

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Studijní obor - Kinantropologie

DISERTAČNÍ PRÁCE

2014

Mgr. Martina Chrátková

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Studijní obor Kinantropologie

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

Školící pracoviště: **UK FTVS v Praze, Katedra sportů v přírodě**

Praha 2014

Touto cestou bych ráda poděkovala všem, kteří mi v průběhu zpracování práce byli 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. za aktivní spoluúčast při EMG měření a cenné rady při řešení celého projektu. Velice vděčná jsem také Ing. Danielu Špulákovi a Ing. Janu Sedláčkovi, bez kterých bych neměla k dispozici precizně zpracované EMG signály a statistické výpočty z nich. Také bych ráda poděkovala skupině probandů, kteří i přes své vytížení v zimní, závodní sezoně si udělali čas a tím mi pomohli k uskutečnění tohoto výzkumu.

Nemalý dík patří i mým rodičům, kteří měli dostatek trpělivosti a pochopení pro mě při studiu a psaní této práce a také se podíleli na jazykové korekci překládaného textu.

Motto: „*Po zvládnutí základních lyžařských dovedností přináší běh na lyžích více než jakýkoliv druh sportu prožitky z přírody a radosti z pohybu v zasněžené krajině.*“

(dle Jána Ilavského)

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto disertační práci vypracovala samostatně a uvedla všechny literární prameny v práci použité.

V Praze dne 5. července 2014

Mgr. Martina Chrástková.....

Souhlasím se zapůjčením své disertační práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení:

Číslo OP:

Adresa:

Datum vypůjčení:

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 střídavého 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 – „stromeček“, 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. In 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

OBSAH

1	Úvod.....	18
2	Teoretická východiska	20
2.1	Lokomoce při sportu.....	20
2.2	Běh na lyžích	21
2.2.1	Historie	21
2.2.2	Pohybová charakteristika	23
2.3	Technika	25
2.3.1	Obsah běžecké techniky podle české školy lyžování.....	26
2.3.2	Definice techniky podle pravidel FIS a SLČR.....	26
2.3.3	Technika běhu na lyžích klasickou technikou – běh dvoudobý střídavý (diagonal stride - DS)	27
2.3.4	Technika běhu na lyžích oboustranným odvratem – „stromček“ (HB - herringbone)	30
2.3.5	Technika běhu na lyžích volnou technikou – oboustranné bruslení dvoudobé (V-1 skate).....	32
2.4	Biomechanika běhu na lyžích.....	36
2.4.1	Biomechanika běhu na lyžích klasickou technikou	39
2.4.2	Biomechanika běhu na lyžích volnou technikou.....	40
2.5	Pohybový systém člověka.....	41
2.5.1	Aktivita svalu	43
2.5.2	Funkce svalů.....	44
2.5.3	Pohybové vzory a programy	46
2.5.4	Řízení motoriky.....	46
2.6	Postura a atituda.....	47
2.6.1	Stabilita.....	48
2.7	Dolní končetina.....	49
2.8	Elektromyografie (EMG).....	52
2.8.1	Technické zabezpečení.....	55
2.8.2	Faktory mající vliv na EMG signál	58
2.8.3	Zpracování záznamu EMG.....	59
3	Cíle a určení řešené otázky, hypotéza práce	60
3.1	Úkoly práce.....	60
3.2	Hypotézy práce	60

4	Metodika výzkumu.....	61
4.1	Obecná charakteristika výzkumu.....	61
4.2	Sběr dat	62
4.2.1	Technické vybavení pro měření	62
4.2.2	Charakteristika sledovaného souboru.....	63
4.2.3	Charakteristika místa provedení výzkumu	63
4.2.4	Měřené svaly	63
4.3	Analýza dat	69
4.3.1	Způsob vyhodnocení a interpretace dat – trojúhelníková metoda.....	71
4.3.2	Statistické zpracování dat - ANOVA	72
5	Výsledky práce	74
6	Diskuze	82
7	Závěr.....	94
8	Bibliografie.....	96
9	Přílohy	108

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ANP - anaerobní práh

BF - m. biceps femoris

c.; cap. - caput, hlava (c. m. - caput mediale)

CL - klasická technika běhu na lyžích

CM - corpus mobile; místo pohybu

CNS - centrální nervový systém

DK - dolní končetina

DKK - dolní končetiny

DS - diagonal stride; běh na lyžích klasickou technikou dvoudobý střídavý

dx, DX - dexter; pravý

EMG - elektromyografie

FIS - Fédération Internationale de Ski; Mezinárodní lyžařská federace

GD - m. gluteus medius

GL - m. gastrocnemius - caput laterale

GM - m. gastrocnemius - caput mediale

GX - m. gluteus maximus

HB - herringbone; běh na lyžích oboustranným odvartem, "stromeček"

HK - horní končetina

HKK - horní končetiny

LOB - lyžařský orientační běh

m. - musculus; sval

mm. - muscoli; svaly

MJ - motorická jednotka

MS - Mistrovství světa

MSJ - Mistrovství světa juniorů

MS-U23 - Mistrovství světa do 23 let

obr. - obrázek

P1 - 7 - proband číslo 1 - 7

PF - punctum fixum; místo opory

PC - počítač

PL - m. peroneus longus

poz. - pozice

QF - m. quadriceps femoris

r. - roku

SD - standard deviation; směrodatná odchylka

SEMG - surface EMG; povrchová EMG

sin, SIN - sinister; levý

SK - skate; bruslení na lyžích / technika volná

SLČR - Svaz lyžařů ČR

SP - světový pohár

SW - software

TA - m. tibialis anterior

TS - m. triceps surae

V-1 - bruslení na lyžích oboustranné dvoudobé asymetrické

V-2 - bruslení na lyžích oboustranné jednodobé

V-2 Gunde - bruslení na lyžích ooboustranné dvoudobé symetrické

VL - m. vastus lateralis

VM - m. vastus medialis

ZOH - zimní olympijské hry

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Jeskynní piktogram v Norsku	21
Obrázek 2: Ukázka prvních lyží.....	21
Obrázek 3: Kinogram běhu na lyžích dvoudobým střídavým (DS).....	28
Obrázek 4: Kinogram soupažné techniky jednodobé.....	28
Obrázek 5: Kinogram běhu na lyžích klasickou technikou.....	30
Obrázek 6: Kinogram běhu na lyžích oboustranným odvratem.....	31
Obrázek 7: Kinogram běhu na lyžích volnou technikou.....	33
Obrázek 8: Kinogram techniky V-1-skating	34
Obrázek 9: Kinogram bruselní na lyžích.....	34
Obrázek 10: Rozklad a působení sil při klasické technice	37
Obrázek 11: Rozklad sil působících na běžce na lyžích při bruslení	38
Obrázek 12: Rozklad sil při odrazu z plochy lyže.....	39
Obrázek 13: Rozklad sil působících na lyži při volné technice	40
Obrázek 14: Působení sil na lyžaře při bruslení na lyžích	41
Obrázek 15: Ilustrace Lombardova paradoxu	45
Obrázek 16: Porovnání akrální části horní končetiny	49
Obrázek 17: Plosky nohy vybraných vyšších nonhumánních primátů a člověka	49
Obrázek 18: Schematické znázornění polohy končetin	51
Obrázek 19: Vliv vzorkovací frekvence na kvalitu záznamu.....	56
Obrázek 20: Schéma umístění obdélníkových elektrod vůči MJ a jejich IZ	57
Obrázek 21: Schéma umístění elektrod vzhledem Neuromuscular Junction.....	58
Obrázek 22: Lokalizace elektrod na přední straně DK	62
Obrázek 23: Lokalizace elektrod SEMG na PL	66
Obrázek 24: Lokalizace elektrod SEMG na TA	66
Obrázek 25: Lokalizace elektrod SEMG na GM	67
Obrázek 26: Lokalizace elektrod SEMG na BF.....	67
Obrázek 27: Lokalizace elektrod SEMG na QF.....	68
Obrázek 28: Lokalizace elektrod SEMG na GM	68
Obrázek 29: Detekce začátku a konce aktivace v EMG obálce	71
Obrázek 30: Schéma algoritmu pro detekci	72
Obrázek 31: Záznam EMG signálů	91

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Obsah běžecké techniky podle české školy lyžování.....	26
Tabulka 2: Specifické funkce svalů při běhu na lyžích.....	65
Tabulka 3: Průměrný počet zpracovaných pohybových cyklů a délka pohybového cyklu	74
Tabulka 4: Interlokomoční porovnání délky aktivace sledovaných svalů při lokomoci.....	79
Tabulka 5: Intralokomoční porovnání laterální délky aktivace měřených svalů při lokomoci	80
Tabulka 6: Průměrná délka intervalu (%) aktivace svalů před odrazem.....	80

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Ukázka tvz. Envelope (obálky) EMG signálu pro GM a BF a jejího průměru	70
Graf 2: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při CL_DS u probanda P1	75
Graf 3: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P1.....	76
Graf 4: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při DS u probanda P1	77
Graf 5: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P1	77
Graf 6: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při DS u probanda P1	78
Graf 7: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P1	78
Graf 8: Průměrná délka aktivace svalu do okamžiku odrazu DX v %; SK - V-1 skating, HB – herringbone, CL - DS	81
Graf 9: Průměrná délka aktivace svalu do okamžiku odrazu SIN v %; SK - V-1 skating, HB – herringbone, CL - DS	81
Graf 10: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při CL_DS u probanda P2	110
Graf 11: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P2.....	110
Graf 12: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při HB u probanda P2	111
Graf 13: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P2	111
Graf 14: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P2.....	112
Graf 15: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P2	112
Graf 16: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL-DS u probanda P3	113

Graf 17: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P3.....	113
Graf 18: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu HB u probanda P3	114
Graf 19: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P3	114
Graf 20: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P3.....	115
Graf 21: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P3	115
Graf 22: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P4.....	116
Graf 23: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P4.....	116
Graf 25: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P4	117
Graf 24: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu HB u probanda P4	117
Graf 26: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P4.....	118
Graf 27: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P4	118
Graf 28: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P5.....	119
Graf 29: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P5.....	119
Graf 30: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P5.....	120
Graf 31: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P5	120
Graf 33: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P5	121

Graf 32: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P5.....	121
Graf 34: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P6.....	122
Graf 35: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P6.....	122
Graf 36: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P6.....	123
Graf 37: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P6	123
Graf 38: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P6.....	124
Graf 39: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P6	124
Graf 40: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P7.....	125
Graf 41: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P7.....	125
Graf 43: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P7	126
Graf 42: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu HB u probanda P7	126
Graf 44: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P7.....	127
Graf 45: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P7	127

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.

Běžecké 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 rekreační, výkonnostní a závodní olympijskou disciplínou. 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, často ve formě lyžařské turistiky. O terapeutickém vlivu na lidské tělo není pochyb.

Pro rekreační formu běhu na lyžích neexistují žádné limity. Pro špičkové výkony je rozhodující anaerobní kapacita organismu jako ukazatel funkčních předpokladů organismu, dále antropometrické předpoklady, technická a taktická zdatnost a psychická odolnost.

Běžecké 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 komparační analýza aktivace vybraných 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 být 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 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Práce navazuje na dlouhodobou práci Kračmara (2002; 2007); Kračmara et al. (2005; 2007; 2013) (Kračmar & Vystrčilová, 2007), Chrástkové (2009), Bačákové (2013) a Chrástkové a Bačákové (2012; 2013), Chrástkové et al. (2012) a dalších. Při práci jsem čerpala nejen ze znalostí a dovedností, které jsem získala při studiu na FTVS UK, ale také z těch, které jsem nabyla při zahraniční studijní stáži na University of Calgary v Kanadě, kde jsem mohla aktivně participovat na EMG výzkumu běhu na kolečkových lyžích pod vedením Dr. Waltera Herzoga, Ph.D.

2.1 Lokomoce při sportu

Sport člověku přináší nejen zábavu a zvyšování úrovně psychosomatického stavu, ale také ho obohacuje o pohybové stereotypy, díky kterým je schopen využívat pestřejší škály forem pohybu ve srovnání s běžnou chůzí (Vacková, 2004).

Běh na lyžích je sportovní lokomocí založenou na přirozených základech, kdy punctum fixum (PF) vzniká distálně. Příkladem arteficiální lokomoce mohou být deskové sporty, cyklistika, motorismus, paragliding apod.

Podle realizace pohybu lze sportovní lokomoci rozdělit na:

- Bipedální - pohyb je zajištěn pletencem pánevním. Jedná se např. o různé formy běhu, běhy přes překážky, skoky, ale i bruslení, a to jak na ledě, tak i na in-line bruslích (pletenec ramenní plní funkci vyrovnávací). Pletenec pánevní rozhodujícím způsobem zajišťuje antigravitační funkci.
- Přes pletenec ramenní - primární funkcí pletence ramenního je úchop a manipulace s předměty. Jako příklad lokomocí realizovaných pouze prostřednictvím pletence ramenního se nabízí pouze jízda na kajaku a kánoi a šplh bez přírazu. DKK pracují v režimu vyrovnávacím podle kvadrupedálních zkřížených lokomočních vzorů (Bačáková, 2013)
- Kvadrupedální - pohyb je realizován oběma pletenci, pánevním i ramenním. Např. sportovní lezení, horolezectví, šplh za pomoci dolních končetin a také běh na lyžích klasickou technikou i bruslením mohou být příklady lokomocí založených na kvadrupedálním základu. Tedy lokomoce realizované prostřednictvím obou pletenců.

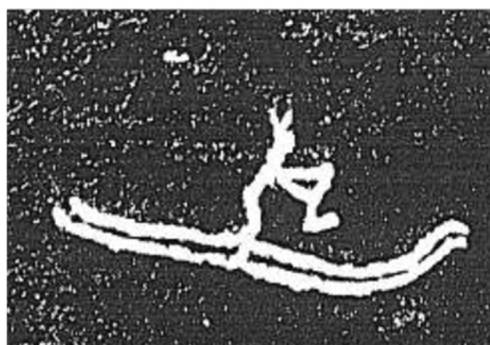
Zásady lokomoce ustanovili Janda (1982; 1996) nebo Vojta (1995) a dále se jimi zabýval Kolář (2001). Mluvíme o automatickém držení polohy těla, přenosu těžiště směrem

k PF, orientované postuře, funkční centraci kloubů a dalších zásadách. Tato pravidla se uplatňují i ve sportu.

2.2 Běh na lyžích

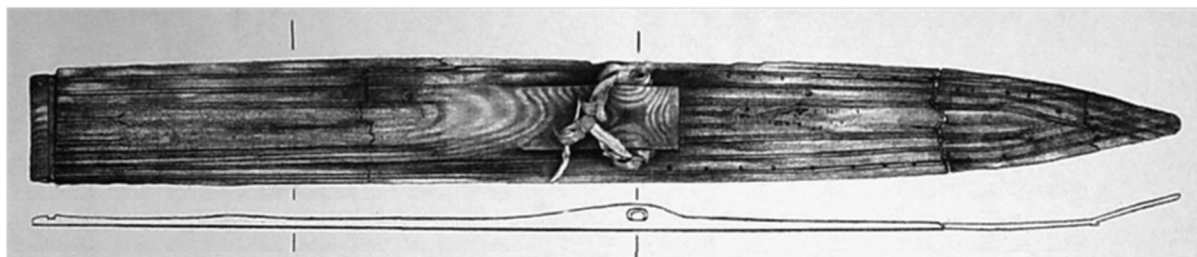
2.2.1 Historie

Historie běhu na lyžích je velmi dlouhá a počátky tohoto sportu jsou podle jeskynních piktogramů datovány nejméně do období 2 500 př. n. l. Jsou tedy asi 4 500 let staré. Tyto piktogramy byly nalezeny v Norsku poblíž Rödöy (Obrázek 1).



Obrázek 1: Jeskynní piktogram v Norsku (Clifford, 1992)

Další zmínky v podobně kreseb na kamenech byly objevovány ve Švédsku (Uppsala), v Rusku či v severní Americe. O lyžích píše i kronikáři v Byzantské říši (Clifford, 1992). Ilavský a Suk (2005) uvádí, že prvními lyžaři byli Saamové z nejsevernějších oblastí Evropy. Lyže využívali především při doprovodu a lovu sobů. Za kolébku lyžování je tak všeobecně uznáváno Norsko. Slovo „ski - lyže“ původně pochází ze staroseverského slovíčka „skith“ – tyč(e) dřeva. Fridtjof Nansen, první cestovatel, který pro úspěch svých expedic do polárních oblastí používal lyže – roku 1888 na lyžích přešel napříč Grónskem – považuje podle Terežčáka (1997) za



Obrázek 2: Ukázka prvních lyží upozorňuje na chybějící pásek okolo paty (kresba; National Board of Antiquities, Helsinki, Finland; (Formenti, Ardigo, & Minetti, 2005)).

pravlast lyží střední Asii, konkrétněji oblast okolo jezera Bajkal a pohoří Altaj. Odtud se při stěhování národů lyže dostaly do Skandinávie a až mnohem později pronikly i do střední Evropy (Obrázek 2).

Nor Roald Amundsen r. 1911 jako první pokořil jižní pól a ke svému putování využil právě lyží.

Otázku vzniku lyží a případný úzký vztah prvních lyží a sněžnic Zettersten (1937), Clifford (1992) nebo Gnad s Psotovou (2005). Výzbrojí prvních jezdců se zabývá Clifford (1992) či Street (1992).

Velký zvrat v běžeckém lyžování přinesla průmyslová revoluce v 19. století a rozvoj nových technologií ve 20. století. Dřevo se začalo postupně nahrazovat lamináty či karbonovými vlákny a jejich kombinacemi. Původní kožené řemínky, které sloužily jako vázání, byly nejprve nahrazeny kovem a později plastem (Street G. M., 1992).

První zmínky o lyžování, jako sportovním odvětví, se datují kolem roku 995 n. l. v souvislosti s norským králem Olafem I. Tryggvasonem. Na počest záchrany norského krále a sjednotitele Haakona v roce 1206 je každoročně pořádán závod Birkebeiner Ski Loppet (Ilavský & Suk, 2005). Podobná událost ze švédské historie předcházela založení tradice nejmasovějšího dálkového běhu na světě – Vasova běhu (Vasaloppet) (Bolek, 2008). První lyžařská soutěž se podle kronikářů uskutečnila v Norsku r. 1767. Soutěžilo se v běhu, skoku a slalomu, přičemž všechny disciplíny byly absolvovány na jedné lyži (Ilavský & Suk, 2005). První opravdové závody na lyžích se odehrály r. 1866 v Christianii (dnešní Oslo) v Norsku. Na nich byl ústřední postavou Sondre Norheim, který do lyžování přináší styl zatáčení na lyžích a dopadu při skoku telemarken, dnešní telemark (Lund, 1999).

Po zpětném uznání tzv. Týdne zimních sportů jako I. Zimních Olympijských her ve francouzském Chamonix se také zvýšil tlak na zrychlování běhu na lyžích, který se stal jejich nedílnou součástí. Experimentování s prodlužováním skluzu vedlo závodníky k využívání techniky passgang, kdy je lyžař ve stejnostranném postavení (pravá horní končetina i pravá dolní končetina jsou vpřed). Od roku 1946 je užíváno dnešní techniky, která se ale stále vyvíjí. Zvyšuje se frekvence kroků a také je zdůrazňována silová složka výkonu (Bolek, 2008). Závodníci hledají nejen nové tréninkové prostředky, aby byli lépe funkčně připraveni, ale také se zdokonaluje jejich výstroj i výzbroj, včetně přípravy lyží a úpravy tratí. Za výsledek tohoto snažení lze považovat vznik nové techniky běhu na lyžích – bruslení, která spočívá v odrazu z vnitřní hrany lyže postavené do odvratu (Bajčičák, 2000).

Do 70. let 20. stol. se soutěžilo výhradně klasickou technikou, která je charakteristická paralelním postavením lyží. Až r. 1972 finský orientační lyžař Pauli Siitonen při maratonu Marcialonga začal pravidelně používat jednostranné bruslení (tzv. Siitonenův krok) a i přes nevhodně zvolený stoupací vosk tento závod vyhrál. Další rok zvítězil na Vasově běhu (Field & Corradini, 2007). Průkopníkem oboustranného bruslení byl Američan Bill Koch, který se

r. 1980 zúčastnil lyžařského maratonu ve Švédsku a o rok později zvítězil na Engadin maratonu. Ze začátku používal stejnou techniku jako Siitonen, ale postupně rozvinul bruslení oboustranné.

Po MS v Oslu 1982, kde Bill Koch získal bronzovou medaili na 30 km a stal se vítězem celkového světového poháru v lyžařských maratonech, někteří závodníci a funkcionáři, především Norové, vyžadovali zákaz bruslení. Ten ale nepřišel. Kongres FIS r. 1983 ustanovil následující pravidla:

- zákaz bruslení na prvních 100 m po startu
- zákaz bruslení 200 m před cílem
- zákaz bruslení 200 m před předávkou při štafetových bězích (Bengtsson, 2014).

Při následujícím MS v rakouském Seefeldu r. 1985 většina závodníků používá namísto klasické techniky rychlejší a ekonomičtější bruslení na lyžích. O dva roky později bylo bruslení na lyžích oficiálně uznáno za plnohodnotnou techniku běhu na lyžích – techniku volnou. Tím dochází k jeho velkému rozvoji (Kvamme, Jakobsen, Hetlan, & Smith, 2005). Běh na lyžích má tedy dvě závodní techniky: klasickou a volnou.

2.2.2 Pohybová charakteristika

Charakteristice pohybu se podrobně věnuje Ilavský se Sukem (2005). Wigger (1998) sleduje svaly, které jsou pro běžecké lyžování potřebné.

Klíčovou dovedností pro běh na lyžích je rovnováha, „*schopnost zachovávat stálou polohu těla v různých postojích a pohybech*“ (Gnad & Psotová, 2005), která umožňuje provedení odrazu a následný co nejdelší skluz v jednooporovém postavení (tzv. dynamická rovnováha). Lyžař musí být také schopen svou techniku jízdy přizpůsobit rychlosti jízdy, měnícímu se terénu a současně musí zkoordinovat práci paží a dolních končetin. Výkonnostně lepší lyžaři se vyznačují vyšší účinností a delším krokovým cyklem.

S rozvojem bruslení na lyžích, tzv. techniky volné, výrazně začala vzrůstat výkonnost běžců na lyžích. Třebaže se fyziologické předpoklady lyžařů výrazně nemění. Maximální tepová frekvence se nijak neliší mezi technikami (běh střídavý dvoudobý klasickou technikou vs. bruslení na lyžích) (Karvonen J. , Kubica, Wilk, & Wnorowski, 1989; Bilodeau, Roy, & Boulay, 1991). Ale rychlost, které je dosahováno při bruslení, je o 11 – 14 % vyšší oproti technice klasické (Karvonen J. , Kubica, Wilk, & Wnorowski, 1989). Současně

Bilodeau et al. (1991) zjistili, že při podobné tepové frekvenci při obou technikách běhu na lyžích, je bruslení rychlejší přibližně o 16 % než při technice klasické střídavým během dvoudobým (Marcel, Boulay, & Deborah, 1995). Další studie považují bruslení za ekonomičtější a až o 23 % rychlejší (Street, McNitt-Gray, & Nelson, 1986; Gerald & Brian, 1994). Aby bylo dosaženo co nejvyšší rychlosti, je třeba integrovat fyziologické, biomechanické i technické faktory. Bruslení na lyžích umožňuje jezdcí zvolit co možná nejoptimálnější variantu, a to podle terénu a podmínek na trati tak, aby byla zachována co nejvyšší rychlost.

Tradičně byl vždy běh na lyžích řazen mezi vytrvalostní sporty s aerobním energetickým krytím. Při sprintu je ale energetické krytí anaerobně-aerobní. O délce závodního zatížení při běhu na lyžích (12 min – 2 h; v případě lyžařských maratonů i více) a vlivu na energetické krytí po zařazení sprintů (4 x 2 – 3 min) do seriálu SP (1996) píše Leirdal et al. (2006). Není ale nemožné, aby jediný závodník byl schopen zvítězit jak ve sprintu, tak i na 50 km dlouhém závodě (viz mistrovství Norska 2003). Proto je také stále důležitější složka silová, která s technickou vyspělostí může do jisté míry kompenzovat případné rychlostní nedostatky běžců na lyžích.

2.3 Technika

„Technika sportovního pohybu je určitý způsob řešení daného pohybového úkolu na základě anatomicko – fyziologických a psychologických předpokladů v souhlasu s mechanickými zákony platnými v průběhu pohybu.“ (Novák, 1965).

Rozdíl mezi technikou a osobitým stylem definují Chovanec et al. (1983) a Kovařík (1991). Kvalitativním popisem techniky běhu na lyžích se zabývá Borowski (1986; 1987; 1988) nebo Endestad a Teaford (1987) a fázováním pohybu Skard (1986).

Osvojení co nejoptimálnější techniky pohybu je důležitým předpokladem pro ekonomiku dané lokomoce, v tomto případě běhu na lyžích. Důležitou schopností je umění relaxace v průběhu krokového cyklu. Do lokomoce musí být zapojeny pouze ty svaly, jejichž práce je v daný okamžik nutná a ostatní musí být relaxované. Zkušení běžci na lyžích jsou schopni rychlého střídání aktivace a relaxace svalů. Navíc svalstvo dolní končetiny (DK) je v průběhu fáze skluzu zatíženo staticky a při odrazu je nutné dynamické zapojení, které je zakončeno rychlým uvolněním. Následuje kyvadlovitý přenos DK vpřed a příprava na další skluzovou fázi (Gnad & Psotová, 2005).

2.3.1 Obsah běžecké techniky podle české školy lyžování

<i>Klasická technika</i>	<i>Bruslení</i>	<i>Ostatní běžecké dovednosti</i>
Střídavý běh dvoudobý	Oboustranné bruslení dvoudobé - asymetrické	Brzdění - pluh - poloviční pluh - rychlé zahranění
Soupažný běh jednodobý	Oboustranné bruslení dvoudobé - symetrické	Sjíždění - nízký postoj - odpočinkový postoj - pohotovostní postoj - snížený postoj
Soupažný běh prostý	Oboustranné bruslení jednodobé	Změny směru - odšlapování - oblouky - přešlapování - telemark
Stoupavý běh	Bruslení prosté	Zrychlování - odpichem soupaž
Běh na lyžích oboustranným odvratem	Oboustranné bruslení střídavé	Výstupy - stoupavý běh - prostý běh
	Jednostranné bruslení – „siitonenův krok“	

Tabulka 1: Obsah běžecké techniky podle české školy lyžování (Soumar & Bolek, 2001; Gnad & Psotová, 2005)

2.3.2 Definice techniky podle pravidel FIS a SLČR

2.3.2.1 Klasická technika

- Klasickou techniku tvoří střídavý běh, soupažný běh, stoupání jednostranným nebo oboustranným odvratem bez fáze skluzu a všechny prvky sjezdové techniky bez zrychlování bruslením nebo odšlapováním a techniky zatáčení.

- Jednostranné nebo oboustranné bruslení není dovoleno.

Technika zatáčení zahrnuje odšlapování při změnách směru. V místech, kde je vytvořena stopa, zatáčení s odšlapováním není dovoleno. Toto pravidlo platí i pro ty závodníky, kteří ve stopě nejedou (FIS, 2012; SLČR, 2013).

2.3.2.2 Technika volná

Volná technika zahrnuje všechny techniky běžeckého lyžování. (FIS, 2012; SLČR, 2013). Tzn. při volné technice lze použít všechny druhy běhu na lyžích, jak z klasické techniky, tak z bruslení, techniky pro zatáčení a sjíždění na lyžích. V soutěžní praxi se však v naprosté většině případů jedná o bruslení na lyžích.

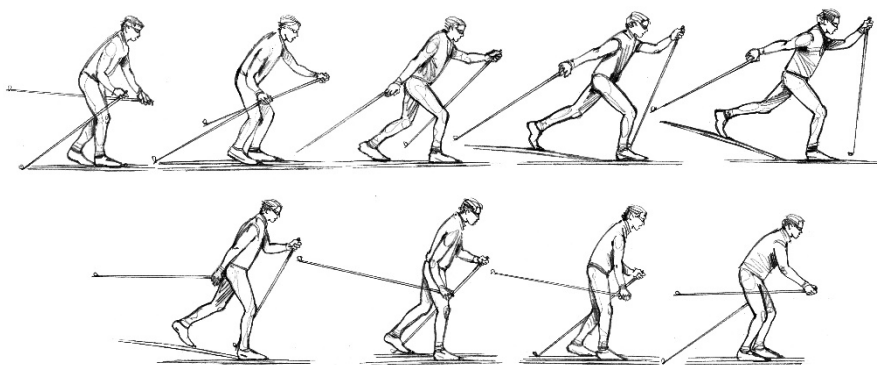
2.3.3 **Technika běhu na lyžích klasickou technikou – běh dvoudobý střídavý (diagonal stride - DS)**

Již podle názvu lze usuzovat, že klasická technika je spojována s počátky běžeckého lyžování a je základem obou závodních technik. Dlouhá tisíciletí se vyvíjela postupným prodlužováním fáze dvojí opory při chůzi na lyžích do skluzu, až tato dvouoporová fáze byla plně nahrazena fází skluzovou. Pro závodní účely došlo k nahrazení fáze dvojí opory fází jednooporovou. Klasická technika je charakteristická paralelním vedením obou lyží v průběhu celého pohybového cyklu (Bolek, 2008).

Podle Nilsona et al. (2004) se jedná o původní formu běhu na lyžích, jež se rozvíjela především v průběhu posledních dvou dekad. Tento rozvoj se vyznačuje vyšší úrovní výkonnosti (vyšší rychlostí) a také vznikem techniky nové – volné. Podle Bolka (2008) prodělala klasická technika řadu změn, především pro zlepšení možností odrazu a následnou fázi skluzu v jednooporovém postavení.

Klasifikaci techniky ujednotali Skard a Larsson (1981), Bergh a Forsberg (1992), Bilodeau et al. (1996) a obsahuje: střídavý běh dvoudobý (diagonal stride - DS), jednodobý běh soupažný (double poling with leg kick), soupažný běh prostý (double poling push), běh oboustranným odvratem („stromeček“ / herringbone technique - HB).

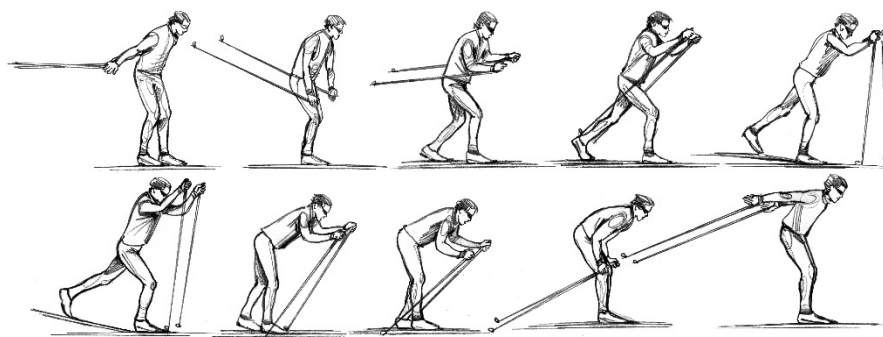
DS (viz Obrázek 3) je nejpoužívanější klasickou technikou, kterou jezdci překonávají jak pomalejší rovinaté terény, tak i stoupání. Při této technice pracují paže i dolní končetiny kontralaterálně v diagonálním vzoru a odpich z hole probíhá současně s odrazem protilehlou dolní končetinou.



Obrázek 3: Kinogram běhu na lyžích dvoudobým střídavým (DS) (archiv autorů)

Běh oboustranným odvratem (HB, „stromeček“; viz následující kapitola 2.3.4) je využíván pouze v prudkých stoupáních. Paže i dolní končetiny se opět pohybují v diagonálním vzoru, ale lyže nejsou v paralelním postavení. Svírají úhel, jehož velikost se odvíjí od strmosti stoupání. Odraz dolní končetinou je prováděn z hrany lyže směrem vzad a částečně do strany.

Obě soupažné techniky se vyznačují současným odpichem holí. Při běhu na lyžích s odpichem soupaž jednodobém (kick double poling) dochází k současnému odrazu dolní končetinou (Obrázek 4). Ten je prováděn stejně jako při DS. Propulzní silou při běhu na lyžích soupažném prostém je propulzní síla vyvíjena především HKK a přes pletenec ramenní také svalstvem trupu a DKK. Soupažná technika je podle Bergha s Forsbergem (1992) čím dál více využívanou klasickou technikou. Existuje mnoho faktorů (rychlost, skluznost lyží, sněhové podmínky, vítr, apod.), které ovlivňují výběr vhodné techniky pro daný úsek trati. Záleží jen na zkušenostech, citu a kondici daného závodníka, jakou techniku zvolí (Nilsson, Tveit, & Eikrehagen, 2004).



Obrázek 4: Kinogram soupažné techniky jednodobé (archiv autorů)

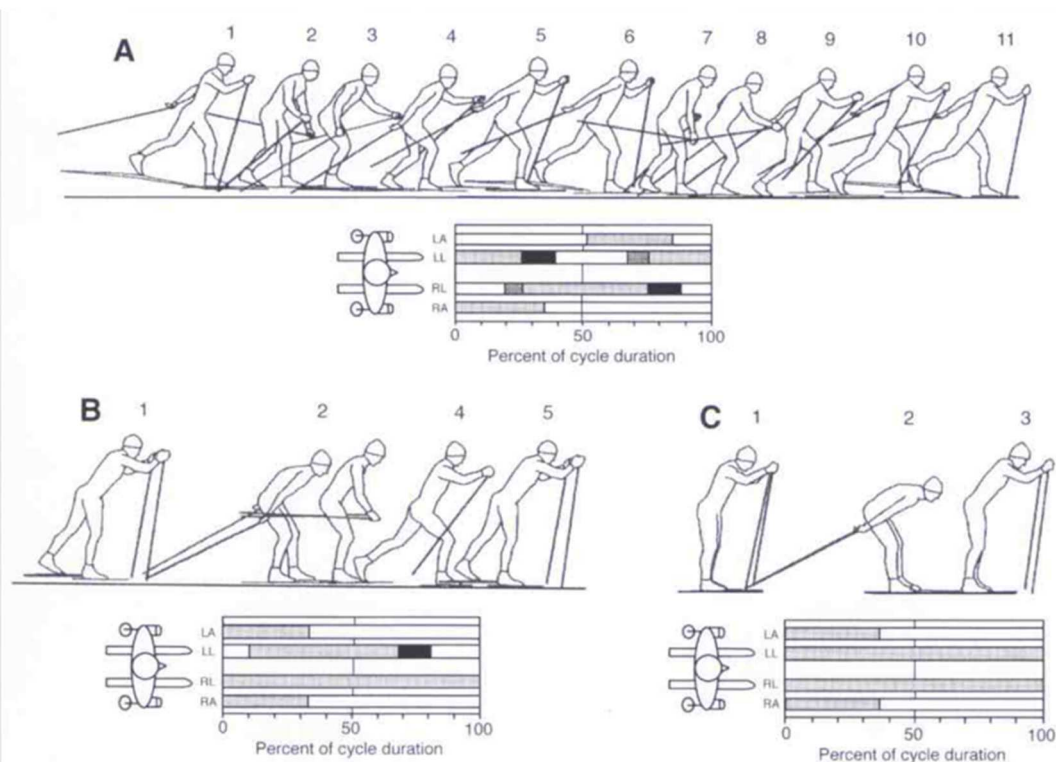
„Klasická technika klade zvýšené nároky především na rovnováhu, pohyb těžiště těla, koordinaci horních a dolních končetin a cit pro správné provedení odrazu.“ (Gnad & Psotová, 2005)

Správně provedený odraz kromě aktuální akcelerace umožňuje přenesení hmotnosti těla na skluzovou lyži. Ta se po ukončení skluzu postupně stává lyží odrazovou. Ideálního odrazu lze dosáhnout pouze za předpokladu dostatečné úrovně tření mezi lyží namazanou vhodným stoupacím voskem a sněhem. Díky konstrukci lyží je tohoto dosahováno právě pouze v době, kdy se těžiště těla promítá do oblasti vázání a mazací komory lyže a krystaly sněhu se vtlačí do stoupacího vosku, čímž je vytvořeno dostatečně velké tření, které umožní odraz.

Těžiště těla běžce se pohybuje ve třech směrech: v rovině vertikální, kdy se jedná o pohyb ve směru dolů při přípravě na odraz a ve směru nahoru v průběhu odrazu. Horizontálním směrem se těžiště pohybuje laterolaterálně, tzn. tak, aby se vždy promítalo do skluzové lyže a tudíž jeho pohyb je kolmý na směr jízdy. Tento pohyb je umožněn mírným natočením pánve tak, aby kyčelní kloub odrazové dolní končetiny byl mírně vpředu, což umožňuje efektivnější přenos těžiště těla nad budoucí odrazovou lyži a usnadnění následného odrazu. Neméně důležitý pohyb těžiště je i ve směru předozadním. Aby bylo dosaženo optimálního úhlu odrazu pro účinný odraz je třeba v době před odrazem celý trup naklonit vpřed. S tím souvisí nutné protlačení boků a pánve tímto směrem (Gnad & Psotová, 2005).

Na běhu na lyžích klasickou technikou dvoudobým střídavým participují střídavě horní a dolní končetiny. Proto je třeba řídit nervosvalovou koordinaci tak, aby pohyb byl komplexně ucelený a plynulý. Jde především o přesné načasování krátkých výbušných odrazů dolních končetin, jejich uvolněnost při skluzu se současným pohybem horních končetin v průběhu odpichu. Všechny pohyby jsou synchronizované a probíhají s maximální uvolněností a plynulostí a stejnou frekvencí.

Obrázek 5_A naznačuje průběh lokomočního cyklu při běhu na lyžích dvoudobém střídavém: HKK pracují v režimu fáze odpichu (od zapíchnutí hole do sněhu až po dokončení odrazu a vytažení hole ze sněhu; poz. 1 - 4) a fáze přenosu (od vytažení hole ze sněhu po zapíchnutí hole do sněhu; poz. 4-11). Práce dolních končetin lze rozdělit na fázi přípravy na odraz (od položení lyže celou plochou na sněh po výměnu lyží; poz. 2 - 3), fázi skluzu (od jedné výměny skluzových lyží ke druhé; poz. 3 - 8), následuje fáze odrazu (od výměny lyží po oddálení odrazové lyže od sněhu; poz. 8 - 10) a fáze přenosu (od dokončení odrazu po její položení na sněh pro následný další skluz; poz. 10 - 11 a 1 - 2) (Nilsson, Tveit, & Eikrehagen, 2004).



Obrázek 5: Kinogram běhu na lyžích klasickou technikou: A – dvoudobý běh střídavý (diagonal stride); B – jednodobý běh soupažný (kick double poling); C- běh soupažný prostý (double poling). Doplněné grafy ukazují podíl dané fáze z celého pohybového cyklu. LA – left arm / levá paže; RA – right arm / pravá paže; LL – left leg / levá noha; RL – right leg / pravá noha; Práce DK: šedá barva = skluzová fáze; tm. šedá = předskluzová fáze; černá = fáze odrazu; bílá = fáze přenosu vpřed; Práce paží: šedá = odpich; bílá = přenos vpřed. (Nilsson, Tveit, & Eikrehagen, 2004).

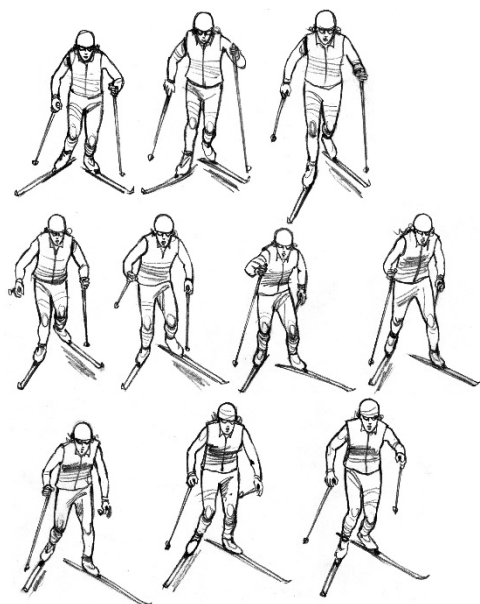
2.3.4 Technika běhu na lyžích oboustranným odvratem – „stroměček“ (HB - herringbone)

Tratě pro SP v běhu na lyžích jsou stavěny podle oficiálního manuálu vydaného nadnárodní organizací FIS, ve kterém jsou přesně specifikovány parametry tratí (FIS, 2012). Musí být navrženy tak, aby prověřily technické, taktické a psychické schopnosti závodníků. Poměr stoupání, klesání a rovinatého terénu na okruhu by měl být rovnocenný, tudíž zhruba 1/3 stoupání, 1/3 klesání a 1/3 roviny.

Třetina závodního okruhu je definována stoupáními se sklonem v rozmezí 9 % (1:11) až 18 % (1:5.5) a s výškovým rozdílem přes 10 metrů, doplněná kratšími stoupáními prudšími než 18 %. Rovinatá třetina je charakteristická zvlněným terénem, který využívá všech svých atributů (krátká stoupání i sjezdy), v němž výškový rozdíl činí 1 - 9 m. Poslední třetina je tvořená sjezdy, které vyžadují ovládání všestranné sjezdové techniky (FIS, 2012). Bergh a Forsberg (1992) uvádí, že na stoupající třetině z celkové vzdálenosti závodní trati závodníci

stráví zhruba 50 % celkového závodního času, v disciplíně sprint pak asi 45 % (Andersson, a další, 2010).

Právě v těchto nejstrmějších stoupáních se lyžař rozhoduje, zda použít DS anebo techniky HB, a to podle: svého citu - únavy, namazání lyží, svých technických schopností, rychlosti jízdy. Na standardních okruzích podle pravidel FIS závodníci techniku HB využívají ve 2 – 3 % z celkového závodního času. Nedobré zvládnutí relativně krátkých a strmých stoupání mohou závodníka připravit o dobrý výsledek v závodě (Andersson, 2011).



Obrázek 6: Kinogram běhu na lyžích oboustranným odvratem (archiv autorů)

HB (Obrázek 6) se využívá v nejprudších stoupáních, anebo pokud lyže nejsou dostatečně namazané pro DS. Tato technika do jisté míry připomíná bruslení na lyžích. Paže a DKK pracují synchronizovaně v kontradiagonálním vzoru jako při DS. Avšak odraz neprobíhá z plochy paralelně postavených lyží, ale lyže jsou v odvratu a lyžař se odráží z vnitřní hrany lyže, stejně jako při bruslení. Odraz je směřován co nejvíce vzad. Rozdíl mezi „stromečkem“ a bruslením nacházíme ve skluzu. Při HB ke skluzu vůbec nedochází (pravidla jej nepovolují) a i odraz je prováděn ze zastavené lyže, zatímco při bruslení je odraz prováděn ve skluzu.

Vrstva stoupacího vosku dovoluje postavit lyže do menšího úhlu odvratu než je tomu při technice volné (Nilsson, Tveit, & Eikrehagen, 2004; Andersson, 2011).

Andersson (2011) ve své videoanalýze našel rozdíly mezi pohybem těžiště těla při běhu na lyžích HB a při bruslení do kopce. Při HB se těžiště pohybuje relativně rovně ve směru jízdy, zatímco při technice volné se pohybuje více laterolaterálně s každým krokem. Pravděpodobně největší výhodou laterálního postavení lyží při HB je vytvoření statického tření mezi lyží a sněhem. Na dosažení max. rychlosti při HB se podílí síla svalů horní i spodní poloviny těla, a díky funkčnímu propojení svalových řetězců (Kovařík & Langer, 1994; Janura, 2003; Véle, 2006; Richter, 2011) se vytváří max. impuls pro dopřednou rychlost.

2.3.5 Technika běhu na lyžích volnou technikou – oboustranné bruslení dvoudobé (V-1 skate)

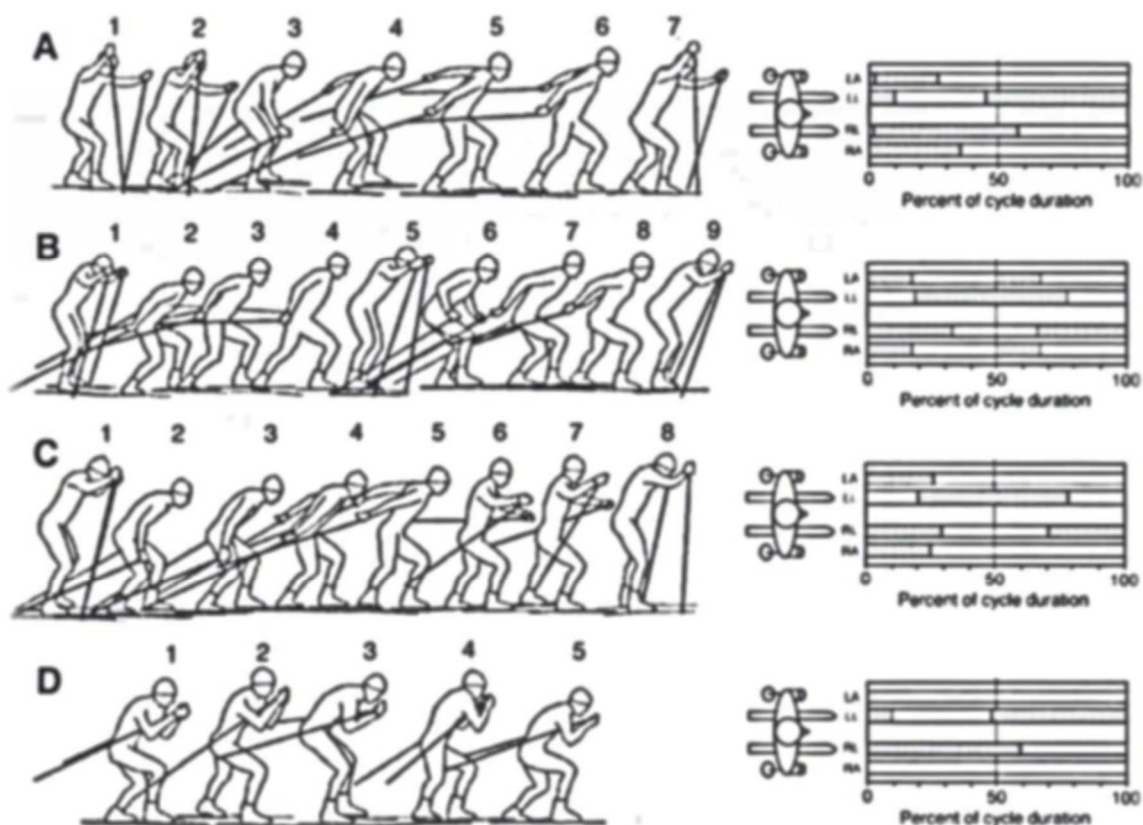
Jak už bylo zmíněno výše, je bruslení na lyžích efektivnější a až o 23 % rychlejší než technika klasická – běh střídavý dvoudobý (Street, McNitt-Gray, & Nelson, 1986; Gerald & Brian, 1994). Nilson (2004) shledal, že při maximálních rychlostech je při bruslení na lyžích dosahováno absolutní rychlosti o 14 % vyšší než při klasické technice při stejných sněhových podmínkách.

Aby bylo dosaženo maximální účinnosti odrazu a tudíž maximální rychlosti jízdy, musí být lyžař schopen integrovat své fyziologické, biomechanické a technické předpoklady a schopnosti. Bruslařská technika dovoluje závodníkovi vybrat z více variant tu pro něho neoptimálnější pro udržení maximální rychlosti v daných podmínkách (sklon svahu – stoupání, klesání, kvalita sněhu a úprava trati) (Street G. M., 1992).

Od ZOH 1984 v Sarajevu se volná technika vyvíjí, a to ve dvou základních technikách: V-1 (viz Obrázek 7_A; také „paddling“, „offset“, „gear 2“, apod.) a V-2 (viz Obrázek 7_B; „double dance“, „one skate“ či „gear 3“) Nilson (2004) ještě přidává tzv. V-2 Gunde skate (viz Obrázek 7_C; „gear 4“, „single dance“ (Skard, 1986); „Gunde technique“ (Boulay, Rundell, & King, 1995); „2-skate“ (Bilodeau, Boulay, & Roy, 1992); „open field skate“ (Smith & Heagy, 1994)), při kterém je poměr odpichu holemi ku odrazům z lyže stejný jako u V-2, avšak nedochází k asymetrii při zapíchnutí holí. V-2 Gunde je používán v terénech s dobrými skluzovými podmínkami, tedy na rovinatých úsecích a z mírných sjezdů. Poslední bruslařskou technikou je gear 5 (viz Obrázek 7_D; „combiskate“ (Skard, 1986)). Tento styl se vyznačuje výlučně prací dolních končetin, a to tam, kde lyžař dosahuje vysokých rychlostí a odpich z holí již není efektivní.

Na kopcovitých tratích v Canmore při ZOH v Calgary 1988 dominovala technika V-1 (Obrázek 7 a Obrázek 8); (Woodward, 1988), neboť jak uvádí Gerald et al. (1994) většinu závodního času tráví běžci na lyžích ve stoupáních. V těchto částech trati je využíváno především V-1 (Kvamme, Jakobsen, Hetlan, & Smith, 2005).

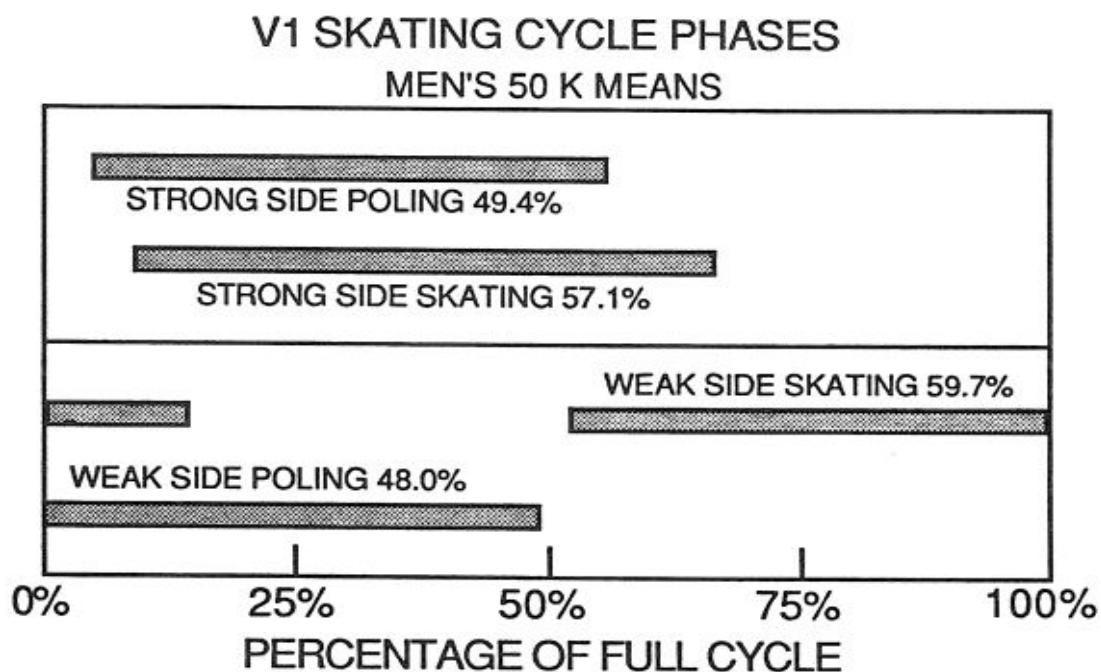
V-1 technika se vyznačuje jedním odpichem (soupažným) holemi během jednoho pohybového cyklu, tzn. odpich je proveden s jedním odrazem z lyže a v průběhu odrazu z alternující končetiny paže relaxují a jsou přenášeny před tělo a připravují se na další důrazný odpich (Smith, Nelson, Feldman, & Rankinen, 1989). Jedná se o asymetrickou techniku, která většinou více zatěžuje silnější stranu jezdce a je využívána pro zdolávání větších stoupání (Nilsson, Tveit, & Eikrehagen, 2004).



Obrázek 7: Kinogram běhu na lyžích volnou technikou: A – V-1 skate; B – V-2 skate; C- V-2 Gunde skate; D – gear 5. Doplněné grafy ukazují podíl dané fáze z celého pohybového cyklu. LA – left arm / levá paže; RA – right arm / pravá paže; LL – left leg / levá noha; RL – right leg / pravá noha; Práce DK: šedá barva = odraz; bílá = fáze přenosu vpřed; Práce paží: šedá = odpich; bílá = přenos vpřed. (Nilsson, Tveit, & Eikrehagen, 2004)

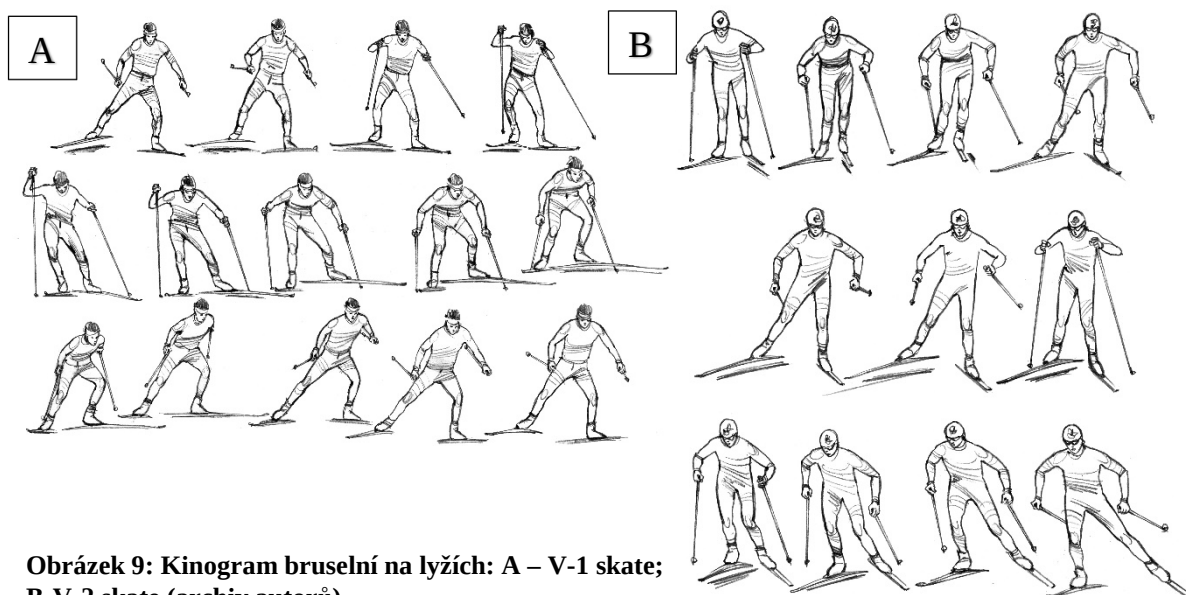
Pro V-2 je charakteristický dvojnásobný odpich z holí v jednom pohybovém cyklu. Fáze odpichu holemi je krátká a zabírá pouze 20 % z celého cyklu, zatímco fáze skluzu je delší 50 – 60 %. Lyžař s technikou V-2 dosahuje vyšší rychlosti a je jí tedy využíváno na rovinách, do mírných a kratších stoupání. Tato technika je symetrická, každý odraz z lyže je doplněn odpichem z holí (Kvamme, Jakobsen, Hetlan, & Smith, 2005).

Bilodeau et al. (1996) shledali, že V-1 skating je výrazně rychlejší ve stoupáních se sklonem vyšším než 9 %. Při malých sklonech sjíždění, rovině anebo stoupání do 6 % nebyly nalezeny rozdíly v maximální dosahované rychlosti při bruslení V-1, V-2 a V-2 Gunde technikou. Délka pohybového cyklu se mění podle užitého stylu ne podle měnícího se terénu (Boulay, Rundell, & King, 1995). V prudších stoupáních je tendence fází odpichu hole prodloužit, a to jak procentuálně, tak i v absolutním čase, zatímco skluzová fáze je zkracována a dochází ke zkracování fáze relaxace (Smith, Nelson, Feldman, & Rankinen, 1989).



Obrázek 8: Kinogram techniky V-1-skating podle Smith et al. (1989) při ZOH v Calgary v závodě na 50km: komparace délky fáze odpichu a skluzu silnější (strong) a slabší (weak) HK a DK při V-1 skate v % v rámci celého pohybového cyklu

Odraz z šikmo vedených lyží je spojen s přemísťováním těžiště těla běžce. Jeho trajektorie je ovlivněna především velikostí úhlu odvratu lyží a pohybovou frekvencí. Ten úzce souvisí především s profilem terénu. Se zvyšujícím se sklonem stoupání narůstá i velikost



Obrázek 9: Kinogram bruselní na lyžích: A – V-1 skate; B-V-2 skate (archiv autorů)

odvratu se zkrácenou délkou skluzu i celého pohybového cyklu. Nejlepší bruslaři dosahují maximálního možného pohybu vpřed ve směru hnací síly. Čím méně se lyžař odchyluje od přímého pohybu vpřed, tím je jeho technika účinnější, tzn. ekonomičtější a výsledný čas zdolání trati je kratší (Ilavský & Suk, 2005).

Při bruslení na lyžích všemi technikami je odraz prováděn překlopením lyže na vnitřní hranu v průběhu skluzu. Vlastní skluz probíhá na celé ploše skluznice lyže. Bruslařský cyklus lze podle Ilavského (2005) 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 ($20 - 30^\circ$), rytmus a koordinace práce paží a dolních končetin. Velikost úhlu odvratu závisí na profilu terénu, sněhových podmínkách, zkušenostech a fyzických dispozicích lyžaře.

2.4 Biomechanika běhu na lyžích

„Biomechanika je nauka o struktuře a mechanickém chování živých organismů“ (ABZ slovník cizích slov, 2014), která aplikuje inženýrské metody pro analýzu lidské lokomoce i další motoriky (Smith G. A., 2002).

Mechanické principy běhu na lyžích je podle Smithe (2002) nutno hledat u slavného britského fyzika Isaaca Newtona (1643 – 1727). Ačkoliv on sám s lyžováním neměl nic společného, jeho zákony platí i v tomto sportu. A to především:

1. Newtonův zákon setrvačnosti

„Corpus omne perseverare in statu suo quiescendi vel movendi uniformiter in directum, nisi quatenus illud a viribus impressis cogitur statum suum mutare.“ (Wikipedie, 2014)

Těleso (v našem případě lyžař) setrvává v klidu nebo v pohybu rovnoměrném a přímočarém, pokud na něho nepůsobí jiné vnější síly anebo pokud tyto síly nejsou v rovnováze: uvažujme nulové tření mezi lyžemi a sněhem a dostatečně silný vítr do zad jezdce, pak jeho rychlost a směr jízdy bude stále stejný (Smith G. A., 2002).

2. Newtonův zákon síly

„Mutationem motus proportionalem esse vi motrici impressae et fieri secundam lineam rectam qua vis illa imprimatur.“ (Wikipedie, 2014)

Pokud na těleso (lyžaře) působí síla, pak se těleso pohybuje se zrychlením přímo úměrným této síle a nepřímo úměrným hmotnosti tělesa.

Obecněji bývá zákon vyjadřován jako síla (**F**) je rovna časové (**t**) změně hybnosti (**P**), což lze matematicky vyjádřit jako:

$$\mathbf{F} = \frac{d\mathbf{P}}{dt} = \frac{d(\mathbf{m} * \mathbf{v})}{dt}$$

Rovnice 1: **F** – síla; **P** – hybnost; **t** – časová změna; **m** – hmotnost tělesa; **v** – rychlost tělesa; **d** - derivace

Pro potřeby klasické mechaniky lze formulovat jako:

$$\mathbf{F} = \mathbf{m} * \mathbf{a}$$

Rovnice 2: **F** – síla; **m** – hmotnost; **a** – zrychlení, akcelpace

Tento jednoduchý vztah říká, že akcelpace lyžaře je nepřímo úměrná jeho hmotnosti a je pravděpodobně nejdůležitějším nástrojem pro vysvětlení mechaniky lyžování. Pro příklad uvažujme klouzání na rovinaté trati. Třecí síla lyží působí opačným směrem, než je

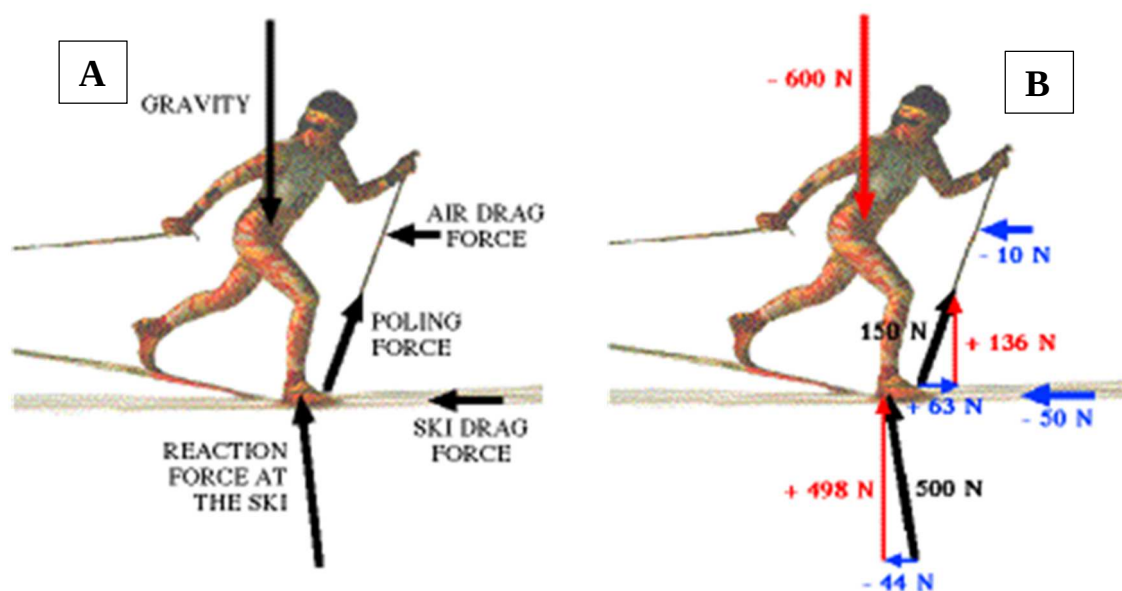
směr pohybu. Z tohoto důvodu klesá rychlost, což se označuje jako negativní akcelerace či decelerace. Velikost zpomalení závisí na velikosti tření a hmotnosti lyžaře (Smith G. A., 2002).

3. Newtonův zákon akce a reakce

„Actioni contrariam semper et aequalem esse reactionem; sive: corporum duorum actiones in se mutuo semper esse aequales et in partes contrarias dirigi.“ (Wikipedie, 2014)

Každá akce vyvolá stejně velkou reakci a vzájemné působení dvou těles je vždy stejně velké a míří na opačné strany.

Svalová aktivita a pohyb těla vytváří síly, které působí proti odporu sněhu (Newtonovou terminologií: „akce“). Tyto akce vždy podmiňují vznik reakčních sil, které působí na jezdce (Obrázek 10).



Obrázek 10: A_Rozklad a působení sil (gravitační síly a sil reakčních) na lyžaře při klasické technice B_Velikost jednotlivých vektorů působících sil na lyžaře běžce o hmotnosti 60 kg (Smith G. A., 2002)

Dvě síly se „nezruší“, když každá působí na jiný objekt: akce působí na sněhovou pokrývku a zemi (velká hmotnost a malá akcelerace) a reakce na lyžaře (relativně malá hmotnost a značné zrychlení). Tato reakční síla majoritně ovlivňuje výkon lyžaře (Smith G. A., 2002).

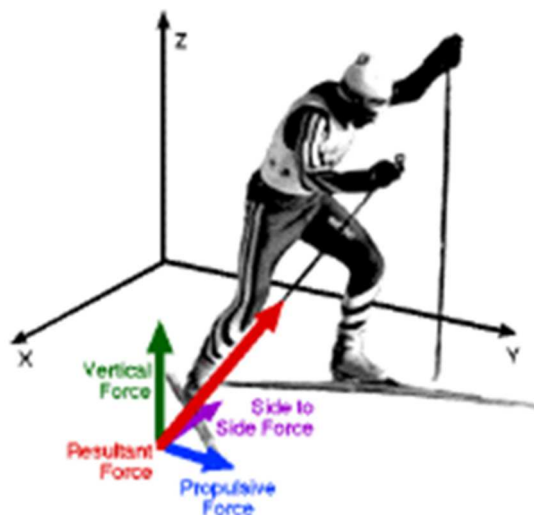
Newtonovy zákony říkají, že každá síla ve všech 3 směrech určuje lyžařovu akceleraci v každém směru (Obrázek 11). Výkon je podmíněn dopředným pohybem, a proto je dle Smitha (2002) klíčové generovat komponenty reakční síly pro pohyb vpřed a současně minimalizovat složky, které působí ve směru opačném. Síly v jiných směrech jsou pro techniku běhu na lyžích nezbytné a tudíž je nelze eliminovat.

Kovařík et al. (1991) objasňují, proč je nutné považovat jezdce na lyžích za hmotnou soustavu. Skládá se totiž z jednotlivých segmentů těla a výzbroje s vlastní hybností. Hybnost celého běžce na lyžích je tedy vektorovým součtem všech těchto jeho částí. Dále klasifikuje síly vnější (nezávislé na lyžaři) a vnitřní (jeho vlastní síly tkání), které na lyžaře při pohybu působí.

„Lyžař sám svojí silou dráhu svého pohybu nezmění, dosáhne jen změny tvaru svého těla. Může však svou silou působit na povrch země, čímž vyvolá reakci tohoto povrchu v opačném smyslu a ta jej z jeho polohy vychyluje.“ (Kovařík & al., 1991).

Dále je podle Kovaříka et al. (1991) těžiště soustavy běžce na lyžích umístěno nad místem opory o sněh (chodidlo stojné DK). Při jízdě na lyžích se tak nachází v labilní rovnovážné poloze, ve které setrvává, do té doby, dokud směr vektoru všech vnějších sil působících na hmotu soustavy prochází právě podstavou.

Z pohledu vnitřní biomechaniky pohybové soustavy lyžaře běžce je práce pohybového segmentu efektivnější, pokud jsou svaly na začátku práce protaženy, avšak klouby nejsou v úplně extenzi. Z tohoto důvodu je účelné zapichovat hůl s mírně pokrčenou paží v lokti. Tím také lze dosáhnout zapojení většího množství svalových partií: nejen paží, ale také trupu a zad a tím dosáhnout vyšší úrovně svalové síly vložené do odpichu (Kovařík & al., 1991).



Obrázek 11: Rozklad sil působících na běžce na lyžích při bruslení. Pro získání údajů o vertikální, laterální, reakční a propulzní síle je nutná 3-D analýza (Smith G. A., 2002)

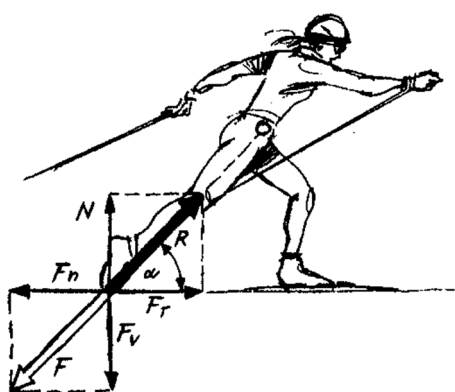
2.4.1 Biomechanika běhu na lyžích klasickou technikou

Při běhu na lyžích klasickou technikou probíhá odraz z plochy lyže, která je v této době zastavená a plně zatížená (těžiště těla se promítá do chodidla odrazové dolní končetiny). Odraz probíhá postupným odvíjením celého chodidla a k jeho dokončení dochází extenzí všech kloubů DK a oddálením lyže od podložky. Účinnost odrazu (viz Obrázek 12) je dána směrem (úhlem) odrazu α , délkou dráhy a časem, po který síla odrazu působí a velikostí tření v klidu. Síla odrazu se projevuje rychlostí působení odrazu. Rozhodující je zrychlení, tudíž rychlost získaná při dokončení odrazu (Gnad & Psotová, 2005).

Dle vztahu časového účinku síly (Obrázek 12):

$$F \cdot t = m \cdot v$$

Rovnice 3: F – svalová síla, t – doba působení síly, m – hmotnost lyžaře, v – rychlost odrazu



Obrázek 12: Rozklad sil při odrazu z plochy lyže: F – svalová síla, t – doba působení síly, m – hmotnost lyžaře, v – rychlost odrazu (Gnad & Psotová, 2005)

Z fyzikálního hlediska může být odraz zrealizován jen na základě zákona „akce a reakce“ (viz Obrázek 12). Lyžař na podložku působí svalovou silou pod určitým úhlem α (v praxi 55 – 65°) a vyvolává tak stejně velkou reakci opory působící v opačném směru. Tato síla se rozkládá na složku horizontální (Ft) a vertikální (N). Vertikální složka odpovídá

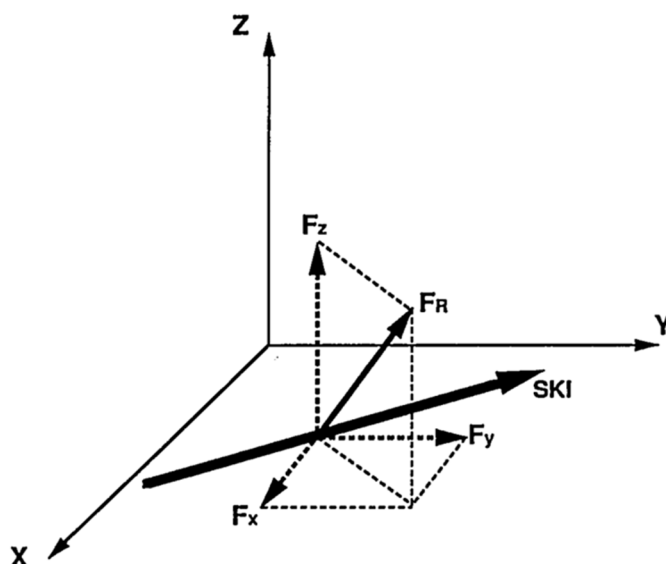
kolmému tlaku váhy jezdce a svalové práci DK a horizontální složka (Ft) představuje vlastní hybnou sílu vpřed. Logicky, čím menší úhel odrazu je, tím je jeho účinnost větší. Avšak nesmí být překročena hranice, při níž je výsledná síla v rovnováze s velikostí tření v klidu, jinak dojde k podsmeknutí až proklouznutí lyže, aniž by došlo k účinnému odrazu vpřed.

Celková vertikální síla při odrazu je 2 - 3 krát větší než tíha těla jezdce, zatímco propulzní silová komponenta je výrazně menší: 10 – 25 % tíhy těla (Komi, 1987; Smith G. A., 2002). Aby byl odraz z nohy efektivní, primárně vertikální reakce síly během přibližně první třetiny odrazu, musí být následována vyšším podílem horizontální reakční síly soustředěné do posledních 2/3 odrazu. Nejdůležitějšími faktory podmiňujícími úspěšný a efektivní odraz jsou: tvrdost lyží, namazání lyží a technika pohybu. Optimální odraz nastane tehdy, když jsou tyto faktory optimálně vyváženy podle individuálních vlastností a schopností každého jezdce (Smith G. A., 2002; Andersson, 2011).

2.4.2 Biomechanika běhu na lyžích volnou technikou

Při bruslení na lyžích je odraz prováděn z vnitřní hrany stále jedoucí lyže v odvratu (Obrázek 13). Účinnost tohoto odrazu závisí na směru odrazu, úhlu odvratu, délce dráhy a době, po kterou síla odrazu působí. Dále na velikosti tření v pohybu, rychlosti překlopení lyže z plochy na vnitřní hranu lyže a na dokončení odrazu.

Síla reakce lyže při volné technice směřuje přibližně vertikálně k ploše lyže. Lyže na bruslení jsou ošetřeny pouze skluzovým voskem bez jakékoliv vrstvy vosku stoupacího, jako je tomu v případě lyží klasických. Odraz probíhá bez zastavení lyže. Na vytvoření propulzní síly není tedy potřeba síly statického tření. Stejně jako při rychlobruslení je lyže nasazena pod úhlem k dopřednému směru a v průběhu odrazu se opírá o hranu. Plocha hrany lyže vzdoruje kolmé síle a vytváří tlak na sníh pod lyží. Síly



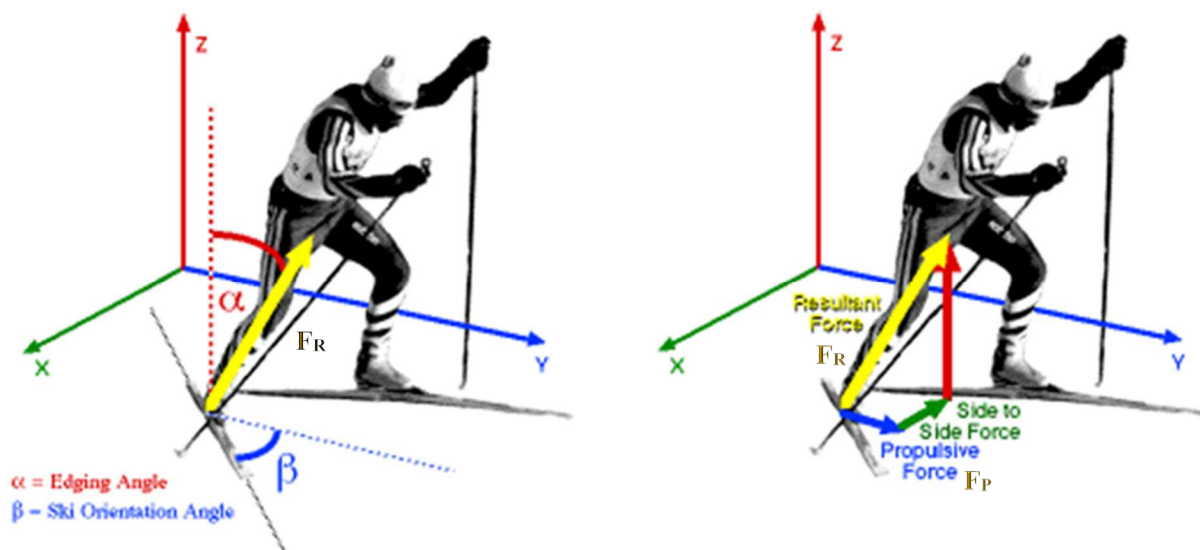
Obrázek 13: Rozklad sil působících na lyži při volné technice: F_R - síla reakce (Gerald, 1992).

v ostatních směrech nemohou být generovány, protože zde chybí tření. Obrázek 14 ilustruje reakční síly kolmé k ploše lyže: komponenty mohou být podmíněny pozicí lyže s ohledem na sněhovou pokrývku (α) a na dopředný známý směr (β). Výsledná propulzní síla (F_P) je určena normálovou silou, která je kolmá na povrch skluznice lyže. Každá složka této síly je dána funkcí sin každého ze dvou úhlů α , β :

$$F_P = F_R * \sin \alpha * \sin \beta$$

Rovnice 4: F_P – propulzní síla; F_R – síla reakce; α - Edging Angel, úhel sklonu lyže, který respektuje povrch sněhu; 0° je na rovině; β - Ski Orientation Angel; úhel odvratu; 0° je přímý směr vpřed.

Z této rovnice plyne, že propulzní síla roste s velikostí daných úhlů (Smith G. A., 2002).



Obrázek 14: Působení sil na lyžaře při bruslení na lyžích (Edging Angel α - úhel sklonu lyže, který respektuje povrch, 0° je na rovině; Ski Orientation Angel β - úhel odvratu, 0° je přímý směr vpřed) (Smith G. A., 2002).

2.5 Pohybový systém člověka

Véle (2006) pohybový systém člověka rozděljuje na čtyři základní složky:

- Skelet, klouby, vazy (mechanická báze), tzv. podpurná složka, **tvoří pevnou mechanickou oporu pohybu.**
- Svaly (zdroj energie), tzv. silová složka, transformuje chemickou energii na mechanickou pro pohyb.
- Nervový aparát (řízení pohybu), tzv. řídicí složka, řídí a adaptuje pohybové programy podle měnících se podmínek.
- Metabolismus (přísun, přeměna a odpad látek), tzv. logistická složka, **nastavuje a udržuje podmínky pro činnost vnitřního prostředí.**

Výkonovou částí pohybového systému je myoskeletární aparát, tj. skelet a svaly. Avšak název myoskeletární opomíjí řídicí složku CNS i logistiku. Myoskelet se díky vlastním receptorům v kloubních pouzdrech, ligamentech, šlachách, fasciích a ve svaích podílí na tvorbě zpětnovazebních informací potřebných pro řízení pohybu. Bez účasti CNS není účelný pohyb možný, a proto je nezbytné respektovat CNS stejně jako svaly a kosti.

Základní strukturální a funkční jednotku motorického systému poprvé definoval Sherrington v r. 1930 a označil ji „motorická jednotka“ (MJ) (Keller, 1998). MJ je skupina

svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem, který je v předním míšním laloku neuritem spojen se skupinou kontraktálních vláken ve svalu. A v míše je opět přes dendrity spojen s míšní neuronální sítí, a tím se dostává do styku s drahami, které přivádí signály jak z centra, tak i z periferie a ovlivňují dráždivost dendritu. Po překročení určité hranice dráždivosti dojde ke vzniku signálu, jenž se neuritem šíří ke skupině svalových vláken. Ty reagují synchronním záškubem. MJ pracuje rytmicky kvantovým způsobem, a to dle zákona „vše nebo nic“ a uvolněné kvantum mechanické energie je za normálních podmínek vždy stejné.

Pracovní cyklus MJ lze rozdělit na dvě fáze:

- a) *aktivace* („vše“), v aktivním stavu dochází ke zkrácení svalových vláken,
- b) *relaxace* („nic“), ve stavu klidu má sval svou klidovou délku.

Motorická jednotka je funkčním i strukturálním celkem a proto nelze řídicí nervy oddělovat od svalů. Zda-li bude mít sval funkci tonickou nebo fázickou, závisí na vlastnostech motoneuronu, který jej vyživuje, což dokazují Gutmanovy experimenty se zkříženou inervací (Véle, 2006).

Na motorické funkci se podílí i vazivová tkáň, která je rozložená v měkkých tkáních jako samostatné útvary, jež tvoří kloubní pouzdra či ligamenta a je také zastoupena ve svalu, kde vytváří tzv. stroma svalů. Vazivové stroma přechází ve fasciální obal svalů a ústí do šlašitého úponu, který končí na periostu kostěných segmentů anebo v jiných tkáních (torakodorzální fascie).

Vazivo zpevňuje sval a zároveň vymezuje rozsah jeho pohyblivosti. Pružnost vaziva lze udržet pouze jeho pravidelným protahováním. Období delšího klidu vede ke zkracování vaziva (sádrová fixace), což omezuje možnost pohybu jednotlivých svalových vláken při kontrakci a tím svalovou sílu jako takovou. Také dochází ke snížení cirkulace krve i ke snížení úrovně inervace svalů. Zkrácený sval, který nemůže pracovat v maximálním rozsahu pohybu, není schopen vyvinout maximální úsilí a jeho pracovní výkonnost klesá (Véle, 2006).

Prolongovaná izometrická kontrakce zdravého svalů zvyšuje napětí ve svalu (např. dlouhodobý postoj na jedné dolní končetině při jednostranném bruslení – tzv. siitonen), což primárně postihuje kapilární síť, ale i venózní a lymfatický odvodní systém, kde je obvykle tlak nízký. Za klidových podmínek je sval zásoben arteriální krví středem svalů pod vysokým tlakem a venózní krev je pod nízkým tlakem odváděna pod svalovou fascií. Ta je ale při

kontrakci tlačena na odvodní systém. Proto, aby byl sval plynule zásoben, je zapotřebí pravidelné rytmické kontrakce a relaxace, které podporují periferní oběh. Neboť pokud toto není zajištěno, pak se projeví nejprve únava, pokles síly, pocit tlaku a nakonec bolest až úplné selhání svalu (Véle, 2006).

2.5.1 Aktivita svalu

Podle Véleho (2006) Adrian-Brockův zákon praví, že při činnosti svalu jsou jednotlivé MJ aktivovány asynchronně postupným nábořem v lineární závislosti na úsilí, což lze ověřit pomocí EMG. Každá MJ má svůj vlastní rytmus výbojů. Proto je jejich vzájemná činnost asynchronní. Úsilí narůstá „prostorovou sumací“ aktivních neuronů, tzv. rekrutací, čili zvyšujícím se nábořem počtu aktivovaných neuronů ve svalu. Takto ale nelze při asynchronní aktivitě MJ dosáhnout maximálního možného momentu síly, jakého by bylo dosaženo při synchronním zapojení všech neuronů. Výhodou asynchronního zapojení je zrealizování plynulého nárůstu vyvíjené síly. Pokud je zapotřebí vyvinout nadměrnou sílu, dochází k „časové sumaci“, tj. MJ vybíjejí vyšším kmitočtem než obvykle. Tímto se dosáhne krátkodobého zvýšení síly, avšak s rychlým nástupem únavy, a současně klesá plynulost pohybu. Může se objevit až sakadovaný pohyb. Také mohou vznikat záškuby a s nimi mikrotraumata.

Doba, po kterou je sval schopen pracovat, je omezena. Sval je fyziologicky předurčen pro krátkodobou rytmickou aktivaci střídanou relaxací. Dlouhodobější izometrická kontrakce se u zdravého jedince projevuje negativně v mechanismu řízení, ale především dojde k porušení mechanismu zásobení krví. Při trvalém izometrickém napětí dochází k městnání krve, které vyvolává pocit bolesti a nutí uvolnění tahu a ke změně pozice. Při dlouhých opakovaných izometrických kontrakcích může dojít i k ischemickým změnám až ke strukturálnímu poškození.

Pro udržení výkonu svalu při práci jsou nutné relaxační pauzy, ale dlouhodobý klid je rovněž škodlivý (již po 3 – 5 dnech fixace dochází k histologicky prokazatelným organickým změnám ve svalu i vazivu). Véle (2006) dále uvádí, že podle Christensena sval odevzdává největší výkon v režimu 30 sekund plné aktivity následovaných 30 sekundovým intervalem odpočinku.

2.5.2 Funkce svalů

Svaly se skládají z různých počtů MJ a jsou zdrojem mechanické síly. Dráždivost motoneuronů zásobujících sval je přímo úměrná protažení svalu, a to díky funkci tzv. svalového vřeténka. Může však být i předem nastavena z retikulární formace, a to nezávisle na délce svalu. Proprioceptory vysílají do řídicího centra informace o stavu daného pohybového segmentu (délka svalu, rychlost změny délky, či postavení kloubu). Sval ne vždy pracuje jako jeden celek, jeho jednotlivé části mohou pracovat samostatně, především se jedná o ploché svaly (m. trapezius). Jak uvádí Basmajian (1967), lze tréninkem nacvičit samostatné řízené činnosti jednotlivých MJ (Véle, 2006).

Svaly podle Véleho (2006) souvisejí navzájem mechanicky fasciálními snopci, tvoří funkční řetězce anebo smyčky, které propojují vzdálenější segmenty. Mechanicky tedy integrují činnost soustavy jako celku a přesto umožňují diferencovanou lokální funkci. Svalové řetězce nejsou organizovány jen strukturálně, ale jsou programovány v CNS, a proto lze jejich funkci ovlivňovat vůlí a učením.

Kromě svalu jako základní funkční jednotky klinické hledisko rozlišuje také skupiny svalů, které vytváří funkční jednotky – tzv. funkční svalová skupina. Jedná se o skupinu svalů okolo kloubu a skládá se ze svalu hlavního (agonista) a svalů pomocných (synergistů). Sval, který působí v opačném směru než agonista, je označován jako antagonist. Mezi agonistou a antagonistou obvykle existuje vztah reciproční inhibice: agonista inhibuje antagonistu a opačně. Avšak při vyšší aktivitě agonisty dochází i v antagonistovi k určitému napětí. Současné zapojení obou partnerů se označuje jako kokontrakce anebo koaktivace¹. Zda-li dojde k inhibici anebo kokontrakci antagonisty závisí na charakteru pohybu. Pomalý pohyb, kdy převládá spíše držení, dochází ke kontrakci. Při rychlých pohybech je antagonist inhibován a aktivuje se až v závěru pohybu, jakožto ochrana kloubu proti poškození. U některých skupin svalů (např. svalstvo předloktí pro stabilizaci zápěstí) je kokontrakcí stabilní součástí funkce.

Ke koaktivaci dochází i u velkých svalových skupin i při fázickém pohybu, jako je dřep, pak mluvíme o tzv. Lombardově paradoxu. Lombard se ve své práci (Lombard, 1903; Lombard & Abbott, 1907) zabývá stavem paradoxní koaktivace antagonistických svalových skupin:

¹ Koaktivace (simultánní existence aktivity agonistických a antagonistických svalů) je fenomén, který je nezbytný pro hodnocení kvality pohybu. Významné změny v koaktivaci se vztahují k situacím nezralosti nervového systému, zejm. u postižených Downovým syndromem (Massó, a další, 2010). Koaktivace funkčních antagonistů je zároveň fenoménem vyskytujícím se v propulzním zapojení svalů v režimu lokomoce v souvislosti s lokalizací místa opory (punctum fixum, PF) a místa pohybu (corpus mobile, CM) (Kračmar, 2002).

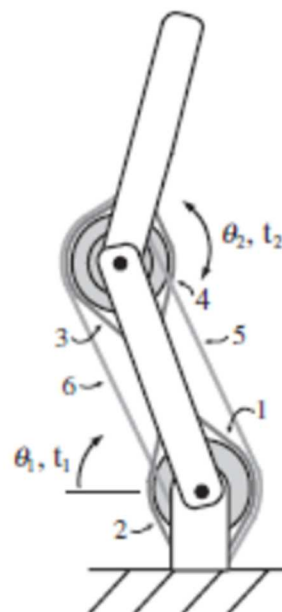
m. quadriceps femoris – rectus femoris a hamstringů, když člověk vstává ze dřepu (Obrázek 15).

Lombard nespecifikuje definici pasivní šlachy. Tento pojem ale zavádí Cleland (1867) a dále Hering (1897) nebo Strasser (1917) pro izometrickou práci svalů. Izometrická interpretace pasivní šlachy je jen jednoduchým předpokladem a ne nezbytností pro pochopení svalové koordinace (Kuo, 2001). Této problematice se věnuje Zbořilová (2014). Ale také ji zmiňuje Vojta a Peters (1995) a Tlašková (2008) v souvislosti s kokontrakcí dlouhých hlav pažních svalů při lokomoci.

Naproti tomu se Vojta a Peters (1995) zabývají synergií a svalovými souhrami při reflexní lokomoci v jednotlivých částech lidského těla. Popisují kineziologické souvislosti vzniku propulzní síly při lokomoci člověka. Protože reflexní lokomoce (dynamická stabilita, rychlá změna vzoru držení těla a současné řízené automatické pohyby vpřed) se týká koordinační úrovně, je nutné chápat pojem „agonista“ a „antagonista“ odlišně. Globálním vstupním příkazem může být zpracováno jen tolik impulsů, kolik je schopna zpracovat jeho motorická jednotka. „Silnější antagonista dostane z motorického výstupu (output) jen tolik impulsů, aby slabšího agonistu nepřekvapil.“ (např. m. infraspinatus, m. teres minor vs. m. pectoralis major a m. latissimus dorsi).

Synergická funkce, k níž dochází během reflexního pohybu vpřed, je nazývána jako optimální a ideální držení těla a je základem pro fyziologickou lokomoci a pro cílenou motoriku.

Na základě vzdálenosti úponů od příslušné kloubní osy dělí Véle (2006) svaly na záběrové (spurt muscles) a stabilizující (shunt muscles). Záběrové mají větší moment záběru (působí na segment více kolmo a ve větší vzdálenosti od osy otáčení). Stabilizující naopak obepínají kloub těsně (např. m. deltoideus, m. tensor fasciae latae) a působí z malé vzdálenosti a paralelně s osou pohybujícího se segmentu. Hlavice kloubu je tak vtlačována do jamky a kloub je stabilizován.



Obrázek 15: Ilustrace Lombardova paradoxu (Lombard, 1903) - fungování dvoukloubového systému s šesti svaly: svaly 1 – 4 jsou jednokloubové a 5 & 6 jsou dvoukloubové. Otáčivý moment kloubů je dán t_1 , t_2 a jejich úhel θ_1 , θ_2 (Kuo, 2001)

2.5.3 Pohybové vzory a programy

Každý pohyb je podle Véleho (1995; 2006) složen z jednoduchých dílčích pohybových vzorů (pattern, stereotyp, podprogram). Jedná se o časové schéma určitého pohybového úkonu uloženého v paměti ve formě „pohybové matrice“, z níž je lze vyvolat. Jednoduché stereotypy (např. zkřížené pohyby končetin při chůzi) jsou „zapsány“ již v míše za základě principu segmentální reciproční inervace. Vzory složitějších posturálních úkonů, k nimž je nutné využít jednotlivých spinálních krokových programů ve vzpřímení, ve kterém je potřeba stabilizovat vertikální polohu těla i při lokomoci, jsou pak uloženy v podkorových centrech mozku. Složité ideomotorické vzorce, které jsou po jejich zvolení vysílány do výstupních motorických drah, aby se v míšní neuronové síti integrovaly s posturální aktivitou, jsou uloženy v asociačních oblastech mozkové kůry.

Opakovaný pohyb u téhož jedince bude probíhat nejen individuálně, ale též časově odlišně. Není možné u živého tvora nastavit časově konstantní parametry vnitřního prostředí, jako je tomu u stroje. Tato adaptabilita účelového pohybu na prostředí přináší do měření proměnnou, kterou nelze změřit, a tudíž průběh pohybu lze vždy pouze odhadovat.

2.5.4 Řízení motoriky

Zajišťování polohy těla má podle Trojana et al. (1996) reflexní charakter, jehož základem je svalový tonus. Reflexní svalový tonus je předpokladem veškeré hybnosti a Véle (2006) řízení pohybu popisuje jako účelové organizování aktivity pohybové soustavy, aby byl dosažen zamýšlený cíl. Současně je individuálním odrazem každého jedince – závisí na mentalitě osobnosti. Pohyb vnějších orgánů pohybové soustavy, jakožto účelový prostředek pro udržení polohy těla a pohybu ve vnějším prostředí, je realizován buď reflexní reakcí anebo volným rozhodováním.

Kračmar (2007) předpokládá, že CNS řídí pohyb jako celek a prvotním předpokladem pro optimální průběh pohybu je jeho správná iniciace. Pokud není pohyb správně zahájen, je v jeho průběhu již prakticky nemožné, anebo velice obtížné chybu opravit. Na správnou iniciaci pohybu má vliv postavení celého těla, a to především oblast krční páteře a koncové části končetin (ruce a nohy). Protože je krční páteř úzce spjata s okohybnými svaly, je funkce pohledu pro úvodní fázi pohybu klíčová. Z nastavení krční páteře a pozice rukou a nohou vychází i nastavení kořenových, pro další pohyb klíčových kloubů. Pohybový projev odráží vývoj celé nervové soustavy a je úzce spjat s psychikou člověka (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 1996).

2.6 Postura a atituda

„*Postura je proces udržování polohy těla a jeho částí ve stále se měnícím prostředí.*“ (Dylevský, Druga, & Mrázková, 2000). Véle (2006) posturu definuje jako: „*klidovou polohu těla vyznačující se určitou konfigurací pohyblivých segmentů.*“ Při myšlence na vykonání pohybu se klidová poloha mění na polohu pohotovostní. Ta těsně před vykonáním vlastního pohybu přechází do polohy účelově orientované atitudy a odtud zamýšlená aktivita míří k pohybovému cíli.

Při zaujetí polohy těla a jeho segmentů v klidu hovoří Kračmar (2002) o postuře, která je sice z fyzikálního hlediska klidovým stavem, ale pro udržování polohy těla je dynamickým procesem s nároky na řídicí mechanismy. Postura je výchozí pozice pro pohyb a po skončení daného pohybu se posturální systém snaží dosaženou polohu zachovat. Posturální motorika je realizována především osovým systémem těla (páteř, břišní a zádové svalstvo), nicméně většina posturálních pohybových aktivit je globálního charakteru. Tudíž se zapojuje většina pohybových systémů těla a roli koordinátora v zajištění postury hraje periferní i centrální nervový systém (Véle, 1995; Dylevský, Druga, & Mrázková, 2000).

O genetickém kódování a ontogenezi posturálních programů píší Vojta a Peters (1995), Kolář (2001), Kračmar (2002).

Janda (1982; 1996) či Janda et al. (1966) striktně rozdělují posturální svalstvo na „tonické“ a „fázické“. Toto dělení zmiňuje Kolář (2009), který ale upozorňuje na nutnost spolupráce dlouhých povrchových svalů s krátkými hlubokými svaly, aby bylo možné stabilizovat trup. Posturální funkce pohybu předchází, provází jej a zakončuje ho (Véle, 1995; 1997). Stejný autor zmiňuje, že dnes mohou být některé svaly u různých funkcích buď fázické nebo posturální.

Atituda je charakteristická orientací – připraveností ke konkrétnímu pohybu (Vojta & Peters, 1995). Při vnějším pozorování nemusí být rozeznatelná od postury, avšak uvnitř systému vzniká nová kvalita. Již při pouhé představě pohybu se aktivuje nejhlubší vrstva zádového svalstva (tzv. autochtonní muskulatura) a připravuje tělo na směr uvažovaného pohybu (Kračmar, 2002).

Nezanedbatelný vliv na posturu i pohyb má psychika a funkce vnitřních orgánů (Véle, 1995).

2.6.1 Stabilita

„Stabilita axiálního systému vyjadřuje stálost (tzv. strukturálních vlastností) a funkcí axiálního systému či schopnost jejich návratu do „fyziologického“ stavu po odeznění poruchy.“ (Kolektiv autorů, 1997). Stabilizace vzpřímeného držení těla závisí na schopnosti dynamického udržování stoje po delší dobu, a to bez výrazných titubací. Véle (2006) uvádí, že by stabilita neměla být výrazně ovlivněna vyřazením zrakové kontroly. Ve směru předozadním je stabilita na nižší úrovni ve srovnání se stabilitou stranovou, což je dáno způsobem bipedální lokomoce ve vertikále. Stabilita trupu velmi podléhá vlivu muskulatury trupu a respiračním funkcím (Kolektiv autorů, 1997).

Dylevský, Druga a Mrázková (2000) stejně jako Kovařík (1991) považují člověka za soustavu dílčích segmentů: „Lidské tělo je článkované, segmentované a nehomogenní těleso. To znamená, že při každé změně polohy končetin, hlavy a trupu se mění nejen poloha těžiště příslušného segmentu, ale i umístění těžiště celého těla.“ Též se zabývají vlivem polohy těžiště a jednotlivých segmentů těla na stabilitu těla. O nevýhodě nestabilních antigravitačních pozic se zmiňuje Véle (2006). „Periartikulární svaly (shunt m.) se podílejí na procesu udržování klidové střední polohy v rozsahu centrální zóny, provázeném neustálými drobnými oscilacemi kolem střední hodnoty.“ (Sedliská, 2007). Centrace je optimální situace pro každý kloub. Jedná se o pozici kloubních ploch podle anatomických dispozic, která umožňuje přenášení sil přes co největší plochu. Tím je minimalizováno zatížení kloubních ploch (Kračmar, 2002; Kračmar & Vystrčilová, 2007). Aby byl kloub centrovaný, musí být dosažena rovnováha mezi agonisty a antagonisty a artikulace největších možných kloubních ploch. V souvislosti s termínem funkční centrace může být kloub centrován v průběhu pohybu v diferencovaných polohách.

V lékařském slovníku (2014) je poloha kloubu rozdělena na dvě:

- a) střední je taková poloha, při které je kloubní pouzdro nejvíce povoleno a kloub ji zaujímá při některých chorobných změnách,
- b) základní – formální poloha je pozicí, z níž se vychází při popisování možných pohybů v kloubu.

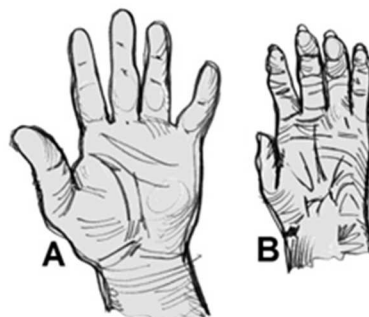
Způsobu stabilizace se věnuje (Véle, 1995; 2006). Stav, ve kterém se člověk nachází při chůzi, běhu apod., označuje Kračmar a Vystrčilová (2007) za dynamickou rovnováhu. K neupadnutí napomáhá setrvačná síla.

„Dynamická rovnováha je koordinační schopnost udržet rovnováhu i při pohybu.“ (Gilli, 1993). Schopnost dynamické rovnováhy je pro běžecské lyžování klíčová. Bez ní není

možné dosáhnout jednooporového postavení ve fázi skluzu, které je pro ekonomiku pohybu nesmírně důležité. Dynamickou rovnováhu lyžař potřebuje i pro sjíždění a zatáčení, přestoupení z jedné stopy do druhé apod.

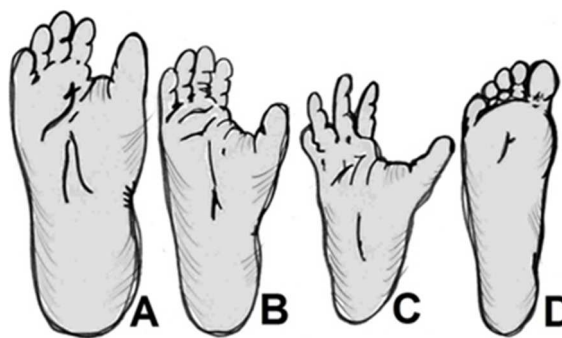
2.7 Dolní končetina

Hlavní funkcí dolní končetiny je stoj a chůze, tedy stabilita a lokomoce těla a tomu odpovídá i specifická anatomie. Obecný stavební plán horní končetiny (HKK) a dolní končetiny (DKK) je stejný. Stabilitu zajišťuje koncentrace svalstva okolo kyčelního kloubu. Stabilní lokomoce je zajišťována mohutným extenčním systémem v oblasti kolene a omezenou pohyblivostí nohy (plosky) při zachované pružnosti obou kleneb nožních. Oblasti se slabým vazivovým aparátem kloubů a místa, kde je třeba brzdivého systému, jsou zaopatřeny mohutným svalstvem, které brání přetížení kloubu (Dylevský, Druga, & Mrázková, 2000).



Obrázek 16: Porovnání akrální části horní končetiny: A - *Homo sapiens sapiens* B - *Pan troglodytes* (archiv autorky).

Fylogenezi dolní končetiny detailně rozpracovává Tardieu (2010). Načež Frey a Povinelli (2012) píší, že největší vývojovou změnou prošla právě DK, jejíž původní funkcí byl úchop, podobně jako je tomu u většiny primátů, a stejně jako u ruky člověka (Obrázek 16). Vývojem se lidská noha stala podstatně méně pohyblivým a taktilně méně citlivým orgánem než je tomu u primátů. Adaptovala se především na stoj a bipedální chůzi (Obrázek 17). Manipulační a úchopové funkce jsou však zachovány ještě v batolecím věku dítěte. Postupnou vertikalizací dochází k postupnému potlačení této schopnosti – noha se stává výlučně orgánem lokomoce (Gravano, a další, 2011). V případě potřeby je člověk schopen úchopovou funkci nohy znovu obnovit a nahradit jí ruku. Dylevský (2009) v lokomočním cyklu považuje DK za pružný přenosový článek,



Obrázek 17: Plosky nohy vybraných vyšších nonhumánních primátů a člověka. Úchopová funkce palce v opozici proti ostatním prstům je u člověka ztracena. Palec je zato efektivně zapojen při dokončení odrazu nohy v efektivní lidské bipedální lokomoci A - Gorila pobřežní (*Gorilla gorilla*), B - Gorila horská (*Gorilla beringei beringei*), C - Šimpanz učenlivý (*Pan troglodytes*), D - *Homo sapiens sapiens* (Bačáková, 2013).

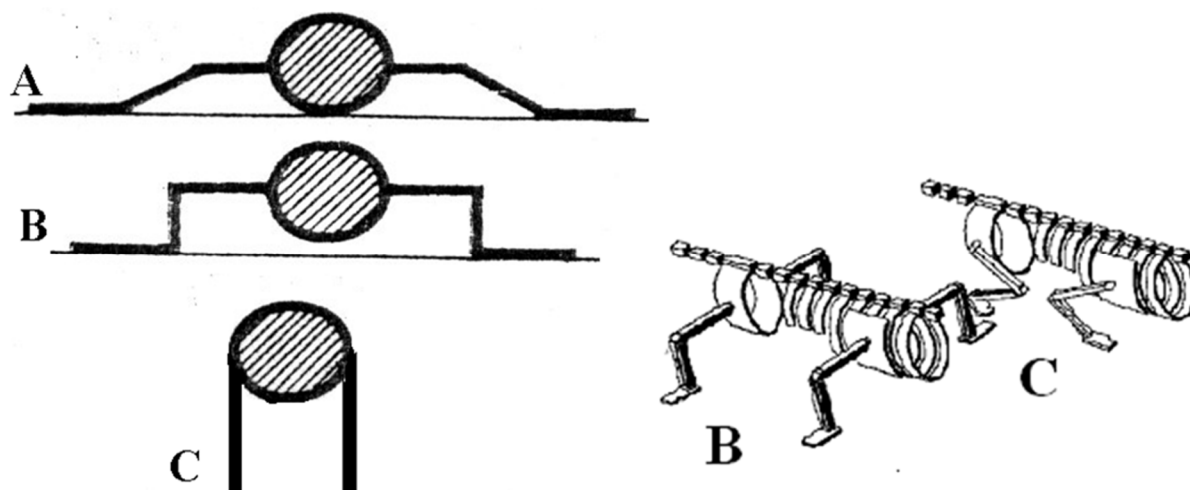
přes který je propulzní síla bérce expandována na podložku. Pružnost DK při chůzi i ve stoji primárně zajišťují příčná i podélná klenba nožní². Takovouto formu struktury datují Jungers et al. (2009) do období zvyšování efektivity chůze rodu Homo (Bačáková, 2013).

Při porovnání objektů na Obrázek 16 a Obrázek 17 je patrné, že akrální část HK člověka je recentním fylogenetickým produktem, který se od akrální HK šimpanze liší především vyvinutější oblastí palce související s dominantní úchopovou funkcí i s náznakem opozice malíku. Obrázek 17 – C vykresluje zadní končetinu šimpanze, na níž jsou výrazné znaky dominantní oblasti palce zadní končetiny, včetně jeho opozice. To souvisí s šimpanzí lokomocí ve větvích stromů v pronográdní pozici (Sayers, Raghanti, & Lovejoy, 2013). Zatímco noha člověka je adaptovaným aparátem pro nejefektivnější formu lokomoce suchozemských obratlovců – pro bipedii.

„Dolní končetiny zajišťují lokomoci, posturální aktivitu a oporu pohybové soustavy při přijímání anebo udílení kinetické energie.“ (Véle, 2006). A protože se jedná o orgán opory a bipedální lokomoce ve vzpřímené poloze těla, je její kostra robustnější a svalové skupiny mohutnější než jakou nacházíme u končetiny horní. Také pohyblivost jednotlivých kloubních spojení na DK je omezena. Dolní končetina zastává dvě hlavní funkce: statickou a lokomoční (Janda, 1996). Podle Véleho (2006) na dolní končetině lze pozorovat tři hlavní oblasti pohybu, oblasti tří hlavních kloubů: kyčel, koleno a kotník (hlezenní kloub).

² 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 kleneb - příčné a podélné. Klenby chrání měkké tkáně plosky nohy a umožňují pružný nášlap (Nožní klenba, 2014).

Pro staticky nejvýhodnější stabilní vertikalizaci páteře, a tím i celého těla je nutná extenze DK. Ta je umožněna fylogenetickou addukcí končetin pod trup (Obrázek 18). Vertikální poloha umožňuje minimalizování nároků na zatížení antigravitačních svalů, protože silové vektory hlavního zatížení směřují do vertikálně postavených kostí (Kolektiv autorů, 1997; Vacková, 2004).



Obrázek 18: Schematické znázornění polohy končetin – fylogenetické addukce končetin pod trup: A - obojživelníka, B - primitivní plaza, C - pokročilého plaza nebo savce (Špinar, 1984; Roček, 1985; Vacková, 2004)

S trupem je DK spojena pletencem pánevním prostřednictvím kyčelního kloubu, který primárně zajišťuje pohyby: flexe – extenze, addukce – abdukce, vnitřní – vnější rotace. Zřejmě nejdůležitějším složeným pohybem kyčle je cirkumdukce. Přes pletenec pánevní jsou tak přenášeny síly dolních končetin na vertikalizovaný trup a naopak. Proto se při pohybech v kyčelních kloubech aktivují skupiny zádových svalů, ale i naopak se pohyb páteře odrazí v kyčelních kloubech. Pro vzpřímenou polohu je zásadním problémem sklon pánve. Její postavení velmi citlivě reaguje na délku končetin a výrazně ovlivňuje zakřivení páteře (Kolektiv autorů, 1997).

Koleno je podle Jandy (1996) největším a velmi složitým kloubem v lidském těle, ale umožňuje pouze pohyb: flexe – extenze. Při flexi a uvolnění je možná i rotace v rozsahu 50 – 60°. Pohyb nohy zajišťuje hlezenní kloub, jehož základními pohyby jsou: flexe – extenze a supinace – pronace. Z jejich kombinací pak ještě cirkumdukce nebo také everze – inverze.

Udržení pozice vzpřímeného stoje je velmi náročné jak ve stoji, tak i v lokomoci. Aby nedošlo k destabilizaci a následnému případnému pádu s traumatickými důsledky, je zapotřebí stálé koordinované svalové aktivity. Tento proces je řízen přímo z CNS. Véle (2006) DK

označuje za flexibilní nástroj mezi trupem a zemí, jímž se CNS snaží udržovat průmět těžiště v mezích oporné báze.

Uspořádání a stavba svalstva dolní končetiny musí nutně korespondovat s úlohou stabilizace a lokomoce. Podrobně se jí věnují Janda (1996), Čihák (2001), Grim et al. (2001), Jungers et al. (2009), či Véle (2006), Petrovický et al. (1995), anebo Dylevský et al. (2000) či Dylevský (2009).

2.8 Elektromyografie (EMG)

Elektromyografie náleží mezi elektrofyzilogické techniky, které napomáhají k hodnocení funkčního stavu motorického systému, a to díky vodivosti svalových tkání, která stejně jako nervy šíří elektrický potenciál, tzv. akční potenciál. EMG je nástroj, který měří akční potenciály MJ (Basmajian, 1967; Pavelka, 2011). Bačáková (2013) elektromyografii považuje za souhrnné označení pro skupinu elektrofyzilogických metod, jež umožňují analyzovat stav především periferního nervového systému a kosterních svalů.

Díky SEMG a kineziologii³ lze sledovat svalovou aktivitu. To umožňuje analýzu pohybu jako takového (např. chůze, běh, apod.), dále pak sledování svalové únavy, sportovního výkonu a v neposlední řadě aplikování v medicíně (Massó, a další, 2010). Těmito metodami lze:

- zjistit, který sval je či není v každém okamžiku aktivní,
- stanovit stupeň aktivity během činnosti svalu,
- určit, jaký je vztah či interakce mezi svaly během pohybu (mezisvalová koordinace).

Aby mohly být identifikovány klíčové momenty aktivace svalů zapojených při pohybu, je vhodné SEMG synchronizovat s dalšími zařízeními poskytujícími kinematická data o rychlosti, pozici kloubu anebo akceleraci (kamera, goniometr, akcelerometr).

Obvyklá analýza pohybu zahrnuje kinematickou (stanovení pozice, rychlosti, akcelerace) a kinetickou část (udání vnitřních a vnějších sil vztahujících se k danému pohybu). Právě tyto metody jsou často synchronizovány s EMG metodou, ze které lze získat informace:

³ Kinematika pracuje s veličinami dráha, rychlost a zrychlení. Pohyb je pojem relativní, vždy je nutno zvolit soustavu souřadnou, vzhledem k níž je pohyb uvažován (Pavelka, 2011).

Dráha označuje délku trajektorie, kterou těleso (hmot. bod) urazí za čas [s].

Rychlost je vektorová fyzikální veličina, která sděluje, jak se mění poloha tělesa v čase [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$].

Zrychlení (vektorová veličina) je časová změna rychlosti (vyjadřuje přírůstek okamžité rychlosti za jednotku času; [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]).

- jak dlouho trvá svalová aktivita, vč. nástupu a konce aktivity vzhledem k pozici kloubu,
- stupeň svalové aktivity, jež zároveň odráží úroveň svalové námahy,
- nástup únavy svalů.

S pomocí EMG lze sledovat koaktivace svalů, které jsou při hodnocení kvality pohybu monitorovány⁴.

EMG lze také definovat jako grafický záznam elektrické aktivity kosterních svalů, snímané jak z povrchu těla, tak i z extracelulárního prostoru svalu. Vždy se jedná o sumační respektive interferenční obraz (Otáhal, 2001). Také se jedná o diagnostickou metodu, jež umožňuje snímání bioelektrických signálů, které svou činností generují skupiny kosterních svalů (Havlík, 2008).

Signály jsou zaznamenávány pomocí elektromyografu, který je opatřen elektrodami, zesilovačem, procesorem a obrazovkou (Kasperová, 2004; Bačáková, 2013) a výsledný záznam je elektromyogram (Novotný, 2003).

První detekce elektrické aktivity při kontrakci svalu byla zaznamenána r. 1838 Matteucciem. Počátek EMG Keller (1998) datuje do roku 1851, kdy Du-Bois-Reymond pro registraci elektrické aktivity použil baňky s elektrolytem a zaznamenal elektrickou odpověď svalu při jeho kontrakci. Cram a Kasman (2011) dokonce uvádějí počátek EMG do roku 1600 (Halaki & Ginn, 2012).

Hlavní rozvoj EMG nastává po druhé světové válce, kdy se stává součástí neurologického vyšetření. EMG je přístrojová metoda, jejíž podstatou je snímání elektrických potenciálů z příčně pruhovaného svalstva, ale i nervů. Akční potenciály lze snímat dvěma způsoby:

a) povrchově – tzv. povrchová EMG (surface EMG - SEMG), při které jsou elektrody umístěny na pokožce přímo nad sledovaným svalem,

b) intermuskulárně – tzv. jehlová EMG (needles EMG), při níž jsou elektrody jehlového tvaru a jsou zaváděny přímo do svalu.

Pro sledování a hodnocení tzv. svalových vzorců při jednotlivých pohybech se využívá tzv. polyEMG. Metoda využívá povrchových elektrod a nehodnotí přesný tvar akčních potenciálů, ale vzájemný timing mezi jednotlivými analyzovanými svaly (Trojan, Druga,

⁴ Koaktivace je simultánní existence aktivity agonistických a antagonistických svalů (viz pozn.¹ na str. 44)

Pfeiffer, & Votava, 1996), jejich synergii, antagonismus či koaktivaci. SEMG je pro studium biomechanických a neurologických aspektů lidské lokomoce nezbytná (De Luca, 1997).

Výhodám a nevýhodám obou EMG metod se věnují De Luca (1997) či Keller (1998). Hlavní výhodou SEMG pro kineziologickou analýzu je možnost sledování více svalů najednou při pohybové aktivitě. Na druhou stranu je omezená „dosahem“ citlivosti elektrod. Elektroda umístěná na povrchu kůže je schopna zaregistrovat akční potenciály jen do hloubky 20 mm. Rodová et al. (2001) považují za hlavní pozitivum SEMG neinvazivnost a relativně jednoduchý postup provedení analýzy. Také se zabývá vztahem mezi naměřeným EMG signálem a svalovou silou. Na tuto problematiku naráží i De Luca (1997), když říká, že elektrická aktivita svalu do určité míry koresponduje s výstupní svalovou silou. Tento vztah však není lineární, neboť je ovlivněn řadou fyziologických, mechanických a elektrických změn (Pavelka, 2011). Další obecné informace o EMG metodě poskytují práce Kadaňky et al. (1994), Dufka (1995) a Kellera (1999). Popisu jednotlivých metod analýzy EMG se ve své velmi obsírné publikaci věnuje Merletti a Parker (2004).

Novotný (2003) za zdroj EMG signálu považuje transmembránový proud na úrovni sarkolemy. A elektromyogram definuje jako vyjádření interferenčního vzorce, který vzniká překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek. Podle Rodové et al. (2001) se nejedná o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, nýbrž o výsledek jejich interferencí v prostorovém vodiči (sval, kůže, elektrody). Podle Kellera (1999) jsou excitabilní buňky schopny na své membráně nejen elektrický potenciál přenášet (jako buňky ostatních tkání), ale také jsou schopny tento potenciál přechodně změnit. A právě tuto změnu elektrického potenciálu lze zaznamenat EMG přístrojem, a to jak v průběhu nervu, tak i ve svalové tkáni (Pavelka, 2011).

Amplituda a frekvence (charakteristiky surového záznamu EGM signálu) vykazují vysokou variabilitu a citlivost k mnoha faktorům. De Luca (1997) detailně popisuje, jaké vlivy působí na charakter signálu zásadním, a které elementárním způsobem. Rozdělil je na vnitřní (fyziologie, anatomie a biomechanické rysy svalů, tok krve, apod.) a vnější (umístění elektrod vůči sobě i vůči svalu, příprava pokožky a její vodivost (Schanne & Chaffin, 1970 ; Cram & Rommen, 1976), pocení a teplota (Winkel & Jorgensen, 1991). Tyto rysy jsou velmi individuální a mění se i v čase u stejného jedince. Vliv na EMG signál má především elektrické napětí generované svalem. Je obtížné popisovat úroveň aktivity svalů, pokud není s čím ji porovnat. Problematice normalizace se věnuje Halaki a Ginn (2012).

Základní i podrobné informace o metodě SEMG a jejího využití včetně problematiky elektrod (lokalizace, použití, apod.) jsou k dispozici na webových serverech nadnárodních projektů SENIAM⁵ či ISEK⁶.

2.8.1 Technické zabezpečení

Technickému vybavení nutnému pro vyšetření SEMG metodou se věnuje Konrad (2006), Kadeřábek (2008), Medved a Cifrek (2011), Pavelka (2011) a mnoho dalších autorů.

2.8.1.1 Zesílení signálu

Aby byl záznam elektrických signálů vznikajících při práci svalů kvalitní, je zapotřebí použít adekvátního zařízení. A to takové, které je schopno registrovat signály až do 10 kHz. Se zmenšující se plochou elektrod roste vnitřní odpor zdroje, v tomto případě organismu (Kadeřábek, 2008; Pavelka, 2011). Pro měření EMG je vhodné použít zesilovač signálu, který umožní zesílení signálu s minimálním náborem šumu v rozsahu 0,5 μ V až 10 mV na dílek s cílem maximalizovat poměr odstupe signálu od šumu. Pro bipolární zapojení elektrod je používán diferenční zesilovač, jenž zesiluje rozdíl dvou vstupních signálů. Výhodou tohoto zapojení je možnost záznamu v celé šíři pásma při zvětšené oblasti záznamu. Obvykle se frekvence pohybuje od 10 Hz do 20 Hz na horní propusti a mezi 500 Hz a 1 000 Hz v dolní propusti (Day, 2002).

Další podrobnosti ohledně zesilovačů a jejich využití a filtrování signálu popisuje Keller (1999), Merletti a Parker (2004), Pavelka (2011), Calvalcanti a Garcia (2011), Freed (2012) či Špulák et al. (2014) a další.

De Luca (1993) uvádí, že EMG signál 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. Podle

⁵ SENIAM (Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles) je organizovaný evropský projekt zabývající se aplikací a výzkumem SEMG v EU. Jeho cílem je shromažďování výsledků a klinických analýz z biomedicíny a výzkumného programu (BIOMED II). Zaměřuje se především na aplikaci elektrod, zpracování EMG signálů, modelové testování či vzdělávání v oblasti EMG (SENIAM, 2014).

⁶ ISEK (The International Society of Electrophysiology and Kinesiology) je multidisciplinární nadnárodní organizace, jejíž členové se zabývají lidským pohybem a neuromuskulárním systémem. Zabývá se nejen výzkumem ale též vzděláváním v oblasti elektrofyziologie a kineziologie v normálních, experimentálních a patologických podmínkách (senzory, motorický systém) s důrazem na interakci obou disciplín (ISEK, 2014).

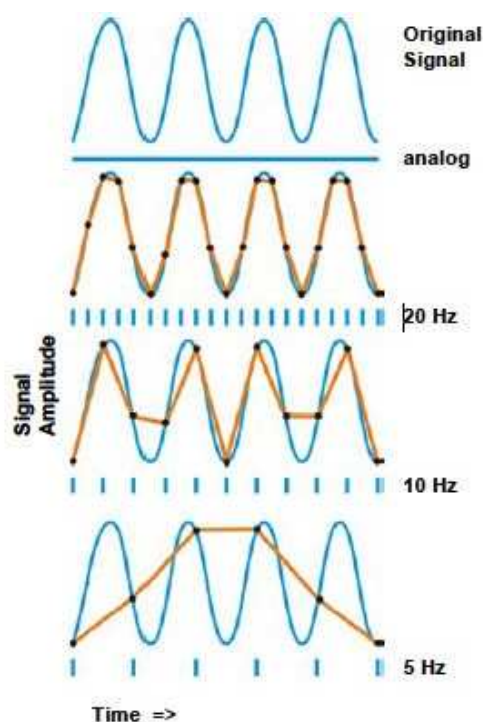
Rodové et al. (2001) vzniká šum především v důsledku pohybu kabelů či nedostatečné fixaci elektrod. Pavelka (2011) rozlišuje dva zdroje šumu:

a) Okolní šum, který vzniká elektromagnetickým zařízením, protože každé zařízení připojené na elektrickou síť generuje elektrický šum. Okolní šum má sice velký rozsah frekvence, ale dominuje frekvence 50 Hz anebo 60 Hz, které odpovídají frekvenci elektrické sítě. Může se projevit i vliv elektromagnetického záření Země. Jeho amplituda může být až třikrát vyšší než amplituda EMG (Reaz, Hussain, & Mohd-Yasin, 2006).

b) Převodní šum vzniká na spojení elektrody a pokožky. Na elektrodách je převáděno iontové napětí generované svalem na elektrické napětí. Také mohou vznikat artefakty díky pohybu mezi kabelem a elektrodou.

2.8.1.2 Převod EMG signálu

Podle Pavelky (2011) je nezbytnou součástí EMG výzkumu A/D převodník signálu. Ten převádí analogový (spojitý) signál na digitální (diskrétní), aby s ním bylo možné pracovat v počítačích (PC). V nich jsou data dále zpracovávána (redukce šumu, kompenzace přístrojových artefaktů, statistické testy, optimalizace měřených strategií či dekompozice komplexního signálu na jednotlivé komponenty) (Windhorst & Johansson, 1999). Pánek et al. (2009) pro určení vzorkovací frekvence odkazují na Nyquistův (někdy Shannonův) teorém, který definuje vhodnou velikost vzorkovací frekvence jako dvojnásobnou maximální frekvenci obsaženou v signálu. Doporučená frekvence je 1 000 a více vzorků za sekundu. Pavelka (2011) s odkazem na Konrada



Obrázek 19: Vliv vzorkovací frekvence na kvalitu záznamu: při nízké dochází ke ztrátě dat – viz žlutá křivka zobrazující záznam signálu při různých snímkovacích frekvencích (Konrad, 2006)

(2006) upozorňuje, že pokud je použita nižší frekvence, může dojít k tzv. aliasingu⁷ a rekonstruovaný signál je velmi odlišný od původního vzorkovaného signálu (Obrázek 19).

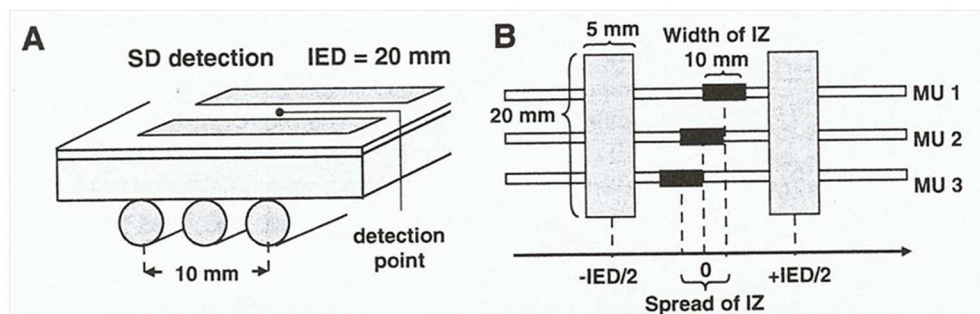
2.8.1.3 Elektrody

Cram (2003) EMG elektrody přirovnává k malým mikrofonům, které „naslouchají“ pracujícím svalům.

Podle Bačákové (2013) lze elektrody rozdělit podle jejich funkce na stimulační a registrační a dle charakteru použití na povrchové a jehlové. Registrační elektrody jsou disky většinou kruhového, obdélníkového anebo čtvercového tvaru. Aktivní elektroda s označeným kabelem je umístěna do bodu, z něhož bude snímán akční potenciál a referenční je druhým vstupem zesilovače.

Aby byly zachovány optimální vodivé vlastnosti, je nezbytné udržovat elektrody čisté a s hladkým povrchem (Keller, 1999) a snížit odpor kůže na minimální hodnoty. Pokožka musí být suchá, očištěná a nejlépe odmaštěná. Vhodné je použít abrazivo.

Podle Kadaňky et al. (1994) by aktivní elektroda měla být umístěna nad svalovým bříškem co nejblíže k motorickému bodu a referenční by měla být aplikována naopak nad



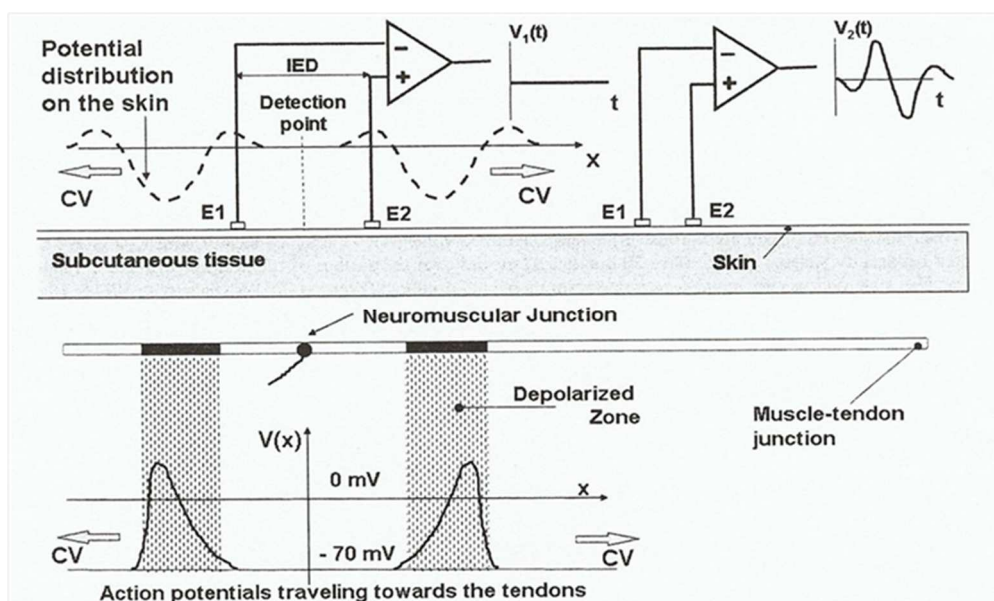
Obrázek 20: Schéma umístění obdélníkových elektrod vůči MJ a jejich IZ (Inervation Zone) (Mesin, Merletti, & Rainoldi, 2009)

šlachou svalů. Pro co nejlepší přenos potenciálů je doporučováno aplikovat mezi elektrodu a pokožku vodivý gel (dnešní medicínské elektrody jsou již gelem opatřeny – pozn. autorky) (Chrástková, 2009). De Luca (1993) jako optimální velikost elektrod uvádí obdélník s rozměry 10 mm x 1 mm s tím, že jsou aplikovány ve vzdálenosti 10 mm, a to obvykle ve střední linii svalu přes střední bříško nebo mezi motorickým bodem a šlachou (Obrázek 20 a Obrázek 21).

⁷ Aliasing – falšování; jev, který vzniká při nedodržení podmínky Nyquistova teorému. Původní frekvence spojité informace je totiž vzorkováním zcela zfalšována. Známým příkladem je filmový záznam rychle se otáčejícího předmětu - např. kola dostavníků (Wikipedie, Aliasing, 2013).

Invazivní jehlová metoda EMG se používá, když je nutné získat signál z konkrétních svalových vláken nebo nervů. Měří vzruchy na menších svalových areách (MJ). Lze použít více různých typů jehlových elektrod: monopolární, koncentrické monopolární, koncentrické bipolární, single fibre, atd.). Jehly jsou obvykle dlouhé 20 - 65 mm (Dufek, 1995).

Elektrody bývají vyrobeny z ušlechtilých kovů, nejčastěji ze stříbra a AgCl, neboť tyto prvky zachovávají nízkou hladinu nežádoucího šumu (Day, 2002; Pavelka, 2011).



Obrázek 21: Schéma umístění elektrod vzhledem Neuromuscular Junction (NMJ) – motorický bod (Mesin, Merletti, & Rainoldi, 2009)

2.8.2 Faktory mající vliv na EMG signál

EMG signál je ovlivněn mnoha fyziologickými, anatomickými i technickými faktory. Z tohoto důvodu není možné přesně kvantitativně popsat vztah mezi záznamem a skutečnou aktivitou svalu. Aby signál mohl být efektivně využit, je nutná znalost zdroje ovlivnění. Podle De Lucy (1997) existují tři kategorie zdrojů:

a) Kauzální - mají přímý vliv na signál:

- vnější - dány strukturou elektrody a jejím umístěním: oblast detekce signálu, tvar elektrod, vzdálenost mezi elektrodami, umístění elektrod s ohledem na sval atd.
- vnitřní - fyziologické, anatomické, biochemické vlastnosti svalu: počet MJ, typ svalového vlákna, změna pH a krevního oběhu ve svalu během kontrakce, hloubka a umístění vláken, průměr vlákna a množství tkáně mezi povrchem svalu a elektrodou.

b) Intermediální - fyzikální a fyziologické jevy jsou ovlivněny jedním nebo více kauzálními faktory (vliv aktivity okolních svalů, softwarová filtrace (band - pass filtr), superpozice a kondukční rychlost akčních potenciálů, či i crosstalk (nábor elektrické aktivity svalu ležících blízko měřeného svalu),

c) Determinující – jsou ovlivněny přechodovými faktory: počet aktivovaných a detekovaných MJ, stabilita náboru, amplituda, tvar a trvání jednotlivých sumačních potenciálů MJ, interakce svalových vláken (Reaz, Hussain, & Mohd-Yasin, 2006; Chrástková, 2009; Pavelka, 2011).

Aby byl nábor EMG signálu co nejkvalitnější, doporučují Reaz et al. (2006) zajistit, aby odstup signálu od šumu obsahoval co nejvíce informací z EMG a zároveň minimum znečištění signálu nežádoucím šumem. Zkreslení EMG signálu by mělo být minimální bez zbytečných filtrací, které zkreslují amplitudy signálu. Pavelka (2011) doporučuje full - wave rektifikaci, která obsahuje všechna data signálu před úpravou.

Dále se problematikou ovlivnění EMG signálu zabývá Konrad (2006), který upozorňuje na tzv. crosstalk, do něhož patří i nábor EKG zvláště při EMG sledování horní poloviny těla anebo na změny mezi svalovým bříškem a umístěním elektrody (především při dynamických pohybech). Jak těmto artefaktům⁸ předcházet řeší Hermens a Freriks (1997), Windhorst a Johansson (1999), Day (2002), SENIAM (2014; Pavelka, 2011).

2.8.3 Zpracování záznamu EMG

Zpracováním EMG signálu a jeho úskalími se kromě již výše zmiňovaných autorů Hermens a Freriks (1997), Windhorst a Johansson (1999), Day (2002), Pavelka (2011) či SENIAM (2014) zabývá Dufek (1995), De Luca (1997), Rodová et al. (2001), Konrad (2006), Reaz et al. (2006), Kadeřábek (2008), Horník (2009), a také naši partneři z ČVUT FEL v Praze Špulák et al. (2014), kteří řeší otázku, zda zpracovávat signál pomocí filtrů anebo trojúhelníkovou metodou.

Normalizaci EMG dat řeší Mirka (1991), Fernandez-Pena et al. (2009) či Halaki a Ginn (2012). Statistickými metodami pro kinantropologii se dlouhodobě zabývá Hendl (2012).

⁸ Artefakt lze chápat jako všechny odchylky od základní klidové linie EMG, které nemají původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu (Karas & Otáhal, 1991)

3 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.

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,
 - 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.

3.2 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.

4 METODIKA VÝZKUMU

4.1 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).

4.2 Sběr dat

4.2.1 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 $1\,\mu\text{V}$ 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 (Obrázek 22) 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 (rozcvičeni). 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



Obrázek 22: Lokalizace elektrod na přední straně DK

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.

4.2.2 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 v kapitole přílohy (viz Příloha 1: Vyjádření Etické komise FTVS UK a Příloha 2: Informovaný souhlas probanda).

4.2.3 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°.

4.2.4 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.

Véle (2006) předpokládá souvislost nohy s femurem přes mm. gastrocnemii (GM), s tibií a fibulou vzadu přes flexory a vpředu přes extenzory a mm. peronei (PL). Plantárně

flektující svaly jsou nezbytné pro udržení vertikálního postavení a pro odvíjení nohy při chůzi. PL napíná příčnou klenbu. Toho se účastní i m. tibialis anterior.

- Třmen držící podélnou klenbu nohy je složen ze dvou smyček:

a) Smyčka m. tibialis ant. – m. peroneus longus:

*fibula – m. peroneus longus – metatars I – os cuneiforme I –
m. tibialis anterior – tibia*

M. tibialis ant. dorsálně flektuje nohu, může ji pronovat i supinovat podle stavu svalu PL. Z tohoto důvodu má smyčka podstatný vliv na tvar klenby nožní

b) Smyčka m. tibialis posterior – m. peroneus brevis:

*fibula – m. peroneus brevis – calcaneus – os cuboideum –
m. tibialis post. – tibia*

- Řetězec spojující nohu s hrudníkem vypadá podle Véleho (2006) následovně:

*os cuneiforme I – m. peroneus longus – tibia – fascia. cruris –
m. biceps femoris + m. adduktor longus – m. obliquus abdominnis internus
– m. obliquus abdominnis externus (druhé strany) – hrudník*

- Řetězec působící při stoji na jedné dolní končetině v pozici „váhy“:

a) Aktivující svaly a udržující pozici (stoj na levé DK):

*m. iliopsoas – mm. obliqui abd. (předklání trup),
m. gluteus medius dx (extenze pravé DK)*

b) Ostatní angažované svaly:

*m. trapezius – m. erector spinae . m. gluteus max., m. biceps fem. –
semisvaly – m. quadriceps fem. – m. triceps surae – m. tibialis ant.*

Krátké a dlouhé řetězce na sebe navazují a vytváří tak funkční vazbu mezi jednotlivými segmenty, jež umožňuje větší možnost adaptability (Véle, 2006; Chrástková, 2009).

Vzpřimování z polohy lehu na zádech do stoje se děje flexí trupu do sedu a přechází do extenze dolních končetin a trupu do vzpřímení, postupně se zapojují svaly celého těla, včetně svalů žvýkacích. Svaly DK provádí vzpřímení do sedu (*m. iliopsoas*) a následně do stoje (*m. gluteus max.*). *M. quadriceps fem.* a flexory kolene extendují a fixují DK a *m. triceps surae* fixuje nohu a klenbu spolu s předními svaly bérce (Véle, 2006).

Po diskuzi byly pro své specifické funkce pro běh na lyžích pro měření zvoleny následující svaly, a to bilaterálně:

Sval	Funkce při běhu na lyžích	
<i>m. peroneus longus (PL)</i>	- kontrola polohy lyže (plocha / hrana)	- kontrola odrazu DK (nohy)
<i>m. tibialis anterior (TA)</i>		- zvednutí příslušné DK, pánve a trupu tak, aby mohl následovat nárok
<i>m. gastrocnemius - cap. medialis (GM)</i>		- předozadní rovnováha v sagitální rovině
<i>m. biceps femoris (BF)</i>	- propulzní sval	- Lombardův paradox – zvedání ze dřepu
<i>m. quadriceps femoris - vastus lateralis (VL)</i>	- kontrola polohy bérců, stabilizace kolenního kloubu	
<i>m. quadriceps femoris - vastus medialis (VM)</i>		
<i>m. gluteus medius (GD)</i>	- stabilizace pánve v rovině frontální v jednooporovém, skluzovém i neskluzovém postavení (HB) postavení	

Tabulka 2: Specifické funkce svalů při běhu na lyžích

4.2.4.1 M. peroneus longus (PL)

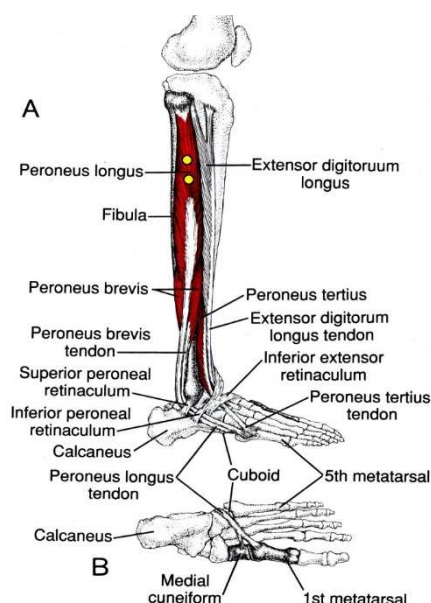
PL (Obrázek 23) je také nazýván m. fibularis longus. Jedná se o povrchově uložený, dlouhý a velmi komplikovaně probíhající vřetenovitý sval. Probíhá dlouhou šlachou pod retinakuly za laterální kotník (sulcus malleoli lateralis), do žlábků na os cuboideum a po plantární straně se stáčí do planta pedis k úponu m. tibialis anterior.

Začátek svalu: laterální strana caput fibulae; proximální část těla fibuly

Úpon svalu: os cuneiforme I. baze 1. metatarsu

Funkce:

- plantární flexe a pronace nohy;
- pomocná plantární flexe a abdukce nohy;
- společně s m. tibialis anterior udržuje klenbu nohy.



Obrázek 23: Lokalizace elektrod SEMG na PL (Travell & Simons, 1999)

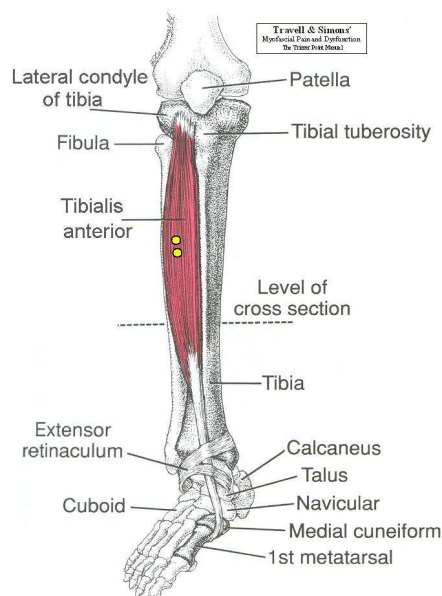
4.2.4.2 M. tibialis anterior (TA)

TA sestupuje před vnitřním kotníkem pod retinaculum musculorum extensorum k vnitřnímu okraji nohy a kolem něho pod plantou (Obrázek 24).

Začátek svalu: proximální dvě třetiny laterální plochy tibie a přilehlá část membrana interossea.

Úpon svalu: plantární strana os cuneiforme mediale a baze 1. metatarsu.

Funkce: dorsální flexe (extenze) nohy a vytáčení tibiálního okraje nohy vzhůru – supinace nohy.



Obrázek 24: Lokalizace elektrod SEMG na TA (Travell & Simons, 1999)

4.2.4.3 M. triceps surae (TS)

Trojhlavý lýtkový sval (Obrázek 25) je mohutný sval, který tvoří pro člověka charakteristické lýtko. To se vyvíjelo v souvislosti s bipedální lokomocí.

Je tvořen třemi částmi: povrchové m. gastrocnemius – caput mediale et laterale a hluboká vrstva m. soleus.

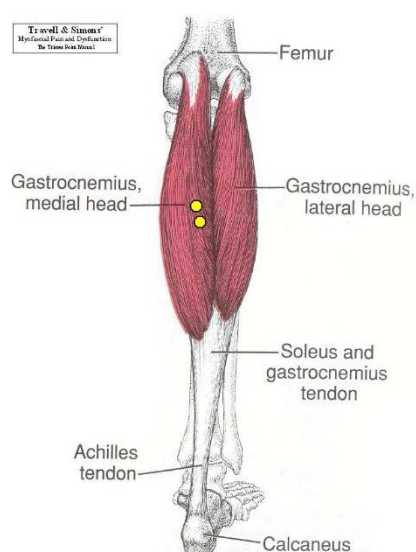
- m. gastrocnemius (GM, GL)

Začátek svalu: horní okraje obou kondylů femuru.

Úpon svalu: obě hlavy (*caput mediale* a *caput laterale*) distálně přecházejí v mohutnou šlachu - *tendo calcaneus* (*tendo Achillis*), upnutou na tuber calcanei.

Funkce:

- pomocná flexe nohy
- m. triceps surae jako celek: plantární flexe nohy; zdvihá tělo při chůzi, udržuje správnou pozici bérce vůči noze (posturální sval).



Obrázek 25: Lokalizace elektrod SEMG na GM (Travell & Simons, 1999)

4.2.4.4 M. biceps femoris (BF)

Dlouhý vřetenovitý sval, který se nachází na zadní a laterální straně stehna má dvě hlavy.

Začátek svalu:

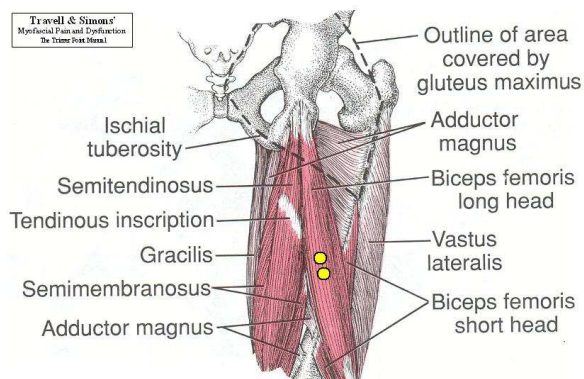
- caput longum – tuber ischiadicum
- caput breve – latium laterale lineae

asperae

Obě hlavy (Obrázek 26) se spojují ve společné bříško, které vede na zevní stranu kolenního kloubu, kde sval přechází v úponovou šlachu.

Úpon svalu: caput fibulae.

Funkce: flexe kolenního kloubu, zevní rotace bérce při flektovaném kolenu



Obrázek 26: Lokalizace elektrod SEMG na BF (Travell & Simons, 1999)

4.2.4.5 M. quadriceps femoris (QF)

Je mohutný dvoukloubový sval (m. rectus femoris napomáhá při flexi kyčle; Obrázek 27), který se skládá ze 4 částí: m. rectus femoris, m. vastus medialis et lateralis a m. vastus intermedius. Všechny čtyři hlavy se v distální části stehna spojují do mohutné šlachy, jež se upíná na basis patellae. Pokračováním šlachy je lig. patellae, které se připojuje na tuberositas tibiae.

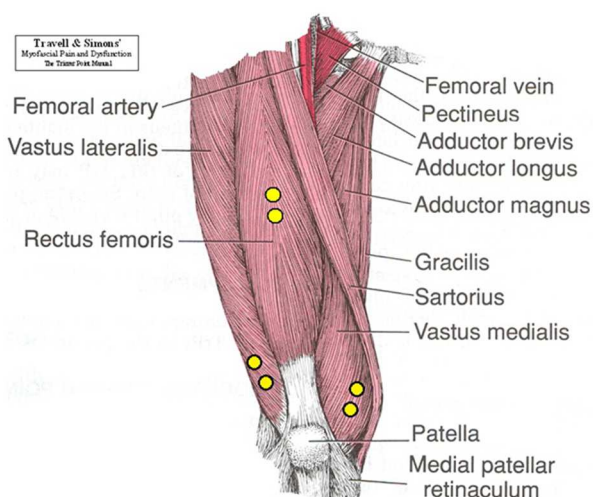
Funkce: extenze kolenního kloubu, čímž významně napomáhá při udržování vzpřímené polohy (posturální sval). Uplatňuje se při chůzi, běhu, dřepu, při vztyku, jízdě na kole apod.

- vastus medialis (VM)

Začátek svalu: distální část linea intertrochanterica a latium mediale linea asperae

- vastus lateralis (VL)

Začátek svalu: proximální část linea intertrochanterica a latium mediale linea asperae



Obrázek 27: Lokalizace elektrod SEMG na QF (Travell & Simons, 1999)

4.2.4.6 M. gluteus medius (GD)

Střední hýžděový sval trojúhelníkového tvaru je zčásti kryt průběhem m. gluteus maximus (Obrázek 28).

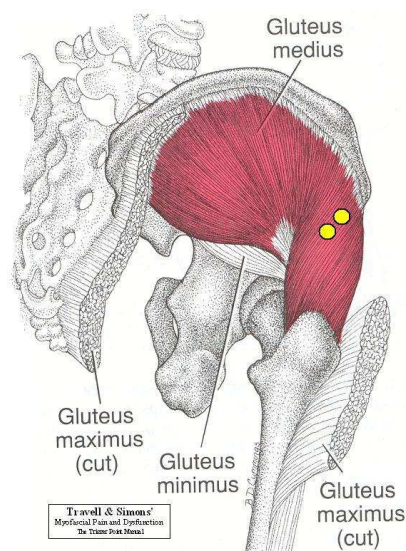
Začátek svalu: zevní plocha lopaty kyčelní kosti mezi linea glutea posterior a linea glutea anterior, kraniálně až ke crista iliaca.

Úpon svalu: přední, horní a zadní okraj velkého trochanteru.

Funkce:

- přední snopce – vnitřní rotace kyčelního kloubu;
- střední snopce - abdukce kyčelního kloubu;
- zadní snopce – zevní rotace kyčelního kloubu

(Dylevský, Druga, & Mrázková, 2000; Čihák, 2001).



Obrázek 28: Lokalizace elektrod SEMG na GM (Travell & Simons, 1999)

4.3 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 (viz následující kapitola 4.3.1).

EMG signál v každém kanálu byl převeden do absolutní hodnoty a filtrován dolní propustí (mezní kmitočet 4,14 Hz, útlum nepropustného pásma 55 dB). Takto byla získána tzv. obálka (envelope) EMG. Následně byl v každé periodě, dle uvedené segmentace, detekován počátek a konec svalové činnosti v každém lokomočním cyklu.

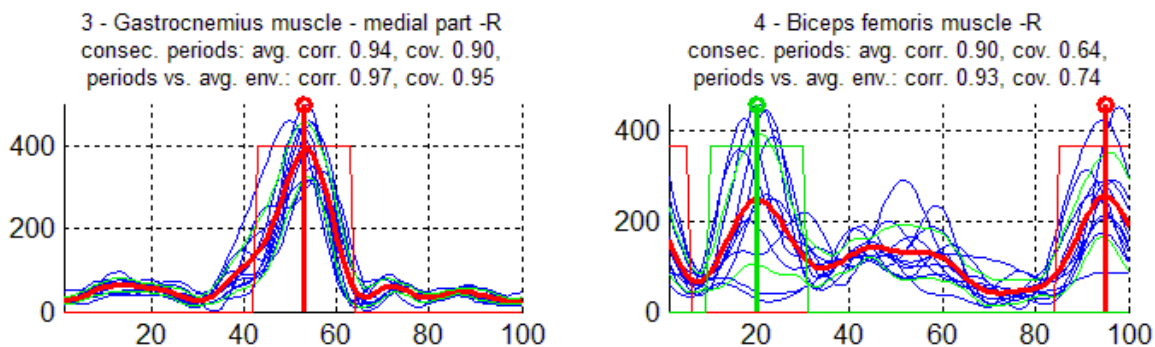
Aby nedocházelo k možné ztrátě podstatných informací, je vhodné počátky a konce svalové aktivity detekovat v jednotlivých lokomočních cyklech samostatně. Ve zprůměrované obálce EMG signálu již mohou být dané informace nenávratně ztraceny, což by mohlo podstatně ovlivnit konečné výsledky.

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).



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 (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:

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

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.

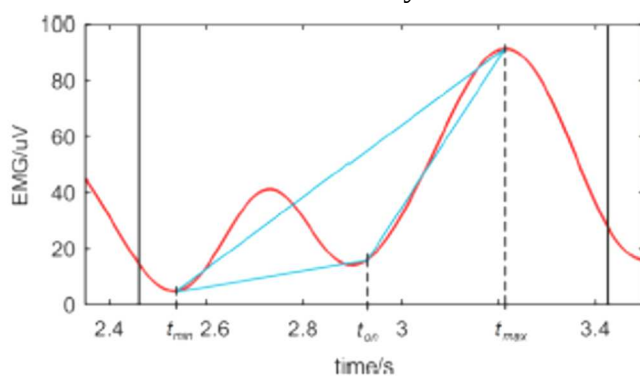
4.3.1 Způsob vyhodnocení a interpretace dat – trojúhelníková metoda

V průměrné EMG obálce bylo detekováno relativní maximum, aby byly zjištěny intervaly významné svalové aktivity v krokovém cyklu. Zpracování EMG signálu je více komplexní než simulovaný.

Jak již bylo zmíněno, relevantní maximum Špulák et al. (2014) definují následovně:

- 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).

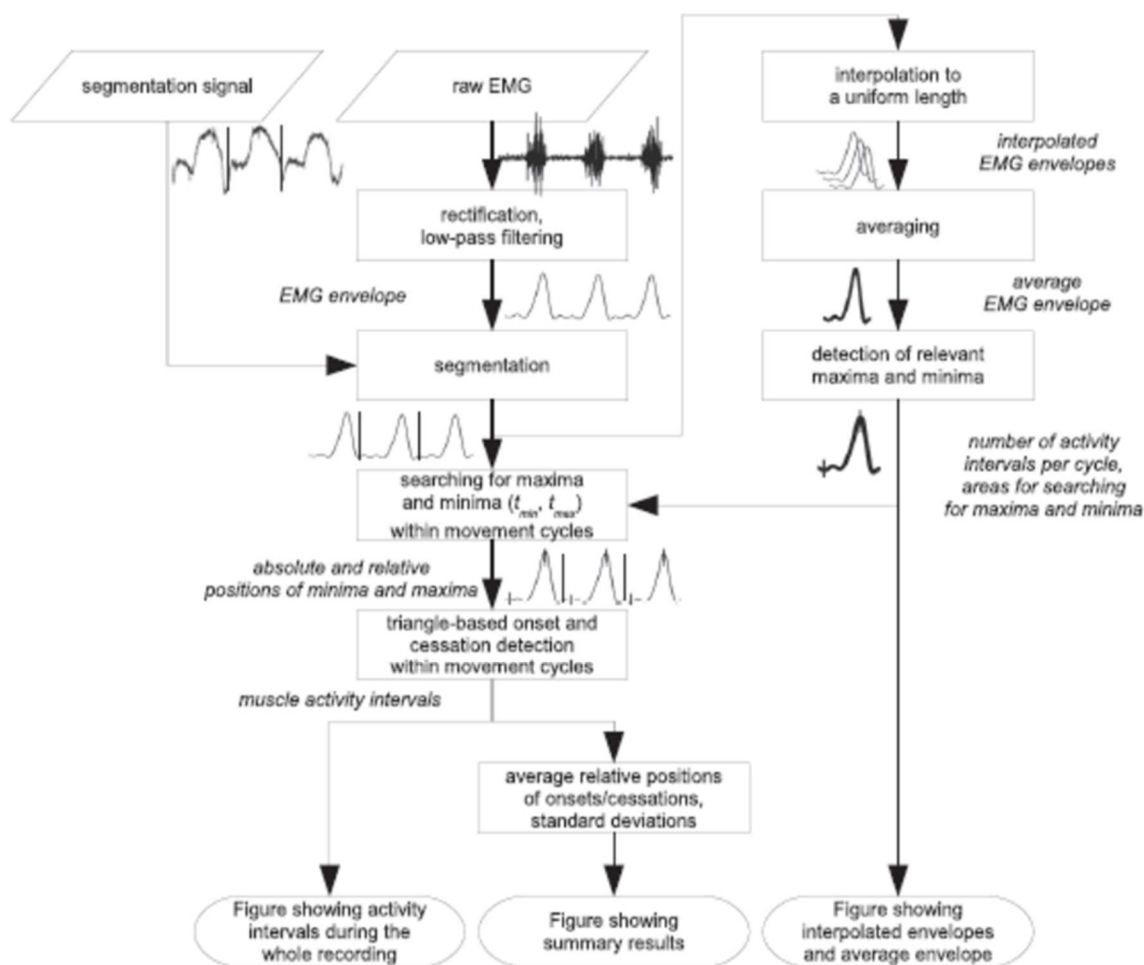
Mezi všemi páry relativního maxima se nachází minimum. Polohy maxim a minim byly zaznamenány. Na základě těchto zákonitostí bylo možné separovat intervaly svalové aktivity uvnitř pohybového cyklu, přičemž byly opomenuty nevýznamné poklesy amplitudy EMG obálky. Kromě toho byl proces proveden v každém samotném pohybovém cyklu: odpovídající segment EMG obálky



Obrázek 29: Vysvětlení (viz text pro details) detekce začátku a konce aktivity v EMG obálce. Plné kolmice vyznačují krokový cyklus (Špulák, a další, 2014).

byl hledán jak pro maximum, tak i pro minimum. Tyto extrémy byly detekovány jen v okolí pozice relevantního extrému, nalezeného v průměrné obálce, za použití rádiu 10 % pohybového cyklu. Nakonec detekce nástupu nebo ukončení aktivace byly aplikovány na každý pár po sobě jdoucích extrémů. Na základě známé polohy relativního minima (t_{min}) a maxima (t_{max}) lze vykreslit trojúhelník spojující tyto dva extrémy a třetí bod ležící na křivce EMG pod touto spojnici (viz Obrázek 29). Tento poslední bod je označen jako bod začátku (ukončení) aktivace t_{on} (t_{ces}) tak, aby plocha trojúhelníku byla co největší. Polohy nástupu / konce aktivace v každém segmentu byly kalkulovány a uchovány společně s absolutní polohou v rámci celého záznamu. Průměrné hodnoty směrodatných odchylek byly kalkulovány taktéž.

Celý algoritmus je sumarizován na Obrázek 30.



Obrázek 30: Schéma algoritmu pro detekci (Špulák, a další, 2014)

4.3.2 Statistické zpracování dat - ANOVA

Pro statistické hodnocení získaných dat a následné rozhodování byla zvolena metoda ANOVA. 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.

4.3.2.1 Jednofaktorová analýza rozptylu (ANOVA1)

Formulace modelu: sleduje se faktor A na K různých úrovních $A_1, \dots, A_K$. Na každé úrovni A_i je provedeno n_i měření $\{y_{ij}\}$, $j = 1, \dots, n_i$. Model analýzy rozptylu má tvar

$$y_{ij} = \mu_{ij} + \varepsilon_{ij}, \quad j = 1, \dots, n_i, \text{ kde } \mu_{ij} = \mu_i + \alpha_{ij}$$

a α je efekt i -té úrovně. Parametry μ_i, μ a α_{ij} se odhadují pomocí odpovídajících výběrových průměrů. Celkový počet měření je:

$$N = \sum_{i=1}^K n_i$$

Rozhodování na základě výsledků statistiky ANOVA 1:

a) Porovnání vypočtené hodnoty F s kritickou hodnotou **F -krit:**

- $F_{1-\alpha}(v_1, v_2)$, $v_1 = a - 1$, $v_2 = a(r-1)$
- Platí-li $F > F_{1-\alpha}(v_1, v_2)$: zamítáme H_0 na hladině významnosti α ,

b) Porovnání **p -hodnoty** s hladinou významnosti α :

- Je-li **p -hodnota** $< \alpha$, zamítáme H_0 na hladině významnosti α (Jarošová, 2006).

5 VÝSLEDKY PRÁCE

V konečné fázi bylo hodnoceno 11,14 krokových cyklů. Jak uvádí Tabulka 3, nejvíce lokomočních cyklů bylo zpracováno pro klasickou techniku DS – 11,43, a nejméně pro bruslení V-1 na lyžích – 10,86.

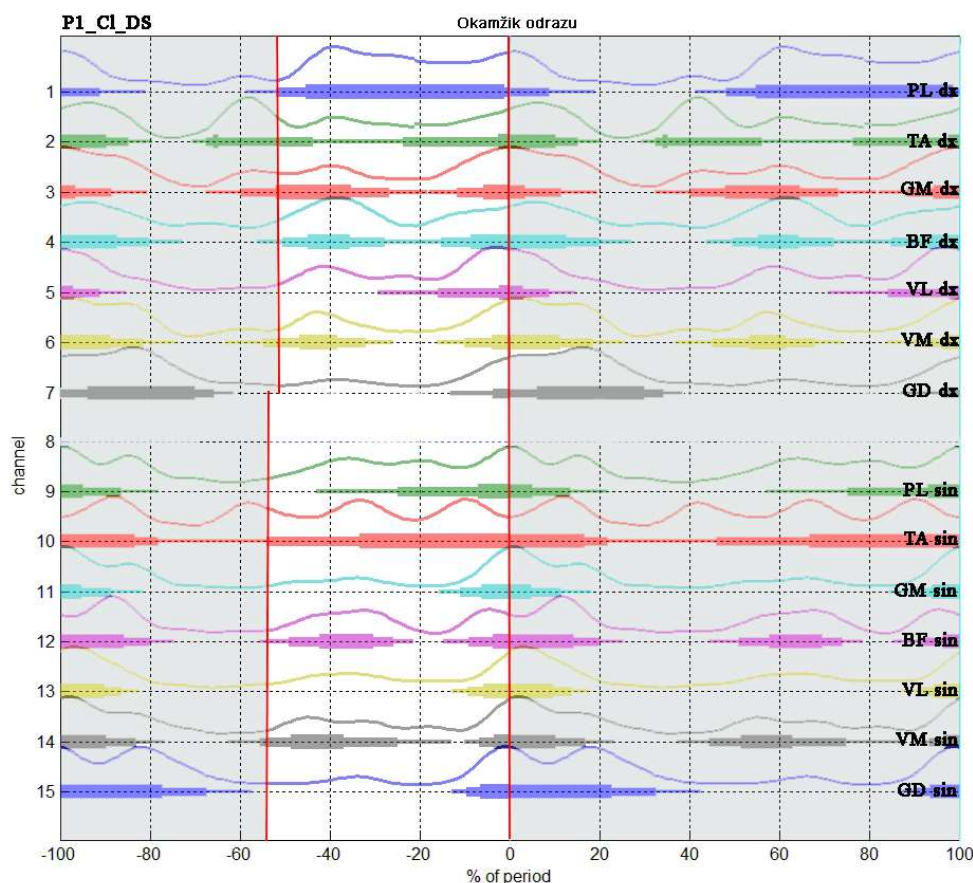
CL	Průměrný počet zpracovaných period	11,43
	Průměrná délka periody *s ⁻¹	1,20
	SD *s ⁻¹	0,11
HB	Průměrný počet zpracovaných period	11,14
	Průměrná délka periody *s ⁻¹	0,81
	SD *s ⁻¹	0,05
SK	Průměrný počet zpracovaných period	10,86
	Průměrná délka periody *s ⁻¹	1,21
	SD *s ⁻¹	0,19

Tabulka 3: 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).

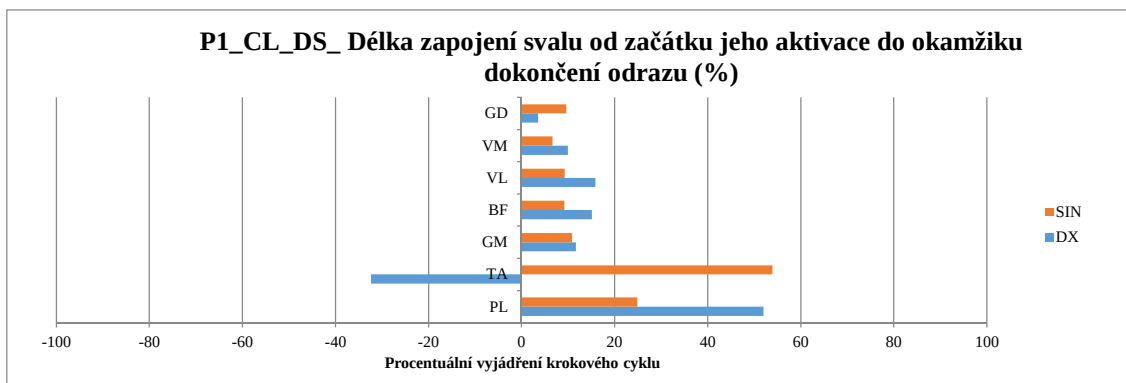
V následujících grafech „Boats & Envelopes“ probanda P1 (Graf 2, Graf 4 a Graf 6) je bílým oknem vyznačen interval odrazu, který byl z pohledu aktivace svalů hodnocen:

- „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).



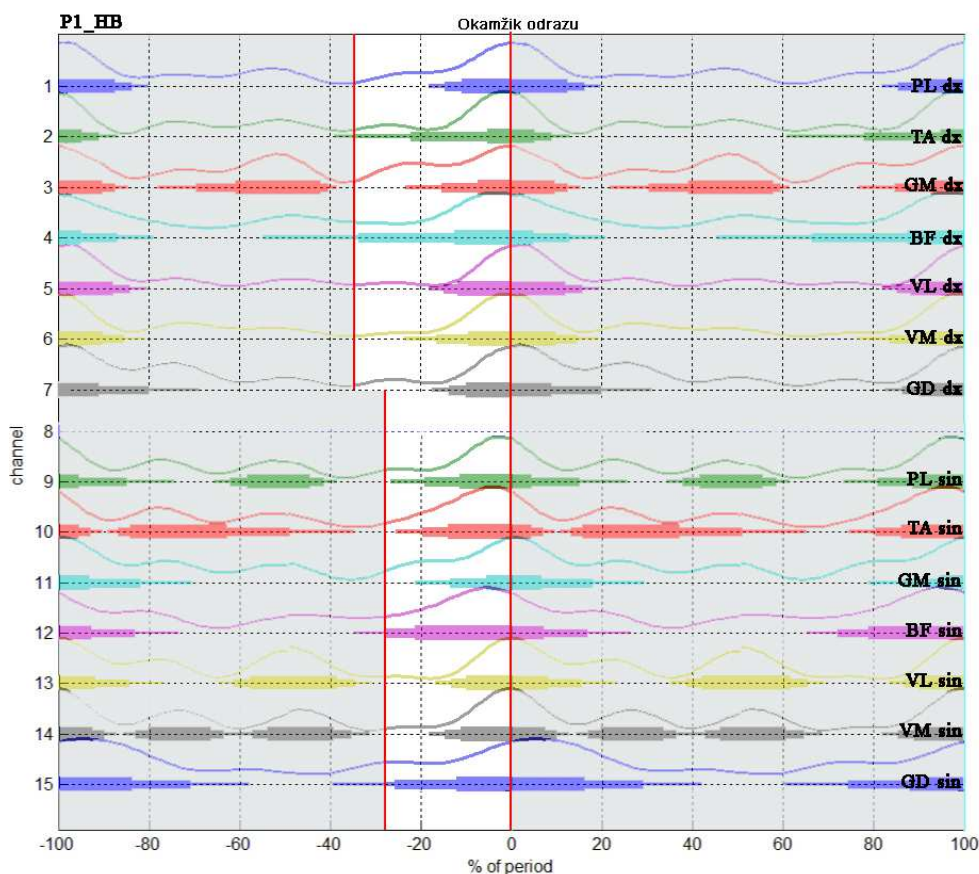
Graf 2: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při CL_DS u probanda P1: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu.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

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 odrazu, 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.

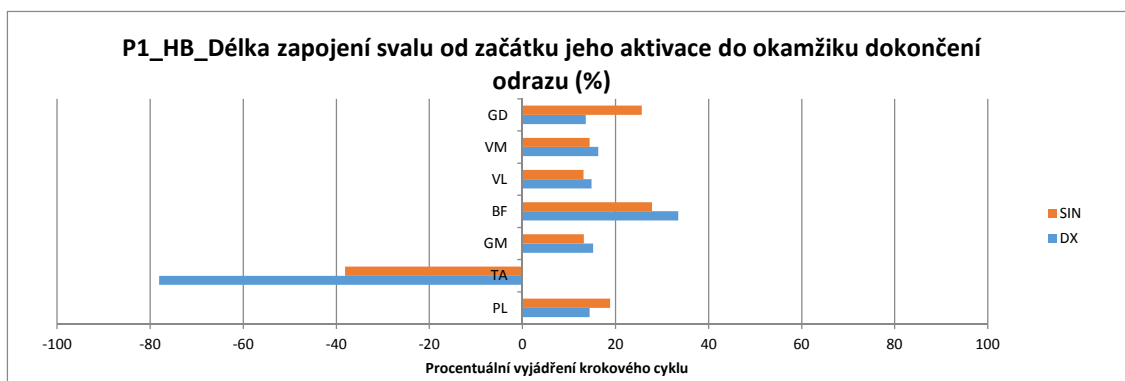


Graf 3: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P1; sin – levá DK; dx – pravá DK

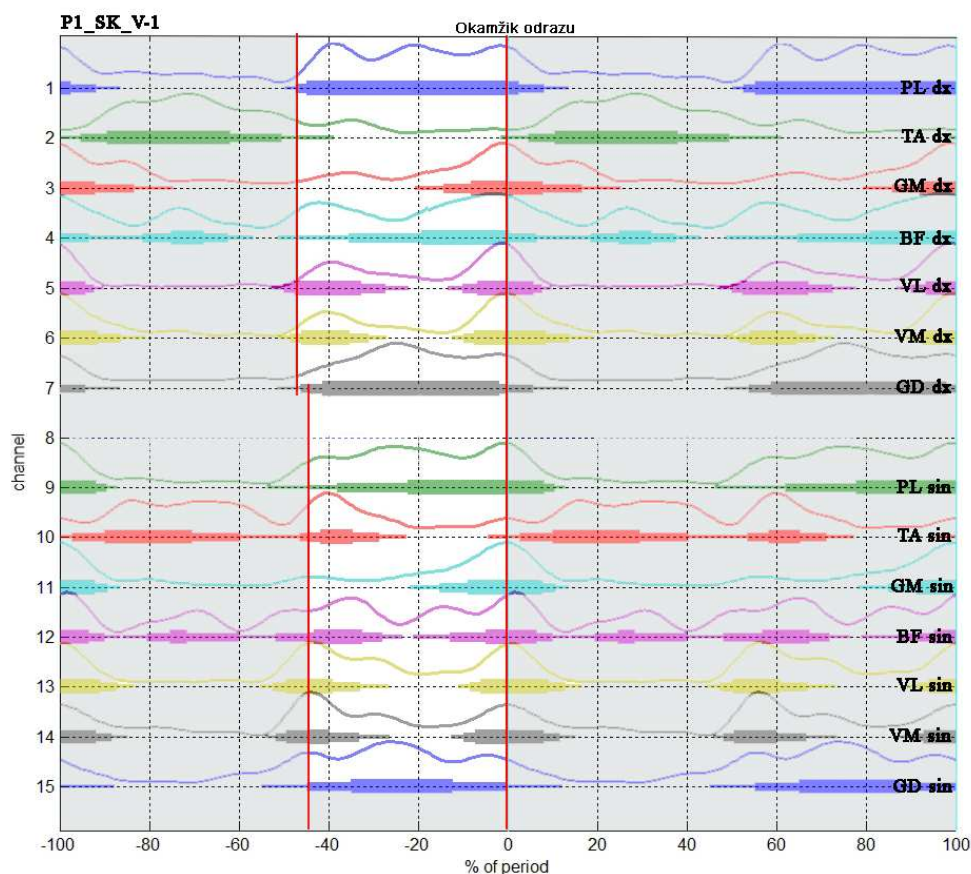
U P1 při klasické technice je TA na levé DK aktivován již před odrazem, zatímco na levé straně dochází k významné aktivaci až po odrazu.



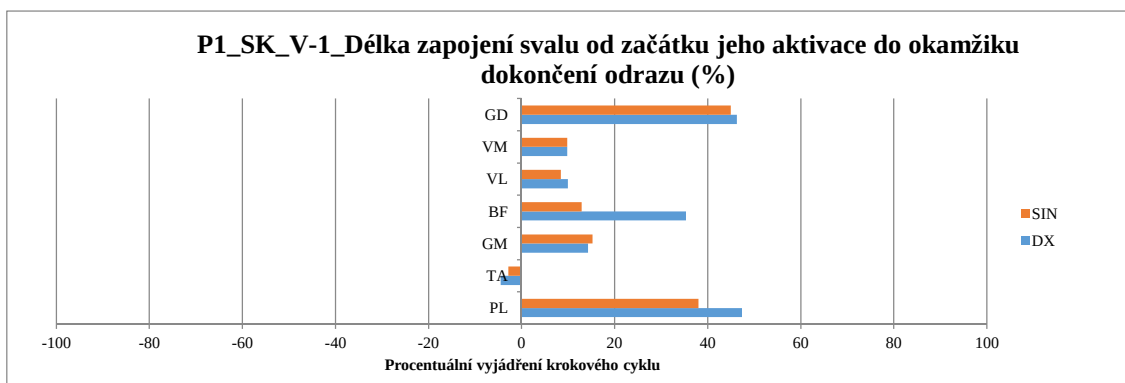
Graf 4: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při DS u probanda P1: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu.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



Graf 7: Délka zapojení svalů od začátku jeho aktivace 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		
	<i>F</i>	<i>Hodn</i> <i>P</i>	<i>F krit</i>	<i>F</i>	<i>Hodn</i> <i>P</i>	<i>F krit</i>	<i>F</i>	<i>Hodn</i> <i>P</i>	<i>F krit</i>	<i>F</i>	<i>Hodn</i> <i>P</i>	<i>F krit</i>
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 4: Interlokomoční porovnání délky aktivace sledovaných svalů při lokomoci vzhledem k dokončení odrazu při různých lokomocích s použitím statistiky ANOVA1 pro hladinu $\alpha = 0,05$

Tabulka 4 a Tabulka 5 uvádějí 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 5) DS i HB 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.

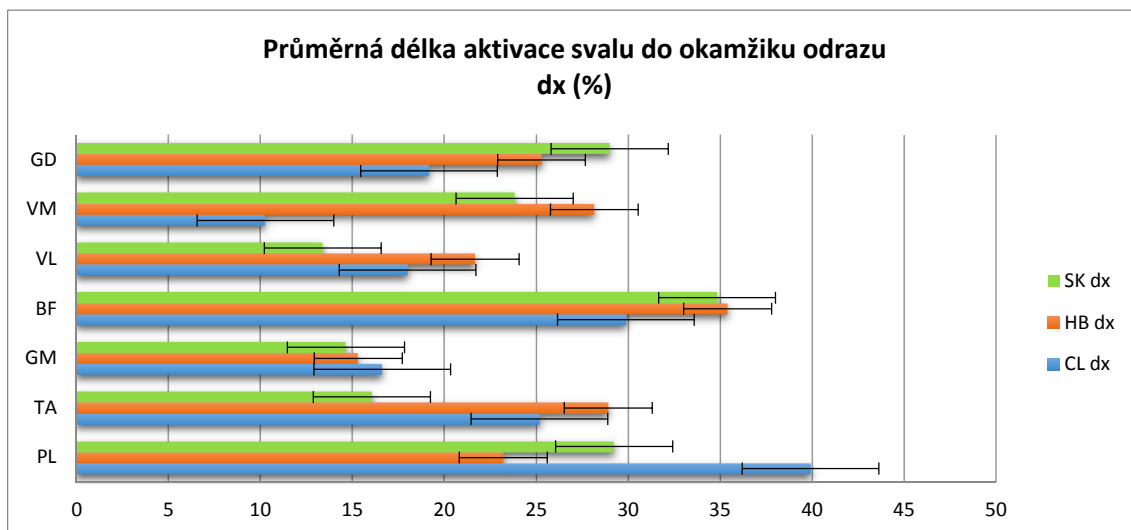
Sval	CL dx_sin			HB dx_sin			SK dx_sin		
	<i>F</i>	<i>Hodn.P</i>	<i>F krit</i>	<i>F</i>	<i>Hodn.P</i>	<i>F krit</i>	<i>F</i>	<i>Hodn.P</i>	<i>F krit</i>
PL	3,679	0,079	4,747	1,169	0,301	4,747	0,043	0,839	4,747
TA	1,624	0,227	4,747	1,888	0,195	4,747	0,848	0,375	4,747
GM	0,010	0,924	4,747	2,699	0,126	4,747	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 5: Intralokomoční porovnání laterální délky aktivace měřených svalů při lokomoci vzhledem k dokončení odrazu za použití metody ANOVA1 pro hladinu $\alpha = 0,05$

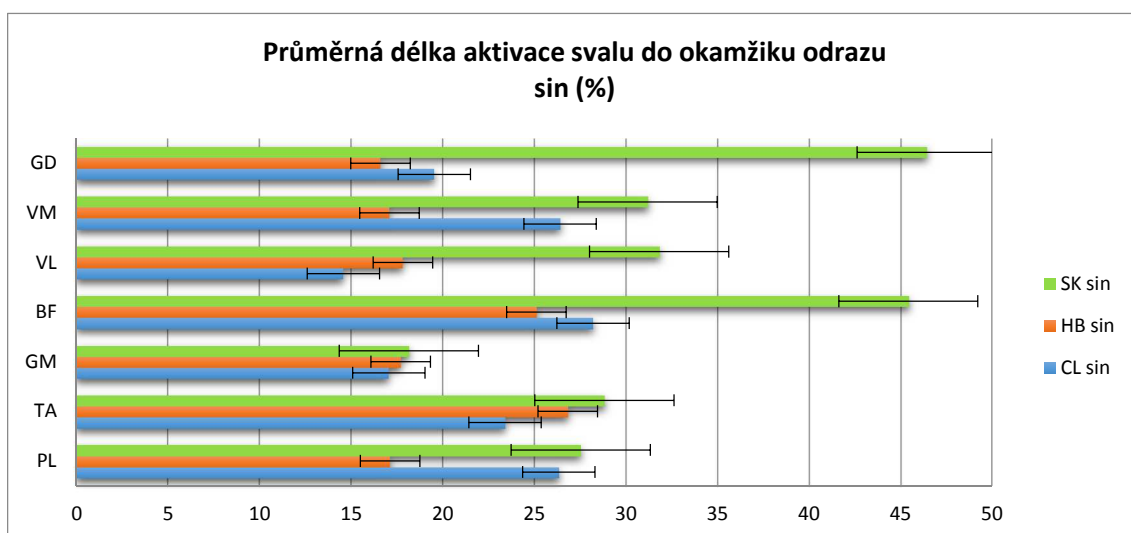
V Tabulka 6, k níž se váží grafy Graf 8 a Graf 9, je spočtena průměrné délka aktivace svalů napříč spektrem probandů.

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 6: Průměrná délka intervalu (%) aktivace svalů před odrazem



Graf 8: Průměrná délka aktivace svalu do okamžiku odrazu DX v %; SK - V-1 skating, HB – herringbone, CL - DS



Graf 9: Průměrná délka aktivace svalu do okamžiku odrazu SIN v %; SK - V-1 skating, HB – herringbone, CL - DS

6 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, Chrástková 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 běžeckého kroku (propulse (%), skluz (%), rychlost ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), 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 5: 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 délka periody 0,77 s, Norman et al. (1989) ve stoupání 12° taktéž pro klasickou techniku shledali frekvenci 1,09 Hz, což odpovídá 0,92 s. Bilodeaou et al. (1992) při 5° stoupání vypočetli frekvenci kroku DS 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 délce periody 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 běžeckého 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 1,21 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 periody 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 odvratném 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.

6.1.1.1 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 (Graf 34, Graf 40). V interindividuálním porovnání se PL dx aktivuje 39,9 % před odrazem oproti 26,3 % PL sin (Tabulka 6).

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 nožní⁹. 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 (Graf 37, Graf 42) 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, atp.).

V případě bruslení na lyžích se vyskytly tři případy, ve kterých délka aktivace před dokončením odrazu svalu PL dx byla delší než PL sin (Graf 7, Graf 32 a Graf 45). Pouze u jednoho probanda byl nalezen minimální intralaterální rozdíl 1 % (Graf 27). 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 (Graf 41). Ve druhém případě se jedná o hodnoty 43,4 % a 62,6 % (Graf 35) 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 i v upravené stopě. V ostatních případech se laterální rozdíly

⁹ Klenba nožní (viz pozn. pod čarou ² na str. 50)

lišily minimálně do 5 %. Délka svalové aktivace 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 aktivace překročen oběma DKK (43,4 % a 62,6 %).

6.1.1.2 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 aktivace 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 (Graf 18, Graf 30 a Graf 43) a v jednom jeho aktivita vzrůstá (Graf 43). Dvouvrcholová aktivita byla nalezena v osmi případech. Při této lokomoci je oproti DS a V-1 výrazně patrné střídání fáze aktivace a relaxace.

Při bruslení na lyžích je TA v okamžiku odrazu relaxován (kromě tří případů (Graf 26 a Graf 38)) a k nástupu aktivace 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 lyže nebyla překllopena příliš brzy na hranu vnitřní.

Při HB je oproti DS a V-1 výrazně patrné střídání fáze aktivace 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 Chrástkova 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.

Chrástkova 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 % (Graf 23, Graf 24 a Graf 27), v ostatních případech byl minimální procentuální rozdíl shledán 9 % a více. Graf 8 a Graf

9 poukazují na vysokou variabilitu 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.

6.1.1.3 M. gastrocnemius – caput mediale

Tabulka 6 a jí odpovídající Graf 8 a Graf 9 zřetelně ukazují 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 – průběh 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 shledána výrazná fázická funkce GM. Pouze ve třech případech u každé lokomoce byla zjištěna dvouvrcholová aktivita tohoto svalu (CL: Graf 2, Graf 22 a Graf 34; HB: Graf 4, Graf 36 a Graf 43; V-1: Graf 38 a Graf 44).

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 shledáno, 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) předpokládají, 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.

6.1.1.4 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 (Graf 10, Graf 16 a Graf 40) 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 (Graf 30) a ve druhém bylo již vrcholu aktivace dosaženo (Graf 43). 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.

6.1.1.5 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 dospěli i Chrástkova et al. (2013), když ve své práci uvádějí, 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 lateralit 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, Graf 25 a Graf 30). 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 (Graf 36) 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

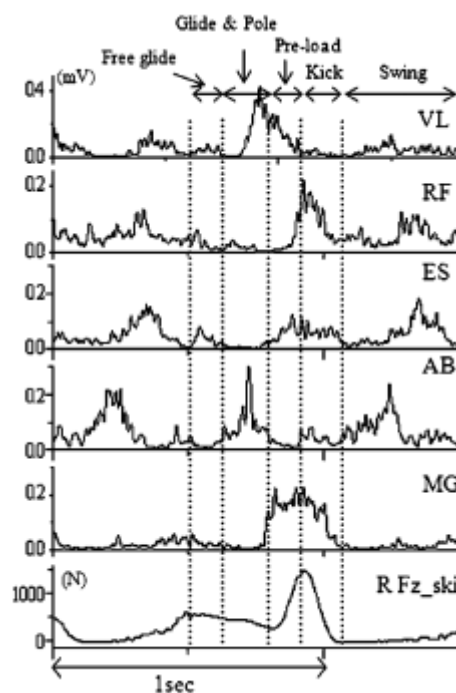
nedosahují obě tyto hlavy m. quadriceps femoris maxima v okamžiku odrazu. Ale tato tendence je v EMG záznamu patrná.

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 (Graf 26) skupina mm. vasti již kulminací aktivace prošla a dochází k postupné deaktivaci.

Ve třech případech byla shledána 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 % (Graf 16) času krokového cyklu, při HB 90 % (Graf 37) a při V-1 77 % (Graf 39). Chrástkova 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 31: 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. Chrástkova 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 &



Obrázek 31: Záznam EMG signálů podle Vahasoyrinki et al. (2008)

Doskočil, 1995) a tudíž se nutně musí podílet na dokončení jakéhokoliv odrazu. Námi sledované VM a VL tuto funkci potvrzují.

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 maximus¹⁰ (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 distálněji položené svaly (Dylevský, Druga, & Mrázková, 2000; Véle, 2006).

6.1.1.6 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, Graf 34 a Graf 40) a v jednom GD vykazuje spíše posturální charakter záznamu EMG (Graf 34). Petrovický s Doskočilem (1995) uvádějí, že GD je důležitý při chůzi, a to i při chůzi po rovině, neboť zabraňuje naklánění pánve, tzv. Trendelenburgovu syndromu¹¹, 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 proslápnutí celé plochy lyže na sněh a kontaktu vrstvy vhodně zvoleného vosku se sněhem. Díky tomu dochází k dostatečně velkému tření, aby mohl být proveden účinný odraz.

¹⁰ viz Lombardův paradox (viz str. 43)

¹¹ 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).

GD aktivně participuje na odrazu při HB kromě jednoho případu (Graf 43), 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 a Graf 36).

Při V-1 byl shledán 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 odvrtném postavení a bez vedení lyže stopou.

Navíc jako rotátor kyčelního kloubu se GD musí aktivovat v době, kdy je DK aktivně udržována v odvrtném 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 deaktivční fázi). A pouze v jednom případě byla shledána dvouvrcholová aktivita (Graf 38).

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.

7 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 koordinačně 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*“.

8 BIBLIOGRAFIE

- Andersson, E. (2011). *Biomechanical analysis of the herringbone technique in classical cross-country skiing*. Trondheim: Norwegian University of Science and Technology.
- Andersson, E., Supej, M., Sandbakk, Ø., Sperlich, B., Stöggl, T., & Holmberg, H. C. (October 2010). Analysis of sprint cross-country skiing using a differential global navigation satellite system. *European Journal of Applied Physiology*, 110(3), stránky 585-95.
- Bačáková, R. (2013). *Deskripce kvadrupeďálního lokomočního diagonálního vzoru při specifické sportovní lokomoci (šplh, chůze, shyb)*. Praha: FTVS UK.
- Bajčičák, M. (2000). *Analýza korčuliarskeho spôsobu behu na lyžiach*. Bratislava: FTVŠ, Univerzita Komenského.
- Basmajian, J. V. (1967). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bedáňová, I. (2013). *Statistika a výpočetní technika: Multimediální výukový text pro studenty VFU Brno*. Získáno 8. květen 2014, z Veterinární a farmaceutická univerzita Brno: <http://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/Teorie/Predn3/ANOVA.htm>
- Bengtsson, B. E. (2014). *Cross-Country Skating: How It Started*. Získáno 15. březem 2014, z The International Skiing History Association: <http://skiinghistory.org/history/cross-country-skating-how-it-started>
- Bergh, U., & Forsberg, A. (1992). Cross-country ski racing. V R. J. Shephard, & P. O. Åstrand, *Endurance in sport* (2. vyd., stránky 570-581). Oxford: Blackwell Scientific Publications.
- Bergh, U., & Forsberg, A. (1992). Influence of body mass on cross- country ski racing performance. *Medicine & Science in Sport & Exercice*, 24(9), stránky 1033-1039.
- 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.
- Bilodeau, B., Roy, B., & Boulay, M. R. (1991). A comparison of three skating techniques and the diagonal stride on heart rate responses and speed in cross-country skiing. *International Journal of Sport Medicine*, 12(1), stránky 71-76.
- Bilodeau, B., Rundell, K. W., Roy, B., & Boulay, M. (January 1996). Kinematics of cross-country ski racing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28(1), stránky 128-138.
- Bolek, E. I. (2008). *Běh na lyžích, trénujeme s Kateřinou Neumannovou*. Praha: Grada Publishing.
- Borowski, L. (1986). V1 Technique in Cross-country. V *Ski faster, easier* (str. 207). Champaign, Ill. : Leisure Press, a division of Human Kinetics.

- Borowski, L. (1987). A biomechanical analysis of skating. Part 3. *Ski Research News*, 3(3), stránky 20-23.
- Borowski, L. (1988). A biomechanical analysis of skating. Part 5. *Ski Research News*, 4(1), stránky 5-7.
- 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.
- Budíková, M., Králová, M., & Maroš, B. (2010). *Průvodce základními statistickými metodami*. Praha: Grada Publishing a.s.
- Cavalcanti Garcia, M. A., & Vieira, T. M. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 4(1), stránky 17-28.
- Cleland, J. (1867). On the actions of muscles passing over more than one joint. *Journal of Anatomy and Physiology*, 1, stránky 85-93.
- Clifford, P. S. (September 1992). Scientific basis of competitive cross-country skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(9), stránky 1007-1009.
- Cram, J. R. (2003). The history of surface electromyography. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 28(2), stránky 81-91.
- Cram, J. R., & Kasman, G. S. (2011). The basics of surface electromyography. V E. Criswell, & J. R. Cram, *Cram's introduction to surface electromyography* (str. 1170). Sudbury, MA: Jones and Bartlett.
- Cram, J. R., & Rommen, D. (1976). Effects of Skin Preparation on Data Collected Using an EMG Muscle-Scanning Procedure. *Biofeedback and Self-Regulation*, 14(1).
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.
- Day, S. (2002). *Important Factors in Surface EMG Measurement*. Získáno 10. Duben 2014, z Bortec Biomedical: http://edge.rit.edu/content/P08027/public/IRB/Papers/intro_EMG.pdf
- De Luca, C. J. (1993). *The use of Surface Electromyography in Biomechanics*. Získáno 1. Leden 2009, z Delsys: <http://www.delsys.com/>
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), stránky 135-163.
- Dohnal, L. (2008). Analýza rozptylu - ANOVA. V R. Gaško, & e. al., *Štatistické metódy pre klinickú epidemiológiu a laboratórnu prax* (stránky 37-41). Košice: Aprilla.
- Dufek, J. (1995). *Elektromyografie. Učební text*. Brno: IDVPZ.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.

- Dylevský, I., Druga, R., & Mrázková, O. (2000). *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Endestad, A., & Teaford, J. (1987). *Skating for cross-country skiers*. Champaign, IL: Leisure Press, a division of Human Kinetics.
- 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.
- Fernandez-Pena, E., Lucertini, F., & Ditroilo, M. (2009). A maximal isokinetic pedalling exercise for EMG normalization in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), stránky 162-170.
- Field, P., & Corradini, A. (2007). *Skating, Siitonen and Koch*. Získáno 15.. březem 2014, z Worldloppet: http://www.worldloppet.com/anniversary_book/WL_142.pdf
- FIS. (2012). *FIS Cross-country homologation manual* (6. vyd.). Získáno 2014, z FIS - International Ski Federation: http://www.fis-ski.com/mm/Document/documentlibrary/Cross-Country/04/26/87/Homologationmanual2012_VersionJAA4inclcover_English.pdf
- Formenti, F., Ardigo, L. P., & Minetti, A. E. (August 2005). Human locomotion on snow: determinants. *Proceedings of the Royal Society*, 271(1572), stránky 1561-1569.
- Freed, A. (2012). *Design, Prototyping, Validation, and Testing of a Wearable Surface Electromyography Acquisition System*. Ottawa, ON: Carleton University.
- Frey, S. H., & Povinelli, D. J. (2012). Comparative investigations of manual action representations: evidence that chimpanzees represent the costs of potential future actions involving tools. *Philosophical Transactions of the Royal Society: B Biological Science*, 367(1585), stránky 4-9.
- Gazendam, M. G., & Hof, A. L. (2007). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait & Posture*(25), stránky 604–614.
- Gerald, A. S. (September 1992). Biomechanical analysis of cross-country skiing techniques. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(9), stránky 1015-1022.
- Gerald, A. S., & Brian, S. H. (1994). Kinematic Analysis of Skating Technique of Olympic Skiers in the Men's 50-km Race. *Journal of Applied Biomechanics*, 10, stránky 79-88.
- 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.
- Gilli, G. (1993). Ohne Rollski geht (fast) nichts. *Läufer*, 12, stránky 28-29.
- Gnad, T., & Psotová, D. (2005). *Běh na lyžích*. Praha: Karolinum.

- Gravanoa, S., Ivanenko, Y. P., Maccioni, G., Macellari, V., Poppele, R. E., & Laquaniti, F. (2011). A novel approach to mechanical foot stimulation during human locomotion under body weight support. *Human Movement Science*, 30(2), stránky 352–367.
- Grim, M., Druga, R., & al., e. (2001). *Základy anatomie: 1. Obecná anatomie a pohybový systém*. Praha: Galén.
- Halaki, M., & Ginn, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? V R. N. Garnesh, *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges : InTech Open Access Publishers (peer reviewed)*. (stránky 175-194). Rijeka, Croatia.
- Havlík, J. (2008). *Elektromyografie*. Získáno 1. Února 2008, z http://noel.feld.cvut.cz/vyu/31lt1/Lectures/08_Elektromyografie.pdf
- Hendl, J. (2012). *Přehled statistických metod zpracování dat: Analýza a metaanalýza dat*. Praha: Portál.
- Hering, H. E. (1897). Über die Wirkung zweigelenkiger Muskeln auf drei Gelenke und über die pseudo-antagonistische Synergie. *Archiv für die gesammte Physiologie*, 65, stránky 627-637.
- Hermens, H. J., & Freriks, B. (1997). *The State of the Art on Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface ElectroMyoGraphy: A proposal for sensor placement procedures*. SENIAM project, Enschede : Roessingh Research and Development.
- 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
- Horník, Š. (2009). *Zapojení vybraných svalů při Nordic Walking a při cvičení na Crossovém trenážeru*. Praha: FTVS UK.
- Horová, Z. (2007). *Mechanické kmity*. Získáno 26. Červen 2014, z FyzWeb: http://fyzweb.cz/materialy/hvizdy/1_mechkmity.pdf
- Chovanec, F. P. (1983). 505/21/826 27-040-83. Praha: Olympia.
- Chrástková, M. (2009). *Speciální posilovací cvičení pro běžce na lyžích klasickou technikou*. Praha: FTVS UK.
- Chrastkova, M., Bacakova, R., Spulak, D., Cmejla, R., & Kracmar, B. (2012). Comparison of barefoot and shoe running. V J. e. Balas (Editor), *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 6. International Mountain and Outdoor Sports Conference. Vol. 52, Suppl. 1 to No. 6, str. 4. Prague: FTVS UK.

Chrastkova, M., Bacakova, R., Spulak, D., Cmejla, R., & Kracmar, B. (2013). The comparative analysis of free technique cross country and skating on roller skis. *Studia Sportiva*, 2, stránky 95-102.

Chrástková, 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., & Brychta, P. (2012). *Kineziologická komparace volné bipedální chůze naboso a v plně tlumených botách*. Praha.

Chrástková, M., Bačáková, R., Špulák, D., Čmejla, R., & Kračmar, B. (2012). *Kineziologická analýza bruslení na kolečkových lyžích a na nordic blade*. Poster na konferenci Disportare, České Budějovice.

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.

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., Kračmar, B., & Čmejla, R. (2012). Komparativní analýza běhu na lyžích volnou technikou a bruslení na kolečkových lyžích. V J. Suchý (Editor), *Scientia movens: Sborník příspěvků z mezinárodní studentské vědecké konference konané dne 27. března 2012* (stránky 28 - 36). Praha: FTVS UK.

Ilavský, J., & Suk, A. (2005). *Abeceda běhu na lyžích, metodický dopis*. Jablonec nad Nisou. ISEK. (26.. Duben 2014). ISEK. Získáno 17.. Červen 2010, z ISEK: <http://www.isek-online.org/>

Janda, V. (1982). *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: IDVPVZ.

Janda, V. (1996). *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing.

Janda, V., Poláková, Z., & Věle, F. (1966). *Funkce hybného systému*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství.

Janura, M. (2003). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.

- 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>
- Jungers, W. L., Harcourt-Smith, W. E., Wunderlich, R. E., Tocheri, M. W., Larson, S. G., Sutikna, T., . . . Morwood, M. J. (2009). The foot of Homo floresiensis. *Nature*, 459, stránky 81-84.
- 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.
- Karas, V., & Otáhal, S. (1991). *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka : Skripta Katedra anatomie a biomechaniky*. Praha: FTVS UK.
- Karvonen, J. J., Kubica, R. R., Kalli, S. S., Wilk, B. B., & Krasicki, S. S. (1987). Effects of skating and diagonal techniques off skiing load band results in cross-country skiing. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 27(4), stránky 473-477.
- Karvonen, J., Kubica, R., Wilk, B., & Wnorowski, J. K. (1989). Effects of skating and diagonal skiing techniques on results and some physiological variables. *Canadian Journal of Sport Science*, 14, stránky 117-121.
- Kasperová, M. (2004). *Elektromyografie neboli EMG*. Načteno z <http://www.ordinace.cz/clanek/elektromyografie-neboli-emg/>
- Keller, O. (1998). *Elektromyografie*. Praha: Triton.
- Keller, O. (1999). *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton.
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, stránky 152-164.
- Kolář, P., & et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi* (1. vyd.). Praha: Galén.
- Kolektiv autorů. (1997). *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada Publishing.
- Komi, P. V. (1987). Force measurements during cross-country skiing. *International Journal of Sport Biomechanics*, 3, stránky 370–381.
- Konrad, P. (March 2006). *The ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Získáno 10. Duben 2014, z Noraxon: <http://www.noraxon.com/docs/education/abc-of-emg.pdf>
- Kovařík, V., & al., e. (1991). *Teorie a didaktika lyžování*. Brno: Masarykova univerzita.

- Kovařík, V., & Langer, F. (1994). *Biomechanika tělesných cvičení I*. Brno: Masarykova univerzita.
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton.
- Kračmar, B. (2007). Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – I. Vývoj pohybu člověka v okolním prostředí. *TVSM*, 73(3), stránky 2-7.
- Kračmar, B., & Vystrčilová, M. (2007). Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – II. Přirozený pohyb člověka. *TVSM*, 73(4), stránky 2-8.
- Kračmar, B., Bačáková, R., Chrástková, M., & Pavelka, R. (2013). Ovlivnění posturální situace pohybové soustavy nastavením krční páteře a ramenního kloubu. *Rehabilitacia*, 50(2), stránky 78-87.
- Kračmar, B., Dušková, J., & Zelenka, K. (2005). Stereotyp chůze v cyklistice. *Sborník přednášek XVI. Konference Společnosti rehabilitační a fyzikální medicíny*. Jáchymov: Společnost RFM.
- Kuo, A. D. (2001). The action of two-joint muscles: The legacy of W. P. Lombard. V M. L. Latash, & V. M. Zatsiorsky, *Classics in Movement Science* (Sv. 10, stránky 289-316). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kvamme, B., Jakobsen, V., Hetlan, S., & Smith, G. (2005). Ski skating technique and physiological responses across slopes and speeds. *European Journal Applied Physiology*, 95, stránky 205-212. Získáno 2. únor 2012, z European Journal Applied Physiology: http://byttpassord.nih.no/documents_intranett/Seksjon%20for%20fysisk%20prestasjonsevne/FOU/Publikasjoner%202005/Kvamme_Jakobsen_Hetland_Smith_2005_Ski_skating_technique_and_physiological_responses_across_slopes_and_speeds.pdf
- Leirdal, S., Saetran, L., Roeleveld, K., Vereijken, B., Braten, S., Loset, S., . . . Ettema, G. (August 2006). Effects of Body Position on Slide Boarding Performance by Cross-Country Skiers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(8), stránky 1462-1469.
- Lombard, W. P. (1903). The action of two-joint muscles. *American Physics Education*, 9, stránky 141-145.
- Lombard, W. P., & Abbott, F. M. (1907). The mechanical effects produced by the contraction of individual muscles of the thigh of the frog. *American Journal of Physiology*, 20, stránky 1-60.
- Lund, M. (1999). *Timeline of Important Ski History Dates*. Získáno 16.. březem 2014, z The International Skiing History Association: <http://skiinghistory.org/history/timeline-important-ski-history-dates>

- Marcel, R., Boulay, K. W., & Deborah, L. K. (February 1995). Effect of slope variation and skating technique on velocity in cross-country skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(2), stránky 281-287.
- Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., & Germán, A. (2010). Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Medicine de l'Esport*, 45(165), stránky 121-130.
- Medved, V., & Cifrek, M. (2011). Kinesiological Electromyography. *Biomechanics in Applications*, stránky 349-366.
- Meloun, M., & Militký, J. (2002). *Kompendium statistického zpracování dat: metody a řešené úlohy včetně CD*. Praha: Academia.
- Merletti, R., & Parker, P. (2004). *Electromyography. Physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken, New Persey: John Wiley & Sons, Inc.
- Mesin, L., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2009). Surface EMG: The issue of electrode location. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, stránky 719-726.
- Mirka, G. A. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, 34, stránky 343–352.
- Mlčoch, Z. (2000). *Medicína - Neurologický slovník online - názvy vyšetření, příznaky, syndromy, symptomy*. Získáno 20. Červen 2014, z [zdenekmlcoch.cz: http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/neurologie-nemoci-vysetreni/neurologicky-slovník-online-nazvy-vysetreni-priznaky-syndromy-symptomy](http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/neurologie-nemoci-vysetreni/neurologicky-slovník-online-nazvy-vysetreni-priznaky-syndromy-symptomy)
- 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.
- Nilsson, J., Tveit, P., & Eikrehagen, O. (2004). Effects of Speed on Temporal Patterns in Classical Style and Freestyle Cross – Country Skiing. *Sports Biomechanic*, 3(1), stránky 85-108.
- 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.
- Novák, A. (1965). *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha.

- Novotný, O. (2003). *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky*. Získáno 8. april 2014, z <http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/P4-009%20-20Novotny4p-e.rtf>
- Nožní klenba. (2014). Získáno 13. Červen 2014, z Patobiomechanika a Patokinesiologie Kompendium: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/dk_klenba.php
- Otáhal, J. (3. Březen 2001). *Elektromyografie*. Získáno 9. Duben 2014, z <http://biomech.ftvs.cuni.cz/kab/archiv/Elektromyografie.ppt>
- Pánek, D., Pavlů, D., & Čemusová, J. (2009). Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 16(4), stránky 177-180.
- Pavelka, R. (2011). *Kineziologická analýza úderu horní končetinou ve sportovním karate*. Praha: FTVS UK.
- Petrovický, P., & Doskočil, M. (1995). *Systematická, topografická a klinická anatomie. 2. díl, Pohybový aparát končetin*. Praha: Karolinum.
- Pojem biomechanika. (3. březen 2014). Získáno 3. březen 2014, z ABZ slovník cizích slov: <http://slovník-cizich-slov.abz.cz/web.php/slovo/biomechanika>
- 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.
- 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), stránky 11-35.
- Richter, P. (2011). *Spouštěcí body a funkční svalové řetězce v osteopatii a manuální terapii*. Praha: Pragma.
- Roček, Z. (1985). *Evoluce obratlovců*. Praha: Academia.
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, stránky 173-177.
- 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.
- Sayers, K., Raghanti, M. A., & Lovejoy, C. O. (2013). Human Evolution and the Chimpanzee Referential Doctrine. *Annual Review of Anthropology*, 41, stránky 119-138.
- Sedliská, V. (2007). *Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi*. Praha: FTVS UK.

- SENIAM. (10. duben 2014). Získáno 10. duben 2014, z SENIAM: <http://seniam.org/>
- Schanne, F. J., & Chaffin, D. B. (1970). The effects of skin resistance and capacitance coupling on EMG amplitude and power spectra. *Electromyography*, 10(3), stránky 273-286.
- Skard, H. (1986). *Teaching snow skating*. Oslo: Universitetsforlaget.
- Skard, H., & Larsson, O. (1981). *Langrennsteknikk*. Oslo: Universitetsforlaget.
- SLČR. (2013). *Pravidla lyžařských závodů*.
- 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., & Heagy, B. S. (1994). Kinematic Analysis of Skating Technique of Olympic Skiers in the Man's 50-km Race. *Journal of Applied Biomechanics*, 10, stránky 79 - 88.
- Smith, G. A., & Nelson, R. C. (1990). Effects of increased velocity on the kinematics of V1 skating in cross country skiing. V E. Kneighbaum, & 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 Biomechanics*, 4, stránky 49-58.
- Soumar, L., & Bolek, E. (2001). *Běh na lyžích*. Praha: Grada Publishing a. s.
- 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.
- Strasser, H. (1917). *Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik* (Sv. III: Die untere Extremität). Berlin: Julius Springer.
- Street, G. M. (September 1992). Technological advances in cross-country ski equipment. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(9), stránky 1048-1054.
- Street, G., McNitt-Gray, J., & Nelson, R. (1986). *Timing study world cup cross country ski race Biwabik*. Minnesota: University Park: The Pennsylvania State University, Biomechanic Laboratory.
- Špinar, Z. V. (1984). *Paleontologie obratlovců*. Praha: Academia.

- 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.
- Tardieu, C. (2010). Development of the human hind limb and its importance for the evolution of bipedalism Evolutionary . *Anthropology: Issues, News, and Reviews*, 19(5), stránky 174–186.
- Terezčák, J. (1997). *Dejiny lyžovania na Slovensku 1860-1944*. Poprad: Slza.
- Tlašková, P. (2008). *Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking*. Praha: FTVS UK.
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1999). *Myofascial Pain and Dysfunction: the trigger point manual* (Sv. 2). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Trénink síly - teoretický úvod*. (19. 10. 2013). Načteno z Svět olympijského šplhu: <http://www.svetsplhu.cz/trenink/trenink-sily-teoreticky-uvod/>
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (1996). *Fyziologie a léčebná reabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Vacková, P. (2004). *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Praha: FTVS UK.
- 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. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2. vyd.). Praha: Triton.
- Velký lékařský slovník*. (2014). Získáno 26.. Duben 2014, z Poloha kloubu: <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/poloha-kloubu>
- Vojta, V., & Peters, A. (1995). *Vojtův princip: Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. Praha: Grada Publishing.
- Wiegger, J. (1998). Optimale Kraftübertragung. *Fit for Life (Läufer)*, 12, stránky 34 – 37.
- Wikipedie. (2013). *Aliasing*. Získáno 10. duben 2014, z Wikipedie: Otevřená encyklopedie: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Aliasing>
- Wikipedie. (2014). *Newtonovy pohybové zákony*. Získáno 23. březen 2014, z Wikipedie: Otevřená encyklopedie: http://cs.wikipedia.org/wiki/Newtonovy_pohybov%C3%A9_z%C3%A1kony

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

Winkel, J., & Jorgensen, K. (1991). Significance of skin temperature changes in surface electromyography. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 63(5), stránky 345-348.

Woodward, B. (1988). Calgary '88 - An inside look. *Ski Research news*, 4(1), stránky 1-4.

Zbořilová, M. (2014). *Komparace elektromyografické analýzy dřepu a odrazu nohou při veslování na skifu*. Praha: FTVS UK.

Zettersten, A. (1937). The origins of skiing. V R. Palmedo, *Skiing: The International Sport* (stránky 3-19). New York: Derrydale Press.

9 PŘÍLOHY

Příloha 1: Vyjádření Etické komise FTVS UK



UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6 – Veveřslavín
tel. (02) 2017 1111
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k přihlášce k projektu výzkumné doktorské práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Kineziologická analýza odrazu při běhu na lyžích

Forma projektu: doktorská práce

Autor (hlavní řešitel): Mgr. Martina Chrástková

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

Popis projektu

Projekt se zabývá kineziologickou analýzou zapojení svalů dolní končetiny při běhu na lyžích a jemu příbuzných napodobivých cvičeních; případně rozšíříme o další sportovní odvětví. Získané výstupy mohou přispět k doporučení pro využití pohybové aktivity pro zlepšení technické zdatnosti závodníků i veřejnosti v běhu na lyžích, pro dlouhodobé udržování dobré fyzické kondice, k využití k léčebným účelům v rámci fyzioterapie, též jako prostředky pro prevenci přetížení, svalových dysbalancí a úpravu koordinace pohybu. Výzkum bude mít charakter primární experimentální analytické studie. Měření bude uskutečněno v terénu pomocí přenosného přístroje pro snímání povrchového EMG ME 6000. Použité měřicí zařízení je napájeno vlastními zdroji o napětí do 9V bez výkonných kondenzátorů. Proto zde nehrozí žádné nebezpečí úrazu elektrickým proudem.

Informovaný souhlas (příloha)

V Praze dne 25. 10. 2011

Podpis autora...

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.
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: 171 / 2013

dne: 13. 11. 2013

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

podpis předsedy EK

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

Příloha 2: Informovaný souhlas probanda

INFORMOVANÝ SOUHLAS PROBANDA

Já, níže podepsaný(-ná):

.....

Souhlasím, že jsem byl (-la) v rozhovoru s terapeutkou dostatečně a srozumitelně seznámen (-na) s účelem a cílem výzkumu.

Výzkum bude prováděn za účelem výzkumné práce v rámci postgraduální ho studia, studentkami doktorandského studia oboru kinantropologie, FTVS, UK v Praze.

Byl (-la) jsem informován (-na) o tom, jakou formou bude výzkum probíhat. Byl (-la) jsem informován (-na) o způsobu dokumentace a prezentace výsledků této studie.

Byl (-la) jsem informován (-na) o tom, že veškeré mnou poskytnuté osobní údaje budou dokumentovány, bez uvedení mého jména a příjmení.

Bylo mi umožněno vše si rozvážit a zeptat se na vše, co považuji za podstatné.

S postupem a výzkumnými metodami souhlasím.

V Praze

Terapeut:.....

Proband:.....

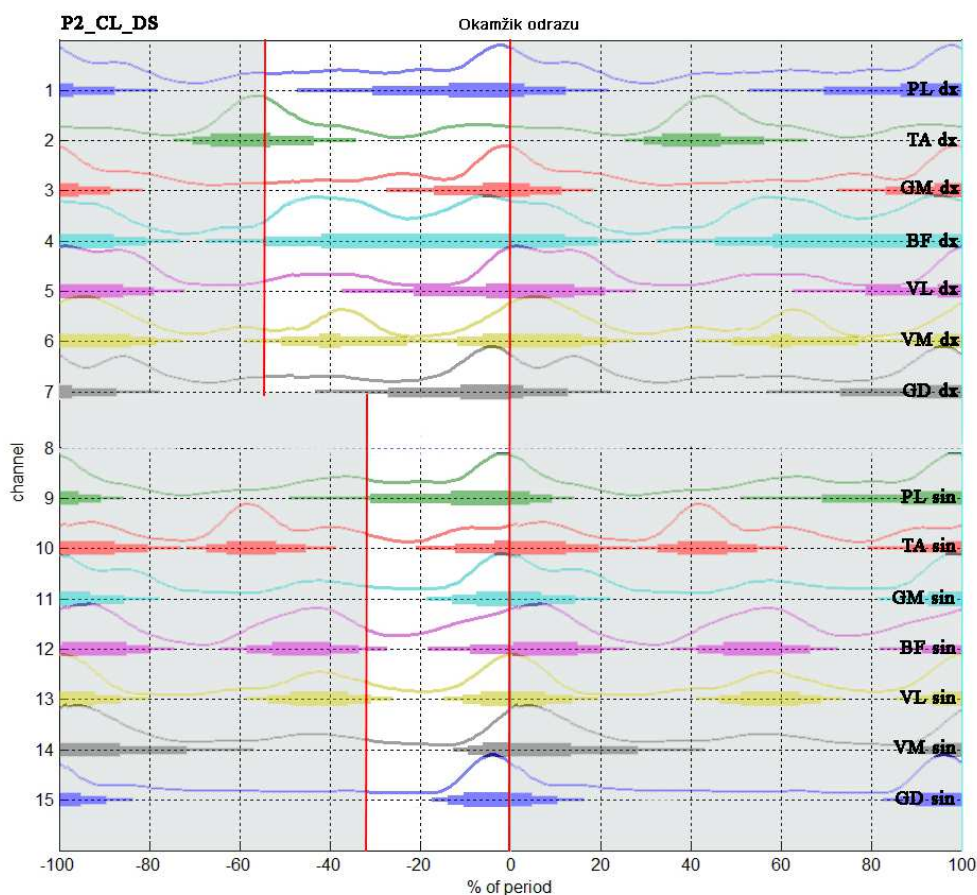
Datum:.....

Podpis:.....

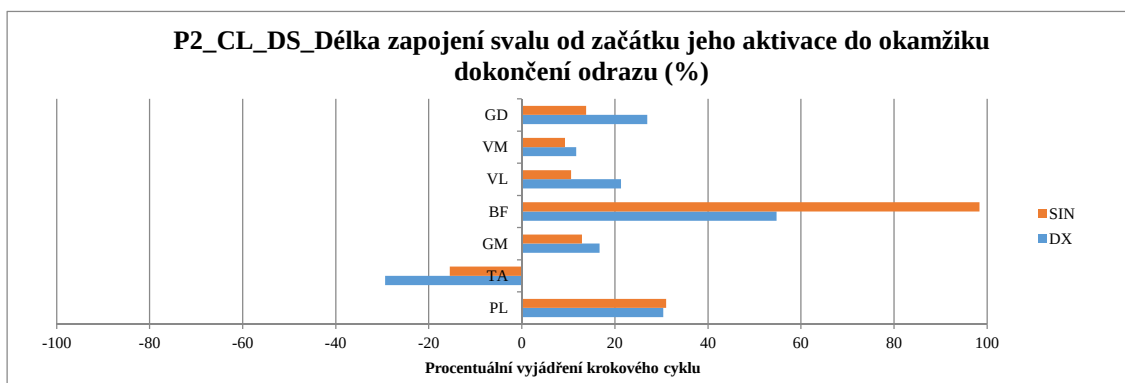
Podpis:.....

Informace sdělené probadovi: V rámci projektu budou snímány elektrické potenciály z vybraných svalů v oblasti dolní končetiny měřicí metodou povrchové elektromyografie. Měření bude probíhat tak, že se nejprve stanoví nejvhodnější umístění povrchové elektrody pomocí fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test dle Jandy, simulace požadovaného pohybu a současná palpce svalů). Následně budou na kůži nalepeny lékařské elektrody pro EMG. Přístroj EMG ME 6000 bude mít proband umístěn kolem pasu v ochranném pouzdře. 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 započatím výzkumu.

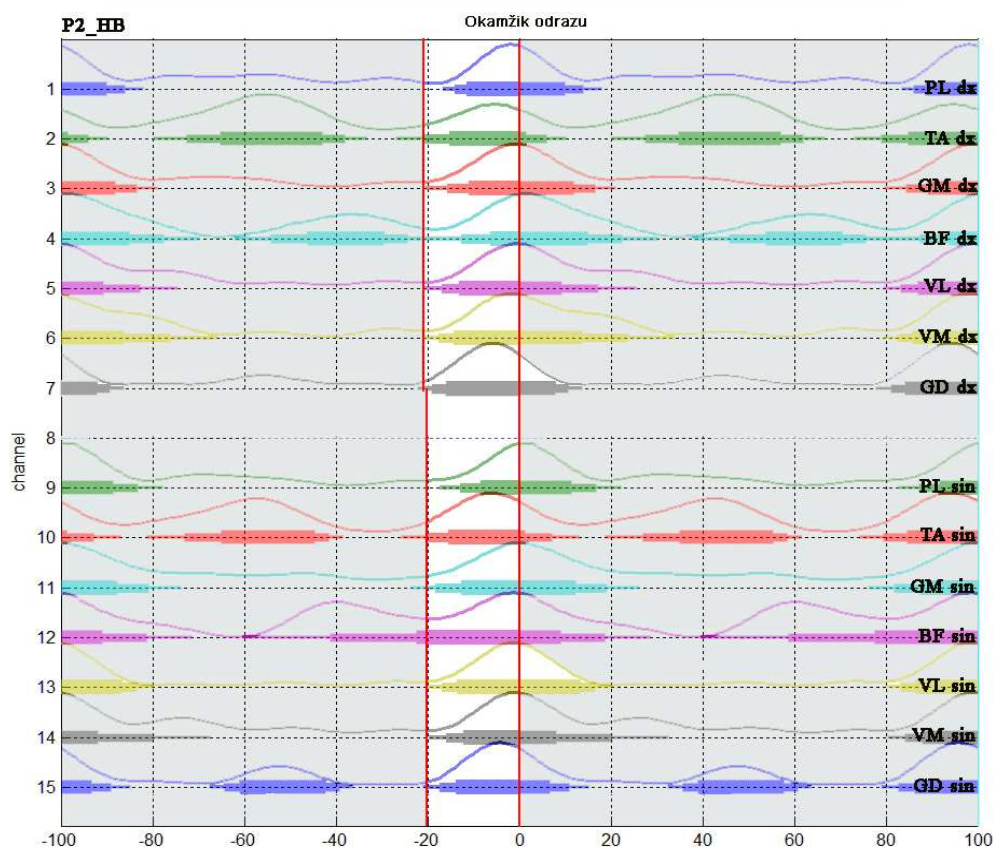
Příloha 3: Grafy „Boats & Envelopes“ a „Délka zapojení svalů“



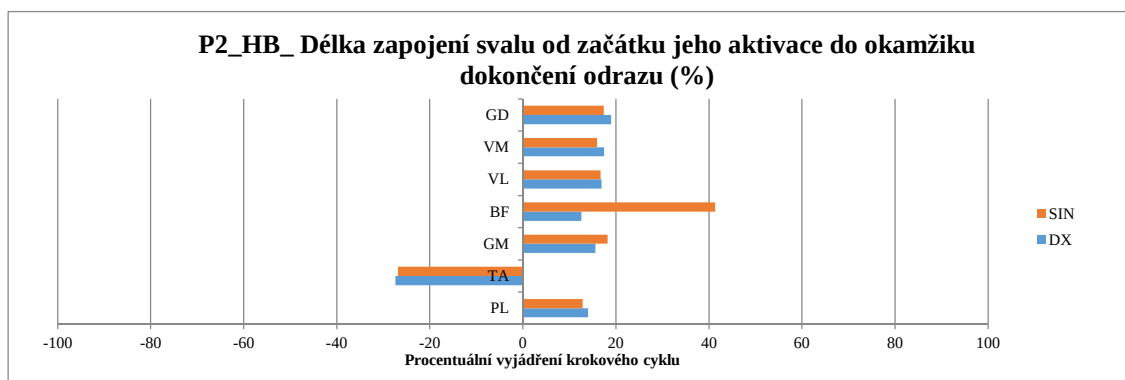
Graf 10: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při CL_DS u probanda P2: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalů; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalů. „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 aktivity prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu.



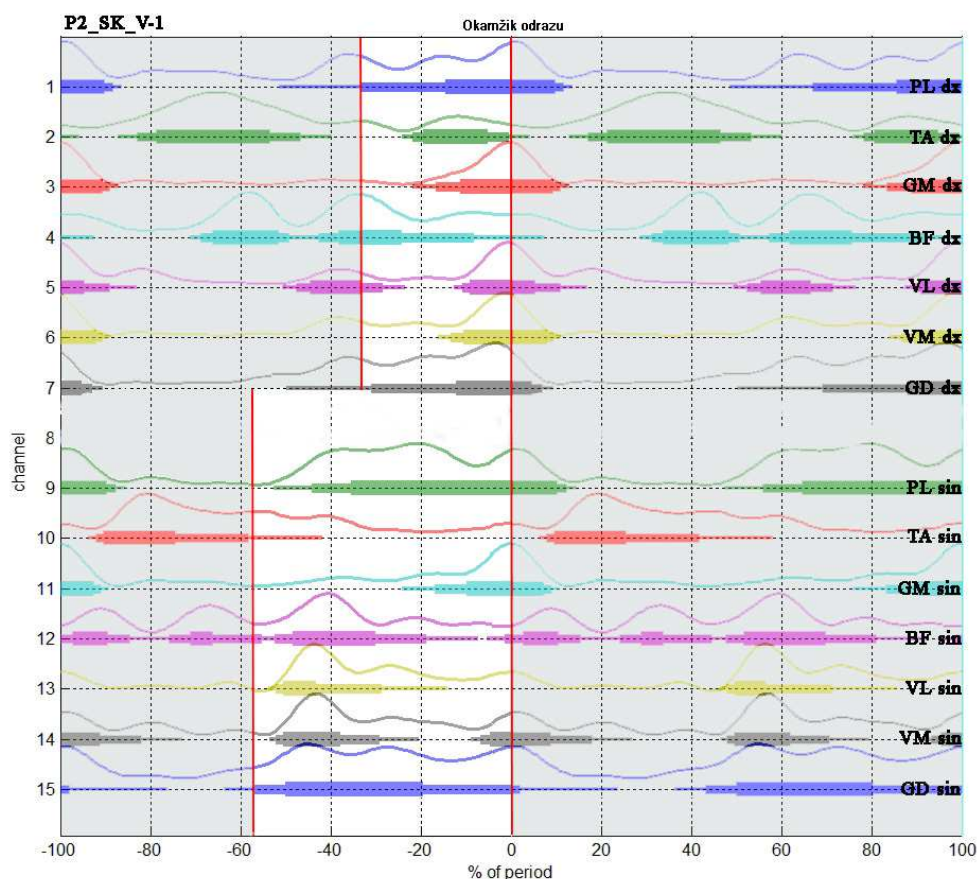
Graf 11: Délka zapojení svalů od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P2; sin – levá DK; dx – pravá DK



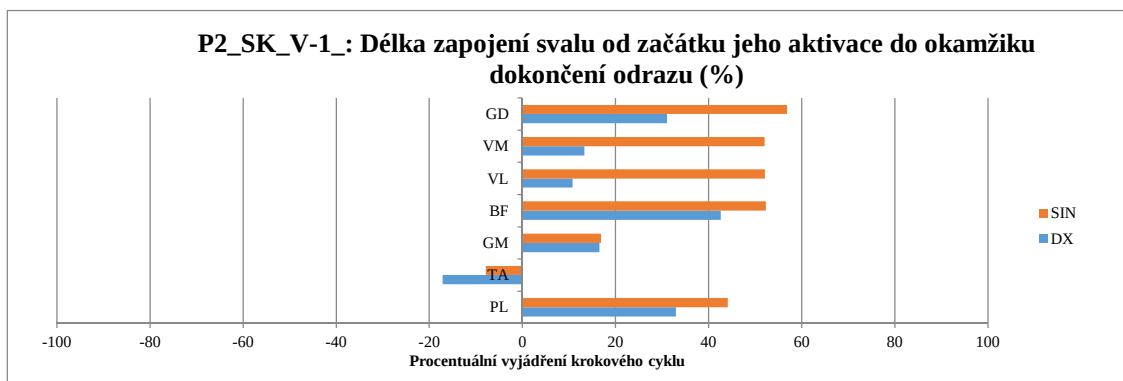
Graf 12: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu při HB u probanda P2: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „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



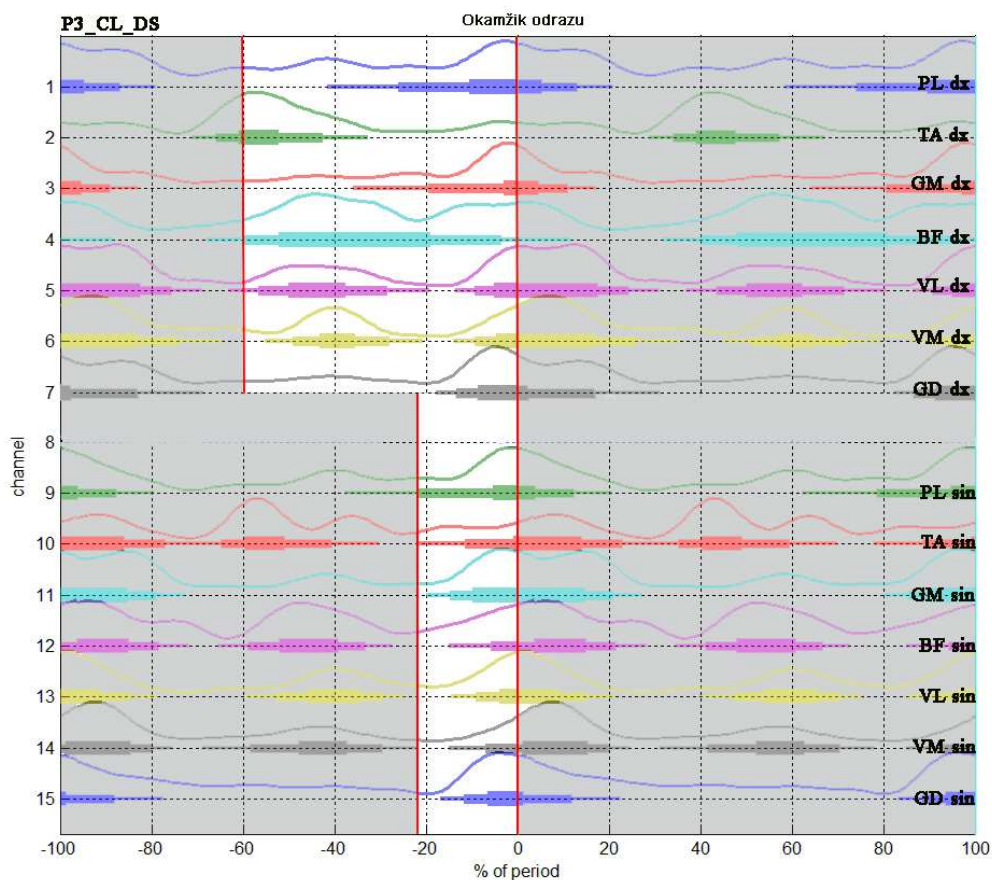
Graf 13: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P2; sin – levá DK; dx – pravá DK



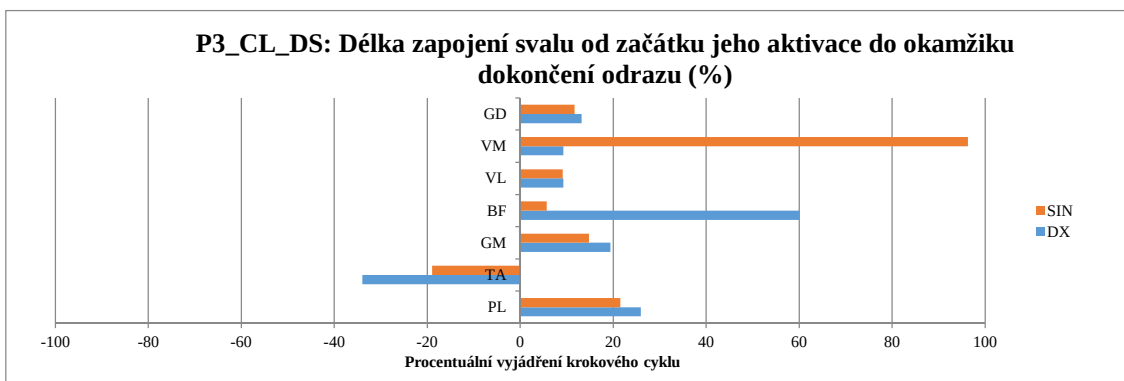
Graf 14: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P2: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalů; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalů. „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 aktivity prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu



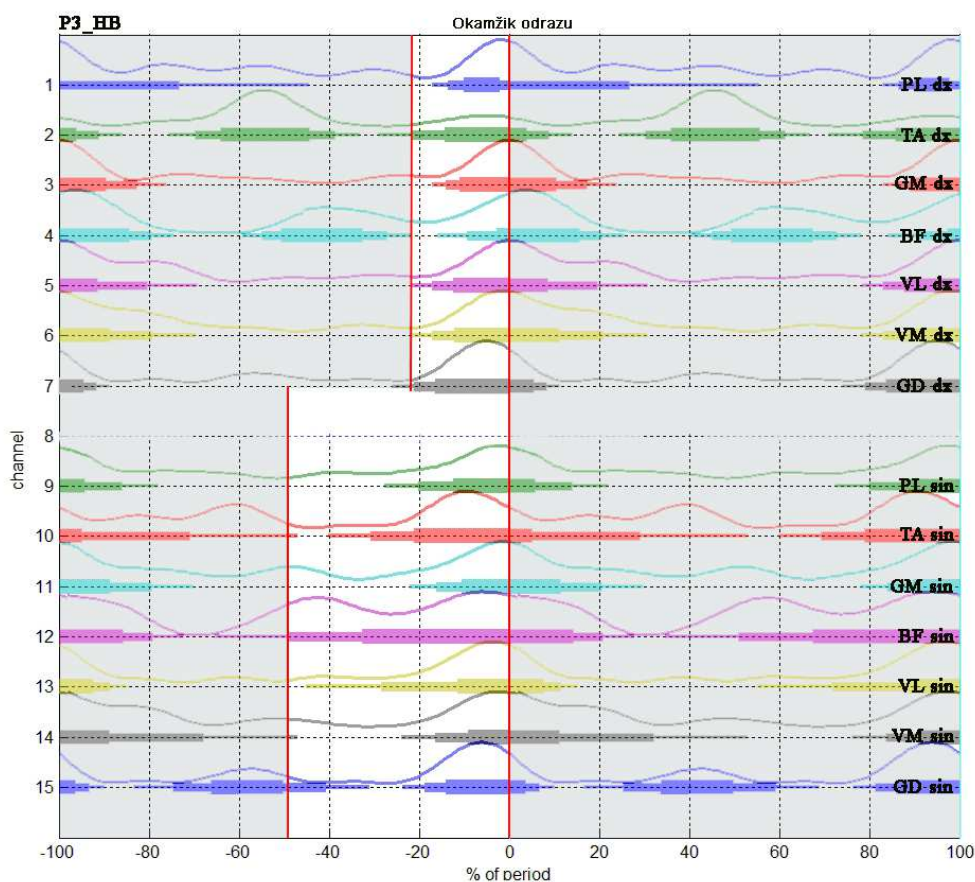
Graf 15: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P2; sin – levá DK; dx – pravá DK



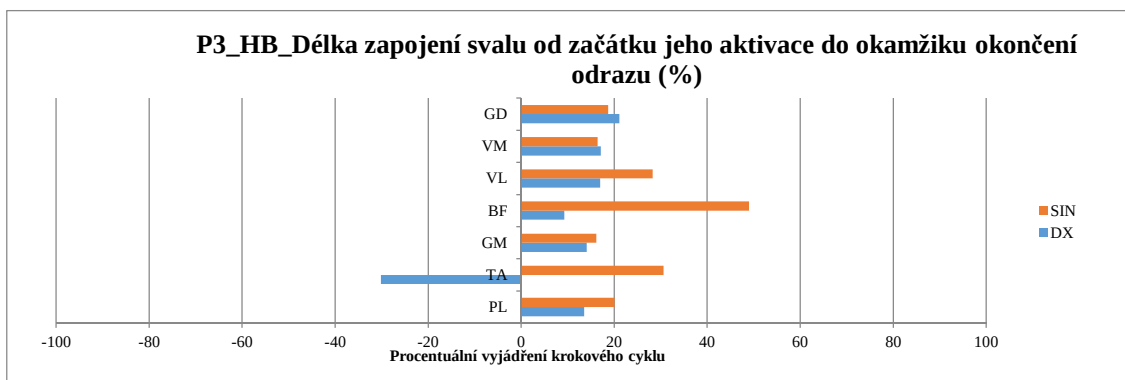
Graf 16: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL-DS u probanda P3: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „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 aktivace prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu



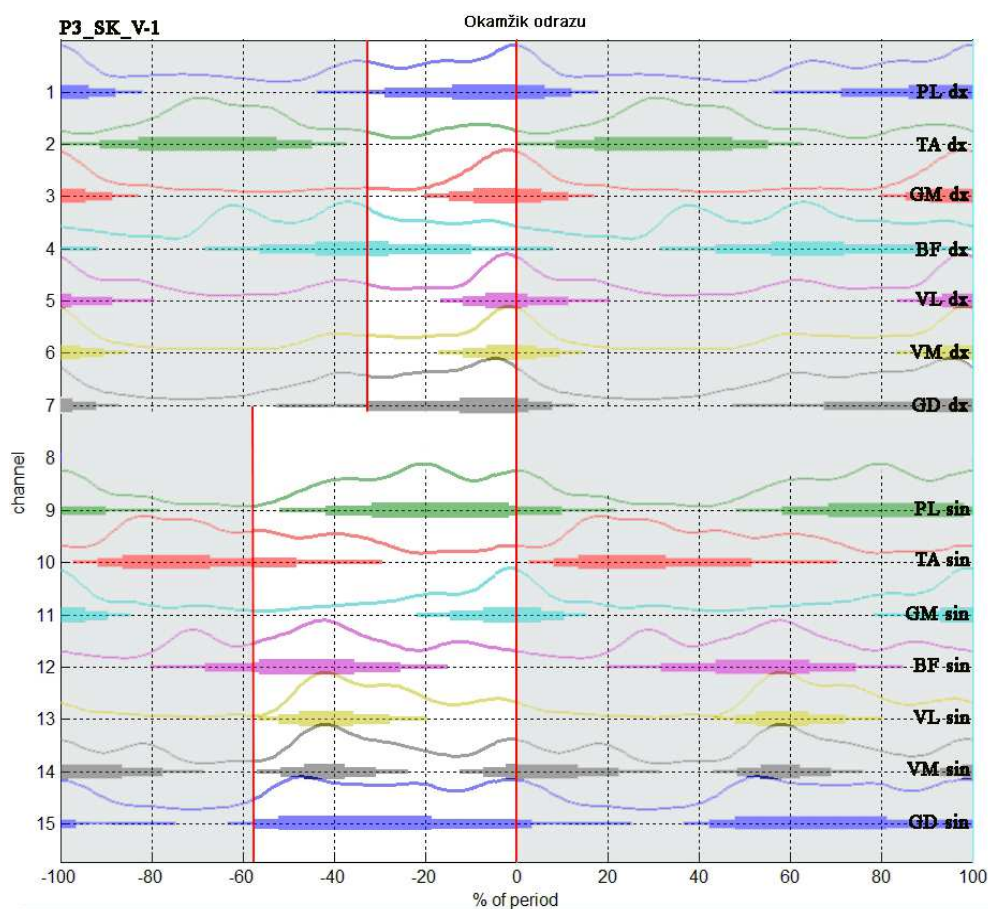
Graf 17: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P3; sin – levá DK; dx – pravá DK



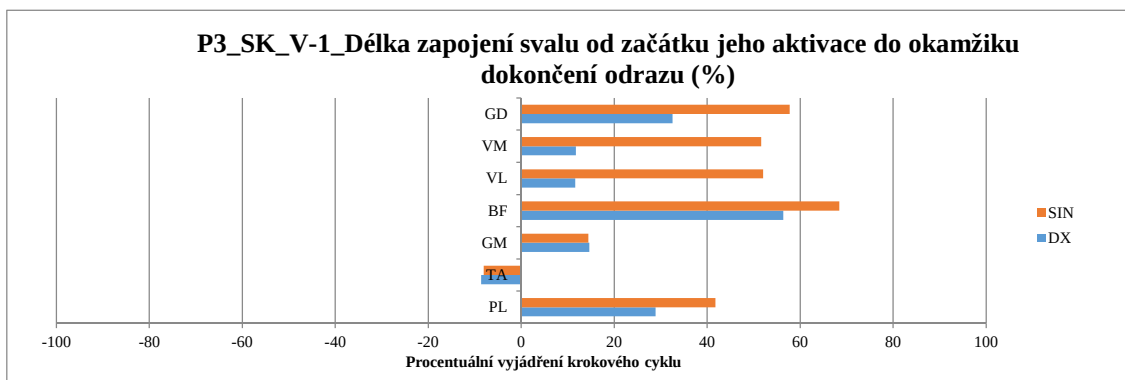
Graf 18: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu HB u probanda P3: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „Envelopes“ – průběh EMG signálu průměrného lokomočního cyklu. Červené svislice vyznačují sledovaný interval odrazu: svislice v 0 % značí okamžik dokončení odrazu, druhé dvě okamžik začátku významné aktivace prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu



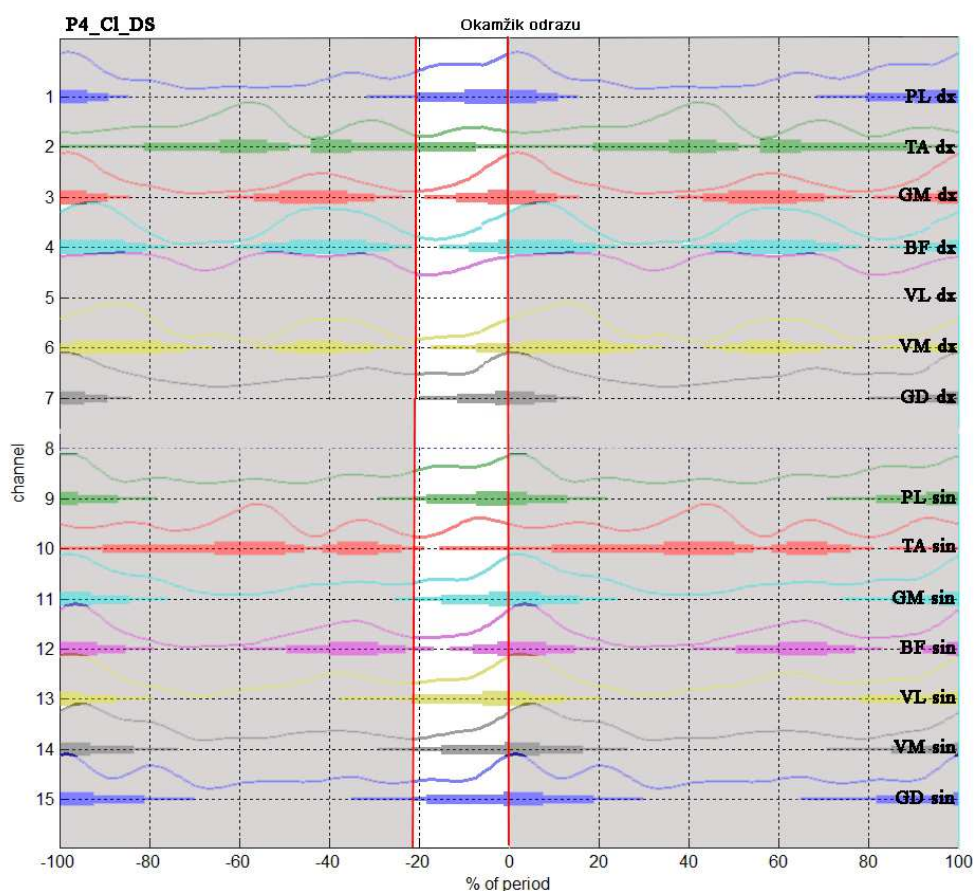
Graf 19: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P3; sin – levá DK; dx – pravá DK



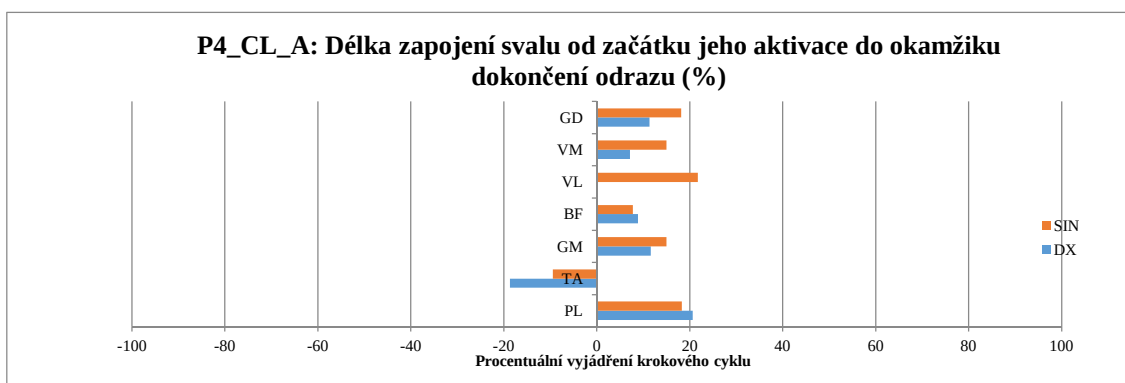
Graf 20: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P3: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „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



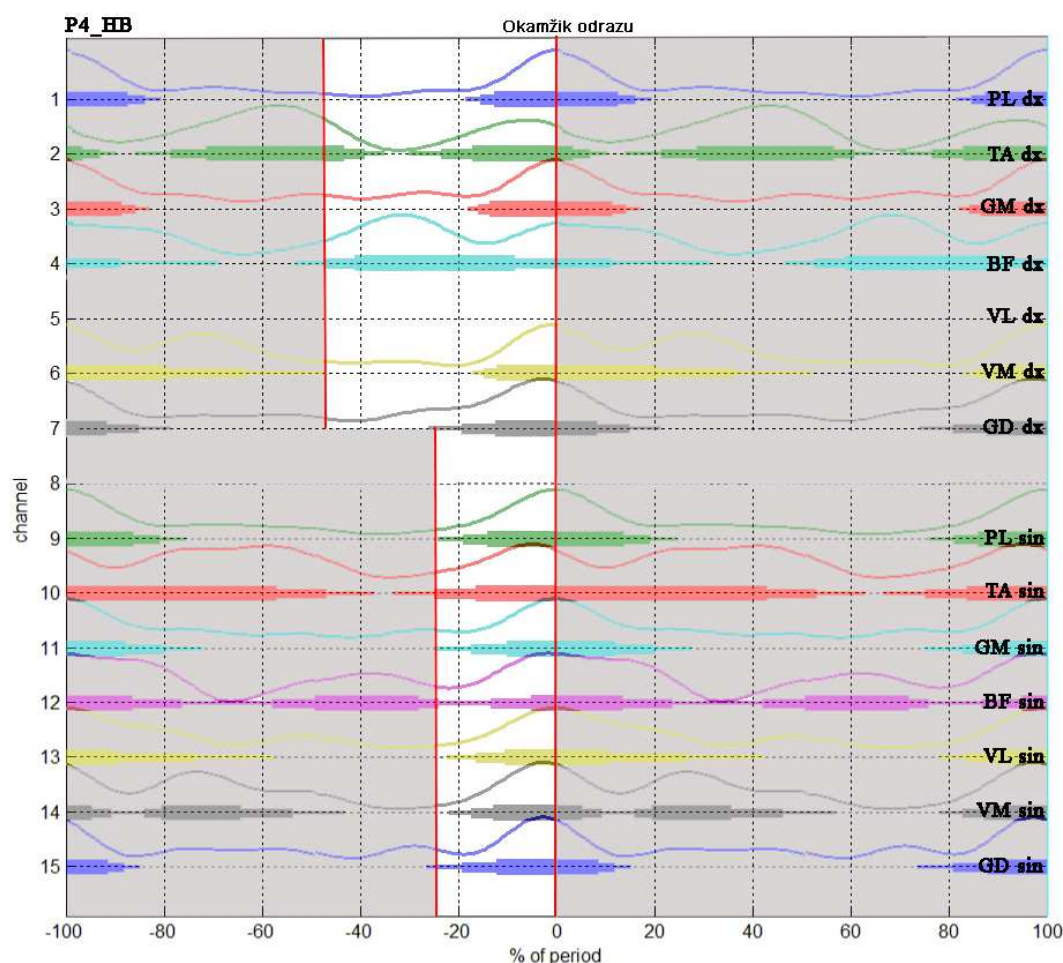
Graf 21: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P3; sin – levá DK; dx – pravá DK



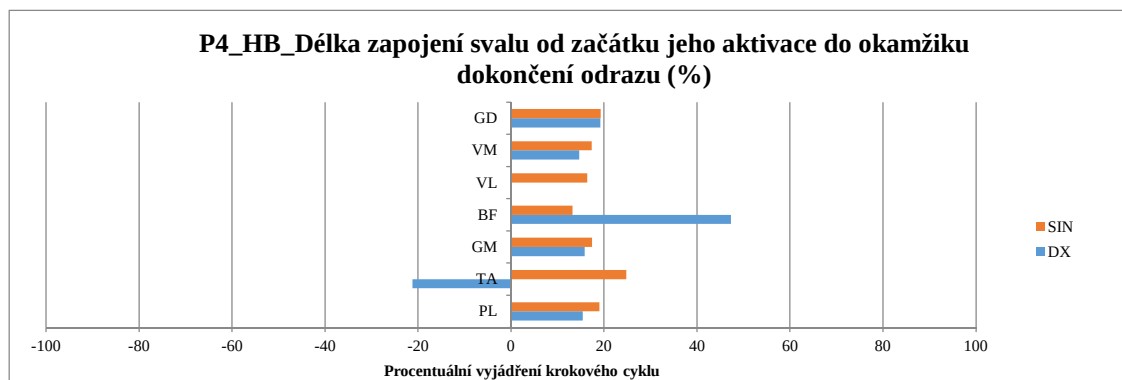
Graf 22: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P4: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalů; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalů. „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



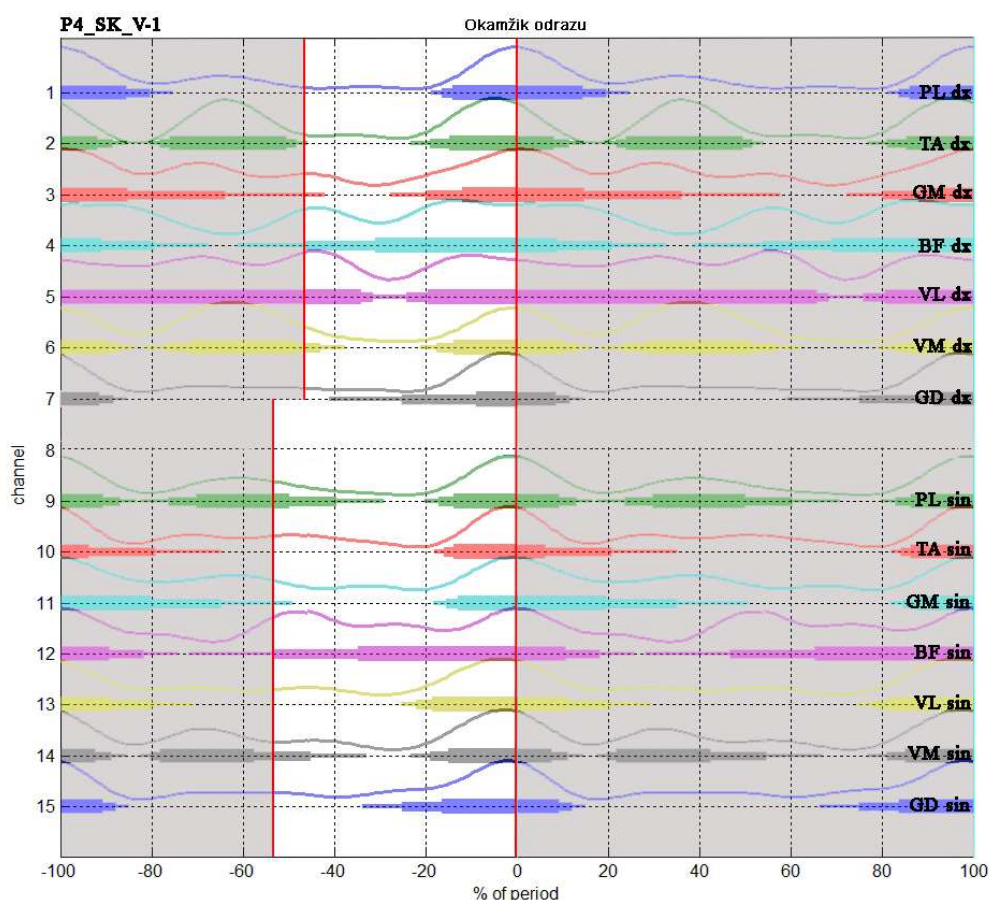
Graf 23: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P4; sin – levá DK; dx – pravá DK



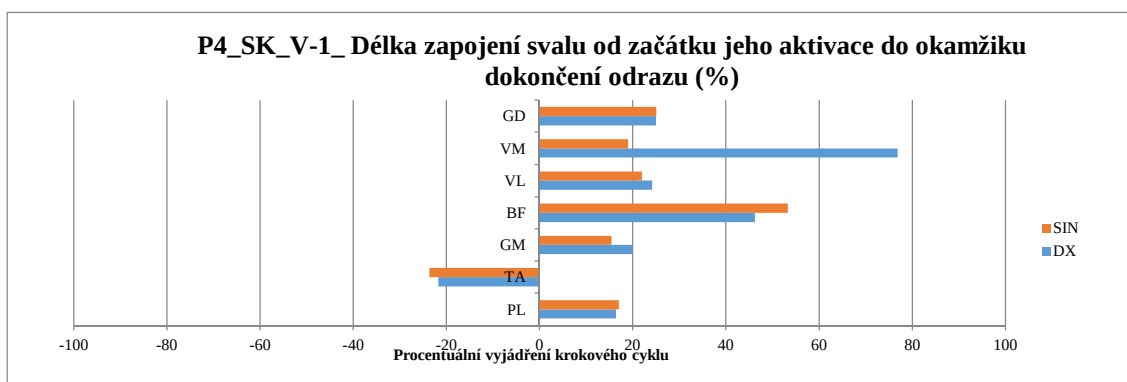
Graf 25: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu HB u probanda P4: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „Envelopes“ – 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“



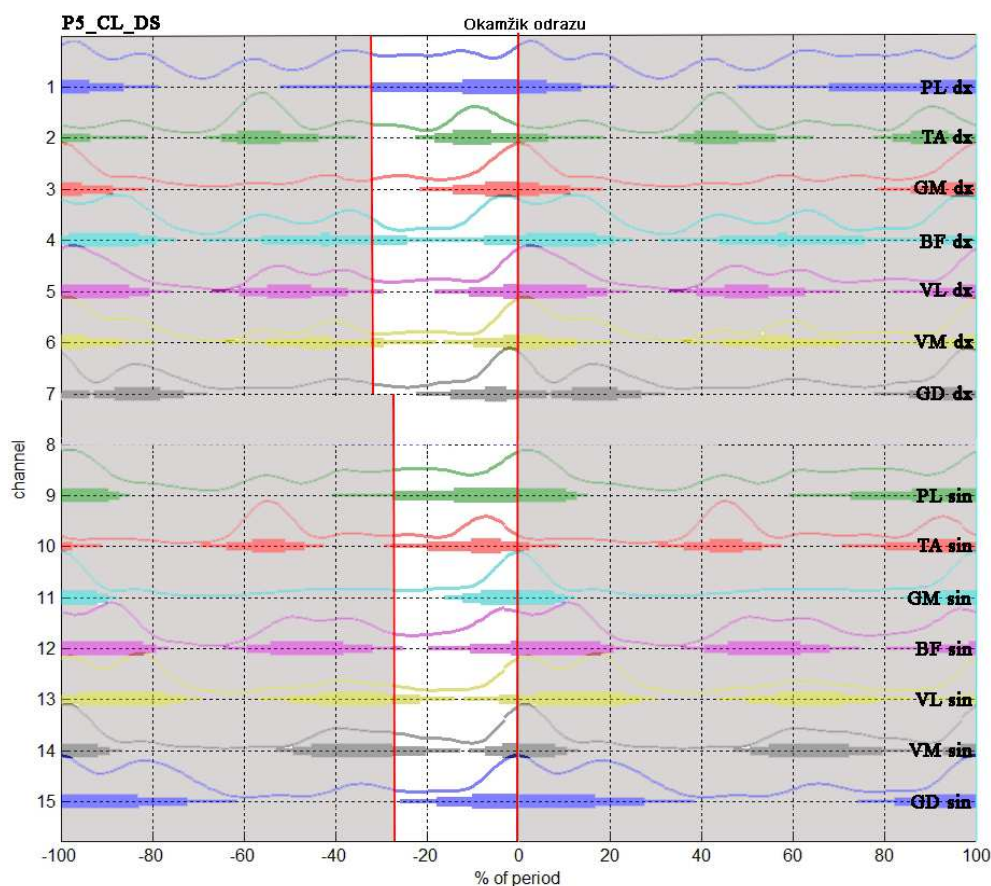
Graf 24: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P4; sin – levá DK; dx – pravá DK



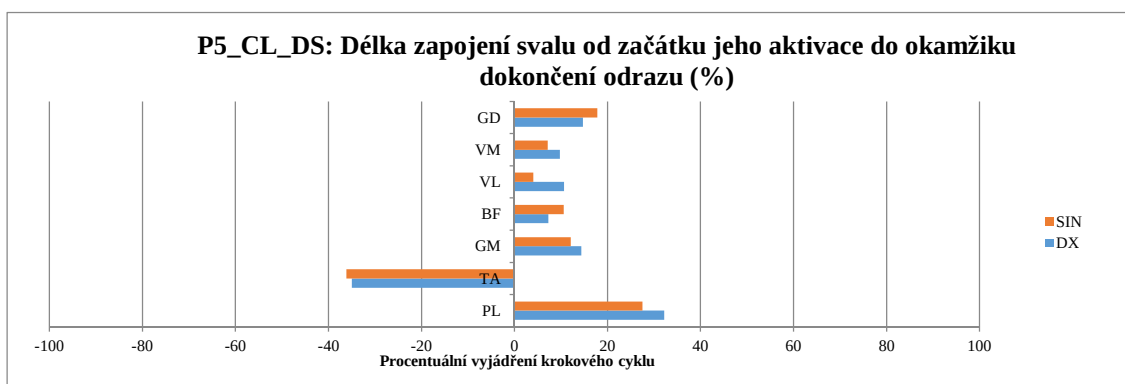
Graf 26: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P4: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „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 aktivace prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu



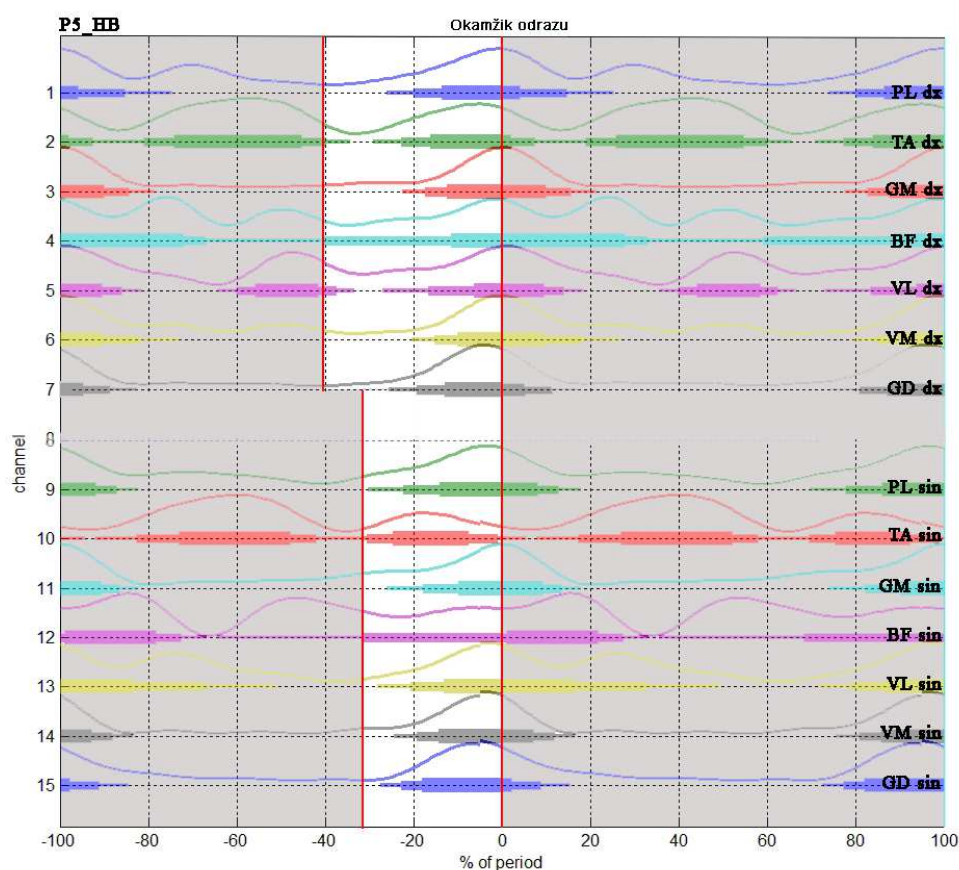
Graf 27: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P4; sin – levá DK; dx – pravá DK



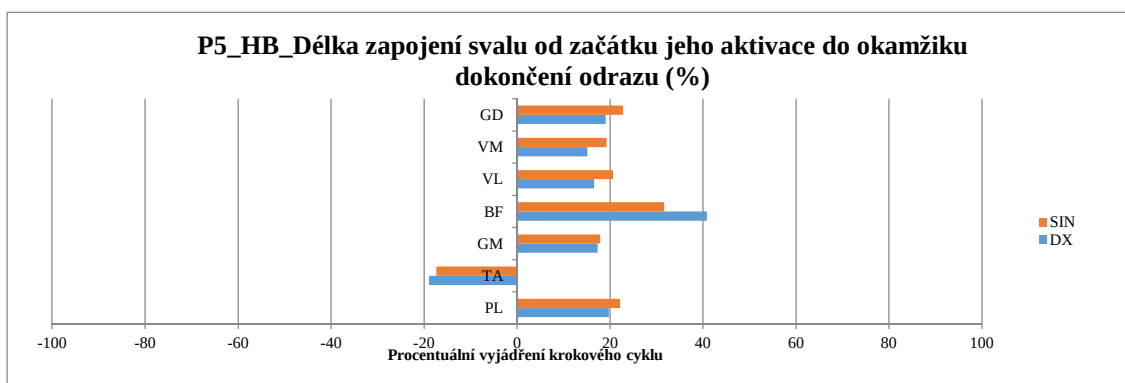
Graf 28: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P5: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „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



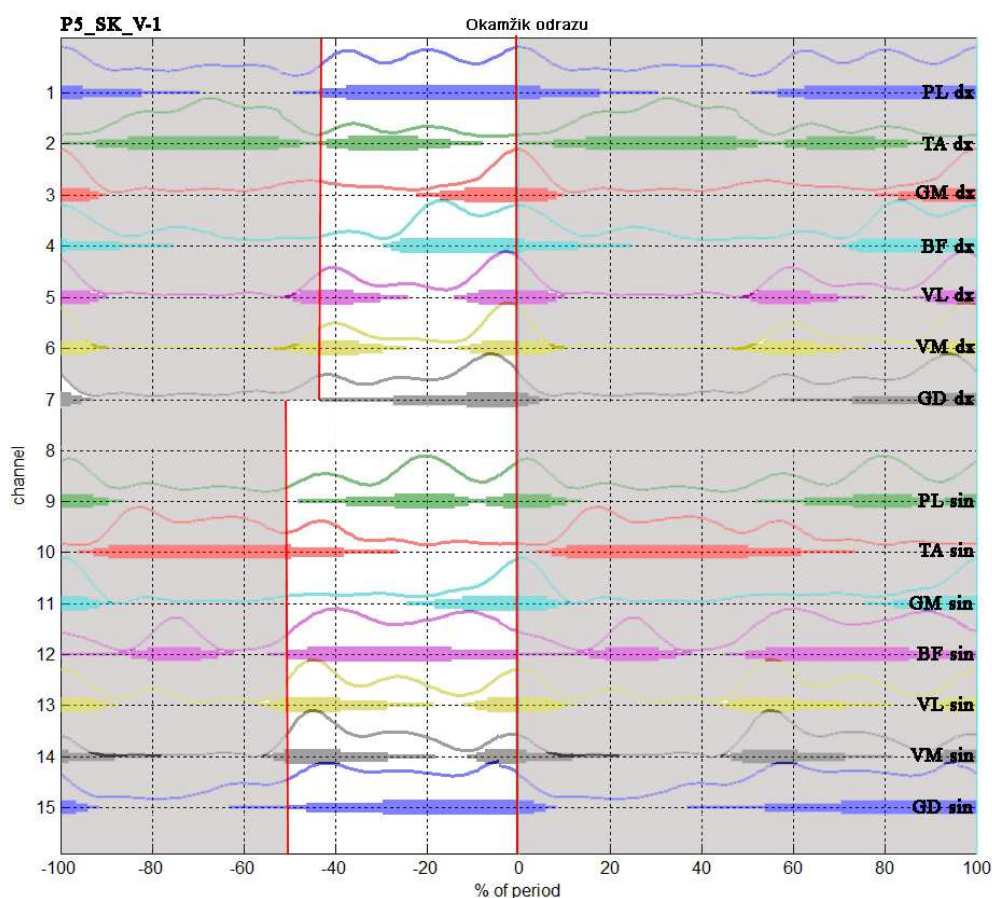
Graf 29: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P5; sin – levá DK; dx – pravá DK



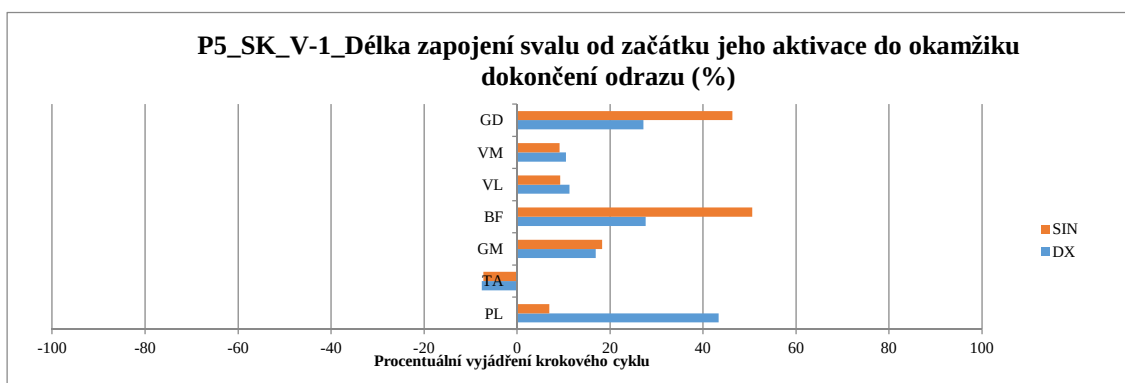
Graf 30: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P5: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „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



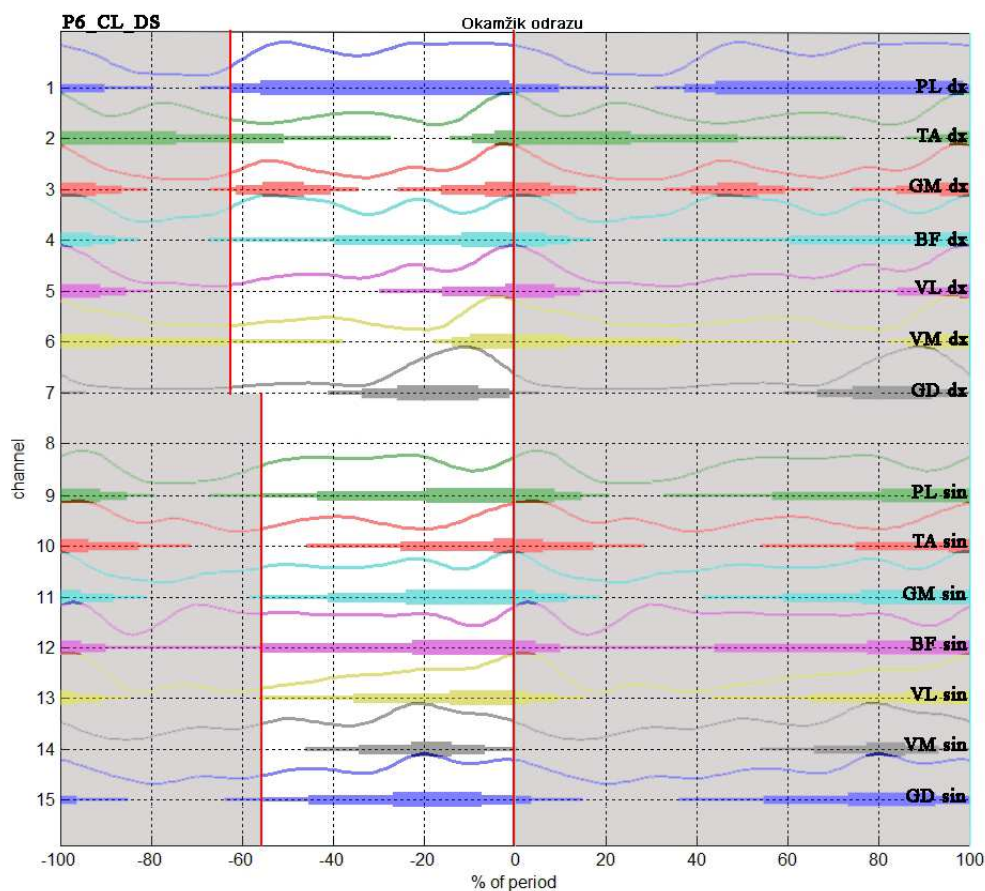
Graf 31: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P5; sin – levá DK; dx – pravá DK



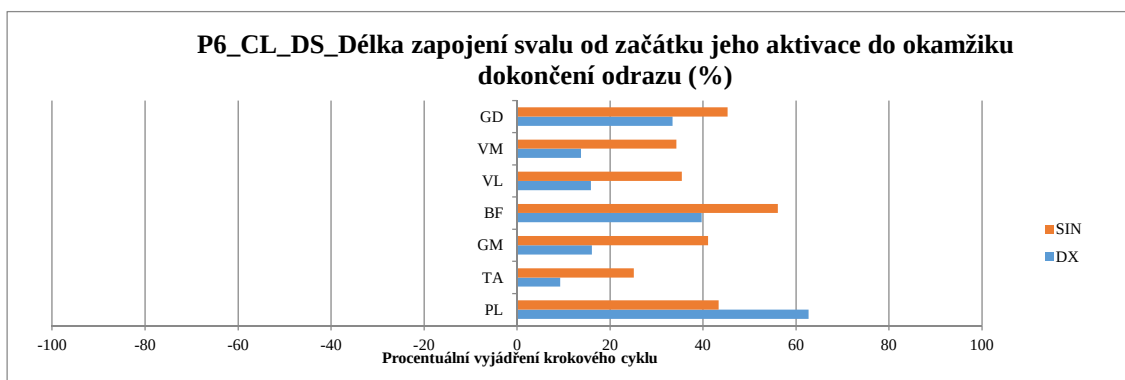
Graf 33: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P5: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „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 aktivace prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu



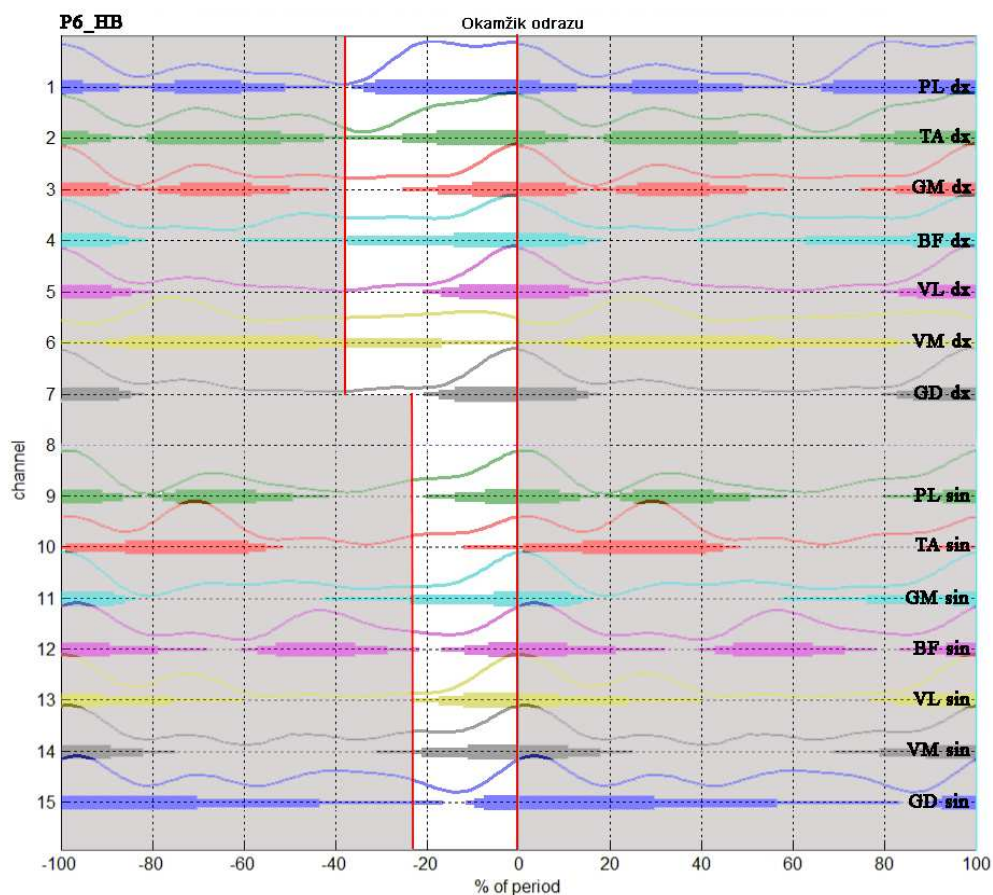
Graf 32: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P5; sin – levá DK; dx – pravá DK



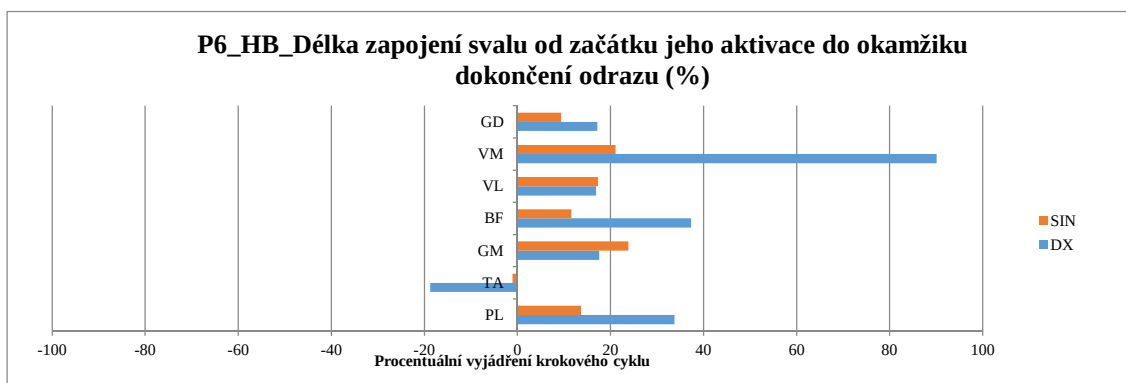
Graf 34: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P6: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „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 aktivace prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu



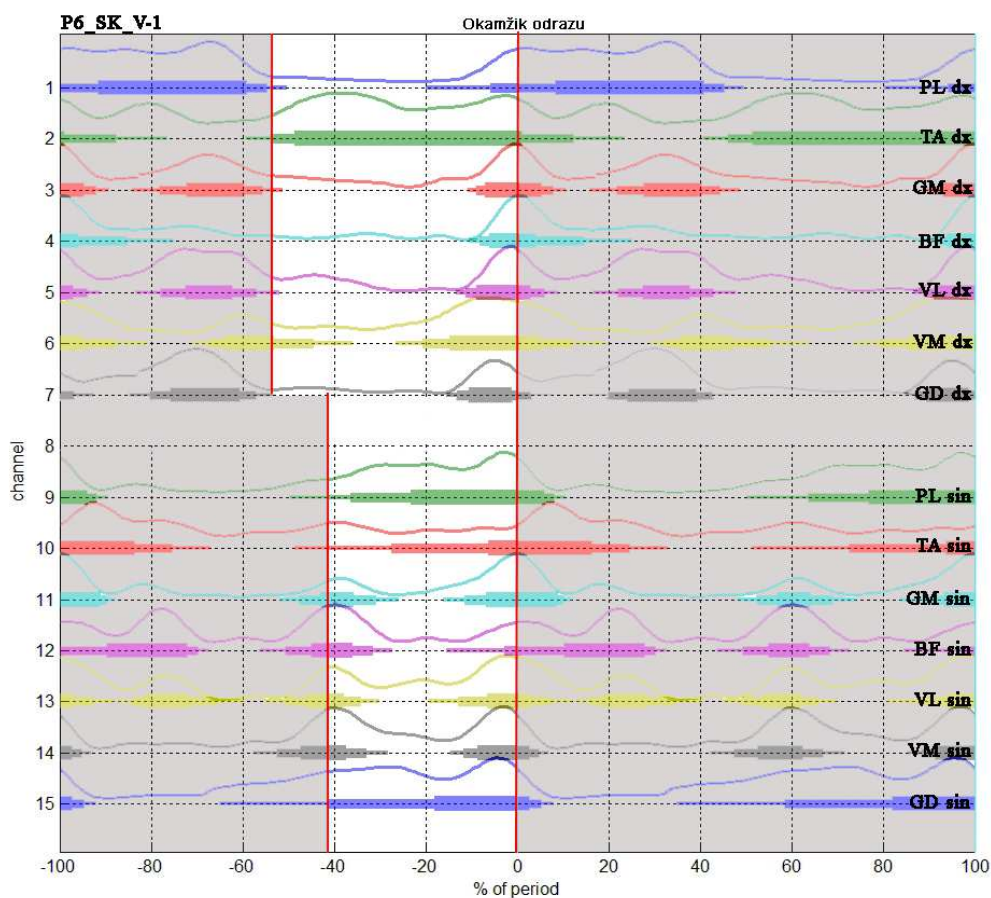
Graf 35: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P6; sin – levá DK; dx – pravá DK



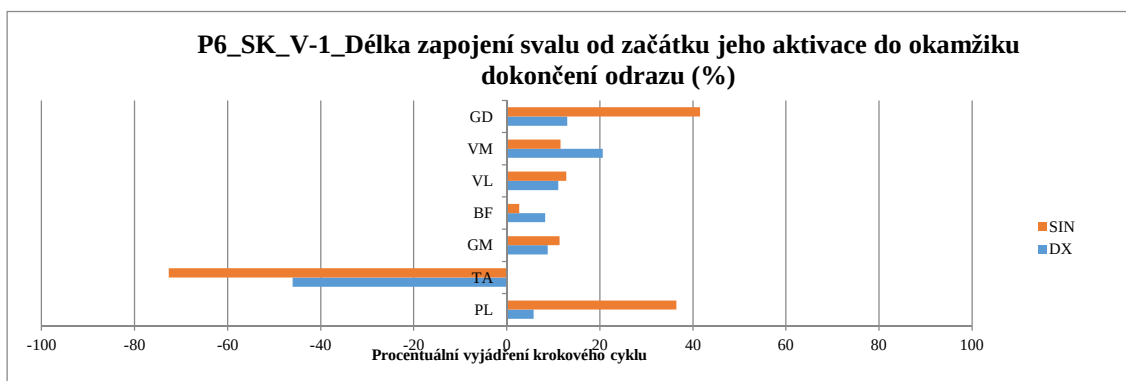
Graf 36: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P6: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalů; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalů. „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



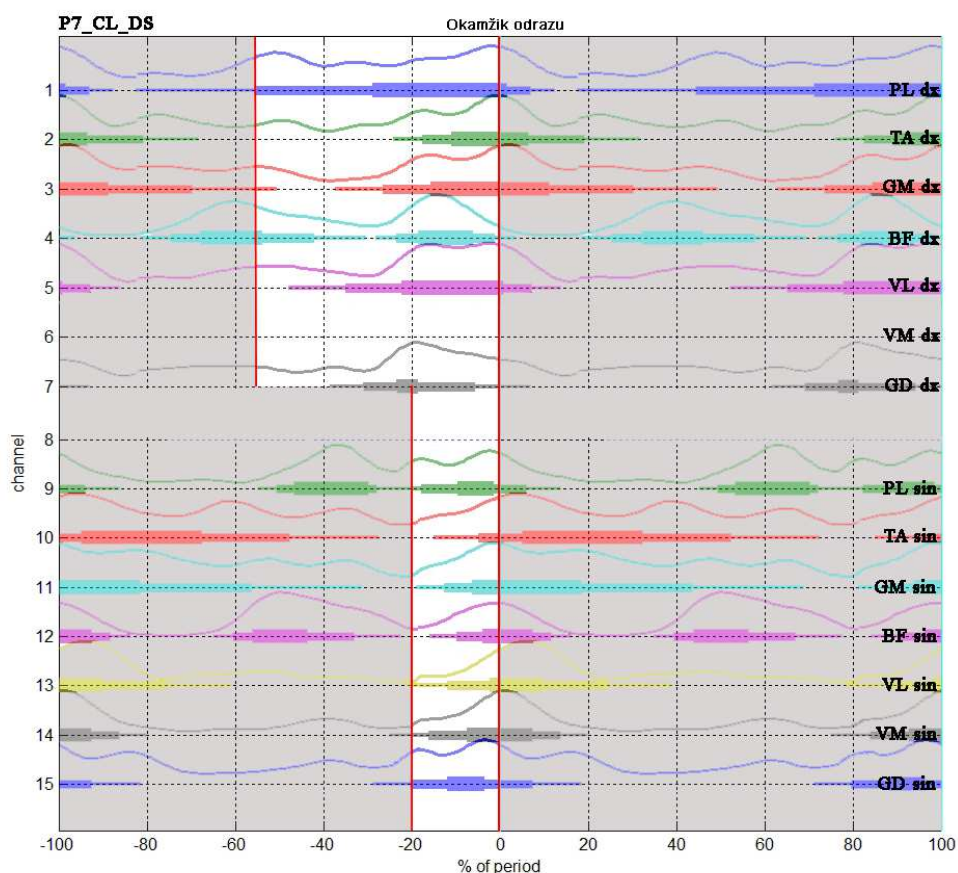
Graf 37: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P6; sin – levá DK; dx – pravá DK



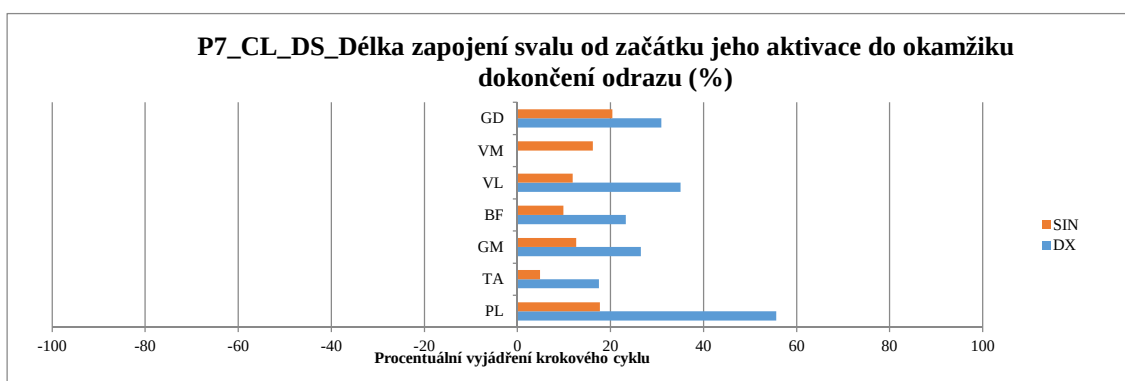
Graf 38: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P6: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalů; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalů. „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 aktivity prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu



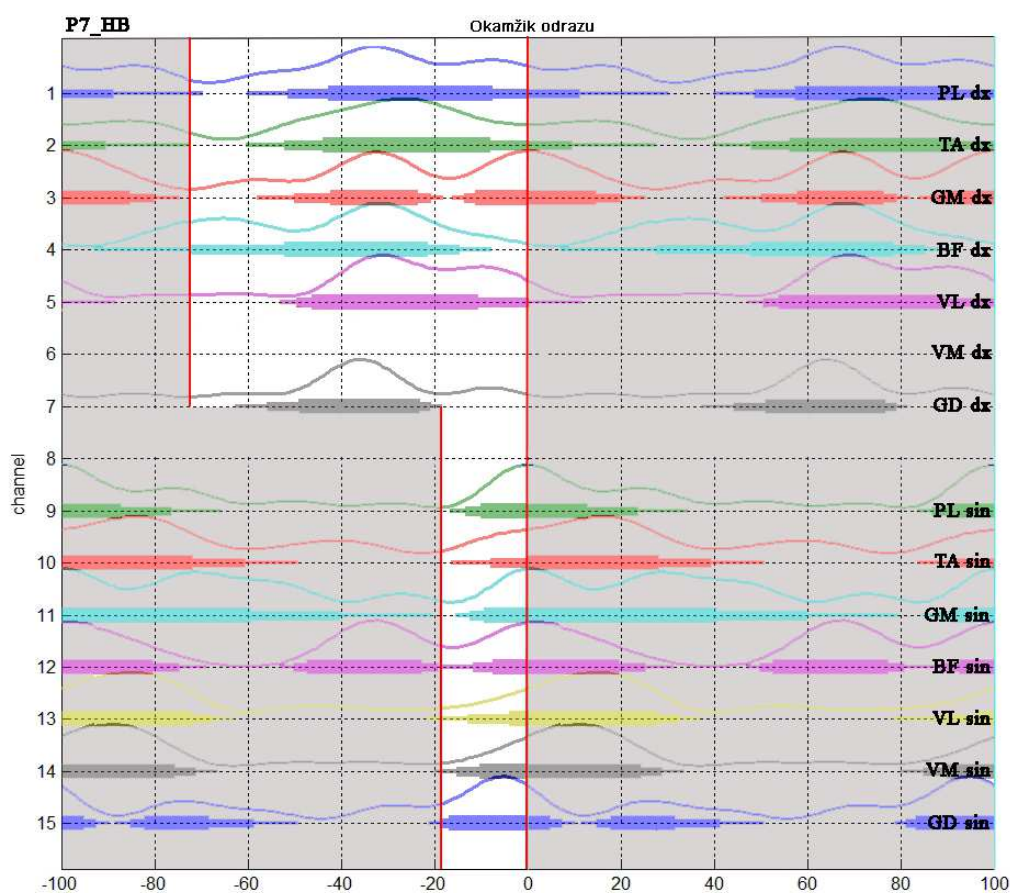
Graf 39: Délka zapojení svalů od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P6; sin – levá DK; dx – pravá DK



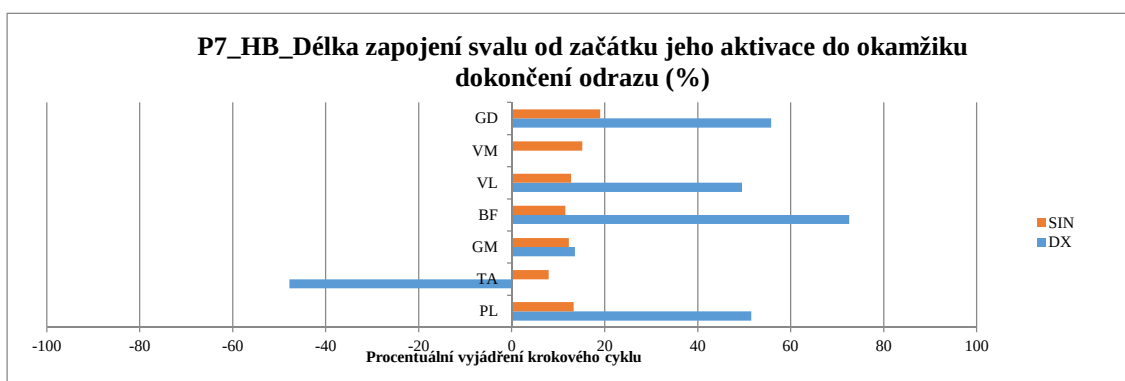
Graf 40: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu CL_DS u probanda P7: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalů; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalů. „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 aktivity prvního ze sledovaných svalů, která se přímo váže k odrazu



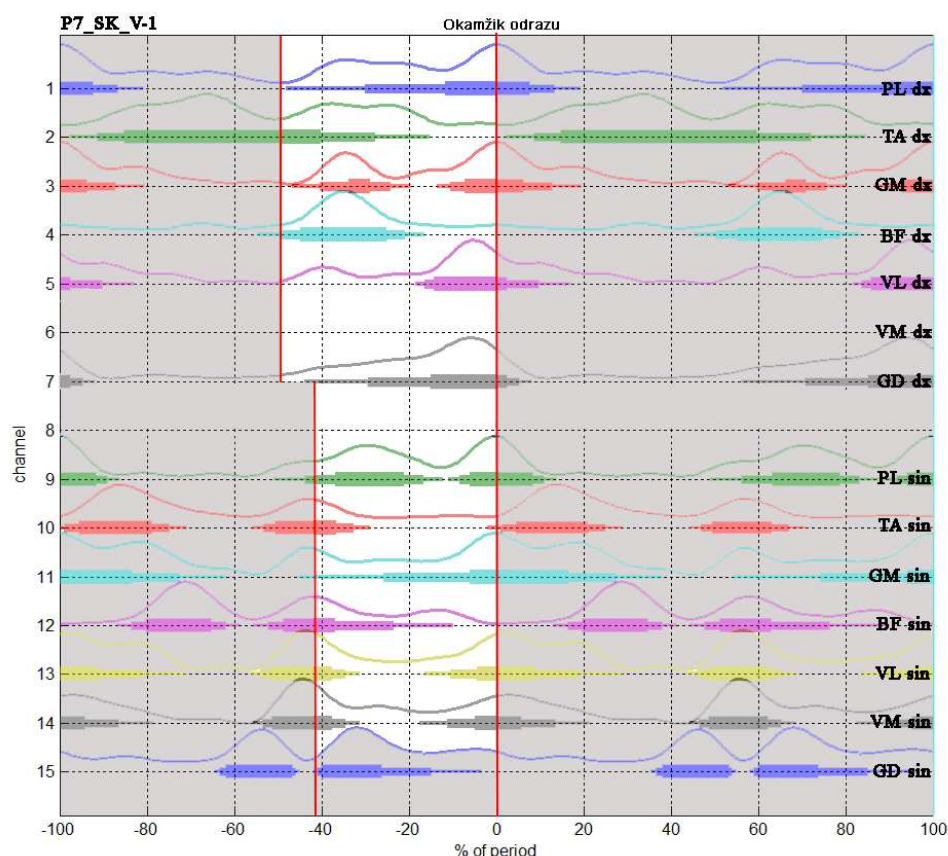
Graf 41: Délka zapojení svalů od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při CL_DS u probanda P7; sin – levá DK; dx – pravá DK



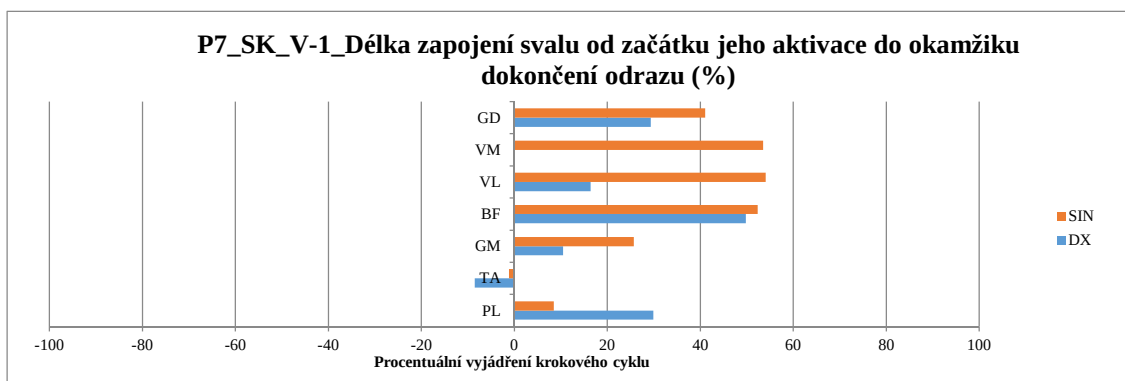
Graf 43: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu HB u probanda P7: „Boats“ – vodorovné úsečky: nejslabší úsečka značí SD nástupu aktivace / deaktivace svalu; 2. a 3. vnitřní úsečky vyznačují interval aktivity svalu. „Envelopes“ – 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 42: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při HB u probanda P7; sin – levá DK; dx – pravá DK



Graf 44: „Boats & Envelopes“ průměrného kroku vyjadřující intervaly významné svalové aktivity a průběh EMG signálu průměrného cyklu SK_V-1 u probanda P7: „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 45: Délka zapojení svalu od začátku jeho aktivace do okamžiku dokončení odrazu (%) při SK_V-1 u probanda P7; sin – levá DK; dx – pravá DK