

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Studijní obor Kinantropologie

AUTOREFERÁT DISERTAČNÍ PRÁCE

KINEZIOLOGICKÁ ANALÝZA ODRAZU PŘI BĚHU NA LYŽÍCH

THE REFLECTION KINESIOLOGY ANALYSIS OF CROSS COUNTRY SKIING

Školitel:

doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracovala:

Mgr. Martina Chrástková

Vědní obor: Kinantropologie

Název práce: Kineziologická analýza odrazu při běhu na lyžích

Autor: Mgr. Martina Chrátková

Školitel: doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

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

Abstrakt:

- Název:** Kineziologická analýza odrazu při běhu na lyžích
- Cíl práce:** Ozřejmit koordinační podobnosti či rozdílnosti aktivace sledovaných svalů dolních končetin v průběhu odrazu při běhu na lyžích klasickou technikou, bruslením a při běhu na lyžích oboustranným odvratem.
- Metoda:** Komparační analýza elektromyografických signálů svalové aktivity v kombinaci s plošnou kinematickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.
- Výsledky:** Statistická významnost byla shledána ve všech případech intralokomočního porovnání aktivace svalů dolní končetiny ve fázi odrazu při běhu oboustranným odvratem s klasickou technikou, při běhu dvoudobém střídavém i při komparaci běhu oboustranným odvratem versus bruslení dvoudobé asymetrické na pravé dolní končetině. Na levé dolní končetině byly obě hypotézy o podobnosti odrazové fáze daných lokomocí popřeny. V případě porovnání aktivace svalů při běhu dvoudobém střídavém klasickou technikou se jednalo o musculus (m.) peroneus longus sin a m. gastrocnemius medialis sin při komparaci běhu na lyžích oboustranným odvratem s oboustranným bruslením dvoudobým, asymetrickým.
- Byla zjištěna vysoká laterální intralokomoční podobnost klasické techniky, běhu na lyžích střádavého dvoudobého i běhu na lyžích oboustranným odvratem. V případě oboustranného dvoudobého bruslení na lyžích nebyla laterální podobnost potvrzena ve dvou případech, a to pro m. vastus lateralis a m. gluteus medius.
- Klíčová slova:** běh na lyžích, klasická technika, střídavý běh dvoudobý, bruslení na lyžích, volná technika, oboustranný odvrat – „stroměček“, kineziologie, povrchová elektromyografie (EMG), aktivace svalů

Abstract:

- Title:** The reflection kinesiology analyse of cross country skiing
- Purposes:** To compare coordination of chosen muscles on leg during reflection of cross country skiing classic technique, skating and herringbone.
- Methods:** Comparative analysis: the dates were measured by surface electromyography and 2-D video-analysis.
- Results:** We founded statistical significance by comparisons muscle activation on right leg during kick during cross country skiing: classic technique, diagonal stride and herringbone and V-1 skating and herringbone. In case the left leg the statistical significance was disprove by: m. peroneus longus sin during comparison of diagonal stride and herringbone and m. gastrocnemius medialis sin V-1 skating and herringbone.
- We founded high level of laterality of diagonal stride and herringbone. I case V-1 skating, the significant similarity was not founded for m. vastus lateralis and m. gluteus medialis.
- Key words:** Cross country skiing, classical technique, skating, herring bone, kinesiology, surface electromyography (EMG), muscles activation

1 ÚVOD

Jednou z tradičních a velmi účinných lokomocí člověka po sněhu je klouzavý pohyb na lyžích, který je využíván a stále zdokonalován více než 4 000 let. Lze jej tedy řadit mezi nejstarší pohybové aktivity člověka. Člověk se vždy snažil zefektivnit svůj pohyb zasněženým terénem. Přes boty obalené kožešinou (pro zvětšení plochy boty) a pohyb na sněžnicích se postupně dopracoval až k pohybu na lyžích. Lyže oproti sněžnicím umožňují skluz, a tudíž ulehčují jak sestup, pohyb po rovině, tak i výstup. Běh na lyžích tedy fylogeneticky vychází z chůze s tím, že podstatný rozdíl nacházíme ve fázi opory. Při chůzi je vytvořeno pevné punctum fixum (PF) a oporná část chodidla je na místě, zatímco při běhu na lyžích při oporné fázi dochází ke skluzu (fáze skluzu). Tím je dosaženo větší rychlosti lokomoce, avšak také dochází k určitému dyskomfortu, neboť lidský centrální nervový systém (CNS) smyk nevnímá pozitivně. Pohybová soustava člověka se při běhu na lyžích nachází v dynamické rovnováze.

Běžecské lyžování je lokomocí založenou na přirozených základech, zatímco lyžování sjezdové, jako lokomoce, je založené na působení gravitace. Při sjezdu dochází k posturální situaci v podmínkách gravitační, odstředivé a decelerující síly, vyjma rozbruslení, odšlapování a odpichu holemi.

Běh na lyžích se postupně stal také oblíbeným prostředkem pro zábavu a sportovní vyžití. Jedná se o relativně jednoduchý cyklický pohyb na lyžích, který do činnosti zapojuje svalové partie celého těla: horní a dolní končetiny, trup i záda - typickým znakem této sportovní disciplíny jsou stále se opakující pohyby jak horních, tak dolních končetin. Díky tomu, že je rovnoměrně zatížena celá pohybová soustava, nedochází k nadměrnému přetížení, namožení a tím ani k trvalému poškození pohybového aparátu. Běh na lyžích je sám o sobě závodní, olympijskou disciplínou a dělí se na klasickou a volnou techniku. Zároveň je základem dalších zimních i letních sportů: severská kombinace (běh na lyžích a skok na lyžích), biatlon, LOB (lyžařský orientační běh), zimní triatlon; běh na kolečkových lyžích v letních měsících. Nezávodní forma běhu na lyžích je ideální a stále více využívanou pohybovou rekreací a lyžařskou turistikou. O terapeutickém vlivu na lidské tělo není pochyb.

Pro rekreační formu běhu na lyžích neexistují žádné limity. Pro špičkové výkony je rozhodující především anaerobní kapacita, dále antropometrické předpoklady či technická a taktická zdatnost a psychická odolnost.

Běžecské lyžování se řadí mezi nejdynamičtější se rozvíjející sportovní disciplíny, a to především díky technicko - technologickému (výzbroj, výstroj i příprava tratí) vývoji, který

zřejmě nikdy nebude definitivně ukončen. Od 80. let 20. stol. se rozvíjí nová technika běhu na lyžích – bruslení. V posledním století výrazně vzrostla průměrná rychlost z $3,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ v roce 1935 na dnešních $7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, tzn., došlo k nárůstu o 50 %, zatímco např. v plavání na 1 500 m o 40 %, v rychlobruslení o 20 % a v běhu na 10 000 m jen o 12 %.

Cílem předkládané práce je ozřejmění aktivace svalů dolních končetin v průběhu odrazu při běhu na lyžích různými technikami: během dvoudobým střídavým klasickou technikou, oboustranným bruslením a během oboustranným odvratem. Z kinematického hlediska se totiž běh oboustranným odvratem zdá býti podobnější bruslení na lyžích (lyže jsou také v odvratu), avšak používá se při technice klasické, jak to pravidla dovolují, ačkoliv klasická technika se vyznačuje paralelním postavením lyží.

2 CÍLE A URČENÍ ŘEŠENÉ OTÁZKY, HYPOTÉZA PRÁCE

Cílem práce je nalézt koordinační podobnost či rozdílnost aktivace svalů dolních končetin v průběhu odrazu při běhu na lyžích klasickou technikou, při bruslení a při běhu na lyžích oboustranným odvratem.

2.1 Úkoly práce

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

2.2 Hypotézy práce

Při běhu na lyžích klasickou technikou je do strmých stoupání využíván běh na lyžích oboustranným odvratem. Nastavení lyží do oboustranného odvratu je ale typické pro bruslení.

H1: Běh na lyžích oboustranným odvratem bude z hlediska zapojení svalů v definované fázi odrazu vykazovat statisticky významnou koordinační podobnost v EMG záznamech (datech) v komparaci se zapojením svalů v definované fázi odrazu při běhu na lyžích klasickou technikou dvoudobým střídavým.

H2: Běh na lyžích oboustranným odvratem bude z hlediska zapojení svalů v definované fázi odrazu vykazovat statisticky významnou koordinační podobnost v EMG záznamech (datech) v komparaci se zapojením svalů v definované fázi odrazu při oboustranném bruslení na lyžích dvoudobém, asymetrickém.

3 METODIKA VÝZKUMU

3.1 Obecná charakteristika výzkumu

Deskriptivní výzkum byl designován jako intraindividuální komparativní analytická studie, jejímž cílem bylo monitorovat míru koordinační příbuznosti při zvolených způsobech běhu na lyžích. Vybrané svaly DKK byly monitorovány ve fázi odrazu při běhu na lyžích různými technikami. Výzkum spočíval ve sledování elektrických potenciálů měřených svalů. Pro šetření kineziologického obsahu a následné komparace při různých technikách běhu na lyžích (střídavý běh dvoudobý klasickou technikou, běh oboustranným odvratem, oboustranné bruslení dvoudobé asymetrické) byla vybrána metoda SEMG se synchronizovaným videozáznamem. Ta se jeví jako nejvhodnější pro sledování svalové aktivity mimo laboratorní prostředí. De Luca (1993) metodu SEMG charakterizuje jako neinvazivní metodu, jež člověka při pohybu neomezuje.

Studie byla pojata jako intraindividuální srovnávací analýza, při níž byla komparována délka aktivace vybraných svalů v definované části odrazu u jednotlivých probandů u všech sledovaných lokomocí (střídavý běh dvoudobý klasickou technikou, běh oboustranným odvratem, oboustranné bruslení dvoudobé asymetrické). Zjištěné fenomény byly využity i pro interindividuální komparaci.

Nesledovanými proměnnými byly délka kroku (ponecháno na rozhodnutí a pocitech probanda), únava, která nebyla uvažována díky malému počtu opakování a vysoké úrovni trénovanosti probandů. Probandi byli instruováni tak, aby sledovaný úsek absolvovali stejnou intenzitou na spodní hranici anaerobního prahu (ANP; 80 - 85 % maximální tepové frekvence TF).

Pro hodnocení naměřených dat byl na základě expertního posouzení vybrán časový úsek, kde se sledované svaly aktivovaly a deaktivovaly periodicky. Do hodnocení nebyly zahrnuty krokové cykly na počátku a konci lokomoce. Při rozjíždění není ještě zcela ustálena aktivita svalů. Stejná situace nastává ke konci úseku. Také nebyly hodnoceny cykly vykazující určitou anomálii (např. díky podklouznutí lyže).

3.2 Sběr dat

3.2.1 Technické vybavení pro měření

Pro získání EMG dat bylo využito přenosného 14 bitového homologovaného EMG přístroje ME 6 000 Biomonitor (Mega Electronics, Kuopio, Finland), který disponuje šestnácti kanály. Lze tedy sledovat aktivitu až 16 svalů najednou. Jeho váha je 344 g a rozměry 181 x 85 x 35 mm. Frekvence vzorkování může být až 10 000 Hz/kanál s měřícím rozpětím $\pm 8\,192\ \mu\text{V}$ pro EMG. Citlivost přístroje je 1 μV na dílek a pásmová propust 8 - 500 Hz. Data lze snímat do interní paměti o kapacitě 2 GB anebo bezdrátově do PC. V našem měření byla data snímána do interní paměti a až následně byla stažena do PC, a to s frekvencí snímkování 1 000 Hz.

Přístroj byl v průběhu měření nesen na bedrech lyžaře, což odpovídá pozici, v níž lyžaři vozí ledvinku s pitím a občerstvením, i jeho připevnění je shodné. Tato pozice nijak lyžaře neomezuje v pohybu.

Pro snímání aktivity svalů byly použity homologované samolepící gelové Ag/AgCl elektrody Medico Lead-lok. Elektrody byly na vybrané svaly lokalizovány (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**) podle doporučení SENIAM (2014) a Mega Win.

EMG měření bylo doplněno synchronizovaným videozáznamem, přičemž bylo využito dvou kamer: SONY HDR-SR12 High Definition (Series highlights: 5.6 MP ClearVid™ CMOS sensor, BIONZ™ 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).

Všichni probandi disponovali vlastními lyžemi, holemi i botami na obě techniky, na kterých se před měřením zapracovali. Všichni byli tedy zahřátí a rozlyžováni (rozcvičení). Klasické lyže měli opatřené vhodným stoupacím voskem.

Každý z probandů absolvoval dvakrát každou techniku běhu na lyžích (střídavý běh dvoudobý klasickou technikou, běh oboustranným odvratem, oboustranné bruslení dvoudobé asymetrické) dvakrát. Délka každého úseku byla 30 sec při sklonu svahu 10°. Rychlost jízdy volil každý proband podle svého pocitu tak, aby úsek absolvoval na spodní hranici anaerobního prahu (ANP; 80 – 85 % maximální TF). Kontrola jízdy byla zaručena zkušenostmi a výkonnostní úrovní probandů. Délka odpočinku mezi jednotlivými testovacími jízdami byla ponechána na rozhodnutí probandů tak, aby byli odpočatí.

3.2.2 Charakteristika sledovaného souboru

Na základě expertního posouzení a výkonnosti byl záměrně vybrán soubor sedmi probandů (mužů). Osloveni byli mladí lyžaři – reprezentanti ČR na MSJ a MS-U23 2013 v Liberci, tedy lyžaři běžci s ustálenými vzory pohybu. Jejich průměrný věk byl 20 let (± 1 rok). Váha ani výška nebyly sledovanými proměnnými.

Všichni probandi byli zdraví a v plné kondici pod průběžným lékařským a fyzioterapeutickým dohledem. Nikdo z účastníků se dlouhodobě neléčil se zraněním dolních končetin.

Každý měřený proband podepsal informovaný souhlas. Vzor tohoto souhlasu je spolu se schváleným projektem práce etickou komisí.

3.2.3 Charakteristika místa provedení výzkumu

Měření proběhlo během dopoledne 1. února 2012 v Jablonci nad Nisou v běžeckém areálu Břízky, za stálých klimatických podmínek s teplotou vzduchu i teplotou sněhu 0°C.

Tratě byly strojově upravené jak pro klasickou techniku, tak pro bruslení pro oficiální trénink na vrcholnou soutěž v ČR – Český pohár v běhu na lyžích dospělých. Pro měření bylo zvoleno rovnoměrné stoupání o sklonu 10°.

3.2.4 Měřené svaly

V souboru sledovaných svalů neměly chybět flexory a extenzory nohy, kolene a kyčelního kloubu. Pro běh na lyžích je důležitá také stabilizační funkce svalů, a proto bylo zapotřebí sledovat i svaly s posturální funkcí.

Po diskuzi byly pro měření zvoleny následující svaly, a to bilaterálně:

- m. peroneus longus (PL)
- m. tibialis anterior (TA)
- m. gastrocnemius - cap. medialis (GM)
- m. biceps femoris (BF)
- m. quadriceps femoris - vastus lateralis (VL)
- m. quadriceps femoris - vastus medialis (VM)
- m. gluteus medius (GD)

3.3 Analýza dat

Naměřená data byla ze zařízení ME 6 000 Biomonitor pomocí SW Mega Win, který je dodáván s EMG přístrojem ME 6 000 Biomonitor, stažena do PC a analyzována a hodnocena prostřednictvím právě SW Mega Win a dále SW Matlab. Ve spolupráci s FEL ČVUT v Praze, s katedrou teorie obvodů byl pro hodnocení získaných dat sestaven originální algoritmus, jenž využívá segmentaci signálu na jednotlivé periody pohybu.

Z každého naměřeného 30 s záznamu byl expertně vybrán vnitřní interval, v němž signál EMG vykazoval periodicitu, a to s cílem analyzování co největšího počtu krokových cyklů.

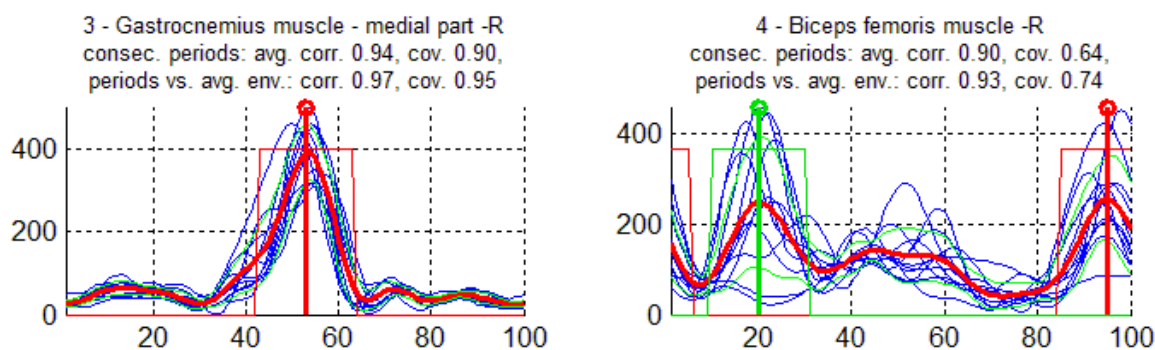
Algoritmus pro vyhodnocení EMG signálu byl vyvinut následovně:

Počet aktivačních vrcholů (peaků) je určen na základě analýzy tvaru průměrné obálky (červené křivky viz Graf 1). Kritéria pro rozhodnutí o významné či nevýznamné aktivaci svalu byla určena empiricky, a to:

- vedlejší maximum musí dosahovat alespoň hodnoty 40 % hlavního maxima,
- minimum mezi majoritním a minoritním maximem musí klesnout pod 50 % podružného maxima (Špulák, a další, 2014).

Práce sleduje a porovnává průběh odrazu tří různých lyžařských pohybových vzorů. Pro tento účel byl zvolen pouze určitý časový interval v rámci celého krokového cyklu. Tento interval byl ustanoven následovně:

- a) *konec*: dosažení maximální hodnoty aktivace m. gastrocnemius – c. m., a tím dokončení odrazu,
- b) *začátek*: nástup významné aktivace vážící se přímo k odrazu kteréhokoliv ze sledovaných svalů, který se v daném případě aktivuje jako první.



Graf 1: Ukázka tvz. Envelope (obálky) EMG signálu pro GM a BF a jejího průměru (červená křivka). Modré křivky zobrazují průběh EMG signálů jednotlivých lokomočních cyklů. Červená kolmice označuje primární maximum a zelená minoritní. Jsou uvedeny korelační a kovarianční koeficienty.

Primárně je tak sledována délka časového intervalu aktivace svalů v době před odrazem. Pouze m. tibialis anterior se ve většině případů (14) aktivuje až po dokončení odrazu, a proto v tomto případě byl sledován časový úsek od odrazu k nástupu aktivace. Komparace takto získaných intervalů svalové práce byla provedena pomocí statistiky ANOVA1. Ostatní intervaly aktivace jsou zohledněny pouze pro sekundární kvalitativní hodnocení průběhu a charakteru svalové aktivace v celé délce lokomočního cyklu.

Proč hodnotíme pouze odrazovou fázi lokomočního cyklu?

Odraz je pro běh na lyžích klíčovou fází. Od účinnosti odrazu se odvíjí fáze skluzu, pro kterou je podstatná schopnost dynamické rovnováhy a relaxace, ale pokud není odraz proveden s maximální efektivitou, pak nemůže nastat adekvátní fáze skluzu, anebo k ní nedojde vůbec.

Lokomoce HB navíc skluzovou fází postrádá, a tudíž by komparování lokomočních cyklů se skluzem a bez něj bylo zavádějící.

Pro statistické hodnocení získaných dat a následné rozhodování byla zvolena metoda ANOVA1. Protože, jak již bylo řečeno výše, umožňuje vyvozovat závěry o funkci regrese na základě rozboru celkového rozptylu dat. Rozptyl dat soubor rozkládá na jednotlivé třídy a vytváří závěry o těchto třídách (Homolová, 2004).

Předmětem práce bylo zjistit, zdali existují rozdíly mezi jednotlivými skupinami, tzn., bylo zapotřebí porovnat jejich průměry navzájem pro všechny možné páry. Podstatou této metody je hodnocení vztahů mezi rozptyly porovnávaných výběrových souborů.

4 VÝSLEDKY PRÁCE

V konečné fázi bylo hodnoceno 11,14 krokových cyklů. Jak uvádí Tabulka 1, nejvíce lokomočních cyklů bylo zpracováno pro klasickou techniku DS – 11,43, a nejméně pro bruslení V-1 na lyžích – 10,86.

CL	Průměrný počet zpracovaných period	11,43
	Průměrná délka periody *s ⁻¹	1,20
	SD *s ⁻¹	0,11
HB	Průměrný počet zpracovaných period	11,14
	Průměrná délka periody *s ⁻¹	0,81
	SD *s ⁻¹	0,05
SK	Průměrný počet zpracovaných period	10,86
	Průměrná délka periody *s ⁻¹	1,21
	SD *s ⁻¹	0,19

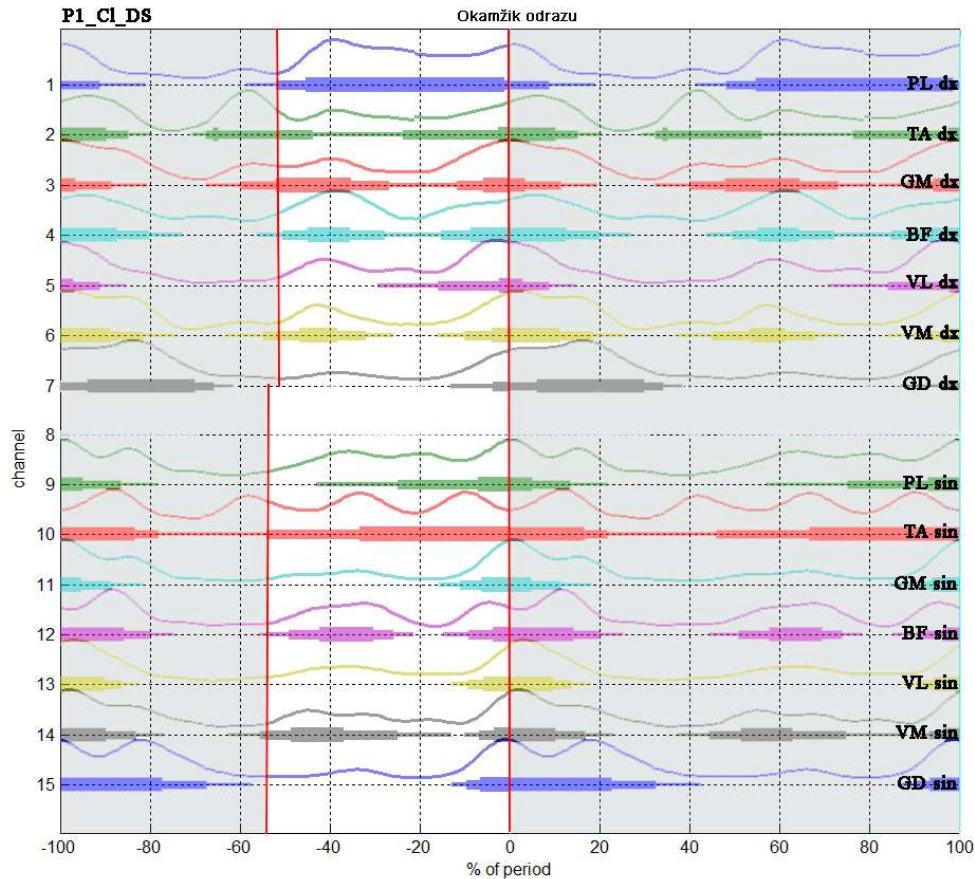
Tabulka 1: Průměrný počet zpracovaných pohybových cyklů a průměrná délka pohybového cyklu vč. směrodatné odchylky

Průměrná délka krokového cyklu byla spočtena na 0,81 s v případě HB a 1,20 s resp. 1,21 s pro DS a V-1. Podle velikosti směrodatné odchylky je z hlediska délky pohybového cyklu nejstabilnější lokomoce HB (0,05).

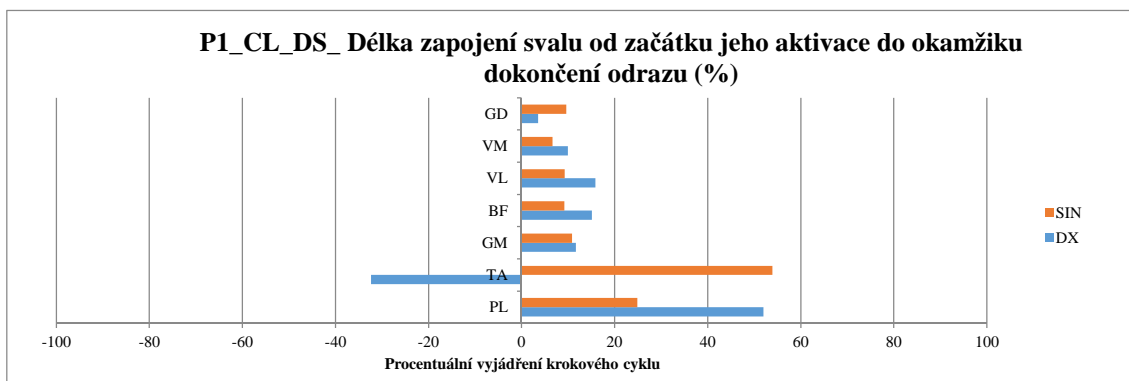
V následujících grafech „Boats & Envelopes“ probanda P1 (Graf 2, Graf 4 a Graf 6) je bílým oknem vyznačen interval odrazu, který byl z pohledu aktivace svalů hodnocen:

- „Boats“ (úsečky) vyjadřují interval významné aktivity měřených svalů v rámci průměrného kroku. Nejslabší úsečka na koncích vyjadřuje velikost směrodatné odchylky. Proto, čím je tedy interval špičatější, tím je nástup aktivace a deaktivace méně periodický s většími intraindividuálními odchylkami, které mohou být způsobeny mnoha faktory.
- „Envelopes“ (spojitá křivka) ukazují průběh EMG signálu průměrného krokového cyklu u jednotlivých svalů u sledovaných lokomocí (postupně: běh na lyžích střídavý dvoudobý, běh na lyžích oboustranným odvratem a bruslení na lyžích oboustranné dvoudobé).

Grafy „Boats & Envelopes“ jsou doplněny grafy vyznačujícími délku aktivace svalů (Graf 3, Graf 5 a Graf 7). Sledována byla ta aktivace, která přímo souvisí s odrazem. Odraz nastává v hodnotě 0. Úsečky značí délku aktivace před odrazem. Jediný TA se většinou aktivuje až po odraze, z tohoto důvodu je jeho interval aktivace znázorněn do záporných hodnot. Délka aktivace je vyjádřena procentuálně vzhledem k délce krokového cyklu. Pro podružné sledování laterality jsou pod sebou vyneseny hodnoty délky aktivace levé (sin) a pravé (dx) DK.

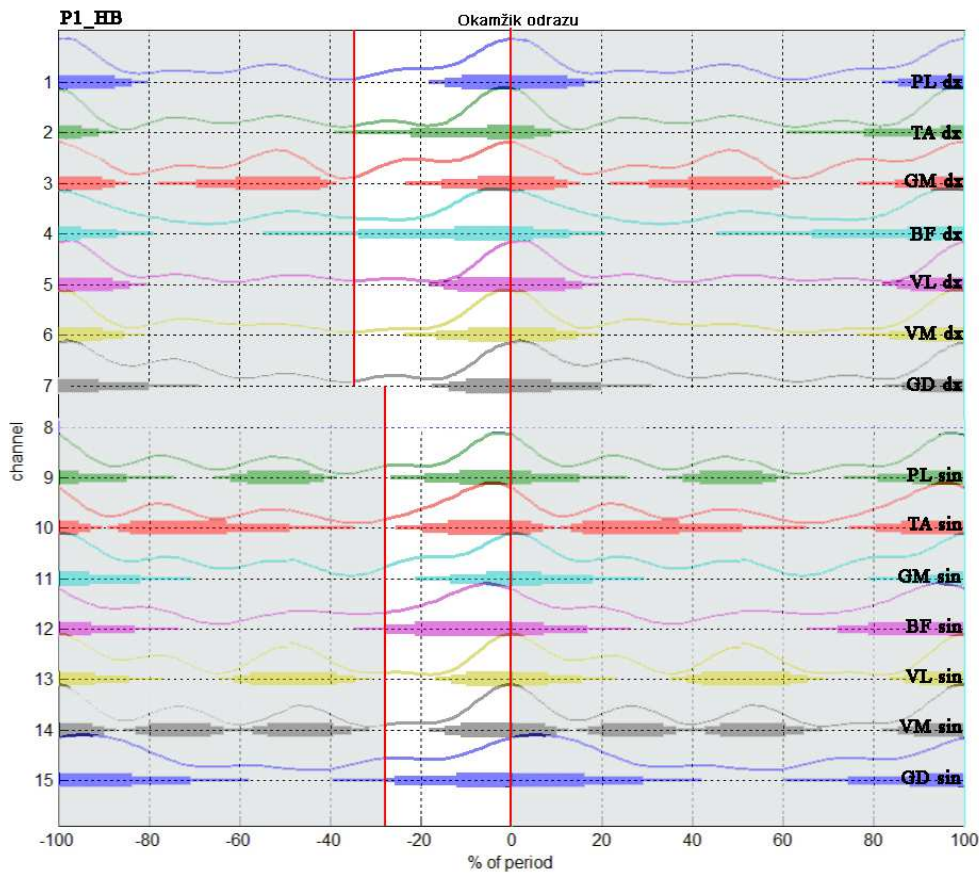


Graf 2: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při CL_DS u probanda P1: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalů; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalů. „Envelopes“ – průběh EMG signálu průměrného lokomočního cyklu. Červené svislice vyznačují sledovaný interval odrazu: svislice v 0 % značí okamžik dokončení odrazu, druhé dvě okamžik začátku významné aktivace prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu.

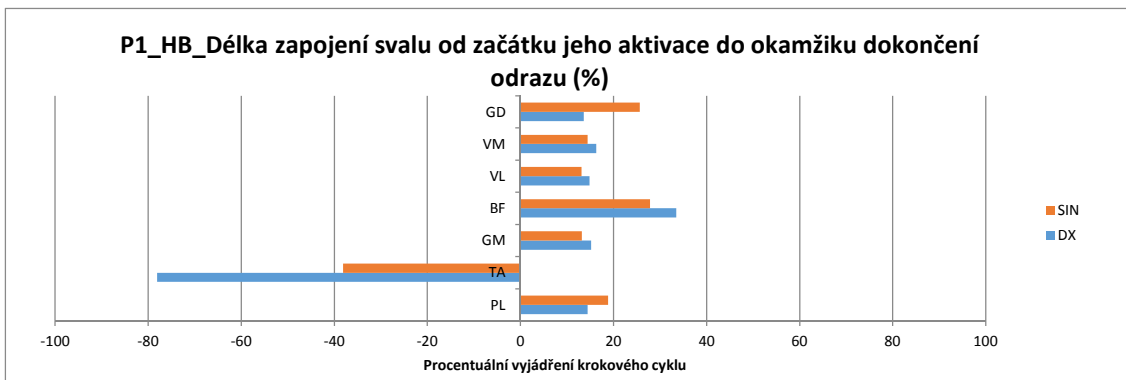


Graf 3: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P1; sin – levá DK; dx – pravá DK

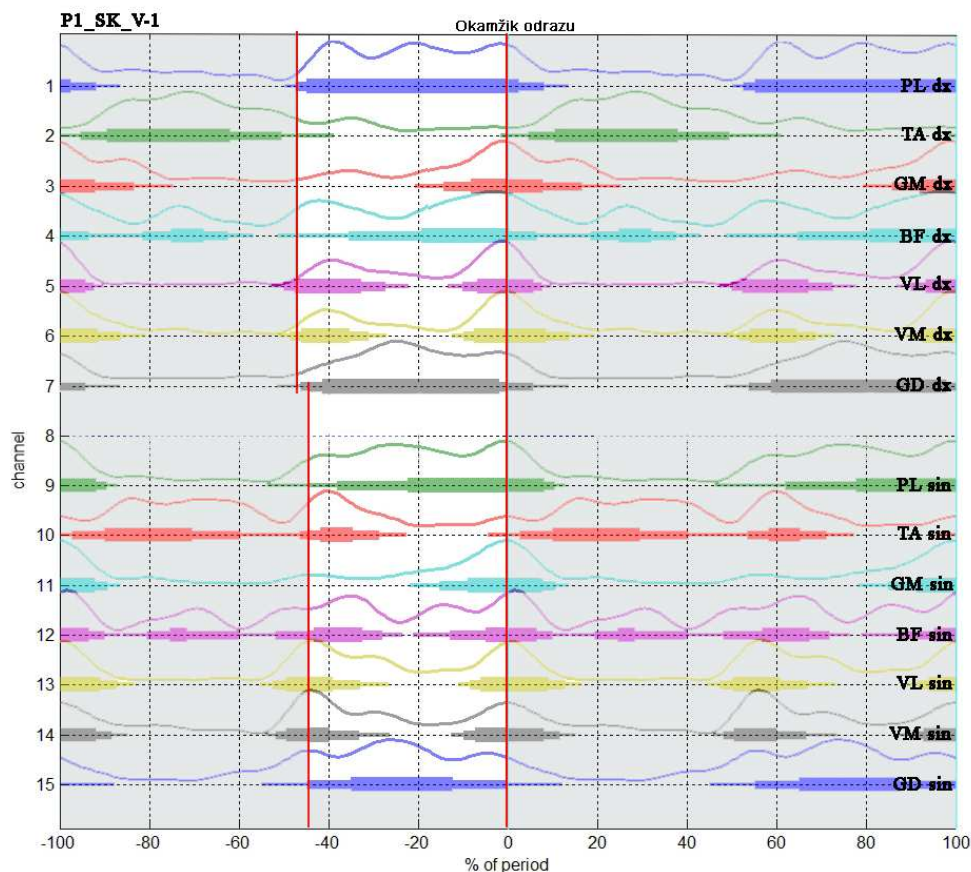
U P1 při klasické technice se TA na levé DK je aktivován již před odrazem, zatímco na levé straně dochází k významné aktivaci až po odrazu.



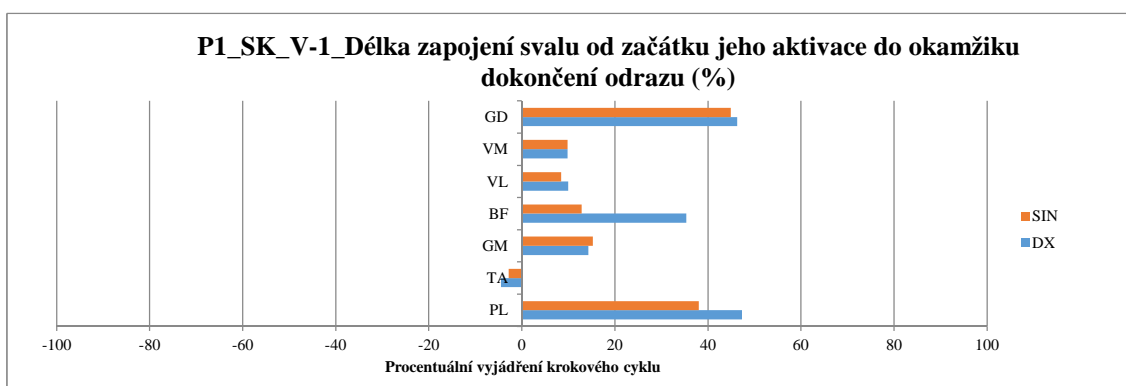
Graf 4: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při DS u probanda P1: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „Envelopes“ – průběh EMG signálu průměrného lokomočního cyklu. Červené svislice vyznačují sledovaný interval odrazu: svislice v 0 % značí okamžik dokončení odrazu, druhé dvě okamžik začátku významné aktivity prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu



Graf 5: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P1; sin – levá DK; dx – pravá DK



Graf 6: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při DS u probanda P1: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivity / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „Envelopes“ – průběh EMG signálu průměrného lokomočního cyklu. Červené svislice vyznačují sledovaný interval odrazu: svislice v 0 % značí okamžik dokončení odrazu, druhé dvě okamžik začátku významné aktivity prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu



Graf 7: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivity do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P1; sin – levá DK; dx – pravá DK

Z Graf 3, Graf 5 a Graf 7 je patrné, že velikost intervalů aktivace svalů v rámci odrazové fáze je obecně největší při V-1. Tento fenomén se výrazně více projevuje na levé DK jezdců. Výjimkou jsou dva případy pravé strany HB a pravé strany DS.

Sval	CL x HB dx			HB x SK dx			CL x HB sin			HB x SK sin		
	F	Hodn. P	F krit	F	Hodn. .P	F krit	F	Hodn. .P	F krit	F	Hodn. .P	F krit
PL	4,09	0,07	4,75	0,61	0,45	4,75	6,33	0,03	4,75	2,75	0,12	4,75
TA	1,52	0,24	4,75	3,48	0,09	4,75	0,26	0,62	4,75	1,12	0,31	4,75
GM	0,40	0,54	4,75	0,18	0,68	4,75	0,02	0,88	4,75	0,03	0,86	4,75
BF	0,23	0,64	4,75	0,00	0,96	4,75	0,04	0,84	4,75	4,30	0,06	4,75
VL	0,29	0,60	4,96	3,12	0,11	4,96	0,52	0,49	4,75	3,19	0,10	4,75
VM	2,07	0,18	4,96	0,07	0,80	4,96	0,58	0,46	4,75	3,35	0,09	4,75
GD	0,83	0,38	4,75	0,35	0,57	4,75	0,36	0,56	4,75	37,19	0,00	4,75

Tabulka 2: Interlokomoční porovnání délky aktivace sledovaných svalů vzhledem k dokončení odrazu při různých lokomocích s použitím statistiky ANOVA1 pro hladinu $\alpha = 0,05$

Tabulka 2 a Tabulka 3 uvádí výsledky statistiky ANOVA1, která porovnává statistickou významnost v délce aktivace měřených svalů přímo související s odrazem. Statistická významnost byla shledána ve všech případech intralokomočního porovnání HB vs. DS i HB vs. V-1 na pravé DK. V případě levé DK byla hypotéza o podobnosti odrazové fáze daných lokomocí popřena ve dvou případech:

a) v případě srovnání HB a DS byla nalezena hodnota F-statistiky (6,330) vyšší než hodnota F-krit. (4,747) u PL sin,

b) při komparaci HB a SK se odlišný průběh aktivace projevil u GD sin, kde byla hodnota F spočtena na 37,189 a kritická hodnota pro rozhodování F-krit je rovna číslu 4,747.

Dále z výpočtů pomocí statistiky ANOVA1 lze usuzovat na vysokou laterální intralokomoční podobnost (viz Tabulka 3) klasické techniky i stromečku u všech probandů. V případě bruslení byla hypotéza o laterální podobnosti vyvrácena ve dvou případech, a to pro m. vastus lateralis a m. gluteus medius.

Sval	CL dx_sin			HB dx_sin			SK dx_sin		
	<i>F</i>	<i>Hodn.P</i>	<i>F krit</i>	<i>F</i>	<i>Hodn.P</i>	<i>F krit</i>	<i>F</i>	<i>Hodn.P</i>	<i>F krit</i>
PL	3,679	0,079	4,747	1,169	0,301	4,747	0,043	0,839	4,747
TA	1,624	0,227	4,747	1,888	0,195	4,747	0,848	0,375	4,747
GM	0,010	0,924	4,747	2,699	0,126	4,747	1,992	0,183	4,747
BF	0,011	0,918	4,747	1,041	0,328	4,747	1,003	0,336	4,747
VL	0,601	0,456	4,965	0,353	0,566	4,965	5,538	0,036	4,747
VM	1,554	0,241	4,965	0,745	0,408	4,965	0,075	0,790	4,965
GD	0,004	0,953	4,747	2,461	0,143	4,747	9,153	0,011	4,747

Tabulka 3: Intralokomoční porovnání laterální délky aktivace měřených svalů vzhledem k dokončení odrazu za použití metody ANOVA1 pro hladinu $\alpha = 0,05$

V Tabulka 4 je spočtena průměrné délka aktivace svalů napříč spektrem probandů.

Sval		CL_A dx	HB_A dx	SK_A dx	CL_A sin	HB_A sin	SK_A sin
PL	Průměr	39,914	23,200	29,244	26,334	17,129	27,536
	SD	14,265	12,450	12,537	7,724	3,258	13,993
TA	Průměr	25,174	28,921	16,051	23,408	26,829	28,823
	SD	8,634	9,412	12,699	14,643	21,966	29,135
GM	Průměr	16,621	15,318	14,645	17,061	17,707	18,150
	SD	4,477	1,534	3,317	9,272	2,959	4,623
BF	Průměr	29,874	35,402	34,833	28,214	25,121	45,431
	SD	18,839	18,777	16,273	30,888	13,428	17,985
VL	Průměr	15,429	18,582	13,386	14,580	17,822	31,821
	SD	7,933	11,612	4,599	9,215	4,651	17,350
VM	Průměr	8,799	24,133	20,424	26,402	17,095	31,194
	SD	1,901	25,664	22,211	27,924	2,053	17,537
GD	Průměr	19,167	25,283	28,994	19,538	16,605	46,434
	SD	9,762	11,880	8,269	10,370	4,418	10,300

Tabulka 4: Průměrná délka intervalu (%) aktivace svalů před odrazem

5 DISKUZE

Průměrná délka periody kroku byla při sklonu stoupání 10° naměřena 1,20 s pro běh na lyžích klasickou technikou, dvoudobým střídavým (DS), 1,21 s v případě oboustranného bruslení dvoudobého asymetrického (V-1) a 0,81 s při běhu oboustranným odvratem (HB). Pro porovnání, Chrátková et al. (2013) naměřili délku krokového cyklu při DS 1,36 s. Stoggl et al. (2010) shledali délku V-1 kroku 0,78 s, když komparoval V-1 a V-2 bruslení na lyžích v maximální rychlosti do kopce o sklonu 7° a 10°.

Bilodeaou et al. (1992) uvádějí přehledovou tabulku s různými parametry lyžařského běžecského kroku (propulse (%), skluz (%), rychlost ($m \cdot s^{-1}$), délka kroku (m) a frekvence kroků (Hz) od různých autorů. Doba trvání jednoho lokomočního cyklu (s) sice není uvedena, ale tu lze získat jednoduchým vztahem: čas t je roven převrácené hodnotě frekvence f (Horová, 2007).

$$t = \frac{1}{f}$$

Rovnice 1: t – časová změna; f – frekvence

Podle tohoto přehledu Norman a Komi (1987) při 9° stoupání naměřili frekvenci kroku při DS 1,3 Hz, z čehož plyne 0,77 s, Norman et al. (1989) ve stoupání 12° taktéž pro klasickou techniku frekvenci 1,09 Hz, což odpovídá 0,92 s a Bilodeaou et al. (1992) při 5° stoupání 0,85 Hz a 1,18 s.

Bruslařský V-1 krok sledovali Smith et al. (1988) ve stoupání 7° 0,84 Hz a tedy 1,19 s, Smith et al. (1989) na 10 – 11° stoupání naměřili frekvenci kroků 0,81 Hz, což odpovídá 1,23 s. Bilodeaou et al. (1992) šetřili různé typy bruslařských kroků do 5° stoupání: při V-1 uvádí frekvenci 0,89 Hz, které odpovídá 1,12 s časové délky lokomočního cyklu. Frekvence kroků V-2 bruslení byla spočtena na 0,74 Hz a tudíž 1,35 s (Bilodeau, Boulay, & Roy, 1992).

Rundell a McCarthy (1996) sledovali parametry běžecského lyžařského kroku žen při Americkém národním šampionátu v roce 1995 na 10 km volně. Vybrané závodnice sledovali ve stoupání 11 – 12 %, a to dvakrát během daného závodu (2,5 km a 7,5 km) a zjistili následující: v prvním kole byla frekvence kroků 0,82 Hz, tedy 1,22 s. Ve druhém se frekvence zvýšila na 0,84 Hz, a tudíž časová dotace se snížila na 1,20 s. Průměrná hodnota tedy činila 0,83 Hz a 1,20 s.

Pustovrh a Jošt (2006) sledovali závod Světového poháru na 15 km volnou technikou, který se odehrával na dvou 7,5 km okruzích. Závodníci byli sledováni dvakrát v jednom úseku. Autoři zvolili stoupání o sklonu 12° ve vzdálenosti 1 km od startu a následně na metě 8,5 km.

Délka kroku V-1 byla spočtena na 1,12 s na prvním kilometru závodu resp. 1,16 s na metě 8,5 km.

Anderson (2011) uvádí, že délka kroku při HB do 15° stoupání s rychlostí jízdy klesá, a to z 0,85 s při 65 % maximální rychlosti k 0,63 s v maximu.

Časová délka lokomočního cyklu je odvislá od rychlosti jízdy. Ta závisí na intenzitě jízdy a také je ovlivněna vnějšími podmínkami: profilem (stoupáním) tratě, sněhovými podmínkami, úpravou lyží, apod. (Gnad & Psotová, 2005). Smith a Nelson (1990) uvádějí, že k nárůstu rychlosti dochází spíše na základě zvýšení frekvence cyklů, než změnou délky kroku, a to při různé intenzitě jízdy. Podle Boulay et al. (1995) se vzrůstajícím sklonem stoupání klesá ujetá délka lokomočního cyklu (v metrech) při různých formách bruslení na lyžích (V-1, V-2, Gunde skating), ale frekvence cyklů zůstává podobná.

Pro dosažení maximální rychlosti je třeba zvýšit frekvenci kroků a tudíž i snížit čas, po který je cyklus prováděn. V případě stoupání platí nepřímá úměrnost. Tzn. čím větší stoupání, tím musí být frekvence kroků větší a tudíž i cyklus musí být časově kratší. S nárůstem sklonu se zkracuje především fáze skluzu, ale i odraz musí být proveden rychleji, dynamičtěji, aby byl co nejefektivnější. V prudkých stoupáních působí gravitační síla de facto proti směru jízdy (Smith G. A., 2002).

Změny v aktivaci fázických svalů DK (GX, GM, TA) při různých formách běhu na lyžích (DS a V-1) v porovnání s volnou bipedální chůzí popisují Chrástková et al. (2011). Naopak svaly tonizační (GD, VM) se při chůzi a běhu na lyžích zapojovaly velice podobně. Byla tedy vyslovena domněnka, že chůzový stereotyp udržení posturální stability se přenáší do stereotypu běhu na lyžích s vysokou mírou podobnosti. V případě TA byla při běhu na lyžích shledána vyšší úroveň posturální v jednooporovém postavení (v porovnání s chůzí, při které TA vykazuje více fázický průběh aktivace).

Při terénním měření je více než pravděpodobné, že i přes snahu zvolit ideální úsek pro měření, bude trať lehce ukloněna na jednu nebo druhou stranu a také, že stoupání nebude konstantní. Jedná se o nesledované proměnné, které nelze uměle měnit a ani to nebylo v zájmu autorky. Případné uklonění svahu usnadňuje skluz na lyži ve směru sklonu, a proto zřejmě bude docházet k prodloužení fáze skluzu na tuto stranu, aniž by lyžař musel vynaložit větší úsilí do odrazu. To může být jedním z mnoha faktorů, proč jsou některé svaly (především s tonizační funkcí) aktivovány v delším časovém intervalu. Příčinou je zajištění dynamické rovnováhy ve fázi skluzu.

Tento fenomén se nejmarkantněji projevuje u V-1, neboť při DS jsou obě lyže vedeny paralelně ve stopě a mírné uklonění lyžař nemusí výrazněji korigovat a při HB skluzová fáze chybí úplně. Jedině u V-1 musí být lyžař schopen skluzu po ploše lyže v odvrátném postavení bez opory strojově upravené stopy.

Aktivace svalů na DK s vyšší rychlostí vzrůstá. Vyšší míru aktivace shledali Vahasoyrinki et al. (2008) ve fázi odrazu.

Véle (2006) předpokládá, že bezpečná chůze po nerovném zemském povrchu je možná pouze při zajištění stabilizace vzprímené polohy těla v klidu i v pohybu, čehož je CNS schopen dosáhnout za pomoci svalového aparátu. Avšak za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opornou bází na podložce tak, aby mohla působit reaktivní síla. Ta vzniká skládáním gravitační a propulzní svalové síly. Nester et al. (2007) či Chrástková et al. (2013) předpokládají, že při běhu na lyžích se jedná o chvilkové udržování postury v jednooporovém rovnovážném postavení na lyži, která ale je ve skluzu. To není pro lidskou lokomoci přirozené.

Při běhu na lyžích klasickou technikou punctum fixum (PF) vzniká pouze na nepatrný okamžik, a to v místě kontaktu s opornou bází. Lyžař musí být schopen správného načasování maximálního zatížení lyže (Gnad & Psotová, 2005; Ilavský & Suk, 2005), aby vytvořil potřebnou reaktivní sílu a pohyb pokračoval vpřed. Tato skutečnost spekulativně ukazuje na rozdílnost pohybového stereotypu chůze a běhu na lyžích klasickou technikou a to především ve fázi opory. Na lyžích je skluz žádoucím fenoménem, naopak u chůze nežádoucím.

Chrástková et al. (2013) odkazují na Kračmara (2002), který uvádí, že při běhu na lyžích probíhá pohyb těžiště v sagitální rovině (stejně jako u chůze). Výraznější laterolaterální pohyb v rovině frontální (oproti chůzi) zajišťuje dostatečné přenesení hmotnosti těla nad skluzovou lyži tak, aby bylo zajištěno bezpečné jednooporové postavení pro optimální skluz na jedné lyži.

5.1.1.1 *M. peroneus longus*

Při posuzování délky aktivity svalu PL při klasické technice před dokončením odrazu bylo shledáno, že pouze ve třech případech byl interval aktivace na pravé dolní končetině lyžaře delší než na levé. To opět odpovídá stabilizační funkci tohoto svalu při skluzu.

Při DS s PL byla ve dvou případech zjištěna dvouvrcholová aktivace. V obou případech se jednalo o stranu sinister. V interindividuálním porovnání se PL dx aktivuje 39,9 % před odrazem oproti 26,3 % PL sin (Tabulka 4).

Při HB je jeho aktivace čistě fázická, neboť charakter činností je velmi podobný jako při chůzi, resp. při atletickém běhu. Zatímco při lokomocích se skluzovou fází přebírá i funkci posturální. Na základě aktivace tohoto svalu lze odhadovat úroveň dynamické rovnováhy jezdců. Čím nižší tato schopnost je, tím hůře dosahuje PL relaxace. Na to také poukazuje velikost směrodatných odchylek nástupů aktivace a deaktivace PL (viz grafy „Boats & Envelopes“, např. Graf 4, atd.). Jak uvádí Petrovický a Doskočil (1995), šlacha PL významně podpírá podélnou i příčnou klenbu nožní¹. Pokud tedy není ploska nohy pevně na podložce, musí být PL stále aktivní, aby byla zachována stabilita. A to se při běhu na lyžích ve skluzové fázi děje stále, neboť skluz CNS vnímá jako posturální diskomfort, při kterém hrozí potenciální nebezpečí, a při kterém nemůže být vytvořeno pevné PF.

PL v kooperaci s m. peroneus brevis je důležitý plantární pronátor nohy (zdvíhá zevní okraj nohy) a napomáhá při plantární flexi a abdukci nohy (Petrovický & Doskočil, 1995). Tato aktivita je z pohledu běhu na lyžích velmi důležitá pro odraz v odvratu, který je prováděn z vnitřní hrany lyže, tedy i z vnitřní hrany plosky nohy (vnější hrana je nad podložkou).

Při analýze laterality při HB byla pouze ve dvou případech shledána déle trvající aktivita PL dx než PL sin. Zároveň v těchto dvou případech se jednalo o významný rozdíl ve velikosti aktivačního intervalu: 52 % vs. 13 % a 34 % vs. 14,5 % pracovního cyklu. U ostatních pěti probandů se pohybuje v řádu procent, konkrétně do 8 % (viz grafy „Délka zapojení svalů“, např. Graf 3, Graf 5 a Graf 7).

V případě bruslení na lyžích se vyskytly tři případy, ve kterých délka aktivace před dokončením odrazu svalu PL dx byla delší než PL sin. Pouze u jednoho probanda byl nalezen minimální intralaterální rozdíl 1 %. V ostatních případech jsou laterální rozdíly od 9 % a více. Toto opět poukazuje na posturální funkci PL při skluzu v odvratu a beze stopy.

Z hlediska laterální komparace byly shledány jen tři případy významné rozdílnosti v aktivaci PL před odrazem na pravé DK 17,7 % vs. 55,7 % na levé. Ve druhém případě se jedná o hodnoty 43,4 % a 62,6 % a 25,0 % vs. 52,0 % (Graf 3). Delší časový interval aktivace PL před odrazem byl shledán na straně sinister, což může být podmíněno mírným ukloněním svahu na levou stranu a tudíž potřebou vytvoření větší posturální stability na této straně

¹ Klenba nožní: Noha má dvě hlavní funkce: nese hmotnost těla, ale zároveň umožňuje přesun této hmotnosti – při chůzi, lokomoci. Má-li být těleso stabilní, musí být podepřeno ve třech bodech a těžiště musí být mezi těmito body. Noha má také tři *opěrné body*: hrbol patní kosti, hlavičku prvního metatarsu a hlavičku pátého metatarsu. Mezi těmito opěrnými body jsou vytvořeny dva systémy klenb - příčné a podélné. Klenby chrání měkké tkáně plosky nohy a umožňují pružný nášlap (Nožní klenba, 2014).

i v upravené stopě. V ostatních případech se laterální rozdíly lišily minimálně do 5 %. Délka svalové aktivity vztahující se přímo k odrazu se pohybuje v hodnotách od 17,7 % do 32,2 %. Výjimky tvoří již zmíněné případy levé DK, v nichž byl interval aktivity překročen oběma DKK (43,4 % a 62,6 %).

5.1.1.2 *M. tibialis anterior*

Hlavní funkce TA je dorsální flexe nohy se současnou supinací plosky (dorsální flexe a inverze nohy). Pokud stojí noha pevně na podložce, pak TA spolu s m. extensor hallucis longus a m. extensor hallucis brevis ohýbá bérce dopředu v talokrurálním kloubu (Petrovický & Doskočil, 1995). TA udržuje podélnou klenbu a je maximálně aktivován při chůzi (Dylevský, Druga, & Mrázková, 2000). Schopnost dorsální flexe nohy je při běhu na lyžích nepostradatelnou ve fázi přenosu (Gertsch, Borgeat, & Wälli, 1987) a při stabilizaci kolene ve fázi skluzu (Smith G. A., 1992). Při běhu na lyžích se jedná o posturální sval, díky němuž je člověk schopen udržování dynamické rovnováhy v jednooporovém postavení ve skluzu ve spolupráci se specificky posturálními antagonisty na dorzální straně bérce.

Při klasickém běhu na lyžích TA vykazuje aktivitu v okamžiku odrazu pouze u dvou probandů (jedná se o odpověď funkčního antagonisty na aktivaci GM). Ve zbylých případech je v této době relaxován. Fáze relaxace nastupuje anebo dochází k nástupu aktivity pro následnou stabilizaci nohy po dokroku. V případě jednoho probanda byla aktivita TA na pravé DK až po odrazu, ale TA sin téhož probanda se zapojuje před odrazem (Graf 3).

V rámci celého krokového cyklu vykazuje dvouvrcholovou aktivitu v sedmi případech z celkových 14.

Při HB je TA aktivní i po odrazu. Ve čtyřech případech kulminuje těsně před odrazem, ve třech případech se nachází ve fázi relaxace v jednom jeho aktivita vzrůstá Dvouvrcholová aktivita byla nalezena v osmi případech. Při této lokomoci je oproti DS a V-1 výrazně patrné střídání fáze aktivity a relaxace.

Při bruslení na lyžích je TA v okamžiku odrazu relaxován (kromě tří případů) a k nástupu aktivity dochází až po odrazu. Toto lze vysvětlit jako přípravu TA na okamžik položení lyže na sněh. Nejenže stabilizuje DK v dynamické rovnováze (podporuje klenbu nožní), ale především je dorsálním flexorem a supinátorem nohy. Při V-1 je třeba se snažit pokládat lyži na vnější hranu, aby bylo dosaženo skluzu po ploše skluznice, a aby nebyla je oproti DS a V-1 výrazně patrné střídání fáze aktivity a relaxace. Poměrně značné

interindividuální rozdíly v timingu při běhu na lyžích souvisí s individuální běžeckou technikou. Při běžné chůzi k tak velkým rozdílům nedochází.

Dvouvrcholová aktivace byla nalezena v pěti případech (většinou je aktivita dlouhodobější). Na základě biomechanické analýzy techniky V-2 Smith (1992) předpokládá, že pouhých 50 % lokomočního cyklu je DK v kontaktu se zemí, zatímco druhá DK a hole jsou ve fázi přenosu. Proto aktivace TA v této fázi cyklu přispívá k udržení rovnováhy na skluzové DK (Federolf & Bakker, 2012).

Tonická aktivita TA je podmíněna skluzovou fází v průběhu krokového cyklu. Tato fáze při HB chybí, a proto se zde výrazně střídá fáze aktivace a relaxace.

TA se při běhu na lyžích dostává do funkce posturálního zajištění rovnováhy v sagitální rovině. Jak uvádějí Chrástková et al. (2013), při chůzi TA zajišťuje pouze dorzální flexi pro umožnění přenosu DK ve fázi nároku, aby člověk nezakopl. Avšak při DS tato nutnost odpadá, takový požadavek pro fázickou činnost neexistuje. Špička odrazové lyže je upravenou stopou vedena rovně vpřed a po sněhu klouže po ploše skluznice, proto zakopnutí nepřipadá v úvahu. Toto však neplatí pro HB a bruslení, kde jsou lyže v odvratu. U těchto lokomocí musí TA a PL po odraze špičku nohy přizvednout, a to ve směru od malíkové hrany plosky (odraz je prováděn z vnitřní hrany). Navíc musí být dostatečně přizvednuta i dlouhá a relativně těžká špička lyže, a pokud se toto nepodaří, hrozí předčasné položení lyže na sněh, v horším případě až zakopnutí o vnitřní hranu lyže a případný pád lyžaře. Pokud dojde k předčasnému položení lyže na sněh při V-1, pak není lyžař schopen skluzu po ploše skluznice, ale pouze po vnitřní hraně, na které skluz není efektivní. A při HB dojde ke zkrácení délky lokomočního cyklu. TA a PL při HB a bruslení řídí směr lyže, což je při DK řešeno sagitální stopou.

Chrástková et al. (2013) ve své studii zahrnuli PL a TA do jedné anatomické skupiny a funkci obou svalů hodnotí dohromady a shledala, že oba svaly při běhu na lyžích DS zastávají funkci fázicko-posturální, na což poukazuje jak vícevrcholová aktivace (2 - 3 peaky), tak i autokovarianční koeficienty či směrodatné odchylky počátků nástupu významné aktivace.

Laterální rozdíly velikosti intervalů aktivace jsou výrazné. U jediného probanda byl laterální rozdíl TA u všech tří sledovaných lokomocí spočten na 1 %, v ostatních případech byl minimální procentuální rozdíl shledán 9 % a více. Byla zjištěna na vysoká variabilita aktivace TA napříč spektrem sledovaných jezdců. Na základě těchto šetření lze usuzovat na lyžařovu

schopnost udržování dynamické rovnováhy a koordinace. Delší interval aktivace samozřejmě zvyšuje energetickou náročnost, nedojde k dostatečné relaxaci svalu a tím únava svalu musí nastoupit dříve.

5.1.1.3 M. gastrocnemius – caput mediale

Tabulka 4 zřetelně ukazuje na fázickou práci GM, což potvrzuje správnost zvolení tohoto svalu za referenční a pro odraz rozhodující.

Směrodatná odchylka intervalů od začátku nástupu do dosažení maxima – proběhnutí odrazu je vzhledem k ostatním svalům minimální (max. 9,27 v případě DS na levé DK), a ve všech třech sledovaných lokomocích trvá přibližně stejně dlouho, od 14,65 % při V-1 dx až do 18,15 % V-1 sin krokového cyklu. I zde je potvrzeno, že svaly levé DK byly aktivovány po delší časový úsek.

Při všech třech sledovaných lokomocích byla sledována výrazná fázická funkce GM. Pouze ve třech případech u každé lokomoce byla zjištěna dvouvrcholová aktivita tohoto svalu.

Průměrné hodnoty záznamu EMG signálu pro sval GM ve fázi odrazu s rychlostí nevzrůstají, což Vahasoyrinki et al. (2008) přikládají za vinu funkci GM zastavit lyži. Jako excentrickou charakterizují Chrástková et al. (2013) práci m. triceps surae, jež vyvíjí sílu, která přesahuje hmotnost těla a posunuje jej převážně vzhůru a částečně vpřed (Véle, 2006). Aktivita GM byla i zde vyhodnocena jako jednovrcholová. Při laterální analýze aktivace GM bylo sledováno, že asymetrie V-1 se neprojevuje a GM dx a sin se aktivují ve vzájemném fázovém posunu 51 % při volné bipedální chůzi, 50 % při DS a 48 % při V-1 (Chrástková, Bačáková, Kračmar, & Hojka, 2011).

Dylevský et al. (2000) předpokládáné, že funkce GM, jakožto dvoukloubového svalu, je složitější. Společně s m. soleus (dohromady tvoří m. triceps surae) jsou významným flexorem nohy (přitažení špičky) s mírnou supinací a addukcí. Funkce GM je spíše dynamická (chůze), zatímco m. soleus je spíše svalem posturálním (stoj). Pro chůzi GM je nepostradatelný, neboť odvíjí patu od podložky, zvedá příslušnou stranu pánve a DK pro nárok a umožňuje stoj na špičkách a výpon (Petrovický & Doskočil, 1995). Přestože je GM dvoukloubový sval, jeho podíl na flexi kolene je díky pákovým poměrům minimální (Dylevský, Druga, & Mrázková, 2000). Pozvednutím odrazové DK po odrazu zvedá i pánev a část trupu tak, aby byl m. gluteus

medius schopen pánev bilaterálně udržet ve vodorovném postavení. Pro nakročení kooperuje s TA.

5.1.1.4 *M. biceps femoris*

Ze záznamů EMG signálů je patrná vysoká posturální funkce tohoto dvoukloubového svalu při běhu na lyžích. Jako jediný ze všech sledovaných svalů se hned v 11 případech aktivuje na dobu delší než 50 % celého pohybového cyklu. Nedochází tak k významné relaxaci BF.

Při klasické technice je sice BF při odrazu aktivován (10 případů), ale maxima dosahuje až po odrazu. Vrcholu aktivace při odrazu dosahuje ve třech případech a v jednom případě je v době odrazu bez aktivace. Dvouvrcholová aktivita byla shledána v 10 případech a u zbylých čtyř by se dalo o dvouvrcholovosti diskutovat. Avšak na základě vytvořeného algoritmu bylo rozhodnuto o aktivaci jednovrcholové; hovoříme spíše o tendenci ke dvouvrcholové aktivitě, která tento fenomén posouvá ke kategorii jevu. Chrástková et al. (2013) shledali průběh EMG signálu BF jako dvouvrcholový.

Při analýze EMG signálů HB byla shledána vysoká míra participace BF na odraze: ve 12 případech ze 14 se BF aktivně podílí na odrazu. V jednom případě je již BF aktivovaný, ale maxima dosahuje až po odrazu (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**) a ve druhém bylo již vrcholu aktivace dosaženo. BF při HB se tady jeví jako fázický sval, avšak na jeho posturální funkci poukazují vysoké hodnoty směrodatných odchylek nástupů významné aktivace (viz Graf 4, atd.) a amplitudy EMG signálů neklesající k nule.

BF plní funkci jak posturální, tak i fázickou a při bruslení u téměř poloviny probandů přímo participuje na odrazu. U třech jezdců se na odraze nepodílí vůbec a u jednoho dochází k odrazu až po kulminaci aktivity BF. Interval aktivace před odrazem se odvíjí od toho, zda se BF aktivuje dvouvrcholově v průběhu lokomočního cyklu (7 případů) anebo pouze jednovrcholově s časově dlouhým intervalem aktivace (okolo 50 %). Oba fakty poukazují na posturální funkci BF.

BF je podle Petrovického s Doskočilem (1995) spolu s m. gluteus maximus hlavním extensorem kyčelního kloubu a flektuje kloub kolenní. Při flexi kolene rotuje koleno zevně. Tato funkce je pro běh na lyžích nepostradatelnou. Bez extenze kyčle a flexe kolene nelze

provádět ani odraz ani skluz. Kolenní kloub musí být v průběhu skluzu stále mírně pokrčen, aby docházelo k „pohlcování“ traťových nerovností a byla udržena dynamická rovnováha jednooporového postavení, a to se projevuje jako posturální pozadí aktivity svalu, které u chůze chybí. Před odrazem dochází ke snížení těžiště, aby byl odraz důraznější a efektivnější. Dylevský et al. (2000) uvádějí jako funkci BF caput longum extenzi a addukci stehna. Obě hlavy BF pak (semi)flektované bérce rotují zevně. Tyto funkce musí lyžař patřičně kompenzovat, především aktivací VM, aby nedocházelo k propadu kolenou dovnitř a lyžař nejel tzv. po hranách. Skluz je pak neefektivní. Addukce stehna a vnější rotace bérce jsou uplatitelné u HB a při vlastním odrazu při V-1.

5.1.1.5 Skupina svalů vastus lateralis & vastus medialis (QF = vykročení)

Vysoká míra kooperace postranních hlav m. quadriceps femoris byla nalezena u všech tří sledovaných lokomocí. Vykazují vysokou podobnost záznamu EMG signálu. K podobnému závěru dospěla i Chrástková et al. (2013), když ve své práci uvádí, že všechny tři povrchové měřitelné hlavy svalů QF se aktivují jak při DS, tak i při chůzi současně. Důvodem je boční stabilizace kolene v semiflektovaném postavení.

Dvojice svalů VM a VL se při klasické technice DS v porovnání s ostatními sledovanými lokomocemi aktivovala nejméně předvídatelně. Při odraze maxima dosahuje VM v šesti případech, zatímco VL v deseti. Dvouvrcholovou aktivitu VM vykazuje v sedmi případech a VL v pěti. Ani z pohledu laterality se neaktivují ve stejném režimu.

V případě lokomoce HB se vasti aktivují převážně jednovrcholově, což vypovídá o fázické funkci VM a VL. Pouze u třech probandů byla shledána dvouvrcholová aktivita, u jednoho probanda byla aktivace VM a VL zjevná na obou DKK (Graf 4) Při HB chybí fáze skluzu a tudíž se nevyskytuje ryze posturální situace kolene. Proto veškerá síla VM a VL by měla být směřována do okamžiku odrazu. Pouze v jednom případě nedochází ke společnému maximu obou sledovaných hlav QF v době odrazu: VM je v tomto okamžiku v útlumu.

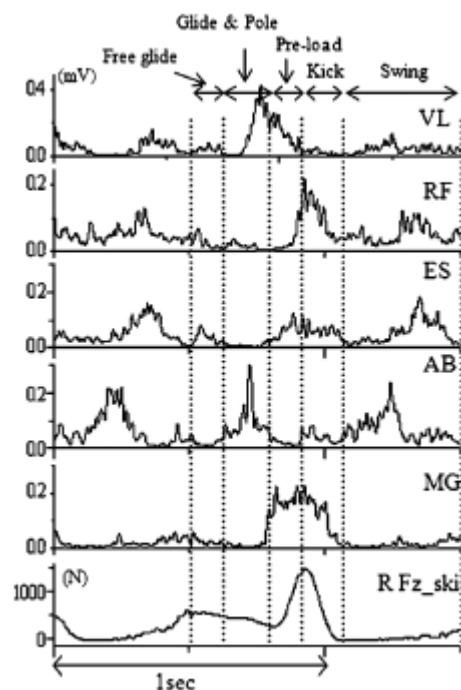
V sedmi případech při V-1 oba svaly nevykazují současnou dvouvrcholovou aktivitu. V některých případech to však je z důvodu striktní hranice algoritmu. Pouze ve dvou případech nedosahují obě tyto hlavy m. quadriceps femoris maxima v okamžiku odrazu. Ale tato tendence je v EMG záznamu patrná.

Dvouvrcholovou aktivitu této skupiny sledovaných svalů lze vysvětlit jejich funkcí flexe a stabilizace kolene. V semiflektovaném postavení je koleno již ve značně „odemčené situaci“, co se týče laterolaterálního stupně volnosti. Z tohoto důvodu se totiž musí aktivovat při každém „zhoupnutí“ v kolenním kloubu. Tj. před odrazem a aktivně se podílejí na odrazu. Bylo zjištěno 10 případů koaktivace při aktivní participaci na odrazu. V jednom z těchto případů (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**) skupina mm. vasti již kulminací aktivace prošla a dochází k postupné deaktivaci.

Ve třech případech byla sledována dlouhodobá aktivita VM v rámci celého pohybového cyklu. Vždy se jednalo o svaly na pravé noze probandů. Vždy se jednalo o jiného probanda a o jinou lokomoci: při DS byl VM aktivován 96 % času krokového cyklu, při HB 90 % a při V-1 77 %. Chrástková et al. (2013) uvádějí, že při DS vykazovaly VM a VL dvouvrcholovou aktivitu v průběhu celého lokomočního cyklu. To zdůvodňují tvrzením, že VM a VL se podílí na udržování postury v rovině frontální v jednooporovém postavení především stabilizací kolenního kloubu. K nástupu významné svalové aktivace dochází u všech tří sledovaných hlav QF současně, obdobně jako bylo zjištěno v případě tohoto výzkumu.

Vahasoyrinki et al. (2008) popisují významnou roli VL při klasické technice ve fázi skluzu (viz Obrázek 1: Záznam EMG signálů podle Vahasoyrinki et al.) VL a m. erector spinae vykazují vyšší míru aktivity zvláště ve fázi přípravy na odraz, kdy se lyžař koncentruje na produkci velké síly pro odraz s koncentrací proti podklouznutí, stejně jako pro zastavení lyže. Chrástková et al. (2011) shledali u VM vysoké hodnoty vypočtené plochy pod EMG křivkou při běhu na lyžích, ze kterých vyvozují jeho pozitivní vliv pro zpevnění kolenního kloubu.

M. quadriceps femoris (QF) je především extenzorem kolenního kloubu (Petrovický & Doskočil, 1995) a tudíž se nutně musí podílet na dokončení jakéhokoliv odrazu. Námi sledované VM a VL tuto funkci potvrzují.



Obrázek 1: Záznam EMG signálů podle Vahasoyrinki et al. (2008)

Protože QF fixuje koleno ve stoji, je celý sval u člověka vyvinutější než u jiných savců. QF je velmi důležitý pro vykročení. Nejprve se aktivuje jeho dvoukloubová složka – m. rectus femoris, jenž flektuje kyčelní kloub v okamžiku, kdy se stehno zvedá a posunuje vpřed. V následné fázi vykročení se na extenzi kolenního kloubu podílí celý QF. Při přechodu ze sedu do stoje a při skoku QF kooperuje s m. gluteus maximus² (Petrovický & Doskočil, 1995).

Mm. vasti stabilizují kolenní kloub, přičemž RF provádí synchronizovanou flexi v kloubu kyčelním a extenzi kloubu kolenního. Stabilizace kolene spočívá v tom, že při extenzi vyvolané kontrakcí QF je posouvána patela proximálně a laterálně. Opravu posunu pately zajišťuje VM, jež ji přetahuje do střední polohy a společně s VL optimalizuje její polohu, aby byly vytvořeny optimální pákové poměry pro působení RF.

QF se aktivuje především při chůzi v nerovném terénu a při prostém stoji je jeho aktivita nízká, neboť stoj zajišťují distálnější položené svaly (Dylevský, Druga, & Mrázková, 2000; Véle, 2006).

5.1.1.6 *M. gluteus medius (GD = chůze v nerovném terénu)*

Při DS při klasické technice GD dosahuje svého maxima v době odrazu – aktivně tedy na odrazu participuje a jeho aktivita po odraze ještě doznívá. Toto je odvislé od míry zášvihu odrazové nohy po odraze. To se děje ve většině případů (10). Ve třech případech byla max. aktivace shledána již před odrazem (Graf 2) a v jednom GD vykazuje spíše posturální charakter záznamu EMG. Petrovický s Doskočilem (1995) uvádějí, že GD je důležitý při chůzi, a to i při chůzi po rovině, neboť zabraňuje naklánění pánve, tzv. Trendelenburgovu syndromu³, na stranu kročné končetiny tím, že uklání pelvis na stranu končetiny stojné. Takto se váha trupu přenáší na končetinu stojnou. Toto je využíváno právě při odrazu při DS, a to nejen z důvodu vybalancování těla proti pádu, ale také pro přípravu na další odraz – zatížení skluzové (stojné) lyže, aby z ní mohl být proveden účinný odraz. Při přenosu váhy těla jezdce nad odrazovou lyži dochází k prošlápnutí celé plochy lyže na sníh a kontaktu vrstvy vhodně zvoleného vosku se sněhem. Díky tomu dochází k dostatečně velkému tření, aby mohl být proveden účinný odraz.

GD aktivně participuje na odrazu při HB, kromě jednoho případu, v němž byl shledán aktivační útlum. Ve většině případů dosahuje svého maxima nepatrně před odrazem (7 příp.) a ve dvou případech až po dokončení odrazu (Graf 4).

² viz Lombardův paradox (viz str. 43)

³ Trendelenburgův syndrom, Trendelenburgova chůze - při stoji na jedné noze klesá pánev na druhé straně v důsledku slabosti abduktorů kyčle, příp. dochází k homolaterálnímu kompenzačnímu úklonu trupu. Vyskytuje se u radikulopatie L5 (Mlčoch, 2000).

Při V-1 byl sledován delší interval aktivace před odrazem, ale vyšší úroveň zapojení až v době odrazu. Minoritní peak participuje na odrazu a po krátké relaxaci nastupuje maximální peak. Podle Petrovického s Doskočilem (1995) se jedná o abduktor (v kooperaci s m. gluteus minimus) a flexor (přední část svalu) – extenzor (zadní část) kyčelního kloubu, čehož je využíváno právě při dokončení odrazu z vnitřní hrany lyže, kdy se DK pohybuje šikmo vzad.

Při bruslení křivky signálu vykazují zcela odlišné průběhy napříč spektrem jezdců. Společným znakem je posun fázické funkce k funkci fázicko – posturální. To opět poukazuje na potřebu schopnosti dobře stabilizovat kolenní kloub při skluzu v odvratném postavení a bez vedení lyže stopou.

Navíc jako rotátor kyčelního kloubu se GD musí aktivovat v době, kdy je DK aktivně udržována v odvratném postavení. Po odrazu dochází k výrazné relaxaci. Odrazová DK je přenášena vpřed a o tento pohyb by měly zajišťovat adduktory (tato svalová skupina ale nebyla předmětem šetření v této studii). Pouze v jednom případě GD aktivně neparticipuje na odrazu. Ve všech ostatních případech je v okamžiku odrazu aktivní (většinou - v 9 příp. - však již v deaktivaci fázi). A pouze v jednom případě byla sledována dvouvrcholová aktivita.

Pokud jsou jednotlivé části svalu zapojovány postupně, dochází ke krouživému pohybu ve stehnu – cirkumdukce.

Podle Chrástkové et al. (2013) se GD při DS zapojuje dvouvrcholově, což ozřejmuje zajištěním stability pánve ve frontální rovině, přičemž na lyžích je situace více posturálního charakteru než při chůzi, neboť ploska nohy se pravidelně neodvívá po podložce v průběhu skluzu. Jedná se důležitý fenomén koordinačního rozdílu mezi DS a chůzí. Podobnou paralelu ale sledujeme mezi během na lyžích DS a V-1 skate a HB, který je charakteristický absencí skluzové fáze. Dále Chrástková et al. (2013) shledali, že při jízdě na lyžích se aktivita DM, ale i TA, BF a VM et VL rozpadá na vícevrcholový průběh signálu EMG. Nepředpokládají, že by tento jev probíhal nahodile, ale je vždy vázán na fázickou situaci daného svalu při chůzi.

6 ZÁVĚR

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

Statistická významnost byla shledána ve všech případech intralokomočního porovnání běhu oboustranným odvratem s klasickou technikou během dvoudobým střídavým i při komparaci běhu oboustranným odvratem s bruslením dvoudobým asymetrickým na pravé dolní končetině. Avšak na levé dolní končetině byly obě hypotézy o podobnosti odrazové fáze daných lokomocí popřeny. Vždy se jednalo o jeden sval na levé dolní končetině. Souvislost s nemožností přesně sledovat příčný sklon trati byla zmíněna v diskuzi. Zde by bylo možno dále hledat vysvětlení.

Při komparaci aktivace svalů při odrazu při běhu na lyžích oboustranným odvratem (HB) a při technice klasické, během dvoudobým střídavým (DS) byla nalezena hodnota F-statistiky (6,330) vyšší než hodnota F-krit. (4,747) u m. peroneus longus sin, a tím byla vyvrácena hypotéza H1.

Při porovnání aktivace svalů při odrazu při běhu na lyžích oboustranným odvratem (HB) a bruslení na lyžích oboustranném dvoudobém asymetrickém (V-1) byl odlišný průběh aktivace nalezen u m. gastrocnemius medialis sin. Hodnota statistiky F byla spočtena na 37,189 a kritická hodnota pro rozhodování F-krit je rovna číslu 4,747. Proto vylučujeme i druhou hypotézu H2.

Jako vysvětlení zjištěných výsledků se nabízí odlišný charakter neodrazové fáze kroku. Při HB („stromečku“) se nevyskytuje fáze skluzu, která vyžaduje posturální charakter práce svalů. Fáze skluzu při bruslení pak ovlivní následující odraz tak, že se koordinčně odlišuje od odrazu při „stromečku“. Odlišnost je způsobena i rozdílným působením lyžaře ve smyslu více horizontálním při bruslení a více vertikálním při HB.

Dále z výpočtů pomocí statistiky ANOVA1 lze usuzovat na vysokou laterální intralokomoční podobnost DS i HB. Pouze v případě bruslení na lyžích oboustranném dvoudobém nebyla laterální podobnost potvrzena ve dvou případech, a to pro m. vastus lateralis a m. gluteus medius.

Z hlediska statisticky se tedy jedná o tři různé průběhy odrazů. Ale pro většinu sledovaných svalů byla podobnost nalezena, a dále studována.

Protože se běh na lyžích vyznačuje skluzovou fází, v níž je nutné udržovat semiflexi kolene a kyčle (u chůze tato nutnost chybí) a je nutné udržet tělo v tzv. dynamické rovnováze, svaly DK reagují zvýšenou aktivitou v průběhu celého pohybového cyklu. Dochází tak k vyšší míře stabilizace postury při běhu na lyžích obecně. Běžně fázicky pracující svaly tak vykonávají i funkci posturální. Tento fenomén je nejvíce patrný u m. biceps femoris, m. tibialis anterior. Arteficiální pohyb, kterým běh na lyžích bezesporu je, je na rozdíl od chůze, resp. běhu založen na fenoménu skluzu lyže, kdy pohybová soustava musí řešit požadavky udržení postury ve ztížených balančních podmínkách.

Udržování dynamické rovnováhy při skluzu posouvá funkci fázických svalů do formy fázicko – posturální. Běžci na lyžích jsou však schopni v průběhu krokového cyklu běhu na lyžích obecně relaxovat i svaly jako m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. biceps femoris, apod. Někteří jsou schopni takovéto relaxace více a jiní méně. Tento fenomén souvisí s vyspělostí techniky pohybu. Zde vidíme velké rezervy, kde zlepšit techniku běhu na lyžích, aby byl pohyb ekonomičtější.

Výsledky výzkumu jsou limitovány, a to jak metodou povrchové elektromyografie, tak počtem probandů. Jedná se však o jednu z prvních studií v terénních podmínkách, která komparuje průběh odrazu různých forem běhu na lyžích (běh na lyžích dvoudobý střídavý klasickou technikou, běh na lyžích oboustranným odvratem a bruslení na lyžích oboustranné dvoudobé asymetrické) z pohledu aktivace svalů dolních končetin. Prezentované výsledky mají napomoci pochopit techniku běhu na lyžích ve všech používaných formách, především v běhu na lyžích oboustranným odvratem, který bývá opomíjen. Aby bylo možné důkladněji pochopit problematiku běhu na lyžích oboustranným odvratem, nezbytného pro prudká stoupání, je zapotřebí uskutečnit další výzkumy s podobnou metodikou, jaké bylo využito zde. Při řešení cílů projektu se projeví nevýhody terénního sledování, především s obtížnou standardizací získávání metrických dat. Na druhou stranu výzkum „*in vivo*“ má neocenitelný význam pro svoji autenticitu oproti sterilním podmínkám laboratorního výzkumu „*in vitro*“.

7 SEZNAM VYBRANÉ LITERATURY

- Andersson, E. (2011). *Biomechanical analysis of the herringbone technique in classical cross-country skiing*. Trondheim: Norwegian University of Science and Technology.
- Bilodeau, B., Boulay, M. R., & Roy, B. (1992). Propulsive and gliding phases in four cross-country skiing techniques. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 8, stránky 917-925.
- Boulay, M. R., Rundell, K. W., & King, D. L. (February 1995). Effect of slope variation and skating technique on velocity in cross-country skiing. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 27(2), stránky 281-287.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.
- De Luca, C. J. (1993). *The use of Surface Electromyography in Biomechanics*. Získáno 1. Leden 2009, z Delsys: <http://www.delsys.com/>
- Dylevský, I., Druga, R., & Mrázková, O. (2000). *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Federolf, P., & Bakker, E. (2012). Muscle activation characteristics in cross-country skiers with a history of anterior compartment pain. *Sports Biomechanics*, 11(4), stránky 452-463.
- Gertsch, P., Borgeat, A., & Wälli, T. (1987). New cross-country skiing techniques and compartment syndrome. *American Journal of Sports Medicine*, 15(6), stránky 612-613.
- Gnad, T., & Psotová, D. (2005). *Běh na lyžích*. Praha: Karolinum.
- Homolová, J. (2004). *Analýza rozptylu (ANOVA)*. Získáno 20. Květen 2014, z Statistika: http://staff.utia.cas.cz/homolova/skola/_na%20web%20pr-stat/Stat/Lec/Lec10.pdf
- Horová, Z. (2007). *Mechanické kmity*. Získáno 26. Červen 2014, z FyzWeb: http://fyzweb.cz/materialy/hvizdy/1_mechkmity.pdf
- Chrátková, M. (2009). *Speciální posilovací cvičení pro běžce na lyžích klasickou technikou*. Praha: FTVS UK.
- Chrátková, M., Bačáková, R., Kračmar, B., & Hojka, V. (2011). Kineziologický obsah vybraných forem běhu na lyžích a vlné bipedální chůze. V J. Suchý, & et al. (Editor), *Scientia Movens, Sborník příspěvků z mezinárodní studentské vědecké konference konané dne 29. března 2011* (stránky 285-290). Praha: FTVS UK. Získáno 26. Červen 2014, z <http://www.ftvs.cuni.cz/dokumenty/movens/sbornik.pdf>
- Chrátková, M., Bačáková, R., Kračmar, B., & Hojka, V. (2011). Kineziologický obsah vybraných forem běhu na lyžích a volné bipedální chůze. V J. Suchý, & et al. (Editor), *Scientia Movens, Sborník příspěvků z mezinárodní studentské vědecké konference konané dne 29.*

- března 2011* (stránky 285-290). Praha: FTVS UK. Získáno 26. Červen 2014, z <http://www.ftvs.cuni.cz/dokumenty/movens/sbornik.pdf>
- Chrástková, M., Bačáková, R., Špulák, D., Čmejla, R., & Kračmar, B. (2013). Kineziologická komparace běhu na lyžích klasickou technikou a volné bipedální chůze. *Scientia movens 2014*. Praha: FTVS UK.
- Chrástková, M., Bačáková, R., Špulák, D., Čmejla, R., & Kračmar, B. (2013). Kineziologická komparace běhu na lyžích klasickou technikou a volné bipedální chůze. V L. Flemr, & O. Novotný (Editor), *Pohybové aktivity ve vědě a praxi. Sborník z mezinárodní vědecké konference k příležitosti 60. výročí založení UK FTVS*. Praha: FTVS UK.
- Ilavský, J., & Suk, A. (2005). *Abeceda běhu na lyžích, metodický dopis*. Jablonec nad Nisou.
- Jarošová, E. (2006). *Analýza rozptylu a její využití při vyhodnocování experimentálních dat*. Získáno 11. květen 2014, z Národní informační středisko pro podporu jakosti: <http://isq.cz/npj/2006/09%20-%20Anal%FDza%20rozptylu.pdf>
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton.
- Nestera, C. J., Liua, A. M., Ward, E., Howarda, D., Coecheba, J., Derrick, T., & Patterson, P. (2007). In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model. *Journal of Biomechanics*, 9, stránky 1927 - 1937.
- Norman, R. W., & Komi, P. V. (1987). Mechanical energetics of world class cross-country skiing. *International Journal of Sport Biomechanics*, 3, stránky 353–369.
- Norman, R. W., Ounpuu, S., Fraser, M., & Mitchell, R. (1989). Mechanical power output and estimated metabolic rates of Nordic skiers during Olympic competition. *Journal of Applied Biomechanics*, 5(2), stránky 169–184.
- Nožní klenba*. (2014). Získáno 13. Červen 2014, z Patobiomechanika a Patokinesiologie Kompendium: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/dk_klenba.php
- Petrovický, P., & Doskočil, M. (1995). *Systematická, topografická a klinická anatomie. 2. díl, Pohybový aparát končetin*. Praha: Karolinum.
- Pustovrh, J., & Jošt, B. (2006). Correlation between kinematical variables of cross-country skiing technique and skier's performance. *Studies in Physical Culture and Tourism*(13), stránky 161-163.
- Rundell, K. W., & McCarthy, J. R. (November 1996). Effect of kinematic variables on performance in women during a cross-country ski race. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28(11), stránky 1413-1417.
- SENIAM*. (10. duben 2014). Získáno 10. duben 2014, z SENIAM: <http://seniam.org/>

- Smith, G. A. (1992). Biomechanical analysis of cross-country skiing techniques. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(3), stránky 73-83.
- Smith, G. A. (2002). Biomechanics of cross country skiing. V H. Rusko, *Cross Country skiing: Olympic handbook of sports medicine* (stránky 32–61). Oxford: Blackwell Publishing.
- Smith, G. A. (2002). Biomechanics of cross country skiing. V H. Rusko, *Cross Country skiing: Olympic handbook of sports medicine* (stránky 32–61). Oxford: Blackwell Publishing.
- Smith, G. A., & Nelson, R. C. (1990). Effects of increased velocity on the kinematics of V1 skating in cross country skiing. V E. Kreighbaum, & A. McNeil (Editor), *Biomechanics in Sports IV* (stránky 429-438). Bozeman, Montana: Montana State University.
- Smith, G. A., Nelson, R. C., Feldman, A., & Rankinen, J. L. (1989). Analysis of V1 skating technique of Olympic cross-country skiers. *International Journal of Sport Biomechanics*, 5, stránky 185-207.
- Smith, G. M.-G. (1988). Kinematic analysis of alternate stride skating in cross-country skiing. *International Journal of Sport Biomechanic*, 4, stránky 49-58.
- Stoggl, T., Kampel, W., Muller, E., & Lindinger, S. (January 2010). Double-Push Skating versus V2 and V1 Skating on Uphill Terrain in Cross-Country Skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(1), stránky 187-196.
- 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, stránky 93-103.
- Vahasoyrinki, P., Komi, P. V., Seppala, S., Ishikawa, M., Kolehmainen, V., Salmi, J. A., & Linnamo, V. (June 2008). Effect of Skiing Speed on Ski and Pole Forces in Cross-Country Skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(6), stránky 1111-1116.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2. vyd.). Praha: Triton.