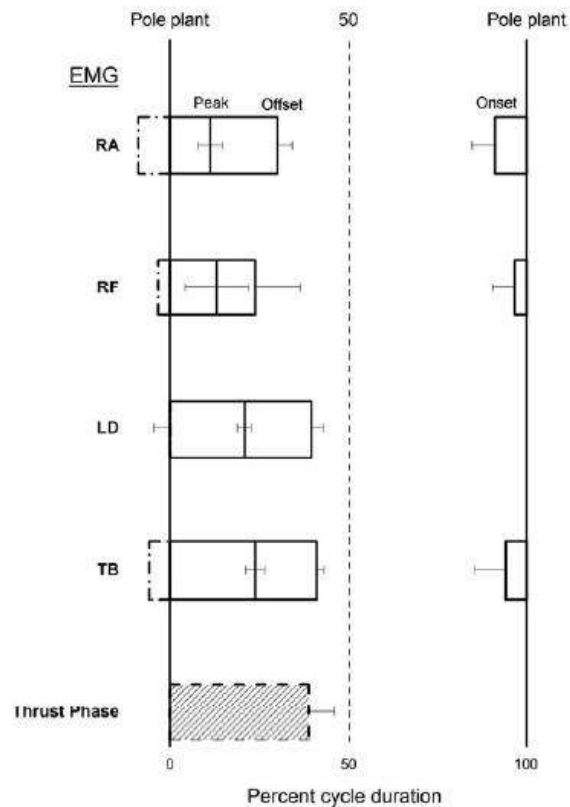


**Obrázek 8:** Schématické zobrazení jednoho pohybového cyklu soupažného běhu prostého. Bílý puntík na křivce, která zobrazuje velikost úhlu v loketním kloubu, označuje minimální úhel v loketním kloubu. Po zapíchnutí holí do sněhu následuje do tohoto bodu fáze flexe a od tohoto bodu fáze extenze až do ukončení odpichu. Fáze preaktivace m. triceps brachii, caput longum začíná při překročení EMG signálu hranice 10 % maximální volní kontrakce (MVC) a končí začátkem odpichu (Zoppirolli et al., 2013).

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 abdominis, m. rectus femoris, 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 kromě m. latissimus dorsi při zvýšení odporu. Dále shledali proximo-distální aktivační sekvenci, kdy vrcholy aktivace zaznamenali nejdříve u svalů blíže těžišti těla (m. rectus abdominis a m. rectus femoris) a následně u m. latissimus dorsi a m. triceps brachii, neboť pro práci distálních svalů musí být nejdříve vytvořeno proximální punctum fixum. K preaktivaci svalů došlo u m. triceps brachii ve výši 6,4 % PC při rychlosti

lokomoce  $3,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (obr. 9). Tato situace souvisí s vytvořením puncta fixa v oblasti trupu pro práci pletence ramenního a paží.

Aktivace a relaxace břišních svalů ovlivňuje dýchací rytmus. Aktivace břišního svalstva při flexi trupu je spojena s výdechem a relaxace při extenzi trupu je spojena s nádechem (Nilsson et al., 2013).



**Obrázek 9:** Sekvence zapojení vybraných propulzních svalů při soupažném běhu prostém při rychlosti lokomoce  $3,6 \text{ m/s}$ . *RA* – *m. rectus abdominis*, *RF* – *m. rectus femoris*, *LD* – *m. latissimus dorsi*, *TB* – *m. triceps brachii*, *Onset* – počátek aktivace svalů, *Offset* – deaktivace svalů, *Peak* – vrchol EMG aktivace svalů, *Pole plant* – počátek odpichu, *Thrust Phase* – fáze odpichu, *Percent cycle duration* - % pohybového cyklu (Nilsson et al., 2013).

Stöggl et al. (2006) aplikovali metodu elektromyografické analýzy k biomechanické validizaci imitačního přístroje pro soupaž (mobilní vozík pro diagnostiku síly horní části těla a trénink) a shledali v aktivní fázi (odpich) podobnou

intenzitu zapojení i timing relevantních svalů jako u soupažného běhu prostého na lyžích.

Suchý & Kračmar (2008) uvádějí, že hlavní rozdíl mezi chůzí a bruslením na lyžích je v zapojení záběrových řetězců pro práci horních končetin při bruslení na lyžích. Lyžař se jakoby vrací ke kvadrupedii vytvořením místa opory i pro horní končetiny. Ve skutečnosti se nemůže jednat o kvadrupedii, protože horní končetiny nezajišťují antigravitační funkci, ale pouze funkci propulzní. Lokomoce ale probíhá v režimu kvadrupedálního lokomočního vzoru. Na pletenci ramenním autoři předpokládají svalovou koordinaci, která má svůj ekvivalent v ontogenetických, ale i fylogenetických formách lidské lokomoce se specifiky vzhledem ke stabilizaci postoje člověka ve vzpřímené poloze. Jediným svalem horní části těla, který se sledoval pro možnost zapojení do kvadrupedálního zkříženého lokomočního vzoru při oboustranném bruslení jednodobém na kolečkových lyžích a lyžích, byl m. latissimus dorsi sin., který reprezentuje záběrový řetězec na zadní straně trupu a zajišťuje odpich holí při odrazu každé dolní končetiny. Ve srovnání s aktivací jiných sledovaných svalů jsou vrcholy jeho aktivace pravidelné. To odpovídá optimálnímu směru vektoru odpichu paží a holí přímo vpřed do směru jízdy. Jediný rozdíl v koordinaci pohybu mezi bruslením na sněhu a na kolečkových lyžích byl zjištěn v timingu zapojení m. gluteus medius (horší stabilita ve skluzové fázi na proměnlivém povrchu na sněhu).

## 2.6 Elektromyografie (EMG)

Elektromyografie je elektrofyziologická metoda umožňující posouzení práce nebo aktivace kosterního svalstva a jeho řízení nerovnovázným systémem. Tato metoda umožňuje pomocí povrchových elektrod registrovat přímou i nepřímou excitabilitu a facilitabilitu svalu či nervu (Rodová et al., 2001).

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).

Zdrojem elektromyografického (dále EMG signálu) signálu je změna membránového potenciálu, po kterém následuje restituce na původní hodnotu. Sekvence těchto změn (depolarizace, repolarizace) se v EMG zobrazuje jako akční potenciál představující nervový vzruch. Záznam těchto sumačních potenciálů se nazývá elektromyogram (Keller, 1999). Nejedná se však o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, ale výsledkem je jejich interference v prostorovém vodiči (sval, kůže, elektrody), jak uvádí Rodová et al. (2001).

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).

### **2.6.1 Elektrody**

Ke snímání elektrických impulzů, resp. pro jejich přenos můžeme použít různé druhy elektrod. Existují jehlové vpichové elektrody, které umožňují snímání signálu z konkrétních svalových vláken a na menších svalových oblastech. Tato invazivní metoda však není vhodná pro měření svalové činnosti při pohybu z důvodu možného poškození svalů, porušení integrity kůže a vzniku nocicepce. Oproti tomu povrchové elektrody umožňují měření svalové činnosti na povrchu těla, kde snímají elektrický signál z okolí elektrody bez porušení integrity kůže. Jedná se tedy o neinvazivní metodu elektromyografie (Windhorst & Johansson, 1999).

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; Kadaňka et al., 1994; Merletti & Parker, 2004).

## 2.6.2 Zesilovače a přístroje sloužící k záznamu signálů

Abychom získali nezkraslený záznam elektrických signálů, které vznikají při činnosti svalů, je nutno použít zařízení schopné zaznamenávat signály až do 10 kHz. Tento záznam může být ovlivněn různými faktory. Například, čím je menší plocha snímacích elektrod, tím je také větší vnitřní odpor zdroje. To také následně vytváří určité požadavky na vstupní odpor přístroje, který je pro snímání takového signálu použit (Kadeřábek, 2008). Současné moderní přístroje jsou schopny zesílit signál s minimálním náborem nežádoucího šumu v rozsahu 0,5  $\mu\text{V}$  až 10  $\mu\text{V}$  na jeden dílek stupnice s cílem maximalizovat poměr odstupů signálu od šumu. Nejdůležitějším mezníkem ve vývoji bylo představení bipolární techniky záznamu. Bipolární zapojení elektrod se používá s tzv. diferenčním zesilovačem, který umí zesílit rozdíl dvou vstupních signálů. Výhodou bipolárního zapojení s diferenčním zesílením je získání záznamu v celé šíři pásma při zvýšení prostorového rozlišení (velikost oblasti záznamu). Typická frekvence je 10 Hz až 20 Hz (horní propust) a mezi 500 Hz až 1000 Hz (dolní propust). Horní propust je důležitá, protože pohybové artefakty jsou tvořeny nízkými frekvencemi (menší než 10 Hz). Dolní propust je vhodná k odstranění vysokých frekvencí, aby se zabránilo tzv. aliasingu. Takovéto zapojení elektrod má za následek pozitivní zvýšení odstupů signálu od šumu (Day, 2002). 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 nejuvěrněji 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 svalu 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 svalu, můžeme považovat za velmi nevěrohodné“.

### 2.6.3 Faktory ovlivňující EMG signál

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

#### *Tkáně*

Elektrická vodivost tkáně se liší dle typu, tloušťky, fyziologické změny a teploty. Tyto podmínky mohou poměrně výrazně ovlivnit naměřené hodnoty (Konrad, 2005). Mezi další faktory, které mohou ovlivnit nábor elektrického potenciálu, patří zejména počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken, hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu, stabilita náboru, rychlost pálení motorické jednotky, viskoelastické vlastnosti svalu a šlachových tkání apod. (De Luca, 1993).

#### *Fyziologické přeslechy*

Jednotlivé svaly mohou produkovat velké množství EMG, který může být zachycen jinými elektrodami, než které jsou určeny pro měřený sval. Tomuto problému je třeba se snažit vyhnout především u úzkých svalových skupin, kde je nutné sval přesně lokalizovat, palpatovat a teprve následně zde, po očištění a odmaštění kůže, umístit elektrodu. Tzv. crosstalk hrozí i při náboru EKG zvláště při EMG sledování horní části těla anebo na změny 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.

#### *Vnější hluk*

Zvláštní péči je třeba věnovat ve velmi hlučném a elektrifikovaném prostředí. Jiné externí elektrické přístroje je třeba velmi dobře uzemnit, aby nedocházelo k rušivým signálům (Konrad, 2005). Každé elektrické zařízení napojené na elektrickou síť vydává

elektrický šum, většinou s dominantní frekvencí okolo 50 Hz nebo 60 Hz, což odpovídá frekvenci elektrické sítě. Oblast frekvence elektrické sítě není programem současných EMG přístrojů úmyslně zaznamenávána. Další možné negativní ovlivnění, může být z elektromagnetického záření na Zemi, jehož amplituda může být až třikrát vyšší než amplituda EMG (Reaz et al., 2006).

#### *Elektrody, zesilovače a zpracování signálu*

Výběr kvality elektrod a zesilovače může mít značný vliv na základní hodnoty EMG signálu. Z tohoto důvodu se doporučují elektrody určené výhradně k měření EMG. Odpor povrchových elektrod by neměl překročit nebo se přiblížit hodnotě 10 k $\Omega$  (Konrad, 2005).

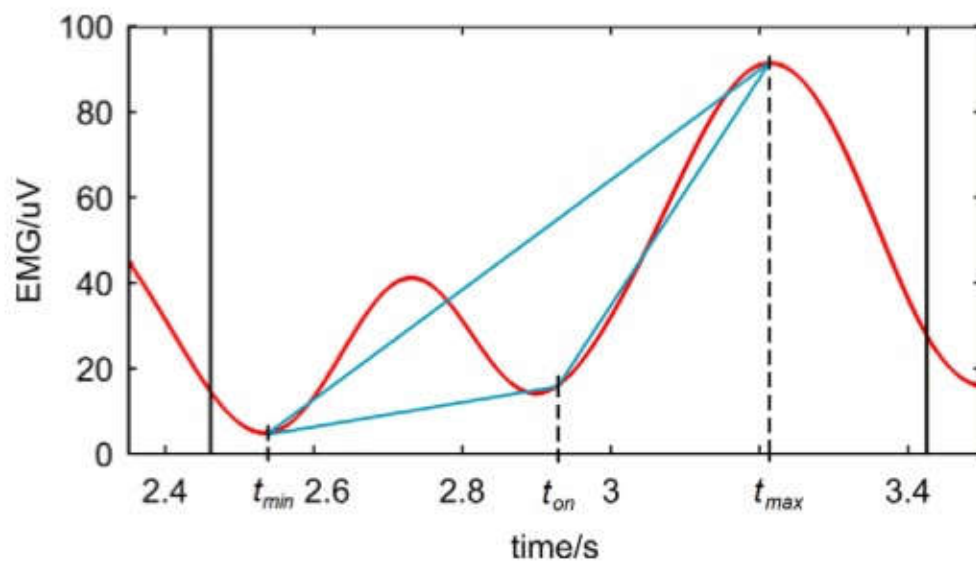
#### **2.6.4 Vzorkování frekvence při převodu EMG signálu**

Z důvodu eliminace tzv. aliasingu se doporučují pro vzorkování frekvence cca 1000 vzorků za vteřinu nebo vyšší. Platí zde Shannonův teorém, který udává vhodnou velikost vzorkovací frekvence dvojnásobnou maximální frekvenci obsažené v signálu (Pánek et al., 2009). V tomto ohledu se shoduje s Konradem (2005), který rovněž udává vzorkovací frekvenci 1000 Hz - 1500 Hz. V případě nižší frekvence může dojít ke ztrátě dat.

#### **2.6.5 Zpracování a analýza EMG signálu**

Zpracováním a analýzou signálu se zabývají Day (2002), De Luca (1997), Hug & Dorel (2009), Hug (2011), Kadeřábek (2008), Konrad (2005), Reaz et al. (2006), Rodová et al. (2001), SENIAM (2015), Windhorst & Johansson (1999), a také naši partneři z ČVUT FEL v Praze Špulák et al. (2014) a Špulák (2015), kteří řeší otázku, zda zpracovávat signál pomocí filtrů trojúhelníkovou metodou nebo prahováním. Obě metody používají jiné výpočetní metody, nicméně výsledky jsou srovnatelné (Špulák et al., 2014).

Při detekci počátků a konců svalové aktivity pomocí analýzy tvaru křivky trojúhelníkovou metodou se nejprve zjistí průměrný průběh obálky elektromyografického signálu v pohybovém cyklu interpolací obálek z jednotlivých cyklů na stanovenou délku a jejich zprůměrováním. Dále se stanoví počet intervalů svalové aktivity, který se bude v každém cyklu vyhledávat. Počet intervalů je definován jako počet maxim průměrné obálky, která dosahují alespoň 40 % velikosti absolutního maxima a lokální minimum mezi nimi nepřesahuje 50 % úrovně nižšího maxima. Detekce počátků a konců svalové aktivity pak probíhá v jednotlivých pohybových cyklech (tj. nikoliv na průměrné obálce). Nejprve je nalezeno lokální maximum a minimum. Tyto extrémy se vyhledávají pouze v okolí extrémů nalezených na průměrné křivce (s poloměrem  $\pm 10\%$  pohybového cyklu). Dále je sestrojen trojúhelník se dvěma vrcholy ve zmíněných extrémech a třetím vrcholem na křivce pod spojnicí těchto bodů (graf 1). Poloha třetího vrcholu, při níž trojúhelník dosáhne maximálního obsahu, je označen jako počátek (při pořadí extrémů minimum-maximum) nebo konec (při pořadí maximum-minimum) svalové aktivity.



**Graf 1: Detekce počátku nebo konce svalové aktivity na EMG obálce. Svislá plná čára odděluje dva pohybové cykly. *time/s* – čas (s)**

V dané práci jsme k detekci počátků a konců svalové aktivity použili metodu prahování signálové obálky, kterou využívá řada autorů (např. De Luca, 1997; Hug &



Dorel, 2009; Konrad, 2005) a kterou je možné použít také v dodávaném softwaru Mega Win. Podrobnější popis této metody je v kapitole 4.3.1.

Normalizaci EMG dat řeší Hug & Dorel (2009), Konrad (2005) nebo Pánek et al. (2009).

### **3. Cíle, úkoly a hypotézy práce**

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

#### **3.1 Úkoly práce**

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

#### **3.2 Hypotézy práce**

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

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

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

**Zdůvodnění hypotéz:**

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

**H2** Při DP dochází k přepadu těla, kdy se jako první zapojují flexory trupu OBL<sub>e</sub> a RA a až poté propulzní svaly PMA, TRI a LD (Holmberg et al., 2005). U SkiErgu k přepadu těla nedochází a flexe trupu probíhá současně se zatažením rukojeti a současnou aktivací propulzních svalů PMA, TRI a LD (<http://www.concept2.com/skierg/training/technique>).

## 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 kineziologickou analýzu a následné srovnání při technice oboustranného bruslení jednodobého, soupažného běhu prostého a napodobivého cvičení na SkiErgu jsme vybrali metodu SMEG se synchronizovaným videozáznamem. Podle De Lucy (1997) jde o neinvazivní metodu, jež neomezuje člověka při pohybu a je nejvhodnější pro sledování svalové aktivity „in vivo“.

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

Mezi sledované proměnné jsme zařadili:

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

Nesledovali jsme:

- odporové síly,

- lateralitu,
- únavu<sup>5</sup>.

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

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

## 4.2 Sběr dat

### 4.2.1 Technické vybavení pro měření

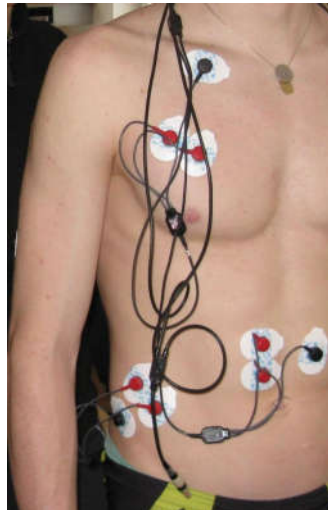
EMG data jsme získali pomocí přenosného 14 bitového homologovaného EMG přístroje ME6000 Biomonitor (Mega Electronics, Kuopio, Finland), který disponuje šestnácti kanály. Hmotnost přístroje je 344 g a rozměry 18,1 x 8,5 x 3,5 cm. Frekvence vzorkování může být až 10000 Hz na kanál s měřicím rozpětím  $\pm 8192 \mu\text{V}$ . Citlivost přístroje je  $1 \mu\text{V}$  na dílek a pásmová propust 8 – 500 Hz. Data lze snímat do interní

---

<sup>5</sup> U každé lokomoce bylo provedeno pouze jedno opakování a probandí neměli za sebou závody ani náročný trénink.

paměti o kapacitě 2 GB anebo bezdrátově do počítače. V našem měření jsme snímali data s frekvencí snímání 1000 Hz do interní paměti a následně jsme je stáhli do 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. 10) podle doporučení SENIAM (2015) a softwaru Mega Win, Biomonitor 6000.



**Obrázek 10: 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 oba úseky, tzn. oboustranné bruslení jednodobé a soupažný běh prostý na vlastních lyžích pro bruslení a s lyžařskými botami pro bruslení.

Při oboustranném bruslení jednodobém se použily hole pro bruslení a při soupažném běhu prostém pro klasický způsob běhu na lyžích.

Pro cvičení na SkiErgu jsme použili přístroj Concept 2 SkiErg1 (obr. 11) 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 11: 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  $85 \pm 2$  % výšky těla a délka holí pro bruslení  $91 \pm 2$  % 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: Vyjádření Etické komise UK FTVS 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  $0^{\circ}$  C. 150 m úsek byl strojově upravený se stoupáním  $1^{\circ}$ . Rychlost větru byla  $0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ .

#### 4.2.4 Měřené svaly

Sledované svaly byly vybrány na základě jejich bazální funkce, jak uvádějí Dylevský (2009), Travell & Simons (1999), na základě jejich zařazení ve svalových řetězcích dle Véleho (2006) a na základě specifických funkcí při soupažném odpichu<sup>6</sup> (Holmberg et al., 2005).

Podle Véleho (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

---

<sup>6</sup> Flexory trupu a extenzory ramenního a loketního kloubu.



svých článkách 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 <sub>e</sub> )	<ul style="list-style-type: none"> <li>_ přepad těla před zapíchnutím holí do sněhu (transfer potenciální energie v kinetickou),</li> <li>_ předklon trupu během odpichu,</li> <li>_ rotace trupu při technice bruslení.</li> </ul>
M. rectus abdominis (RA)	<ul style="list-style-type: none"> <li>_ přepad těla před zapíchnutím holí do sněhu (transfer potenciální energie v kinetickou),</li> <li>_ předklon trupu během odpichu.</li> </ul>
M. pectoralis major (PMa)	<ul style="list-style-type: none"> <li>_ extenze v ramenním kloubu,</li> <li>_ stabilizační funkce jako antagonist k m. latissimus dorsi (LD)</li> </ul>
M. triceps brachii, caput longum (TRI)	<ul style="list-style-type: none"> <li>_ extenze v ramenním kloubu,</li> <li>_ extenze v loketním kloubu,</li> <li>_ propulzní sval.</li> </ul>
M. latissimus dorsi (LD)	<ul style="list-style-type: none"> <li>_ extenze v ramenním kloubu,</li> <li>_ propulzní sval.</li> </ul>

Zdroj: vlastní zpracování

*M. obliquus abdominis externus (OBLe)*

OBLe je velmi rozsáhlý plochý sval ležící na povrchu boční břišní stěny (obr. 12).

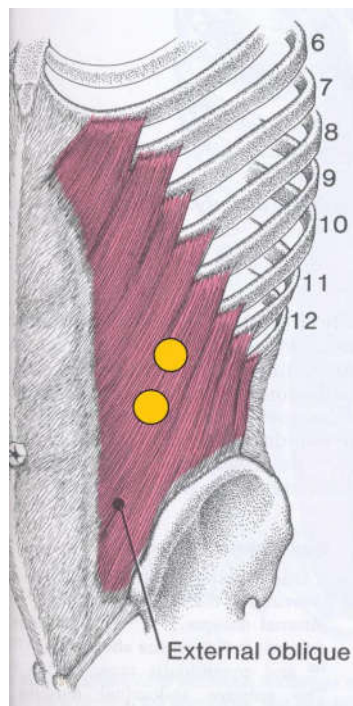
Začátek svalu: 5. – 12. žebro

Úpon svalu: labium externum cristae iliacaе, aponeuróza OBLe

Funkce svalu (Dylevský, 2009):

- flexe páteře a zdvihání pánve<sup>7</sup>,
- lateroflexe páteře,
- rotace trupu<sup>8</sup>,
- výdechový sval, břišní lis.

Při lokomoci pletencem 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).



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

---

<sup>7</sup> Při oboustranné kontrakci je synergistou *m. rectus abdominis*.

<sup>8</sup> Při unilaterální kontrakci svalu dochází k rotaci trupu na opačnou stranu.

*M. rectus abdominis (RA)*

RA je sval uložený v podobě dlouhého plochého pásu ventrálně při střední čáře trupu (obr. 13).

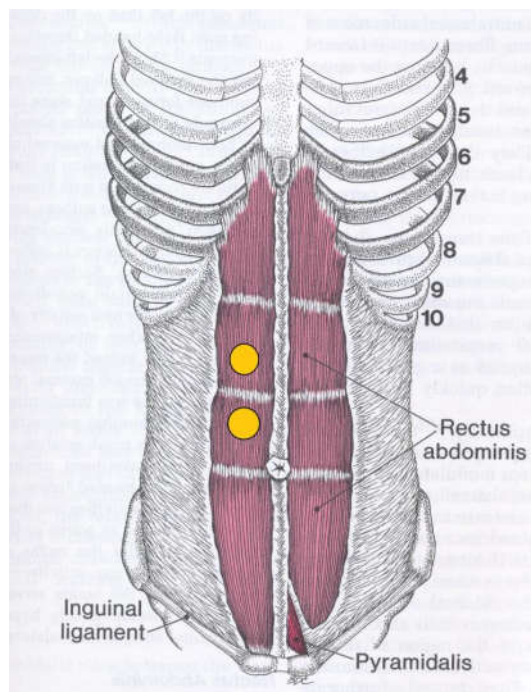
Začátek svalu: 5.-7. žebro, processus xiphoideus

Úpon svalu: os pubis

Funkce svalu (Dylevský, 2009):

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

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



**Obrázek 13: 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. 14):

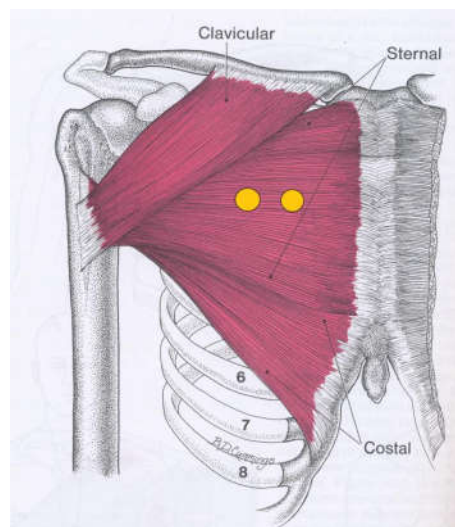
- pars clavicularis – začíná jako plochý sval od mediální třetiny klíční kosti,
- pars sternocostalis – začíná od sternu a od chrupavek 2. - 5. žebra,
- pars abdominalis – odstupuje od pochvy přímých břišních svalů.

Úpon svalu: crista tuberculi majoris humeri

Funkce svalu (Dylevský, 2009):

- pars clavicularis – flexe (předpažení), addukce a vnitřní rotace paže,
- pars sternocostalis, pars abdominalis – extenze (přípažení), 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 14: 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. 15).

Začátek svalu:

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

Úpon svalu: olecranon ulnae.

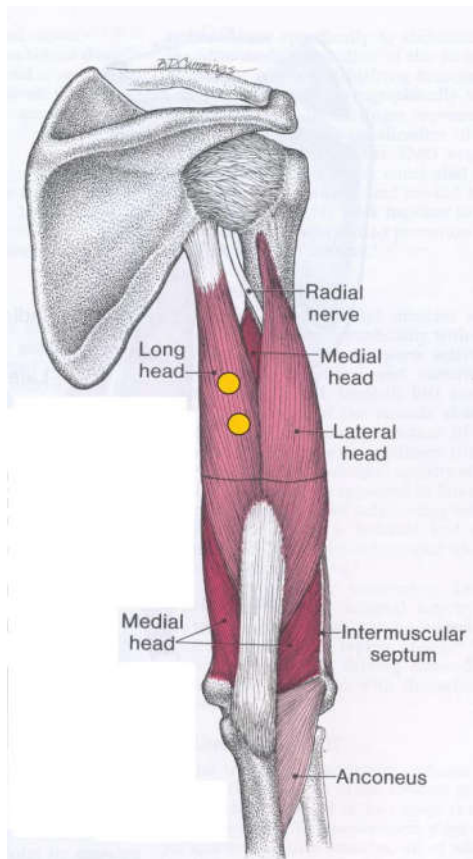
Funkce svalu (Dylevský, 2009):

- extenze v loketním kloubu,
- caput longum<sup>9</sup> – addukce a extenze v ramenním kloubu.

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).

---

<sup>9</sup> Tato dvoukloubová část svalu byla monitorována.



**Obrázek 15: 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. 16).

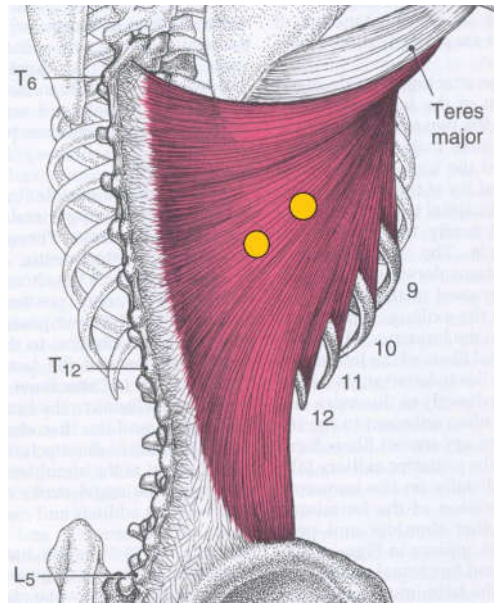
Začátek svalu: processus spinou, crista iliaca, os sacrum.

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 16: Lokalizace elektrod SEMG na LD (Travell & Simons, 1999).**

### **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. Segmentace pro všechny tři druhy lokomoce byla odvozena z videozáznamu, který jsme synchronizovali s EMG záznamem díky využití triggerů pomocí synchronizační značky „auto sync“ v softwaru Mega Win. V případě oboustranného bruslení jednodobého a soupažného běhu prostého



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

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

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

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

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

$t_{AKT(LD)}$  je čas aktivace LD,

$t_{PC}$  je doba trvání průměrného pohybového cyklu,

$n$  je počet pohybových cyklů.

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

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

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

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

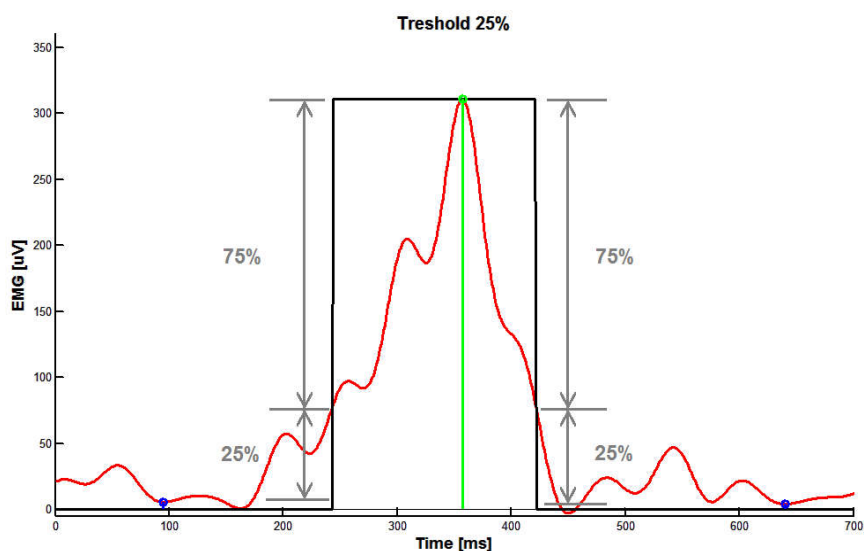
Z výsledků jednotlivých cyklů jsme pro jednodušší vyhodnocení sestavili souhrnné grafy reprezentující průměrný průběh svalové aktivity.

#### **4.3.1 Detekce svalové aktivity prahováním**

K detekci počátků a konců svalové aktivity jsme použili metodu prahování signálové obálky. Obálka EMG signálu byla stanovena jako absolutní hodnota EMG signálu filtrovaná dolní propustí s mezní frekvencí 20 Hz (aproximace Butterworth, 6. řád). Součástí detekce počátku a konce svalové aktivity bylo při této metodě určení vhodné hodnoty prahu. Práh detekce byl stanoven na základě lokálních extrémů signálové obálky jako  $(\max - \min) \cdot 0.25 + \min$ . Detekce počátku využívá práh určený z minimální hodnoty obálky předcházející EMG aktivaci a detekce konce práh určený z minimální hodnoty obálky, která následuje po EMG aktivaci. Přesné pozice lokálních extrémů byly stanoveny na základě analýzy průměrné obálky, která předchází samotnou detekci EMG aktivací (graf 2). Na obálce elektromyografického signálu bylo v každém pohybovém cyklu nalezeno lokální maximum a úseky obálky přesahující 25 % tohoto maxima byly označeny jako svalová aktivita (Špulák et al., 2012). Zvolení nižší hodnoty prahu může zachytit šumy EMG signálu a při cyklickém pohybu navíc vzniká

riziko vysokého „tonicko-posturálního pozadí“, kdy sval může setrvávat dlouhodobě v určitém reziduu svalové aktivace (Hug & Dorel, 2009).

Díky detekci prováděné v jednotlivých pohybových cyklech bylo možné zobrazit průběh svalové aktivity v celém zpracovávaném úseku a zároveň posoudit opakovatelnost činnosti jednotlivých svalů a případné rozdíly v pořadí svalových aktivací a deaktivací v různých pohybových cyklech.



**Graf 2: Detekce svalové aktivace pomocí prahování s prahem 25%. Červená barva značí obálku EMG signálu, černá barva výsledek detekce, modrá a zelená barva minimální a maximální hodnoty obálky použité při detekci aktivity. Threshold – práh, Time – čas (ms – milisekundy).**

#### 4.3.2 Statistické zpracování dat

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

Vzhledem k normalitě rozložení dat jsme použili k posouzení statistické významnosti rozdílu mezi třemi nezávislými lokomocemi jednofaktorovou analýzu

rozptylu ANOVA. Nezávislé proměnné, typy lokomocí, jsme rozdělili do tří skupin: oboustranné bruslení jednodobé, soupažný běh prostý a napodobivé cvičení na SkiErgu.

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

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

## 5. Výsledky

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

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

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

Zdroj: vlastní zpracování

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

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

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

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

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

Zdroj: vlastní zpracování

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

intervalu svalové aktivity je dále znázorněna v grafu 3. Časová osa je díky různým délkám jednotlivých PC pro možnost porovnání převedena z absolutní délky (s) na relativní délku (%) – časová normalizace. Interval svalové aktivity jsme rozdělili na dvě části:

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

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

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

Zdroj: vlastní zpracování

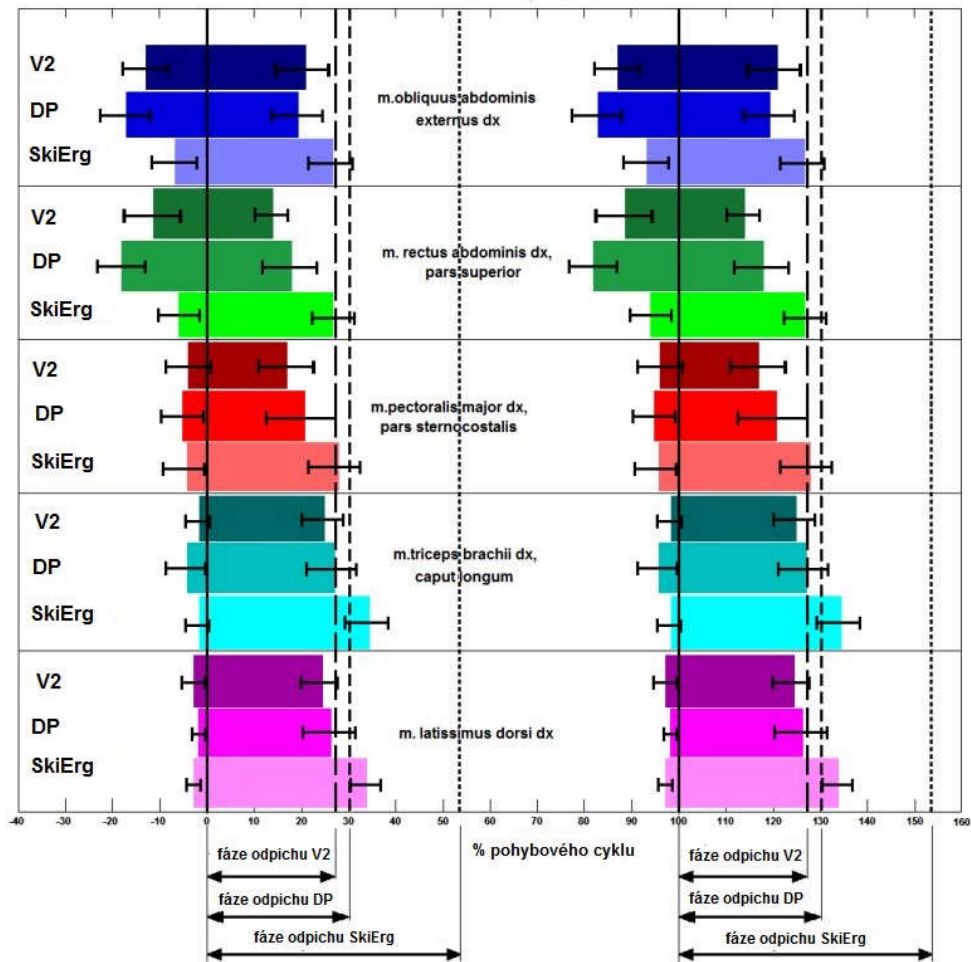
OBL<sub>e</sub> se preaktivoval významně u DP 17,17 ± 5,67 % a u V2 13,18 ± 4,92 % na rozdíl od SkiErgu 7,27 ± 4,90 %. RA se preaktivoval významně u DP 17,3 ± 5,09 % a V2 11,55 ± 5,89 % na rozdíl od SkiErgu 5,79 ± 4,01 %. Konec aktivace svalů proběhl u OBL<sub>e</sub> ve stejném časovém sledu jako preaktivace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

Preaktivace PMA jako antagonisty se stabilizační funkcí k LD byla  $3,45 \pm 4,78$  % u V2,  $5,15 \pm 4,51$  % během DP a  $3,64 \pm 4,01$  % při napodobivém cvičení na SkiErgu. Rozdíl mezi jednotlivými druhy lokomocí nebyl významný. PMA ukončil aktivaci během napodobivého cvičení na SkiErgu o 11,19 % (resp. 8,13 %) později než u V2 (resp. DP), což jsou významné rozdíly. Rozdíly mezi preaktivací obou propulzních svalů TRI a LD během všech tří lokomocí nebyly významné. Preaktivace dosahovala hodnot v rozmezí od 1,59 % do 4,84 %. TRI (resp. LD) byl deaktivován během napodobivého cvičení na SkiErgu o 6,11 % (resp. 6,74 %) později v porovnání s DP a o 8,74 % (resp. 10,52 %) později v porovnání s V2, což jsou významné rozdíly.

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

	V2 x DP	V2 x SkiErg	DP x SkiErg
Preaktivace OBL <sub>e</sub>	0,29	0,045	0,001
Aktivace OBL <sub>e</sub>	1,0	0,11	0,032
Preaktivace RA	0,051	0,049	0,000
Aktivace RA	0,512	0,000	0,001
Preaktivace PMA	1,0	1,0	1,0
Aktivace PMA	0,91	0,002	0,028
Preaktivace TRI	0,266	1,0	0,194
Aktivace TRI	0,658	0,001	0,021
Preaktivace LD	0,404	0,614	1,0
Aktivace LD	0,233	0,000	0,009

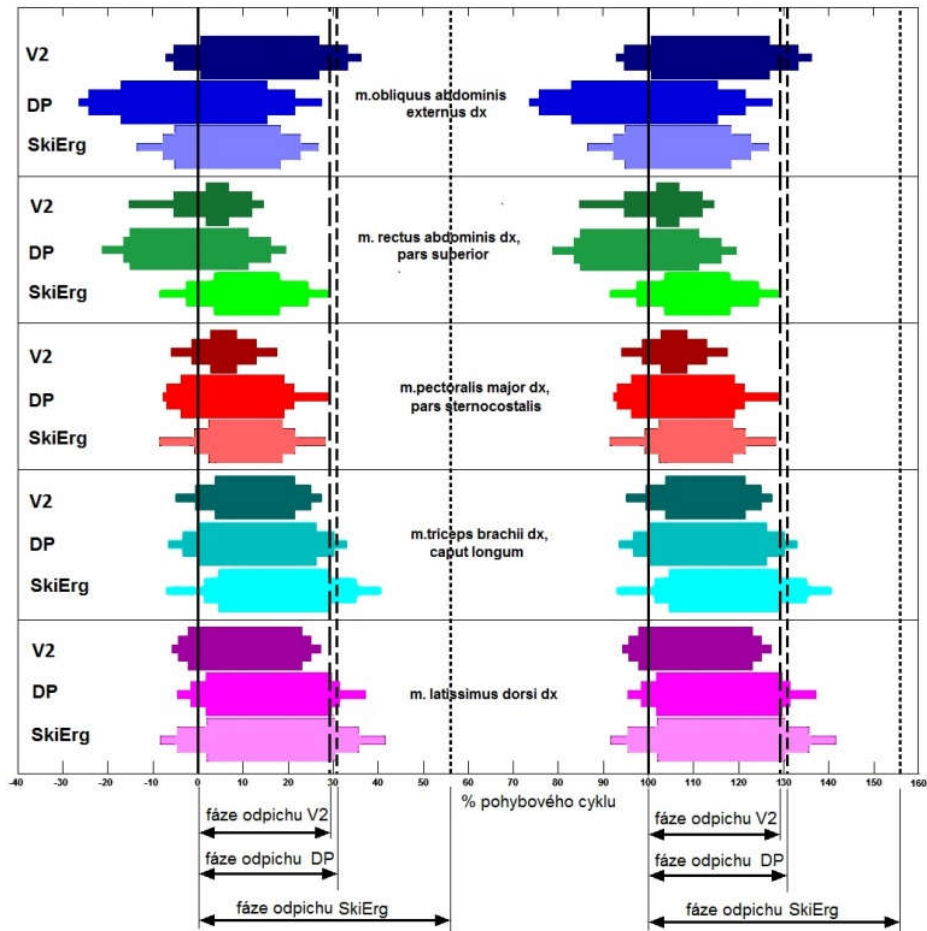
Zdroj: vlastní zpracování



**Graf 3: Intervals významné svalové aktivity vybraných svalů během V2, DP a SkiErg ve dvou průměrných PC. Data znázorňují průměrné hodnoty (n=10).**

Graf 4 a grafy 6-14 v příloze č. 3 charakterizují zapojení svalů horní části těla při daných lokomocích u probandů P1 a P2-P10. Z grafu 4 je patrné, že velkých preaktivací bylo dosaženo u flexorů trupu (OBL<sub>e</sub> a RA), a to zejména u DP. Rozdíl v preaktivaci ostatních svalů již nebyl významný. Konec aktivace svalů nastal obecně před ukončením odpichu, v případě napodobivého cvičení na SkiErgu však s velkým předstihem před ukončením odpichu.



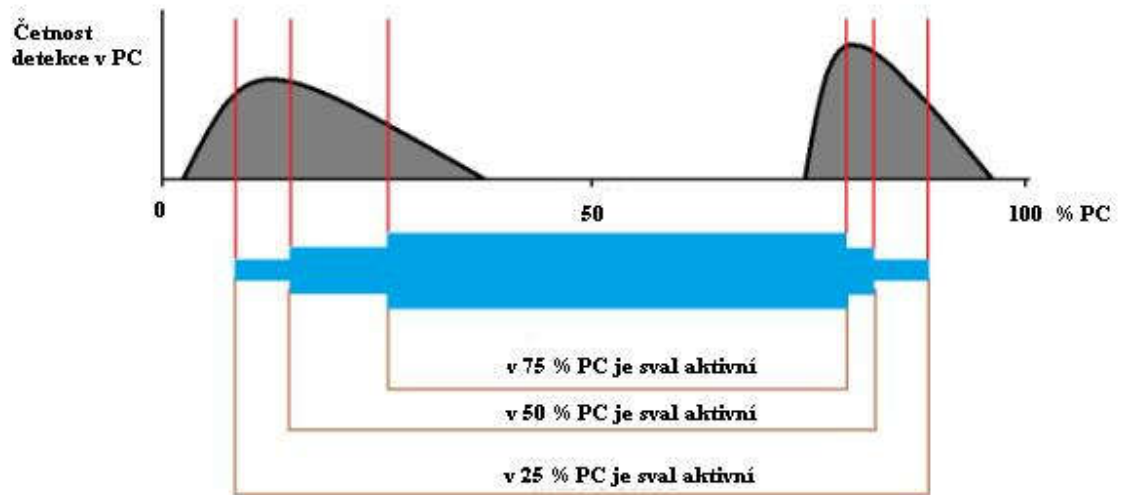


**Graf 4: „Boats“ – úsečky vyjadřující intervaly významné svalové aktivity při V2, DP a SkiErg v průměrném pohybovém cyklu u probanda P1.**

*Vnější konce nejužší úsečky vyjadřují svalovou aktivitu v 25 %, vnější konce střední úsečky v 50 % a konce nejširší úsečky v 75 % pohybových cyklů. Dlouhý protažený tvar, jako zde např. m. rectus abdominis dx u V2 ukazuje na nižší korelaci tvaru EMG křivek mezi jednotlivými pohybovými cykly, zatímco kompaktní „boat“ např. u m. latissimus dorsi při V2 pak na míru korelace vyšší. Grafy (6 – 14) svalové aktivity ostatních probandů (P2 – P10) jsou uvedeny v příloze č. 3.*

„Boats“ (úsečky) vyjadřují interval významné aktivity měřených svalů v průběhu průměrného pohybového cyklu. Pro přehlednost uvádíme ještě 40 % předchozího pohybového cyklu a 60 % následujícího pohybového cyklu. Vnější konce nejužší úsečky vyjadřují, že v 25 % pohybových cyklů je sval aktivní. Vnější konce střední úsečky označují, že v 50 % pohybových cyklů je sval aktivní a konce nejširší úsečky vyjadřují, že v 75 % pohybových cyklů je sval aktivní (graf 5). Čím je interval

špičatější, tím je nástup svalové aktivace (deaktivace) méně periodický s určitými intraindividuálními odchylkami způsobenými mnoha faktory.



**Graf 5: Označení začátku a konce významné svalové aktivity (Špulák, 2016).**

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

## 6. Diskuze

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

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

### 6.1 Základní kinematické charakteristiky pohybového cyklu

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

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

Holmberg et al. (2005) uvádí průměrnou délku PF odpichu u DP také 0,30 s. Nilsson et al. (2013) naměřili 0,32 s a Zoppirolli et al. (2013) 0,31 s. Halonen et al. (2014) uvádí délku PF odpichu při napodobivém cvičení na SkiErgu 0,444 s, což je méně než ukazují naše měření. Rozdíl může být dán dřívějším ukončením PF odpichu během cvičení na SkiErgu a snaha prodloužit relaxační fázi přenosu, která je naopak delší vzhledem k tomu, že délka PC odpovídá našim měřením. Podíl PF odpichu na PC během napodobivého cvičení na SkiErgu činil 53,6 %, což je významný rozdíl v porovnání podílu PF odpichu na PC při V2 (28 %) a DP (30,3 %). Větší relativní délka odpichu a více než dvakrát větší absolutní délka odpichu při napodobivém cvičení na SkiErgu oproti V2 a DP ukazuje na důsledky arteficiálního stroje pro simulaci lokomoce. Konstrukce stroje nedovoluje vytvořit timing odpichu jako na sněhu. Odpich je delší, volnější a jeho charakter směřuje více k izokinetické kontrakci svalů.

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

## **6.2 M. obliquus abdominis externus**

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

Aktivace OBL<sub>e</sub> při V2 byla 20,05 % oproti DP s hodnotou 18,75 %, což je pravděpodobně dané natočením trupu kolmo nad skluznou lyži. To napomáhá dokonalému přenosu hmotnosti těla při technice V2 (Sandbakk et al., 2015). Ve čtyřech případech jsme naměřili větší aktivaci při DP u P4,P6,P7 a P8 (graf 8, graf 10, graf 11,

graf 12). U těchto probandů to může být z důvodu menšího úhlu odvratu lyží, popř. menší flexe trupu.

Při porovnání preaktivací OBL<sub>e</sub> během napodobivého cvičení na SkiErgu s technikou V2 a DP jsme shledali významné rozdíly. OBL<sub>e</sub> se preaktivuje na SkiErgu 7,27 % PC před počátkem odpichu, což je méně než u V2 a DP. To koresponduje s výsledky Halonena et al. (2014), který udává rozdíl v preaktivaci u flexorů trupu mezi DP a napodobivým cvičením na SkiErgu 0,12 s. U napodobivého cvičení na SkiErgu dochází k flexi trupu v momentu záběru. Nedochází k přepadu, při kterém by se aktivoval dříve. Zároveň rozdíl mezi preaktivací OBL<sub>e</sub> a ostatních svalů není významný a zapojují se s podobnou velikostí preaktivace jako OBL<sub>e</sub>. Ve dvou případech se OBL<sub>e</sub> preaktivoval pouze nepatrně dříve při V2 oproti SkiErgu u P1 a P8 (graf 5, graf 12). V případě P1 je to z důvodu nízké preaktivace při V2.

Aktivace OBL<sub>e</sub> při napodobivém cvičení na SkiErgu je v průměru 25,32 %, což je významný rozdíl oproti DP. Vzhledem k V2 to již významný rozdíl není, což může být dané delší svalovou aktivitou OBL<sub>e</sub> při lokomoci na lyžích v odvratu. Délka aktivace OBL<sub>e</sub> při napodobivém cvičení na SkiErgu bude záviset na velikosti flexe trupu. V případě P3 byla flexe trupu výrazněji menší a aktivace trvala 18,14 % (graf 7).

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

### **6.3 M. rectus abdominis**

Průměrná hodnota preaktivace RA při V2 byla 11,55 % oproti DP, kde jsme naměřili 17,3 % (tabulka 4). Příčina rozdílu je podobná jako v případě OBL<sub>e</sub>, neboť oba svaly funkčně řadíme mezi flexory trupu. Menší míra přepadu těla při technice V2

znamená pozdější zapojení RA v porovnání s DP. Větší hodnotu preaktivace u DP oproti V2 jsme naměřili u všech probandů.

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

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

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

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

Došli jsme k závěru, že OBL<sub>e</sub> a RA se aktivují během V2 a DP dříve než během napodobivého cvičení na SkiErgu, protože se jedná o cílový pohyb v terénu, na který jsou kladeny vyšší rovnovážně posturální požadavky než při simulaci pohybu na arteficiálním zařízení. To potvrzují i Holmberg et al. (2005), kteří zdůvodňují velkou preaktivaci břišních svalů u soupažného běhu prostého větší stabilizací trupu před fází odpichu.

## 6.4 M. pectoralis major

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

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

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

Při porovnání preaktivací PMA během napodobivého cvičení na SkiErgu s technikou V2 a DP jsme neshledali na rozdíl od flexorů trupu významné rozdíly. U PMA dochází k preaktivaci na SkiErgu 3,64 % před počátkem odpichu (tabulka 4).

Sval se preaktivuje těsně před momentem záběru za rukojeť na SkiErgu. To koresponduje s preaktivací tohoto svalu těsně před počátkem odpichu při V2 a DP.

Aktivace PMa při napodobivém cvičení na SkiErgu je v průměru 28,74 %, což je významný rozdíl oproti V2 a DP. Kromě P4 (graf 8) jsme větší hodnoty aktivace u SkiErgu naměřili u všech probandů. Rozdíl je dán větší celkovou délkou aktivity PMa při napodobivém cvičení na SkiErgu. Samotná délka aktivity PMa je však podstatně kratší než fáze odpichu během napodobivého cvičení na SkiErgu, která činí 53,6 %. Průběh aktivity PMa koresponduje s aktivitou LD, ale je ukončena poněkud dříve o 4,53 %. Stabilizační funkce PMa tak není vykonávána až do ukončení aktivity LD, což také uvádí Zoppirolli et al. (2017).

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

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

## **6.5 M. triceps brachii**

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



Průměrná hodnota preaktivace TRI při V2 byla 2,25 % oproti DP, kde jsme naměřili 4,84 % (tabulka 4), což je podobné měřením Zoppirolli et al. (2013), kteří uvádí 3,7 % při rychlosti lokomoce na 85 % maxima nebo Nilssona et al. (2013), kteří uvádí 6,4 % při rychlosti 3,6 m.s<sup>-1</sup>. Rozdíl není signifikantní. Preaktivace je zřejmě spojena s regulací vertikálního pohybu před dopadem holí do sněhu. Vektor působení směřuje pak více horizontálně. Podle Lindingera et al. (2009) včasná preaktivace TRI působí zároveň jako prevence proti kolapsu ramenního a loketního kloubu při zapíchnutí holí do sněhu.

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

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

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

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

TRI dle grafu 3 vykazuje nejdelší působení při napodobivém cvičení na SkiErgu. Tento fenomén lze najít i u LD. Je to dáno charakterem odporu navíjeného lana. Naopak kratší působení TRI a LD při V2 oproti DP je dáno obecně kratší PF odpichu při V2 oproti DP.

## 6.6 M. latissimus dorsi

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

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

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

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

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

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

## 6.7 Porovnání lokomocí V2 a DP

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

Podobně jako Holmberg et al. (2005), Horyna et al. (2014), Losnegard et al. (2017), Nilsson et al. (2013), Sandbakk et al. (2015) nebo Zoppirolli et al. (2013) jsme našli kritické místo, které předchází samotnému odpichu. Horní končetina s holí se dostane do nejvyšší pozice, kde má nulovou úhlovou rychlost. Tělo je v přepadu s extendovaným kyčelním, kolenním a hlezenním kloubem. Vlivem mj. i tíhy těla se úhlová rychlost začíná zvyšovat, dochází k flexi trupu a nastává uzlový bod zapíchnutí holí do sněhu, při kterém lyžař nevynakládá sílu z nulové úrovně. Sekvence aktivity svalů během odpichu, znázorněná v grafu 3, poukazuje na existenci svalového řetězce. Jako první se během V2 a DP aktivují flexory trupu RA a OBL. U V2 dochází k aktivaci flexorů trupu o něco později než u DP, neboť se tělo nedostane do takové míry přepadu jako u DP z důvodu kratšího PC a nutnosti rychlé návaznosti dalšího PC formou včasného odpichu.

Jako druhé v pořadí se aktivují PMa, dále TRI a LD. Rozdíl v preaktivaci těchto svalů mezi těmito lokomocemi není významný. U DP probíhá konec aktivace svalů podle vzoru „first in, first out“, což odpovídá měřením Holmberga et al. (2005) a Horyny et al. (2014). Jako první ukončují aktivaci flexory trupu RA a OBL, a poté PMa, LD a TRI. Nilsson et al. (2013) rovněž uvádí delší aktivaci TRI oproti LD, což platí i pro lokomoci V2, při které je však aktivace TRI a LD kratší z důvodu kratší fáze odpichu. Delší PC u DP umožňuje dokončit extenzi v loketním kloubu, při které se

podílí zejména TRI. Zoppirolli et al. (2013) naměřili preaktivaci TRI u DP 4,3 %, což koresponduje s naším měřením (4,8 %). Preaktivaci LD však naměřili 5,5 %, což neodpovídá našim údajům 1,59 %. Menší preaktivaci LD oproti TRI naměřili rovněž Nilsson et al. (2013). K podobným závěrům jako Zoppirolli et al. (2013) došli Holmberg et al. (2005), kteří udávají větší preaktivační dobu LD než TRI, u kterého zapojení svalů jen mírně předcházelo uzlový bod odpichu holí.

Významně vyšší preaktivace flexorů trupu RA a OBL<sub>e</sub> oproti jiným svalům je charakteristická pro odpich na sněhu, tedy lokomoce V2 a DP. Dřívější studie se zabývaly svaly ovlivňující pletenec ramenní a loketní kloub, aniž by podrobily zkoumání možnou důležitou roli břišních svalů (Hoffman et al., 1995; Millet et al., 1998; Smith et al., 1996). Holmberg et al. (2005) a Nilsson et al. (2013) zjistili vysokou úroveň EMG aktivity u RA a OBL<sub>e</sub>, což indikuje jejich významnou roli v DP. Předpokládají, že tato sekvence zapojení má stěžejní roli při vytváření malého úhlu v kyčelním kloubu během odpichu, což vede k dodatečné propulzní síle. Zoppirolli et al. (2017) udává, že zvýšená aktivita flexorů trupu ještě před zapíchnutím holí do sněhu umožňuje celkové zpevnění horní části těla a vytvoření vhodných podmínek pro fázi odpichu.

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

## **6.8 Porovnání lokomocí V2, DP a pseudolokomoce SkiErg**

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

Halonen et al. (2014) udává statisticky významný rozdíl v preaktivaci RA při napodobivém cvičení na SkiErgu oproti DP.

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

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

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

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

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

Při běhu na lyžích se punctum fixum nachází na akrální části horní končetiny, tedy distálně a vše ostatní (zabýváme-li se pouze horní částí trupu a pletencem ramenním, jak bylo v práci vymezeno) vytváří část hnanou neboli punctum mobile. Zatímco na posilovacím stroji SkiErg se punctum fixum nachází primárně na akrálních částech dolních končetin, ale v námi sledované oblasti je to v oblasti trupu, tedy mediálně. Punctum mobile je na akrálních částech horních končetin. V prvním případě se tvoří specifickým lokomočním režimem svalové koaktivace propulzní síla pro lokomoci na sněhu, kdy se punctum mobile přitahuje k punctu fixu a odráží od puncta fixa umístěných na rukou, viz principy Vojtovy reflexní lokomoce. Ve druhém případě, kdy je punctum fixum uloženo mediálně na trupu, se přes ruce přenáší fázičká práce svalů nelokomočního charakteru založená na principu reciproční segmentální inervace a dalších vyšších etází nervosvalového řízení. Nedochází k žádnému přitahování ale k zatahování madel lana za sebe. Tato skutečnost je již uvedena v práci Mrůzkové (2011).

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

## 7. Závěr

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

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

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

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

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

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

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

Didaktický přínos práce je evidentní. S výsledky teoretické práce by měli pracovat trenéři i samotní závodníci. Bezprostředně na trénink na posilovacím stroji SkiErg by



měl navazovat trénink na lyžích, na kolečkových lyžích nebo napodobující a simulační cvičení na suchu.

## Seznam literatury

- 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. vyd. Praha: Matfyzpress.
- Andersen, I., & Nymoen, P. (1995). *Langlauf – Training – Technik – Taktik*. Bern: Schweizerischer Skiverband.
- Andersson, E., Matej, S., Sandbakk, O., Sperlich, B., Stöggl, T., & Holmberg, H. C. (2010). Analysis of sprint cross-country skiing using a differential global navigation satellite system. *European Journal of Applied Physiology*, 110(3), 585-595.
- Bergh, U. (1987). The influence of body mass in cross-country skiing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19, 324-331.
- Bergh, U., & Forsberg, A. (1992a). Cross-country ski racing. In R. J. Shephard, & P. O. Åstrand, *Endurance in sport* (pp. 570-581). Oxford: Blackwell Scientific Publications.
- Bergh, U., & Forsberg, A. (1992b). Influence of body mass on cross-country ski rating performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 1033-1039.
- Bilodeau, B., Roy, B., & Boulay, M. R. (1991). A comparison of free skating techniques and the diagonal stride on heart rate responses and speed in cross-country skiing. *International Journal of Sports Medicine*, 12, 71-76.
- Bilodeau, B., Boulay, M. R., & Roy, B. (1992). Propulsive and gliding phases in four crosscountry skiing techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 917-925.
- 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.

- Boulay, M. R., Rundell, K. W., & King, D. L. (1995). Effect of slope variation and skating technique on velocity in cross-country skiing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27, 281-287.
- Calbet, J. A., Holmberg, H. C., Rosdahl, H., van Hall, G., Jensen-Urstad, M., & Saltin, B. (2005). Why do arms extract less oxygen than legs during exercise. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 289, 1448–1458.
- Clarys, J. P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43, 1750-1762.
- Clifford, P. S. (1992). Scientific basis of competitive cross-country skiing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 1007-1009.
- Day, S. (2002). *Important factors in Surface EMG Measurement*. Retrieved from [http://edge.rit.edu/content/P08027/public/IRB/Papers/intro\\_EMG.pdf](http://edge.rit.edu/content/P08027/public/IRB/Papers/intro_EMG.pdf)
- De Luca, C. J. (1993). *The use of Surface Electromyography in Biomechanics*. Retrieved 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.
- Gullion, L. (1993). *Nordic skiing: steps to success*. Human Kinetics Publishers.
- 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.
- 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.
- 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.
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 182-198.
- 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.
- Kadaňka, Z., Bednařík, J., & Vohánka, S. (1994). *Praktická elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- 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 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)
- Komi, P. V. (1987). Force measurements during cross-country skiing. *International Journal of Sports Biomechanics*, 3, 370-381.
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton.
- Kračmar, B., Chrástková, M., Bačáková, R. et al. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Karolinum.
- Kvamme, B., Jakobsen, V., Hetland, S. & Smith, G. (2005). Ski skating technique and physiological responses across slopes and speeds. *European Journal of Applied Physiology*, 95, 205-212.
- Larsson, P., & Henriksson-Larsen, K. (2008). Body composition and performance in crosscountry skiing. *International Journal of Sports Medicine*, 29, 971-975.
- Lindinger, S. J., Holmberg, H. C., Müller, E. & Rapp, W. (2009). Changes in upper body muscle activity with increasing double poling velocities in elite cross-country skiing. *European Journal of Applied Physiology*, 106, 353–63.
- Losnegard, T., Myklebust, H., Ehrhardt, A. & Hallen, J. (2017). Kinematical analysis of the V2 ski skating technique: a longitudinal study. *Journal of Sports Sciences*, 35(12), 1219-1227.
- 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.
- Mrůzková, M. (2011). *Komparativní kineziologická analýza záběru vpřed na kajaku a dalších forem lokomoce v rámci lokomočního vzoru*. Disertační práce. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- 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.
- Myers, M. J., & Steudel, K. (1985). Effect of limb mass and its distribution on the energetic cost of running. *Journal of Experimental Biology*, 116, 363-373.
- Myklebust, H., Losnegard, T., & Hallen, J. (2014). Differences in V1 and V2 ski skating techniques described by accelerometers. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 24, 882-893.
- 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., Tveit, P., & Eikrehagen, O. (2004a). Effects of speed on temporal patterns in classical style and freestyle cross-country skiing. *Sports Biomechanics*, 3, 85-107.
- Nilsson, J. E., Holmberg, H. C., Tveit, P., & Hallen, J. (2004b). Effects of 20-s and 180-s double poling interval training in cross-country skiers. *European Journal of Applied Physiology*, 92, 121-127.
- Nilsson, J., Jakobsen, V., Tveit, P., & Eikrehagen, O. (2003). Pole length and ground reaction forces during maximal double poling in skiing. *Sports Biomechanics*, 2, 227-236.

- 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.
- Onasch, F., Killick, A., & Herzog, W. (2017). Is there an optimal pole length for double poling in cross country skiing? *Journal of Applied Biomechanics*, 33(3), 192-202.
- 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.
- Pellegrini, B., Zoppirolli, Ch., Bortolan, L., Holmberg, H.-Ch., Zamparo, P., Schena, F. (2013). Biomechanical and energetic determinants of technique selection in classical cross-country skiing. *Human Movement Science*, 32, 1415-1429.
- Psotová, D. (2007). *Analýza kinematografického záznamu pohybu lyžaře běžce při oboustranném bruslení jednodobém*. Disertační práce. Praha: UK FTVS.
- Reaz, M. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, 8(1), 11-35.
- Reilly, T., Secher, N., Snell, P., & Williams, C. (1990). *Anthropometry*. London: E. and FN Spon.
- 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.
- Sandbakk, O., Ettema, G., & Holmberg, H. C. (2013). The physiological and biomechanical contributions of poling to roller ski skating. *European Journal of Applied Physiology*, 113, 1979–1987.
- Sandbakk, O., Leirdal, S., & Ettema, G. (2015). The physiological and biomechanical differences between double poling and G3 skating in World class cross-country skiers. *European Journal of Applied Physiology*, 115, 483–487.
- SENIAM. (2017). *The Surface Electromyography for non-invasive assessment of muscles*. Retrieved from <http://seniam.org/>
- Skard, H. (1986). *Lär deg snøskøyting*. Oslo: Norges Iddretshøgskole, Norges skiforbund.
- 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.
- Smith, G. A., Kvamme, B., & Jakobsen, V. (2009). Effectiveness of ski and pole forces in ski skating. In: E. Müller, S. Lindinger, T. Stöggl, eds. *4th International Congress on Skiing and Science (ICSS)*. St. Anton am Arlberg: Meyer & Meyer, 647–656.
- Stöggl, T., Lindinger, S., & Müller, E. (2006). Biomechanical validation of a specific upper body training and testing drill in cross-country skiing. *Sports Biomechanics*, 5, 23-46.
- 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., Stöggl, J., & Müller, E. (2008a). Competition analysis of the last decade (1996 –2008) in cross-country skiing In E. Müller, S. Lindinger, and T. Stöggl (eds.), *Proceedings of the 4th International Congress on Skiing and Science (ICSS)* (pp. 657-677). St. Anton am Arlberg, Austria: Meyer&Meyer Verlag.



- Stöggl, T., Müller, E., & Lindinger, S. (2008b). Biomechanical comparison of the doublepush technique and the conventional skate skiing technique in cross-country sprint skiing. *Journal of Sports Sciences*, 26, 1225-1233.
- Stöggl, T., & Müller, E. (2009). Kinematic determinants and physiological response of cross-country skiing at maximal speed. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41, 1476-1487.
- Stöggl, T., Enqvist, J., Müller, E., & Holmberg, H. C. (2010a). Relationships between body composition, body dimensions, and peak speed in cross-country sprint skiing. *Journal of Sports Sciences*, 28, 161-169.
- Stöggl, T., Kappel, W., Müller, E., & Lindinger, S. (2010b). Double-push skating versus V2 and V1 skating on uphill terrain in cross-country skiing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42, 187-196.
- Stöggl, T. (2010c). *Biomechanical and physiological analyses of sprint cross-country skiing*. Habilitation treatise. Salzburg: University of Salzburg.
- Stöggl, T., Müller, E., Ainegren, M., & Holmberg, H. C. (2011). General strength and kinetics: fundamental to sprinting faster in cross country skiing? *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 21, 791-803.
- Stöggl, T., Holst, A., Jonasson, A., Andersson, E., Wunsch, T., Norström, Ch. & Holmberg, H. C. (2014). Automatic Classification of the Sub-Techniques (Gears) Used in Cross-Country Ski Skating Employing a Mobile Phone. *Sensors*, 14, 20589-20601.
- 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.
- Street, G. M. (1992). Technological advances in cross-country ski equipment. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 1048-1054.
- Suchý, J., & Kračmar, B. (2008). Analysis of the kinesiology of skate skiing and roller skiing. *Ugdymas - Kūno kultūra – Sportas*, 3(70), 81-87.
- Špulák, D., Čmejla, R., Mikulíková, P., Paulů, J., & Kračmar, B. (2012). Muscle Activity Detection Using EMG Envelope Thresholding – Comparison of Various

Approaches. In *20th Annual Conference Proceeding's Technical Computing Bratislava 2012* (pp. 1-5). Prague: HUMUSOFT.

Špulák, D., Čmejla, R., Bačáková, R., Kračmar, B., Satrapová, L., & Novotný, P. (2014). Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements. *Computers in Biology and Medicine*, 47, 93-103.

Špulák, D. (2016). *Zpracování povrchových elektromyografických signálů*. Disertační práce. Praha: FEL ČVUT.

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.

Tonnessen, E., Sandbakk, O. 2012. *Den norske langrennsboka*. Oslo: Aschehoug.

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 upperlimb extensor muscles during elite cross-country skiing with the double poling technique. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23, 1512-1519.

Zoppirolli, C., Pellegrini, B., Bortolan, L. & Schena, F. (2015). Energetics and biomechanics of double poling in regional and high-level cross-country skiers. *European Journal of Applied Physiology*, 115, 969-979.

Zoppirolli, C., Boccia, G., Bortolan, L., Schena, F. & Pellegrini, B. (2017). Functional significance of extent and timing of muscle activation during double poling on-snow with increasing speed. *European Journal of Applied Physiology*, 117, 1585-1594.

## **Přílohy**

### **Seznam příloh**

**Příloha č. 1: Vyjádření Etické komise UK FTVS**

**Příloha č. 2: Informovaný souhlas probanda**

**Příloha č. 3: Grafy „Boats“**

# Příloha č. 1: Vyjádření Etické komise UK FTVS



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešleslavin  
tel.: 220 171 111  
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

## Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

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

**Název:** Zapojení vybraných svalů horní části těla u soupažného odpichu při paralelním a odvrátném postavení lyží a při napodobivém cvičení

**Forma projektu:** doktorská práce

**Autor** (hlavní řešitel): Mgr. Roman Horyna

**Školitel** (v případě studentské práce): Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

### Popis projektu

V rámci projektu budou snímány elektrické potenciály z vybraných svalů v oblasti horní části těla měřicí metodou povrchové elektromyografie. Měření bude probíhat neinvazivní a nebolešivou 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 započetím výzkumu.

**Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:** Budou použity pouze neinvazivní metody.

**Etické aspekty výzkumu:** K účasti na výzkumu budou přizváni osoby starší 15 let.

**Informovaný souhlas** (příložen)

V Praze dne 3.3.2015

Podpis autora:

## Vyjádření etické komise UK FTVS

**Složení komise:** Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.  
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.  
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 065/2015

dne: 5.3.2015

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

UNIVERZITA KARLOVA v Praze  
razítko školy Fakulta tělesné výchovy a sportu  
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

podpis předsedy EK

## **Příloha č. 2: Informovaný souhlas probanda**

### **Informovaný souhlas probanda**

V rámci projektu budou snímány elektrické potenciály z vybraných svalů v oblasti horní části těla měřicí metodou povrchové elektromyografie. Měření bude probíhat neinvazivní a nebolestivou metodou pomocí povrchových elektrod. Na základě fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test dle Jandy, simulace požadovaného pohybu a současná palpance svalů), budou umístěny jednotlivé elektrody zn. Kendal Arbo v místech největší kontrakce. Povrch kůže bude pro lepší přilnavost elektrod pouze očištěn lékařským lihem. Elektrické potenciály z těchto elektrod budou zaznamenávány do přístroje zn. ME 6000, 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.

My, níže podepsaní:

jméno a příjmení

datum narození

podpis

.....  
.....

Souhlasíme, že jsme byli předem, dostatečně a srozumitelně seznámeni s účelem a cílem výzkumu, který bude prováděn za účelem vytvoření disertační práce studenta doktorandského studia oboru Kinantropologie na UK FTVS v Praze, Mgr. Ing. Romana Horyny.

Byli jsme informováni o tom, jakou formou bude výzkum probíhat. Byli jsme informováni o způsobu dokumentace a prezentace výsledků této studie.

Byli jsme informováni o tom, že veškeré poskytnuté osobní údaje budou dokumentovány bez uvedení našeho jména a příjmení.

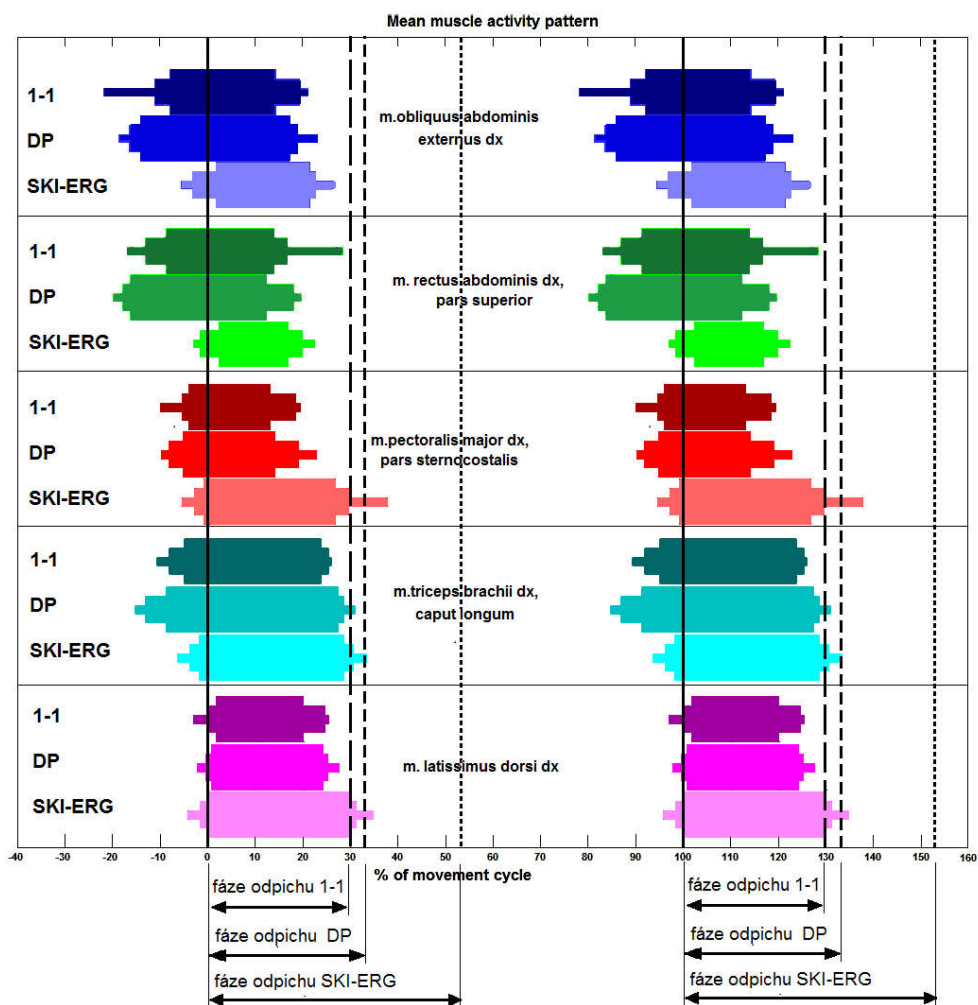
Bylo nám umožněno vše si rozvážit a zeptat se na to, co považujeme za podstatné.

S postupem a výzkumnými metodami souhlasíme.

V ..... Datum:.....

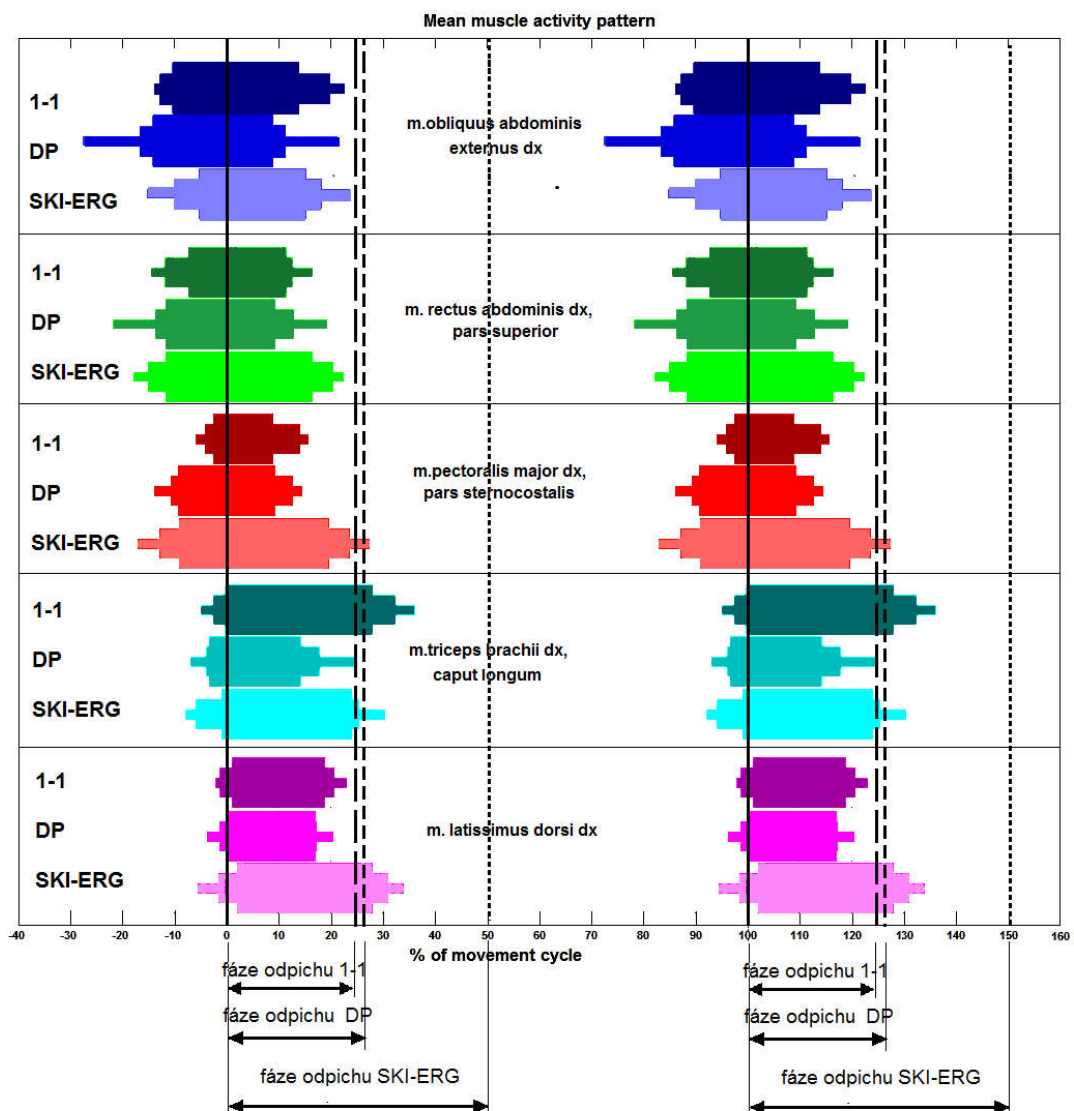
Podpis vyšetřujícího: .....

### Příloha č. 3: Grafy „Boats“



**Graf 6: „Boats“ – úsečky vyjadřující intervaly významné svalové aktivity při V2, DP a SkiErg v průměrném pohybovém cyklu u probanda P2.**

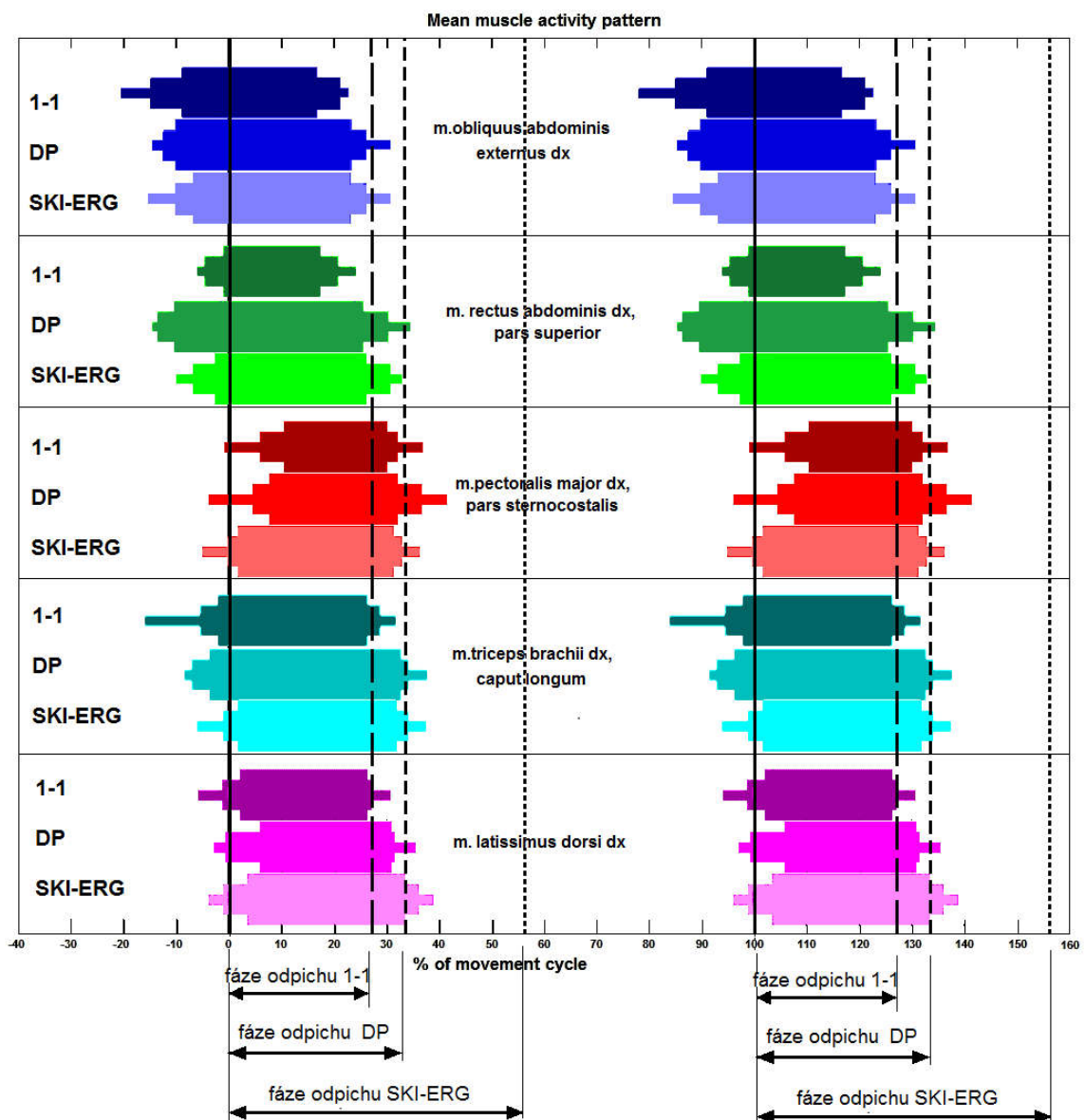
*Vnější konce nejužší úsečky vyjadřují svalovou aktivitu v 25 %, vnější konce střední úsečky v 50 % a konce nejširší úsečky v 75 % pohybových cyklů.*



**Graf 7: „Boats“ – úsečky vyjadřující intervaly významné svalové aktivity při V2, DP a SkiErg v průměrném pohybovém cyklu u probanda P3.**

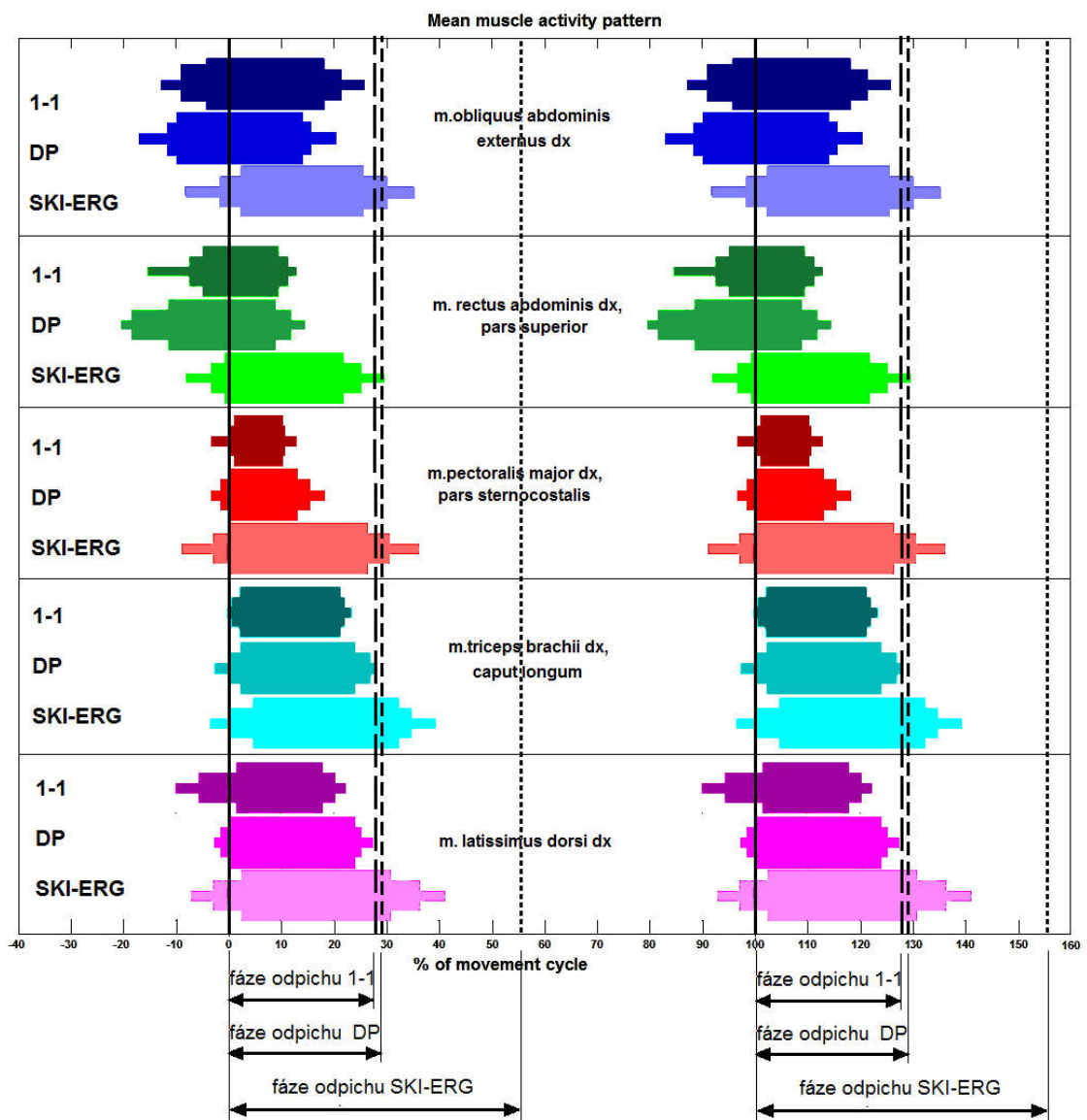
*Vnější konce nejužší úsečky vyjadřují svalovou aktivitu v 25 %, vnější konce střední úsečky v 50 % a konce nejširší úsečky v 75 % pohybových cyklů.*





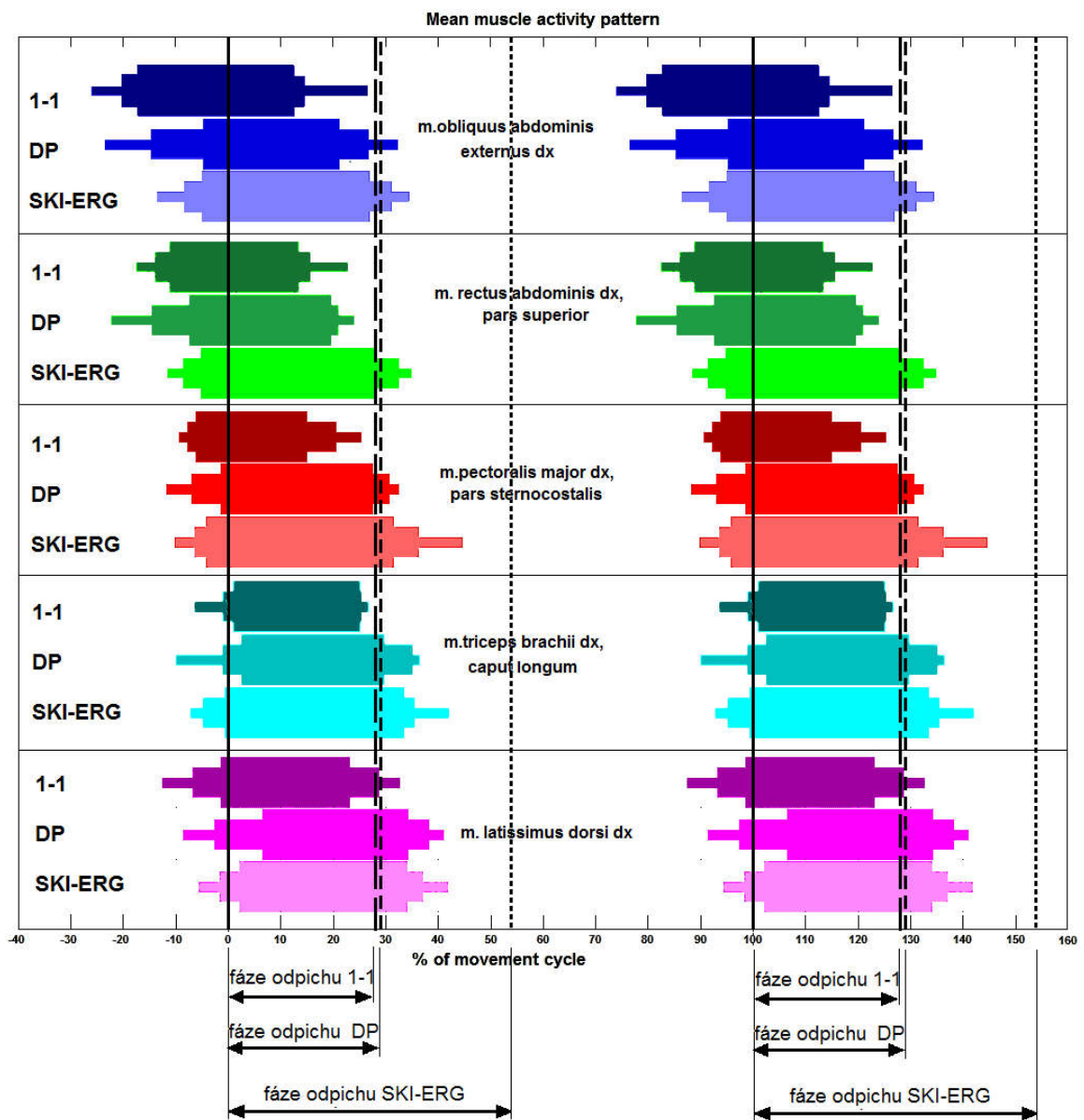
**Graf 8: „Boats“ – úsečky vyjadřující intervaly významné svalové aktivity při V2, DP a SkiErg v průměrném pohybovém cyklu u probanda P4.**

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



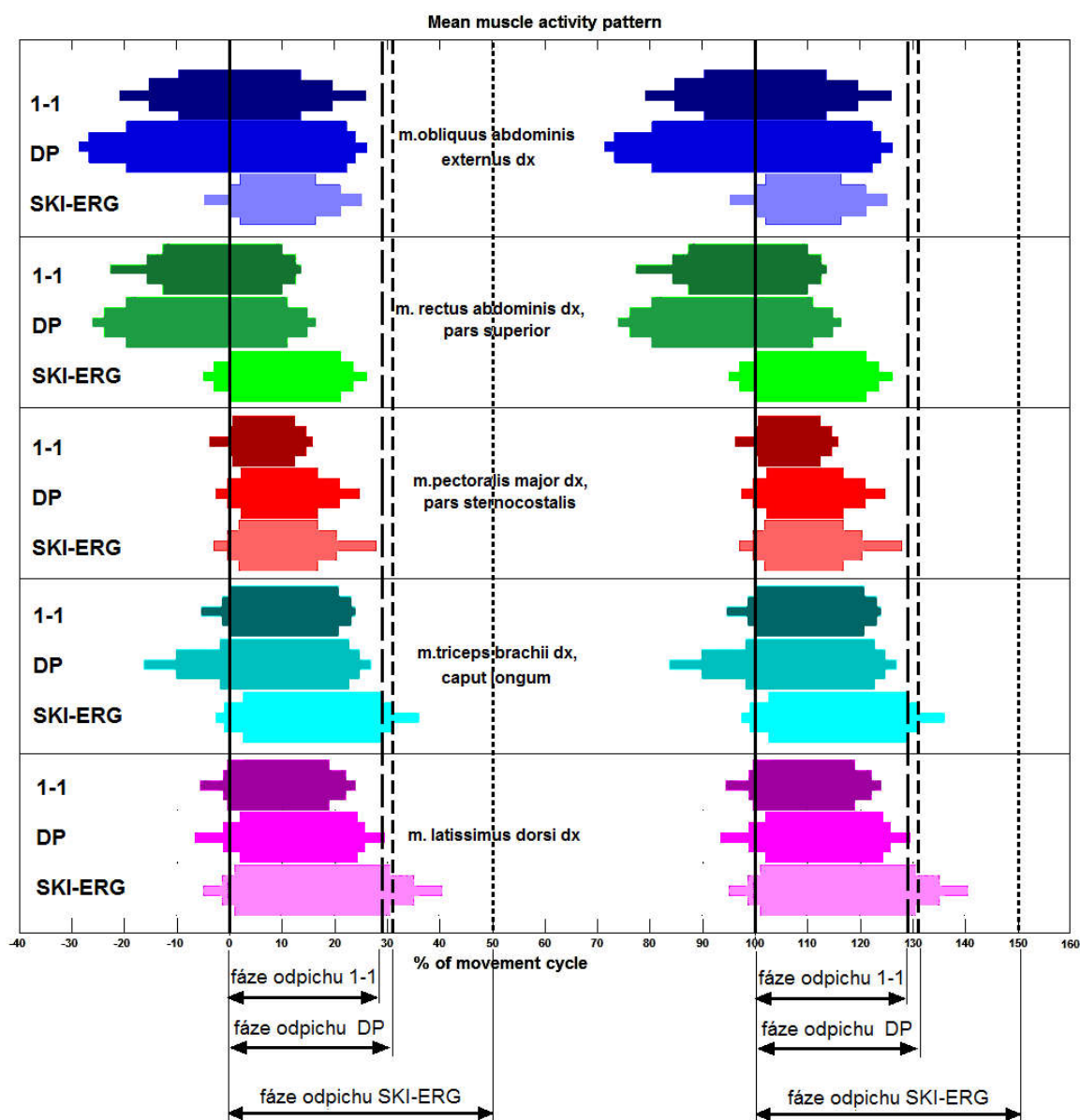
**Graf 9: „Boats“ – úsečky vyjadřující intervaly významné svalové aktivity při V2, DP a SkiErg v průměrném pohybovém cyklu u probanda P5.**

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



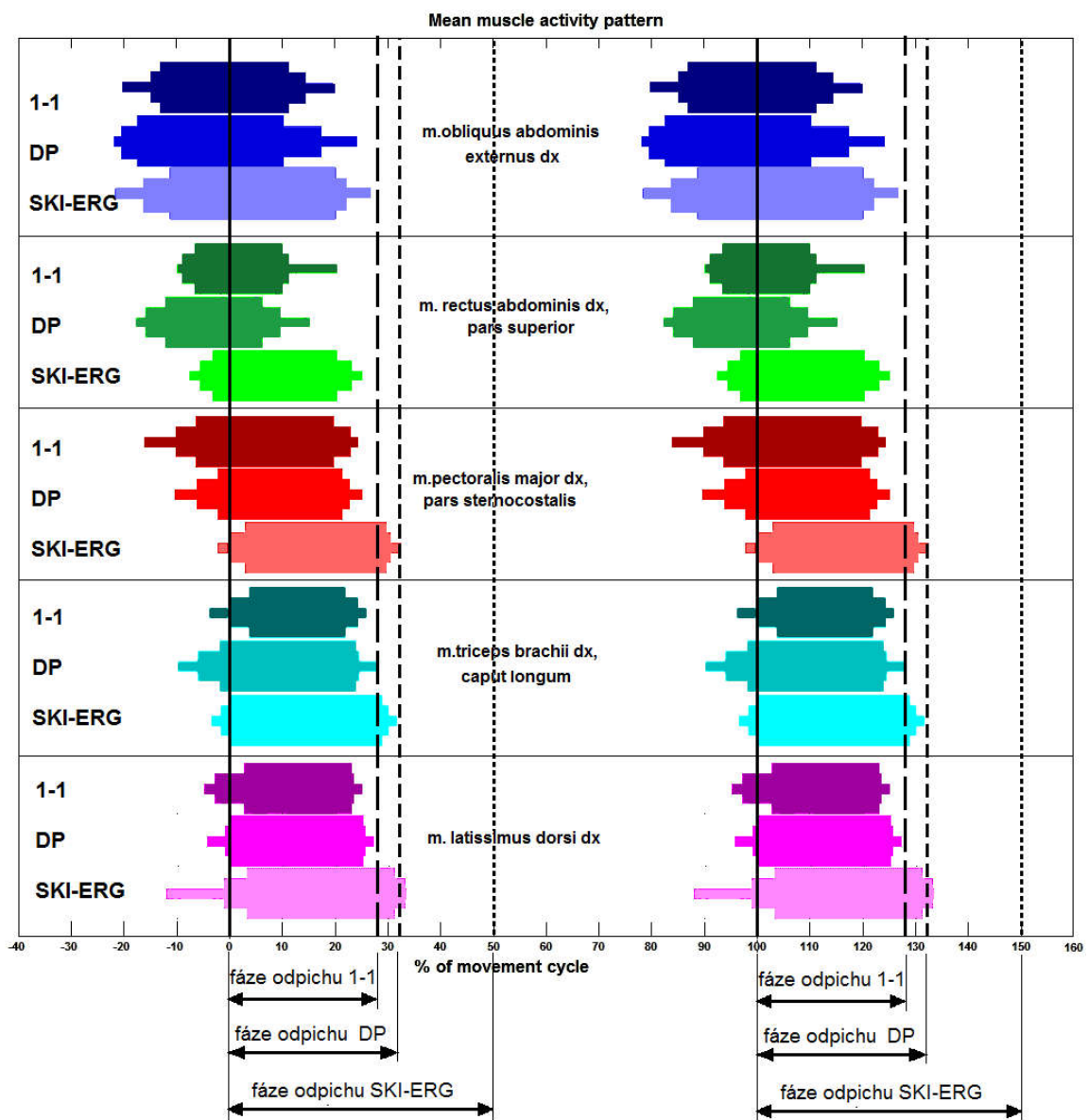
**Graf 10: „Boats“ – úsečky vyjadřující intervaly významné svalové aktivity při V2, DP a SkiErg v průměrném pohybovém cyklu u probanda P6.**

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



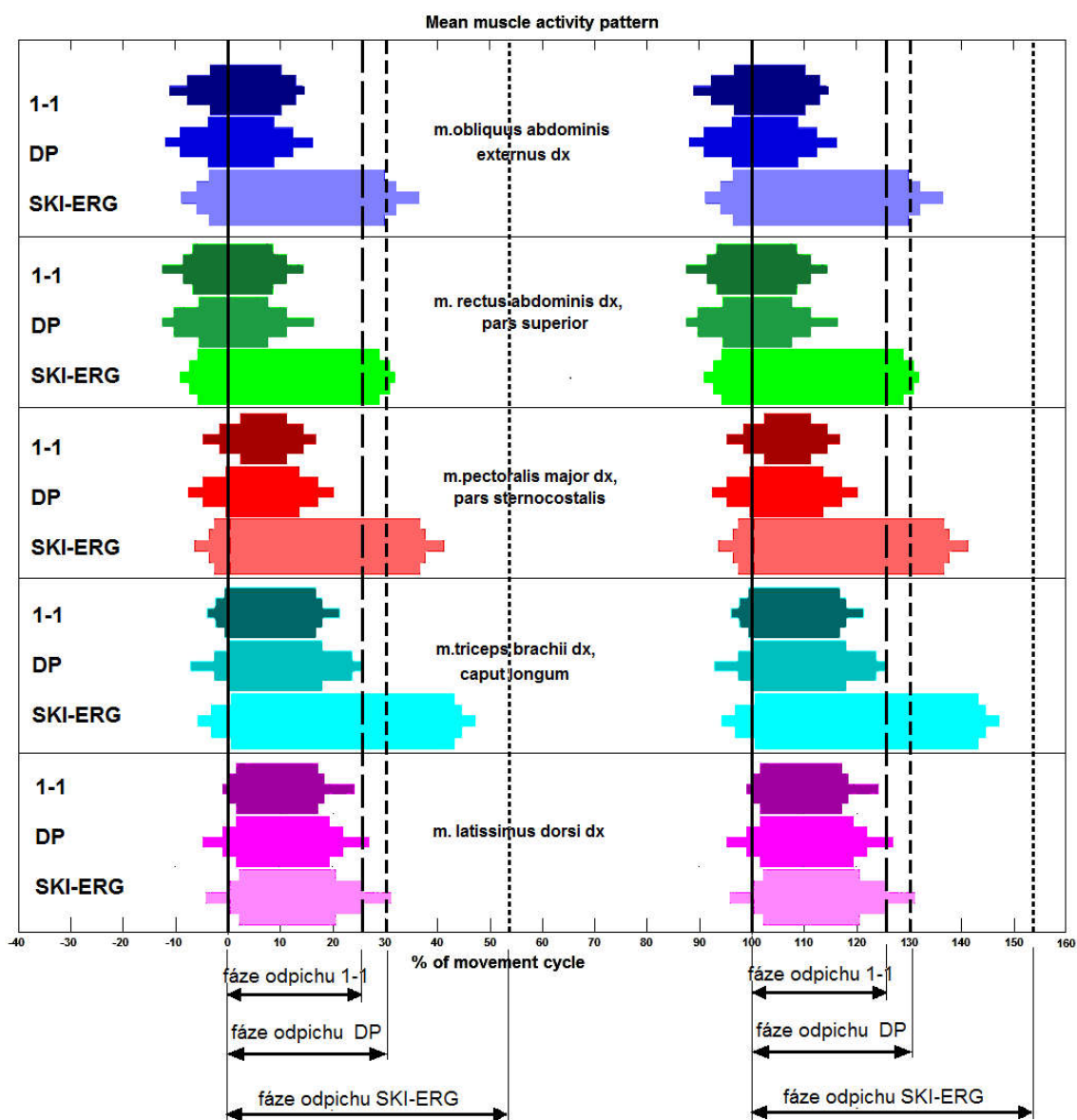
**Graf 11: „Boats“ – úsečky vyjadřující intervaly významné svalové aktivity při V2, DP a SkiErg v průměrném pohybovém cyklu u probanda P7.**

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



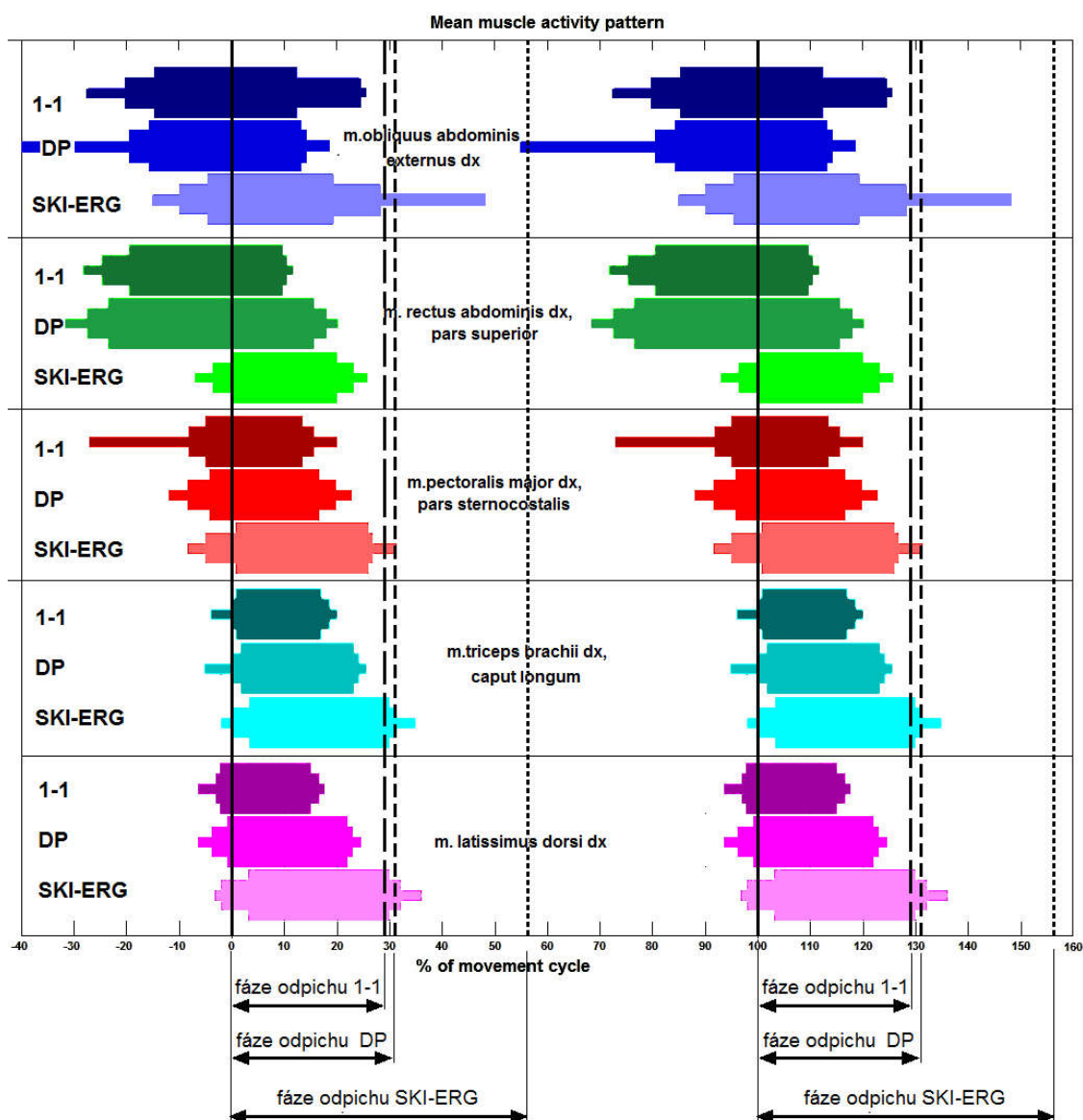
**Graf 12: „Boats“ – úsečky vyjadřující intervaly významné svalové aktivity při V2, DP a SkiErg v průměrném pohybovém cyklu u probanda P8.**

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



**Graf 13: „Boats“ – úsečky vyjadřující intervaly významné svalové aktivity při V2, DP a SkiErg v průměrném pohybovém cyklu u probanda P9.**

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



**Graf 14: „Boats“ – úsečky vyjadřující intervaly významné svalové aktivity při V2, DP a SkiErg v průměrném pohybovém cyklu u probanda P10.**

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