

**UNIVERZITA KARLOVA**

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Komparativní analýza vybraných bruslařských způsobů v běhu na lyžích**

Comparative analysis of chosen skating techniques at cross-country skiing

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vedoucí práce:

Mgr. Radka Bačáková

Zpracoval:

Jan Kmoch

Praha, duben 2011

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně a uvedl všechny literární prameny v práci použité.

V Praze, dne 10. 4. 2011

Jan Kmoch

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

jméno a příjmení | číslo obč. průkazu | datum vypůjčení | poznámka

Na tomto místě bych rád poděkoval všem, kteří mi v průběhu tvorby práce byli nápomocni. Mé rodině, která mi byla po celou dobu studia nejen morální podporou, ale především díky ní mohla tato práce vůbec vzniknout. Dále mé poděkování patří Mgr. Radce Bačákové za odborné vedení, poskytnutí potřebných podkladů a cenných rad pro zpracování práce. Děkuji panu Karlu Zelenkovi za vývoj a realizaci unikátního elektromyografického zařízení pro terénní výzkum a též Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, Doc. PaedDr. Vladimíru Süssovi a PhDr. Petru Oldřichu Novotnému PhD. za pomoc při EMG měření. V neposlední řadě děkuji své partnerce za podporu při psaní této práce.

## **Abstrakt**

**Název:** Komparativní analýza vybraných bruslařských způsobů v běhu na lyžích.

**Cíl práce:** Porovnání svalové aktivity vybraných svalů dolní končetiny v průběhu jednoho lyžařského pohybového cyklu při jednotlivých způsobech bruslení v běhu na lyžích a při chůzi.

**Metoda:** Srovnávací analýza elektromyografických záznamů svalové aktivity v kombinaci s plošnou kinematickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.

**Výsledky:** Byly zjištěny podobnosti i odlišnosti v timingu zapojení sledovaných svalů dolní končetiny.

**Klíčová slova:** bruslení v běhu na lyžích, bipedální chůze, povrchová elektromyografie

## **Abstract**

**Title:** Comparative analysis of chosen skating techniques at cross-country skiing.

**Objective:** Comparison of leg muscle coordination at different skating techniques in one locomotive cycle at cross-country skiing and free bipedal walk.

**Methods:** Comparative analysis of electromyography records of muscle activation in combination with kinematography analysis of video record.

**Results:** There were found similarities and differences in muscle activation timing at observed muscles.

**Keywords:** skating at cross-country skiing, bipedal walk, surface electromyography

## **Seznam zkratek**

CNS - centrální nervový systém

dx. - dexter

EMG - elektromyografie

FIS - International ski federation

m. - musculus

HFI - Hlavní fáze I

HFII - Hlavní fáze II

HF III - Hlavní fáze III

MF - Mezi fáze

MFI - Mezi fáze I

MFII - Mezi fáze II

MS - mistrovství světa

SEMG - surface electromyography

SP - světový pohár

ZOH - zimní olympijské hry

## Obsah

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b> .....	<b>10</b>
<b>2</b>	<b>TEORETICKÁ VÝCHODISKA</b> .....	<b>12</b>
<b>2.1</b>	<b>Obdobné studie</b> .....	<b>12</b>
<b>2.2</b>	<b>Lokomoce při sportu</b> .....	<b>13</b>
<b>2.3</b>	<b>Běh na lyžích</b> .....	<b>14</b>
2.3.1	Historie lyžování a počátky bruslení .....	14
2.3.2	Pohybová charakteristika.....	15
2.3.3	Technika bruslení .....	17
2.3.4	Oboustranné bruslení jednodobé .....	19
2.3.5	Oboustranné bruslení dvoudobé se symetrickým pohybem paží .....	21
2.3.6	Oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickým pohybem paží .....	22
2.3.7	Biomechanika bruslení .....	23
<b>2.4</b>	<b>Chůze</b> .....	<b>26</b>
2.4.1	Pohybová charakteristika.....	26
2.4.2	Technika chůze.....	27
<b>2.5</b>	<b>Specifika odrazu a skluzového postavení</b> .....	<b>29</b>
<b>2.6</b>	<b>Postura a posturální stabilita</b> .....	<b>31</b>
2.6.1	Posturální funkce .....	32
2.6.2	Opora .....	32
<b>2.7</b>	<b>Řízení pohybu</b> .....	<b>33</b>
2.7.1	Hybné stereotypy.....	35
2.7.2	Synapse a akční potenciál.....	36
2.7.3	Motorická jednotka a její struktura.....	37
<b>2.8</b>	<b>EMG v biomechanickém výzkumu</b> .....	<b>38</b>
2.8.1	Měření elektrického potenciálu .....	39
2.8.2	Faktory ovlivňující SEMG signál.....	41
2.8.3	Přístroj využívaný na FTVS .....	42
<b>3</b>	<b>CÍLE A ÚKOLY PRÁCE</b> .....	<b>43</b>
<b>3.1</b>	<b>Úkoly práce</b> .....	<b>43</b>
<b>3.2</b>	<b>Hypotézy práce</b> .....	<b>43</b>
<b>4</b>	<b>METODIKA PRÁCE</b> .....	<b>44</b>
<b>4.1</b>	<b>Charakteristika výzkumu</b> .....	<b>44</b>
4.1.1	Metodologická poznámka k použité metodě .....	44
4.1.2	Charakteristika sledovaného probanda .....	45



4.1.3	Charakteristika místa provedení výzkumu .....	45
4.1.4	Charakteristika použitých metod .....	46
4.1.5	Mobilní přístroj EMG.....	46
4.1.6	Funkce měřených svalových skupin a lokalizace elektrod.....	47
<b>4.2</b>	<b>Průběh samotného výzkumu .....</b>	<b>51</b>
<b>4.3</b>	<b>Způsob zpracování a vyhodnocení dat .....</b>	<b>52</b>
4.3.1	Vyhodnocení EMG záznamu .....	52
<b>5</b>	<b>VÝSLEDKY PRÁCE.....</b>	<b>54</b>
5.1	Intraindividuální porovnání EMG křivek .....	54
5.2	Porovnání EMG křivek se sjednoceným pohybovým cyklem .....	58
5.3	Maximální kroskorelační matice EMG křivek.....	60
5.4	Fázové posuny maximálních korelací.....	61
<b>6</b>	<b>DISKUZE.....</b>	<b>64</b>
6.1	Intraindividuální porovnání EMG křivek .....	64
6.2	Porovnání EMG křivek se sjednoceným pohybovým cyklem .....	67
6.3	Maximální kroskorelační matice EMG křivek a fázové posuny .....	68
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>71</b>
<b>8</b>	<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....</b>	<b>74</b>
<b>9</b>	<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>79</b>

# 1 ÚVOD

V běhu na lyžích jako závodní disciplíně je zapotřebí překonat stanovenou trasu v rámci pravidel v co nejkratším čase. Mimo kondiční schopnosti, které tvoří podstatnou část sportovního výkonu, nesmíme opomenout individuální technickou úroveň. Až do poloviny 80. let řešili tento specifický, pravidly daný úkol závodníci nasazením klasického způsobu běhu, především střídavým během dvoudobým a soupažným během jednodobým. Při závodě MS v běhu na lyžích v Seefeldu v roce 1985 se objevily nové pohybové stereotypy, které umožnily efektivnější a rychlejší dopředný pohyb ve srovnání s paralelním postavením lyží.

Vzniklo bruslení na lyžích, které v tomto sportovním odvětví způsobilo revoluci, a začala se psát nová éra historie severského lyžování, kdy došlo k vymezení dvou způsobů běhu: klasického a bruslení (skating, volný způsob běhu).

Volný způsob později nahradil klasický jak v biatlonu, tak v severské kombinaci a orientačním běhu na lyžích. V nezávodním provedení se s touto formou setkáváme dodnes i u široké veřejnosti v podobě pohybové rekreace a lyžařské turistiky, kde pozitivně působí při prevenci kardiovaskulárních onemocnění.

Za posledních 25 let prošlo bruslení významným dynamickým rozvojem, především díky technickému a technologickému vývoji, a tento proces neustále pokračuje. Změnil se také charakter samotného sportovního odvětví. Z vytrvalostního pohybového provedení přešlo k silově vytrvalostnímu pojetí, které kvůli různým profilům tratí, měnícímu se podkladu a klimatickým podmínkám klade nároky na koordinovanost pohybů. Za předpokladu, že je tato koordinovanost vysoká, dochází k aktivaci vždy stejných svalů v konstantním sledu a s podobnou intenzitou. Naopak při nekoordinovanému pohybu bývá aktivováno více svalů, než je zapotřebí, v důsledku toho je více zatěžován kardiovaskulární a respirační systém, a proto se lyžař rychleji unaví.

Cílem této práce je pomocí povrchové elektromyografie vytvořit rámcovou mapu koordinace vybraných svalů dolní končetiny při jednom krokovém cyklu bruslení v běhu na lyžích. Výsledky měření interindividuálně porovnat a následně konfrontovat s bipedální chůzí. Výzkum bude možné provést ve vnějších podmínkách díky mobilnímu EMG přístroji, který byl vyvinut na FTVS UK. Díky současnému snímání videozáznamu a jeho synchronizaci s přístrojem EMG nám umožní sledovat polohu probanda v konkrétní fázi pohybu a zároveň ji porovnat s EMG aktivitou vybraných svalů. Výsledky výzkumu a jejich srovnávání nám může přispět ke zlepšení technické složky a celkově tak zlepšit výkon v daném sportovním odvětví. Navíc analýzou pohybu můžeme odhalit drobné nepatrné chyby či

nesprávně zafixované pohybové stereotypy, a tím pomoci k jejich odstranění či přebudování. Preventivně tak předcházíme vzniku patologických změn následkem vykonávání dlouhodobé sportovní činnosti.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

### 2.1 Obdobné studie

V roce 1992 realizoval Schwirtz (1993) jednu z prvních studií zaměřených na techniku bruslení v běhu na lyžích. Výzkum byl rozdělen do tří částí. První dvě se zabírají trojrozměrnou pohybovou analýzou a pohybovou kinematikou, poslední třetí část potom svalové koordinaci při různých technikách běhu na lyžích a při jízdě na kolečkových lyžích. Studie byla provedena na čtyřech závodnících z německé reprezentace a za pomoci povrchové EMG bylo sledováno čtrnáct svalů. Autor došel k závěru, že při bruslení dochází k rozdílné aktivaci m. tibialis, m. gastrocnemius a m. rectus abdomini. Při jízdě na kolečkových lyžích dosahují závodníci na rovinách vyšších rychlostí a dochází tak k prodloužení celkového cyklu. Porovnání EMG křivek poukazuje na podobnost pohybů a shledává delší zotavovací fázi u m. tibialis při jízdě na kolečkových lyžích.

Výzkumem se zaměřením na koordinační mapy (kineziologický obsah) v běhu na lyžích bruslením a běhu na kolečkových lyžích volnou technikou se zabýval také Kračmar a kolektiv (Kračmar et al., 2006). Autoři předpokládali podobnou organizaci pohybu při sportovní lokomoci jako u chůze. Sledovali koordinaci pohybu vybraných klíčových svalových partií při jízdě na lyžích volnou technikou a tu dále porovnávali s koordinací těch samých svalů při bruslení na kolečkových lyžích. Na základě nalezené podobnosti pohybu obou sportovních aktivit potvrdili oprávněnost užití bruslení na kolečkových lyžích jako specifického tréninkového prostředku pro běh na lyžích volnou technikou (Kračmar et al., 2006).

Lindiger (2006) se zabýval biomechanickou analýzou bruslení v běhu na lyžích, přičemž se zaměřil na kvalitativní aspekty třech nejpoužívanějších technik. Dospěl k závěru, že navzdory stabilizaci techniky bruslení po dynamickém vývoji v 90. letech, najdeme mezi vrcholovými sportovci v daném sportovním odvětví poměrně velké kvalitativní rozdíly v provedení pohybu. Na bázi rozboru technik dospěl k ideálním modelům, ke kterým by měl tréninkový proces směřovat. Zároveň poukazuje na nově vznikající způsoby bruslení, které se objevují především na sprinterských distancích.

## 2.2 Lokomoce při sportu

Jak zmiňuje Véle (1997), pohyb bytosti je základním projevem života a projevuje se řízeným pohybem se záměrným cílem a účelem. Tato lokomoce, která vychází z potřeb lidského organismu, podléhá fyzikálním zákonům. Analýzou tohoto chování můžeme diagnostikovat příčiny této pohybové činnosti, popřípadě odhalit odchylky od standardu a navrhnout jejich řešení.

Podobně je tomu i ve sportovní lokomoci, ve které podle Vojty (1995) platí jisté zákonitosti týkající se polohy těla, změny těžiště trupu směrem k punctum fixum, vzpřímení trupu vůči gravitaci a fázická aktivita svalu s daným úhlovým pohybem mezi segmenty těla. Hovoříme také o automatickém držení polohy těla, funkční centraci kloubů a dalších zásadách, kterými se zabývali Janda (1996), Kociová (2008) či Kolář (2010). Kračmar (Kračmar, 2007) zdůrazňuje výchozí polohu těla před zahájením pohybu pro technicky správné provedení, přičemž zásadní je postavení krční páteře a poloha paží a nohou. V závislosti na pletenci, který se podílí na pohybu, můžeme rozdělit sportovní lokomoci na:

- Lokomoci bipedální, která vznikla především ekologickou diferenciací a s ní související fylogenetickou diverzifikací (Vančata, 2005), kdy je pohyb zajišťován přes pletenec pánevní. 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.
- Lokomoci zajišťovanou přes pletenec ramenní, který je z fylogenetického hlediska u člověka určen pro uchopování a manipulaci. Příkladem může být jízda na kajaku, kanoi nebo šplh bez přírazu.
- Kvadrupedální lokomoci, kdy je pohyb realizován za pomoci obou pletenců - pánevního i ramenního. Tento pohyb se projevuje u dítěte po 7. měsíci plazením v poloze na břiše, kde připomíná pohyb tuleně a brzy přechází do lezení po čtyřech, kde se na pohybu začínají aktivně podílet i dolní končetiny (Vojta, Peters, 1995). Tato lokomoce je charakteristická např. pro sportovní lezení, horolezectví, šplh za pomoci dolních končetin či běh na lyžích klasickou technikou a bruslení.

Bruslení na lyžích má dle Kračmara (2002) charakter kvadrupedální lokomoce, ale liší se synchronní prací horních končetin. Na pletenci ramenním předpokládáme svalovou koordinaci, která má svůj ekvivalent v ontogenetických formách lidské lokomoce (Vojta, Peters 1995). Zároveň zde dochází k určité modifikaci zkříženého vzoru a diferencuje se tak od principů přirozené lidské lokomoce. Přesto je v porovnání s klasickým způsobem běhu na

lyžích rychlejší a ekonomičtější, a dokonce se domníváme, že stírá rozdíl v laterální asymetrii horních končetin (Kračmar, 2002).

## 2.3 Běh na lyžích

### 2.3.1 Historie lyžování a počátky bruslení

*„Tento způsob techniky přišel, aby zůstal.“ Pauli Siitonen, 1985*

Již ke konci poslední doby ledové se lovci pohybovali na lyžích. Dokazují to archeologické nálezy a nástěnné malby nalezené v severní Evropě a v oblasti Střední Asie. Jelikož potřebovali volné paže pro loveckou zbraň, řešili absenci holí speciální konstrukcí obou lyží. Jedna z nich byla kratší a sloužila k odrážení a ta delší, vybavená žlábkem pro lepší vedení, byla skluzová. Toto prapůvodní jednostranné bruslení, přestože bez holí a bez odrazu z hrany, je více než 10 tisíc let staré (Wenger, Wollzenmüller, 1995).

Jak poukazuje Gnad (2006), díky různorodým podmínkám a různým obdobím lidské společnosti bylo nalezeno více typů lyží, které byly používány při dopravě, lovu a k válečným účelům. Roku 1843 byly uspořádány historický první závody v norském Tromsø. Ve zdejších kraji Telemarken, který je považován za kolébku tohoto sportu, se městské obyvatelstvo poprvé seznámilo s jízdou na lyžích od obyvatel z venkova, jelikož lyžování patřilo mezi jejich lidové zvyky. Tímto obdobím končí dle Gnada (2006) tzv. lyžařský středověk, kdy se lyže šíří mezi populaci do všech kontinentů, přičemž se objevují nové pohybové dovednosti jako skoky, akrobatické lyžování, sjíždění a zatáčení. Lyže se stávají prostředkem rekreačního využití, sportovního soutěžení a také sportovním odvětvím.

Roku 1924 je během 1. ZOH v Chamonix zakládána Mezinárodní lyžařská federace FIS. Zde ještě nebyl zařazen do závodů samotný běh na lyžích, k tomu dochází až roku 1932 v Lake Placid. Na olympijských hrách v roce 1952 závodí poprvé i ženy a o osm let později ve Squaw Valley jsou premiérově nasazeny lyžařské rolby na přípravu běžeckých tratí (Hemmersbach, Franke, 2008).

Scherrer (1998) zmiňuje, že počátkem 60. let se poprvé mezi orientačními lyžaři běžci objevuje odbruslování, protože se pohybují v různých profilech tratí. Jedním z nich je Fin Pauli Siitonen, který toto jednostranné bruslení přenáší i do závodů v běhu na lyžích. V závodě Dolomitenlauf v roce 1974 použije tuto techniku po celou dobu závodu, který nakonec s přehledem vyhrává. S jeho dodnes nazývanou Siitonen-technik pak dominuje 10 let na poli masových běžeckých závodů.

V roce 1981 vyhrává maraton v Engadinu a později i SP v běžeckém lyžování Američan Bill Koch, který poprvé využívá Siitonen-Technik v závodě světového poháru a později i normální oboustranné bruslení. Začíná se zvedat první vlna odporu především ze severských zemí, kde je klasický způsob prosazován (Hemmersbach, Franke, 2008).

Během ZOH v Sarajevu v roce 1984 závodníci stále používají výzbroj na klasický způsob běhu. Lyže mají namazané stoupacím voskem, aby prudká stoupání překonali pomocí klasického způsobu, ale na určitých úsecích trati odbruslují. Mezinárodní lyžařská federace se na začátku další sezóny snaží ztížit profil a trasu závodů, aby znemožnila použití Siitonen-techniky v praxi. Přesto na MS v Seefeldu v roce 1985 vítězí závodníci, kteří bruslí na namazaných lyžích již pouze skluzným voskem. Téhož roku na kongresu FIS ve Vancouveru, kde delegáti zvažují i úplné zrušení této nové techniky, se nakonec shodnou, že bruslení na lyžích bude uznáno jako rovnocenná druhá závodní disciplína. Další závody mistrovství světa a zimních olympijských her budou mít tratě rozděleny mezi obě dvě techniky po 50 %, přičemž tento systém se přenáší i na závody na národní a regionální úrovni. Pravidly nově nazvaný volný způsob dovoluje použití všech běžeckých způsobů, tedy bruslení, odbruslování a popřípadě i klasický způsob běhu (Scherrer, 1998).

Do MS v Oberstdorfu v roce 1987 se podle Wengera (1995) vykrytalizovalo 6 základních způsobů, které jsou používány dodnes. Bohužel v jejich popisu převládá stále nejednotný názor. Po těchto závodech se bruslení šíří i mezi běžnou populaci a stává se velmi populární. Návazně dochází k inovaci změn ve výzbroji a výstroji, použití nové konstrukce lyží, holí a materiálů (karbonová vlákna, fluorové parafíny, prášky, vosky a spreje). Umělé hmoty zcela ovládly nejenom výrobu běžeckých lyží a holí, ale i výrobu vázání, bot a oblečení. Tento trend trvá dodnes, protože lyžařská výstroj a výzbroj patří neoddelitelně k lyžování a její problematika je diskutovaná stále častěji, nežli sportovní příprava nebo technika běhu na lyžích. Inovace lyžařského materiálu přináší stále novější lyže a hole, které jsou lehčí, rychlejší a pevnější (Ilavský, Suk, 2005).

Běh na lyžích se tak stává nejdynamičtějším sportovním odvětvím 20. století, protože díky bruslení a inovaci technologií se průměrná rychlost běžců v závodech zrychlila z 3,8 m/s v roce 1935 na dnešních 7 m/s. Za posledních 80 let tedy došlo ke zrychlení o 50 % a tento proces neustále pokračuje (Bolek et al., 2008).

### **2.3.2 Pohybová charakteristika**

Běh na lyžích, podle Ilavského (2005), patří mezi cyklické sporty silově vytrvalostního charakteru, který se projevuje pravidelnou prací dolních a horních končetin a

svalstva trupu. Samotný pohyb globálně zatěžuje svalstvo celého těla a tím všestranně a harmonicky rozvíjí funkční zdatnost organismu. Podle Gnada a Psotové (2005) klade vysoké nároky na nervosvalovou koordinaci a funkční kapacitu organismu. Při správném technickém provedení nedochází ke zvýšenému zatěžování lumbální části páteře, způsobené neustálým mírným předklonem trupu. Přestože v bruslení dochází ke zvýšeným nárokům na pohyblivost kyčelního a kolenního kloubu, nedochází k přetěžování svalových úponů a kloubních spojení pohybového aparátu v sagitální rovině. Podstatným komponentem je dynamická rovnováha, kterou je potřeba uchovat v různých fázích techniky tak, aby mohl být proveden správný odraz a skluz v jednooporovém postavení.

Z fyziologického hlediska jsou kladeny nároky na vysokou aerobní kapacitu, svalovou sílu, nervosvalovou koordinaci, vysoký energetický výdej a vysokou funkci analyzátorů především zrakového, statokinetického a somestetického vycházejících z propriorecepce. Menší význam se přikládá anaerobní kapacitě a antropometrickým předpokladům. V porovnání s ostatními sportovci mají lyžaři běžci jedny z nejvyšších hodnot maximální spotřeby kyslíku a mají vysoký podíl pomalých oxidativních vláken (Havlíčková et al., 2003).

Schwartz (1993) poukazuje na schopnost závodníka reagovat na měnící se profil trati adekvátním vystřídáním způsobu bruslení. K tomu by mělo dojít bez větších koordinativních problémů a běh by měl zůstat stále co nejvíce efektivní, ekonomický, pokud možno s nejmenší spotřebou energie za cenu udržení vysokého tempa. Zároveň se lyžař neustále přizpůsobuje vnějšímu prostředí, které je ovlivněno zejména kvalitou sněhové pokrývky a povětrnostními podmínkami.

Pro lokomoční funkci při odrazu jsou při bruslení nejvíce využívány m. triceps surae, m. quadriceps femoris, m. glutei, m. adductor magnus a m. iliopsoas. Pro práci s holemi jsou důležité: m. triceps brachii, m. deltoideus a m. antebrachii, dále m. latissimus dorsi, m. rectus abdominis, m. teres a svaly fixující lopatku. Důležité jsou ale i svalové skupiny trupu a břicha, které mají za úkol správnou stabilitu trupu (Ilavský, Suk 2005).

Posledním předpokladem pro správný odraz a dostatečně dlouhý skluz na lyži je dynamická rovnováha, která umožní důkladné přenesení trupu nad skluzovou lyži. Úroveň rovnováhy tak ovlivňuje strukturu a provedení pohybu (Gnad, Psotová, 2005).



### 2.3.3 Technika bruslení

Technika sportovního pohybu představuje způsob řešení pohybového úkolu v souladu s pravidly příslušného sportu, biomechanickými zákonitostmi a pohybovými možnostmi sportovce (Dovalil et al., 2005).

Pojem běžkařská technika představuje účelné a optimální provedení pohybu v co nejrychlejším čase, s co nejmenším výdejem energie na základě biomechanických a fyziologických poznatků a s dodržением pravidel běžeckého lyžování (Scherrer, 1998).

Přizpůsobí-li si sportovec určitou techniku svým individuálním motorickým a psychickým předpokladům, nemění techniku, ale vytváří osobní styl (Kovařík, 1991).

Podstatný rozdíl mezi klasickým způsobem běhu a bruslením je v provedení odrazu dolní končetiny. Pro bruslení je charakteristické postavení lyží do odvratu, kde v průběhu skluzu se lyže překlápí z plochy skluznice na její vnitřní hranu. Ta v celé svojí délce tvoří oporu pro následný odraz, kde na rozdíl od klasického způsobu běhu dochází k zastavení lyže a odrazu z její plochy. Není zapotřebí stoupacích vosků a díky absenci zastavení lyže při odrazu je pro bruslení charakteristický rovnoměrnější průběh jízdy (Gnad, Psotová, 2005).

Čas odrazu u klasického způsobu běhu je při střídavém běhu 0,15 sec. v porovnání s bruslením, kde v závislosti na jednotlivém způsobu je tato hodnota 0,3-0,5 sec. Díky nižším parametrům jako jsou tepová frekvence, spotřeba kyslíku a pomalejší sled pohybů, byla prokázána nižší fyziologická náročnost (Scherrer, 1998).

V důsledku soupažného odpichu (oběma pažemi současně) dochází k vyššímu zapojení břišních svalů a svalů trupu. To má za následek mnohem větší zapojení svalové síly horních končetin ve velikosti 50-60 % tělesné hmotnosti (Gnad, Psotová, 2005).

Oproti klasickému způsobu běhu má bruslení výhodu v tom, že umožňuje zkrátit dobu jednoho cyklu o 20 % a prodloužit délku skluzu o 30 %. Dochází ke zmenšení odrazové síly, která však působí o 70 % delší dobu z pohybového cyklu (Ilavský, Suk, 2005). Jak poukazuje Bunc (Melichna et al., 1995, s. 3): *"Mechanická účinnost bruslení dosahuje vyšších hodnot (23-25 % celkové účinnosti) ve srovnání s klasickým během na lyžích, kde jsou uváděny hodnoty okolo 21 %. Tyto nálezy velmi dobře korespondují s motorickou výkonností, s rychlostí pohybu, která je při bruslení zhruba o 10 % vyšší, než při klasickém způsobu běhu."* Vše díky odvrátnému postavení lyží způsobující lepší využití odrazových schopností. Lyžař tak dosáhne vyšších rychlostí za často menšího vynaložení sil. Výsledkem je při stejné rychlosti nižší tempo jízdy a delší skluzová fáze.

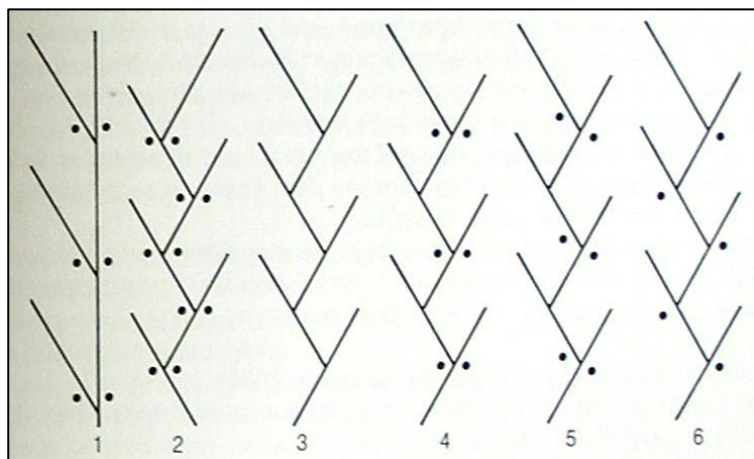
Scherrer tvrdí (1998), že diferenciaci a ohraničení jednotlivých způsobů bruslení je možné provést na základě rozdílných fází, které jsou ohraničené výchozí polohou a konečnou polohou. Mezi tyto znaky počítá:

- Pohyb dolní končetiny a nastavení lyže,
- pohyb paží a holí,
- pohybový cyklus,
- čas nasazení holí a
- dominantní strana.

Podle pohybu dolní končetiny a výchozí polohy nohou můžeme rozlišit bruslení jednostranné (jednostranný odvrát lyže) a oboustranné (oboustranný odvrát lyží). V závislosti na pohybu paží a holí - vynechání odpichu, odpichu jedné paže a soupaži (odpichu obou paží), můžeme rozlišit bruslení prosté, střídavé a bruslení jednodobé a dvoudobé. Na základě pohybového cyklu, tedy koordinace odpichu pažemi s nástupem dolních končetin pak v kombinaci s předešlými, můžeme diferencovat šest základních bruslařských způsobů. Pro pohyb paží a holí existují tři možnosti: zapíchnutí holí před odrazem, současné zapíchnutí s odrazem a zapíchnutí holí po odraze. Posledním znakem, který můžeme v bruslení rozlišit, je dominantní strana u dvoudobého bruslení. Odpich musí být proveden na odraz jedné dolní končetiny - pravé nebo levé.

Dle výše popsaných parametrů rozlišujeme těchto šest základních bruslařských způsobů (Wenger, 1995; Scherrer, 1998; Finková, 2008) viz. *obr. 1*:

1. bruslení jednostranné
2. oboustranné bruslení jednodobé
3. oboustranné bruslení prosté
4. oboustranné bruslení dvoudobé se symetrickou prací paží
5. oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickou prací paží
6. oboustranné bruslení střídavé



Pro potřeby našeho výzkumu se zaměříme na rozbor pouze 3 nejpoužívanějších způsobů v závodním lyžování, a to oboustranné bruslení jednodobé, oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickou a symetrickou prací paží.

**Obr. 1** Základní bruslařské způsoby, 1. bruslení jednostranné, 2. - 6. oboustranné bruslení (jednodobé, prosté, se symetrickou prací paží, s asymetrickou prací paží, střídavé) (Wenger, 1995).

### 2.3.4 Oboustranné bruslení jednodobé

Oboustranné bruslení jednodobé je podle Gnada a Psotové (2005) při správném technickém provedení nejrychlejším, ale zároveň fyzicky nejnáročnějším způsobem běhu.

U oboustranného bruslení jednodobého připadá soupažný odpich na každou odrazovou nohu a obě části pohybového cyklu jsou provázeny symetricky a zrcadlově na každou stranu. V závodním provedení je využíván především na rovinách, v mírných stoupáních, při přechodech z roviny do sjezdu a ve finiši (Wenger, 1995; Scherrer, 1998; Ilavský, 2005; Gnad, Psotová, 2005; Soumar et al., 2008; Finková, 2008). Ačkoliv všichni tento způsob běhu charakterizují stejně, v popisu pohybového cyklu se již liší. Soumar (2008) uvádí dvě pohybové fáze, Gnad a Psotová (2005) tři fáze, Scherrer (1998) a Wenger (1995) čtyři fáze, přičemž každý z autorů nazývá fáze jinak a ohraničuje je v jiný okamžik. Autoři se rozcházejí i v časování odrazu a odpichu v rámci pohybového cyklu (Wenger, 1995; Scherrer, 1998; Finková, 2008).

Problematikou terminologického popisu na základě kinematografické analýzy se zabývala Finková (Finková et al. 2008). Ti na základě časoprostorových charakteristik definovali tři uzlové body a mezi nimi tři pohybové fáze. Jelikož se tato studie vztahuje pouze na oboustranné bruslení jednodobé, budeme pro účely porovnání vycházet z popisu pohybového cyklu definovaného Scherrerem (1998).

Scherrer (1998) definuje v každém pohybovém cyklu čtyři fáze (*obr. 2*).

HFI začíná při kontaktu holí se sněhem, lyžař jede ve skluzu po jedné lyži (skluzové, na *obr. 2* levé) v jednooporovém postavení. Druhá lyže (odlehčená, na *obr. 2* pravá) je mírně nad sněhem a vytočená špičkou do odvratu. Trup je nakloněný vpřed, paže jsou lehce



**Obr. 2** *Oboustranné bruslení jednodobé - rozdělení pohybového cyklu na jednotlivé fáze, nasazení lyže (skluzové) se může lišit (na schématu znázorněno kolečky) (Scherrer, 1998).*

pokrčené a hole jsou zasazeny do oblasti špiček chodidel. V průběhu fáze dochází k předklonu trupu, postupnému tlaku do holí a snižování těla v důsledku pokrčení v kolenním a kyčelním kloubu. Odlehčená lyže je pokládána na sníh, probíhá skluz po ploše skluznice, ale v průběhu fáze dochází k překlopení lyže na vnitřní hranu. V průběhu odpichu dochází k napínání paží a jejich fáze je ukončená oddálením holí od podložky, kdy se setrvačně pohybují směrem do zapažení poníž. Když se těžiště lyžaře nachází nejnižší, dochází k odrazu z vnitřní hrany lyže, který je zakončený nataženou dolní končetinou. Začíná MFI.

V této fázi jede lyžař v jednooporovém postavení a dochází k postupnému zdvihu těžiště v důsledku napínání v kolenním, kyčelním kloubu a napřimování trupu. Odlehčená dolní končetina se po dokončení odrazu pohybuje k dolní končetině skluzové. Paže se pohybují kyvadlově směrem vpřed do výchozí polohy. Na konci fáze se lyžař nachází ve stejném postavení jako na začátku HFI, avšak zrcadlově otočené a bude následovat skluz na druhé lyži. Začíná HFII.

Ta má stejný průběh jako HFI, ale veškerá aktivita končetin se vztahuje ke druhé straně lyžaře. Fáze je zakončená opět odrazem z vnitřní hrany lyže a následuje poslední fáze, MFII. Ta, stejně jako HFII, je zrcadlově otočená a svým průběhem odpovídá MFI.

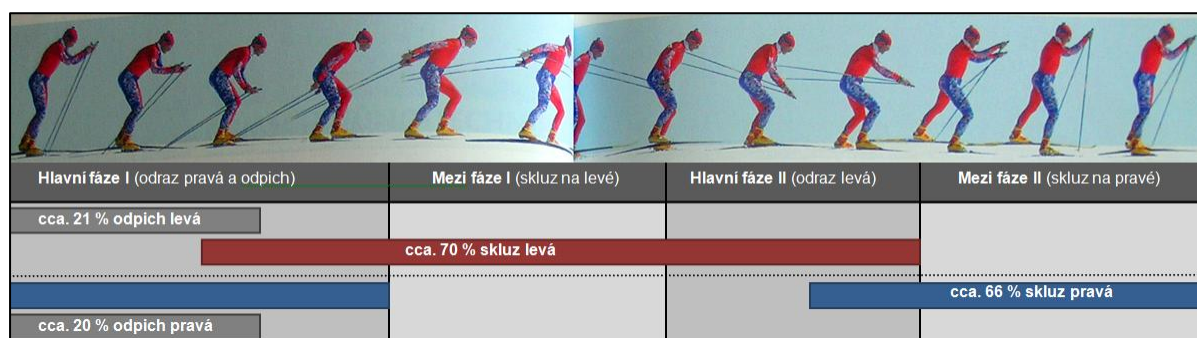
Jak vyplývá z *obr. 2*, není přesně definovaný čas nasazení odlehčené lyže na sníh (červené kroužky v timingu nasazení lyže na sníh). Ten se může lišit v závislosti na sněhových podmínkách, profilu trati a rovnováze lyžaře (Scherrer, 1998).

### 2.3.5 Oboustranné bruslení dvoudobé se symetrickým pohybem paží

Tento způsob bruslení je podobný oboustrannému bruslení jednodobému, ale na jeden soupažný odpich připadají dva odrazy a skluzy nohou v jednom pohybovém cyklu. Dle Scherrera (1993) je to jeden z nejrychlejších způsobů bruslení a v závodním provedení je využíván především na rovinách, z mírného sklonu svahu a ve finiši. Základní postoj je užší, lyže svírají menší odvratný úhel a trup se výrazně zapojuje do odpichu. Ten je provázen vždy s odrazem jedné nohy a při odrazu druhé nohy se paže vracejí zpátky. Žádná z nohou není dominantní a trup je mírně natočen do směru skluzové lyže (Gnad, Psotová, 2005).

I zde se v terminologickém popisu pohybového cyklu autoři liší v počtu fází a uzlovými body. Gnad a Psotová (2005) popisují tři fáze pohybového cyklu, Scherrer (1998) čtyři fáze, Ilavský a Suk (2005) šest fází a Wenger (1995) dokonce sedm fází.

Pro potřeby porovnání i zde budeme vycházet z časoprostorových charakteristik definovaných Scherrerem (1998), který definuje v každém pohybovém cyklu čtyři fáze (*obr. 3*).



**Obr. 3** Oboustranné bruslení dvoudobé se symetrickou prací paží (Scherrer, 1998).

HFI začíná při kontaktu holí se sněhem, lyžař jede ve skluzu po jedné lyži (skluzové, na *obr. 3* pravé) v jednooporovém postavení. Druhá lyže (odlehčená, na *obr. 3* levá) je mírně nad sněhem a vytočená špičkou do odvratu. Trup je nakloněný vpřed, paže jsou lehce pokrčené a hole jsou zasazeny do oblasti špiček chodidel. V průběhu fáze dochází k předklonu trupu, postupnému tlaku do holí a snižování těla v důsledku pokrčení v kolenním a kyčelním kloubu. Odlehčená lyže je pokládána na sníh, probíhá skluz po ploše skluznice, ale v průběhu fáze dochází k překlopení lyže na vnitřní hranu. V průběhu odpichu dochází k napínání paží a jejich fáze je ukončena oddálením holí od podložky, kdy se setrvačně pohybují směrem do zapažení poníž. Když se těžiště lyžaře nachází nejnižší, dochází k odrazu z vnitřní hrany lyže, který je zakončený nataženou dolní končetinou. Začíná MFI.

Stejně jako při bruslení jednodobém i v této fázi jede lyžař v jednooporovém postavení a dochází k postupnému zdvihu těžiště v důsledku napínání v kolenním, kyčelním kloubu a

napřimování trupu. Odlehčená dolní končetina se po dokončení odrazu pohybuje k dolní končetině skluzové. Paže se pohybují oproti jednodobému bruslení pomaleji kyvadlově směrem vpřed. Fáze je ukončená snižováním těžiště v důsledku pokrčení v kolenním a kyčelním kloubu končetiny nad skluzovou lyží. Paže se nacházejí v oblasti boků.

V HFII se trup pokrčuje ve všech hlavních kloubech, těžiště se snižuje, aby mohlo dojít k efektivnímu odrazu. Paže se pohybují aktivně směrem vpřed. Lyžař přenáší těžiště na druhou lyži (odlehčenou, na obr. 3 pravou) a dochází k odrazu z vnitřní hrany skluzové lyže (na obr. 3 levé). Fáze je zakončená postupným zdvihem těžiště v důsledku napínání v kolenním, kyčelním kloubu a napřimování trupu.

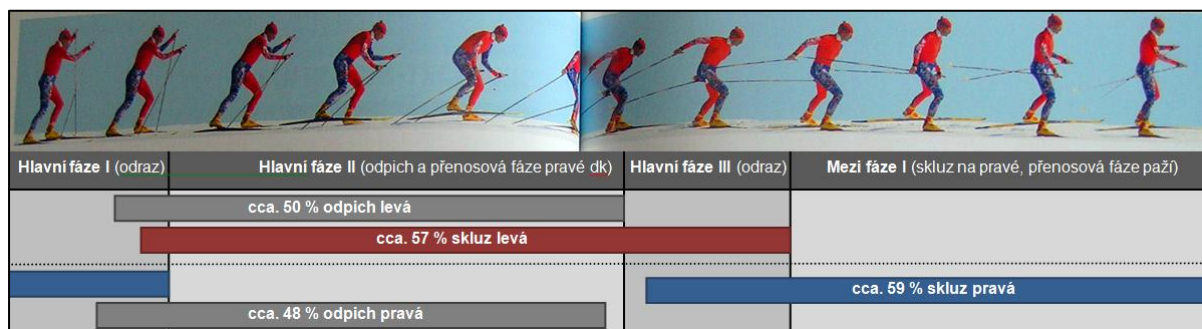
MFII je charakteristická dotažením trupu směrem nad skluzovou lyži. Odlehčená dolní končetina se po dokončení odrazu pohybuje k dolní končetině skluzové. Paže zaujímají výchozí polohu. Na konci fáze se lyžař nachází ve stejném postavení jako na začátku HFI (Scherrer, 1998).

### **2.3.6 Oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickým pohybem paží**

Při tomto způsobu bruslení také připadají na jeden soupažný odpich dva odrazy a skluzy. Podle Scherrera (1998) se vyznačuje širším základním postavením, kdy lyže svírají větší odvratný úhel a paže jsou před tělem v asymetrické poloze a připomínají pohyb jako při pádlování. Postavení lyžaře je vyšší, frekvence pohybu je vyšší a lyže mají kratší skluz. Jak zmiňuje Psotová: *"Je to nejvíce rozšířený způsob bruslení v rekreačním pojetí v běhu na lyžích."* (Gnad, Psotová, 2005, s. 64). V závodním pojetí se uplatňuje při zrychlování, v obloucích a ve středně těžkých a strmých stoupáních.

Díky asymetrické poloze rozlišujeme dominantní stranu z hlediska výchozího postavení lyží, trupu a paží. Dominantní odrazovou končetinu charakterizuje zjevné podpoření bruslařského pohybu nohy soupažným odpichem. Ramena jsou natočena kolmo nad skluznou lyži a rozlišujeme dominantní paži, jejíž hůl je u většiny běžců zapichovaná dále vpředu (Ilavský, Suk, 2005).

Stejně jako u ostatních bruslařských způsobů, budeme v našem výzkumu vycházet z časoprostorových charakteristik definovaných Scherrerem (1998), který se opět skládá ze čtyř fází.



**Obr. 4** *Oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickou prací paží (Scherrer, 1998).*

V HFI se těžiště nachází nad skluzovou lyží (na obr. 4 levé), později odrazovou. Trup je natočen k dominantní straně (na obr. 4 levé), hole na straně odrazové lyže je zapíchnuta pod menším úhlem, hůl na straně skluzové lyže je zapíchnuta téměř kolmo (vedoucí hůl). Dochází k předklonu trupu, postupnému tlaku do holí a snižování těla.

V HFII se lyže po dokončení odrazu pohybuje ke skluzové dolní končetině. Dochází ke skluzu v jednooporovém postavení za stálého snižování těžiště těla v důsledku pokrčení v kolenním a kyčelním kloubu, trup se předklání. Fáze je zakončená rozdílným dokončením odpichu holí - vedoucí hůl se oddaluje od podložky později než hůl na opačné straně.

V HFIII dochází k odrazu z vnitřní hrany lyže, který je zakončený nataženou dolní končetinou. Lyžař jede v jednooporovém postavení a dochází k postupnému zdvihu těžiště v důsledku napínání v kolenním, kyčelním kloubu a napřimování trupu. Paže se pohybují kyvadlově směrem vpřed. Následuje jediná MF.

Ta je charakteristická dotažením trupu směrem nad skluzovou lyži. Odlehčená dolní končetina se po dokončení odrazu pohybuje k dolní končetině skluzové. Paže zaujímají výchozí polohu. Na konci fáze se lyžař nachází ve stejném postavení jako na začátku HFI (Scherrer, 1998).

### 2.3.7 Biomechanika bruslení

Při pohybu působí na jezdce síly, které podléhají Newtonovým pohybovým zákonům. Tyto síly můžeme rozdělit na vnitřní a vnější, přičemž výsledný pohyb lyžaře směrem vpřed je vždy interakcí těchto sil. Dle Psotové (2005) vznikají vnitřní síly v lidském organismu. Jedná se o sílu svalů doplněných mechanickou vlastností vazů, kloubních systémů a kostí. Výslednice všech vnitřních sil je nulová a pro pohyb vpřed je zapotřebí vzájemné působnosti se silami vnějšími. Ty působí na lyžaře z vnějšího prostředí a můžeme je rozdělit do dvou skupin:



1. Vnější síly, které působí proti směru sil vnitřních – reakce podložky, třecí síly, disipativní a setrvačné síly, odpor prostředí a gravitace při jízdě do kopce.

2. Vnější síly, které působí ve stejném směru pohybu – gravitace při jízdě z kopce (Gnad, Psotová, 2005).

Základní zákon dynamiky vyjadřuje vztah:

$$F = m \times a = m \times \frac{dv}{dt}$$

a pohybový účinek síly vztah:

$$a = \frac{F}{m}$$

Z těchto základních vztahů pohybové rovnice můžeme vypočítat, že pohybový účinek síly závisí při dané hmotnosti tělesa na velikosti síly a době jejího působení. Pokud rovnici zrychlení vynásobíme časem, získáme velikost výsledné rychlosti.

Tedy vztah:

$$v = \frac{F}{m} \times t = a \times t$$

Z rovnice je patrné, že rychlost jsme schopni zvýšit zvětšením působící síly, prodloužením doby působící síly, prodloužením dráhy pohybu, po níž síla působí, a zmenšením hmotnosti tělesa (Gnad, Psotová, 2005).

Podle Finkové a kol. (2008) se na pohybu lyžaře při bruslení podílí dva mechanismy: odraz z vnitřní hrany lyže a soupažný pohyb paží – odpích holemi. Výsledkem těchto mechanismů je jízda ve skluzu, kterou můžeme dále ovlivňovat. V závislosti na pohybu těžiště ve všech směrech jsme schopni charakterizovat úroveň zvládnutí techniky bruslení.

Laterální dráha těžiště nám může poskytnout základní informace o efektivitě pohybu bruslařského kroku. Tedy čím méně se těžiště odchyluje od přímého pohybu vpřed, tím účinnější je technika běžce. Pohyb těžiště je ovlivněn několika faktory, především profilem terénu a z něho vyplývající úhel odvratu lyží a pohybovou frekvencí. Úhel odvratu narůstá se zvyšující strmostí terénu. Jak zmiňuje Ilavský: *"Posuny těžiště do stran nebudou nezbytně narůstat ve stejné míře, neboť dobří běžci zvyšují při přechodu do příkrého stoupání v první řadě pohybovou frekvenci při zkrácené délce skluzu i cyklu."* (Ilavský, Suk, 2005, s. 79)

Schopnost největšího možného pohybu vpřed ve směru hnací síly dosahují nejlepší závodní lyžaři běžci, přičemž čím je pohyb rovnoměrnější, tím je pohyb efektivnější. Hodnoty laterálního pohybu těžiště se značně liší i v závislosti na způsobu bruslení. Při oboustranném



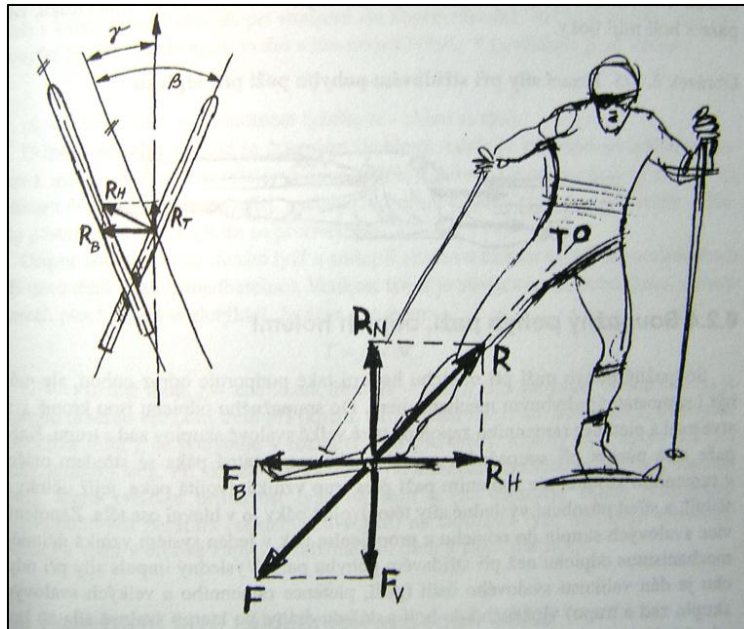
bruslení dvoudobém dosahují hodnoty u vrcholových běžců 20 cm na rozdíl od oboustranného bruslení jednodobého, kde je tato hodnota až 50 cm (Ilavský, Suk, 2005).

Sagitální dráha těžiště se při bruslení může promítat mimo místo opory a lyžaře v rovnováze udržují setrvačné síly. Lyžař se tak nachází v dynamické rovnováze, dokud není vnějšími silami zpomalen a nastává nová příprava na odraz, který se promítá do těžiště těla. Dynamické rovnováhy by měl běžec dosáhnout za působení jenom těch svalových skupin, které jsou v daný okamžik zapotřebí. Střídáním statické práce při skluzu a dynamické při odrazu relaxuje daný sval pouze po dokončení odrazu. Přesto můžeme u vyspělých běžců pozorovat schopnost střídání svalového napětí a relaxace. Toto svalové uvolnění přispívá k ekonomickému pojetí pohybu (Gnad, Psotová, 2005).

Odraz prováděný z nezastavené vnitřní hrany lyže se uplatňuje při všech způsobech bruslení na lyžích. Jeho účinnost je podmíněná směrem odrazu, úhlem odvratu, délkou dráhy a dobou, po kterou působí síla odrazu, velikostí tření v pohybu, rychlostí překlopení lyže z plochy na hranu a dokončení odrazu. Svalovou sílu  $F$  uplatněnou při odraze můžeme vyjádřit vztahem impulsu a hybnosti:

$$F \times t = m \times v$$

Efektivitu odrazu (obr. 5) tedy můžeme zvýšit časem, po který síla působí, nebo zvětšením síly odrazu v optimálním úhlu odvratu. Svalová síla  $F$  vyvolá dle zákona akce a reakce stejně velkou reakci oporné plochy  $R$ . Ta působí šikmo vpřed a jejím rozkladem získáme svislou  $R_N$  (kolmý tlak hmotnosti běžce a svalové práci odrazové končetiny) a vodorovnou  $R_H$  (je kolmá na podélnou osu lyže). Tuto sílu  $R_H$  můžeme dále rozdělit



**Obr. 5** Rozklad sil při odrazu z vnitřní hrany lyže (Gnad, Psotová, 2005).

na dvě síly  $R_T$  (shoduje se s výsledným pohybem lyžaře a ovlivňuje zrychlení vpřed) a  $R_B$  (umožňuje přemístění těžiště v horizontálním směru nad novou skluzovou lyži). Z obrázku je

patrné, že velikost složky  $R_T$  rozhoduje o kvalitě odrazu a závisí především na úhlu odvratu  $\beta$  odrazové lyže, který se při oboustranném bruslení pohybuje v rozmezí  $5^\circ - 60^\circ$ . Rozhodující pohybovou dovedností při bruslení je optimální nastavení úhlu odvratu, který je ovlivněn sklonem svahu a rychlostí pohybu (Gnad, Psotová, 2005).

Pohyb dolních končetin je podpořen soupažným odpichem paží, který vychází z ramenního kloubu se snahou působit po co nejdelší dráze. Vzniká tak dvojitá páka, která podporuje pohyb směrem vpřed a tvoří samostatný hybný mechanismus. Do odpichu jsou zapojeny mimo svalstva pletence horní končetiny i velké svalové skupiny zad a trupu, které dohromady tvoří výsledný impuls síly. Ten je ovlivněn i délkou dráhy holí, přičemž nejefektivnější část odpichu připadá na okamžik, kdy paže s holemi míjí boky (Gnad, Psotová, 2005).

## 2.4 Chůze

*"Chůze je komplexní souhra složená z pohybů v kloubech, selektivně řízené svalové aktivity a vnímání postoje, která člověku umožňuje v daném směru se pohybovat se správnou rychlostí."* (Götz-Neumann, 2002. str. 5)

### 2.4.1 Pohybová charakteristika

Podle Perry (2003) představuje bipedální chůze nejběžnější způsob pohybu a tvoří nezbytnou součást každodenního života. Tento rytmický, vzájemný pohyb dolních končetin, kde je vždy jedna noha v kontaktu s podložkou, by se dal popsat i jako pád následovaný reflexem, ve kterém dojde k posunutí dolní končetiny dopředu, aby byla udržena rovnováha.

Je individuální u každého jedince a jedná se o složitý pohybový úkon zasahující do celého pohybového systému, který se neustále přizpůsobuje profilu terénu (Véle, 2006).

Kračmar (Kračmar, 2007) tvrdí, že chůze po podložce tvoří základ našeho pohybu ve všech jeho polohách a variantách.

Z evolučního hlediska je vznik lidské chůze způsobený především ekologickou diferenciací a fylogenetickou diverzifikací afrických lidoopů a homininů, který zapříčinil adaptaci lokomočního aparátu. Autoři se neshodují v příčinách, protože většina hypotéz se zaměřuje na jednu příčinu, nejčastěji biomechanickou, ekologickou, sociální, nebo se opírají o nerealizovatelné či neexistující předpoklady. Důsledkem vzpřímeného držení těla se horní končetiny mohly adaptovat do nového evolučního použití (Vančata, 2005).

Podle Vojty (Vojta, Peters, 1995) platí pro všechny vzory pohybu vpřed, které se rozvinou v lidské motorické ontogenezi, jisté zákonitosti. Jsou to:

- vyvážené automatické řízení polohy těla,
- změna těžiště trupu a vzpřímení trupu proti gravitaci a
- fázická aktivita svalů s daným úhlovým pohybem mezi segmenty končetin a osovým orgánem.

Se změnou těžiště souvisí začátek motorické ontogeneze. Prvně se těžiště mění se vznikem vizuální orientace a dále při úchopové funkci. Je to schopnost automatická a je součástí pohybu, při kterém se vytváří kontakt s okolím. Cílená fázická hybnost se může uskutečnit až při ekonomickém průběhu těchto kritérií.

Chůze je hybným stereotypem, kterým se odlišujeme od ostatních živočichů. Je to schopnost, kterou rozvíjíme na podkladě vrozených programů. V průběhu ontogeneze se rozvíjejí stále vyšší formy lokomoce a získáváme vlastní stereotyp chůze, který pak každodenně fixujeme (Janda et al., 1966).

Podle Kračmara (2002) je krokový cyklus lokomočním pohybovým vzorem, ve kterém můžeme pozorovat prvky kvadrupedální lokomoce, které jsou fylogenetickým pozůstatkem evoluční fáze. Kvadrupedální charakter nalézáme u chůze v jejím zkříženém vzoru, přestože horní (dříve přední) končetiny nejsou ve styku s pevnou oporou a nezajišťují primárně lokomoci. Jejich švihový pohyb je v opačném směru, než je pohyb stejnostranné dolní končetiny. Véle (2006) označuje tento pohyb za pasivní a vyvažovací, přestože byla pozorována aktivita svalů pletence ramenního.

#### **2.4.2 Technika chůze**

Chůze se skládá z neustálého opakování kroků v krokovém cyklu. Ten je definovaný časovým úsekem, který ohraničuje dva po sobě iniciální kontakty chodidla s podložkou. Moment doteku chodidla s podložkou je popisován jako začátek cyklu, přičemž další kontakt je označován jako konec cyklu. Krokový cyklus můžeme rozdělit na dvě fáze: stojnou a švihovou. Stojná fáze je doba, po kterou je dolní končetina v kontaktu s podložkou. Tato fáze zajišťuje stabilitu chůze a je nezbytná pro správnou fázi švihovou. Stojná fáze tvoří 60 % krokového cyklu. Zbývajících 40 % krokového cyklu tvoří švihová fáze, zahájena odlepením nohy od podložky. Během této fáze se švihová končetina přesouvá před stojnou, takže dochází k pohybu vpřed (Götz-Neumann, 2002).

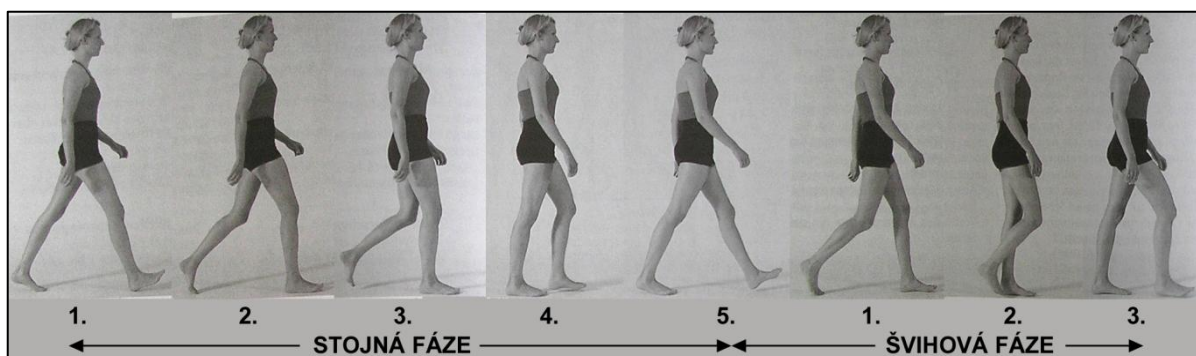
Stojnou a švihovou fázi můžeme dále rozdělit na jednotlivé podfáze. Zde se autoři v popisu krokového cyklu rozcházejí, a přestože jsou časově ekvivalentní, každý z nich vyčleňuje jiný počet podfází. Véle (2006) popisuje tři fáze a rozlišuje je na základě kontaktu chodidla s podložkou, Götz-Neumann (2002) a Perry (2003) dělí krokový cyklus na osm podfází viz. *obr. 6* (procenta značí procentuální vyjádření fáze):

Stojná fáze:

1. počáteční kontakt (initial contact) - 0 %
2. zatěžování (loading response) - 0-10 %
3. mezistoj (mid-stance) - 10-30 %
4. konečný stoj (terminal stance) - 30-50 %
5. předšvihová fáze (pre-swing) - 50-60 %

Švihová fáze:

1. počáteční švih (initial swing) - 60-73 %
2. mezišvih (mid-swing) - 73-87 %
3. konečný švih (terminal swing) - 88-100 %

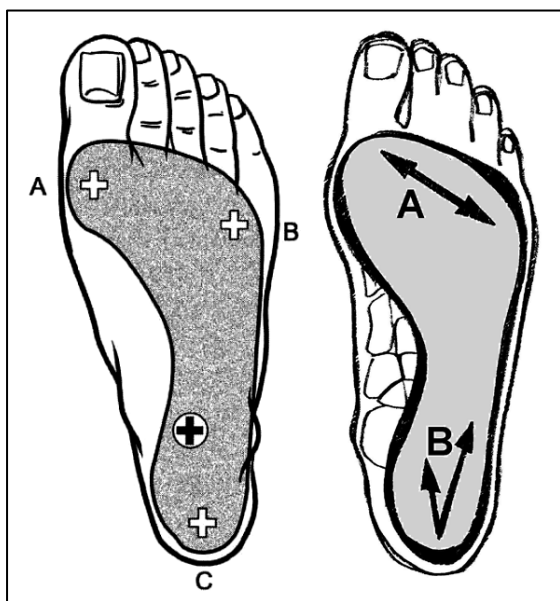


**Obr. 6** Chůze - rozdělení jednoho pohybového cyklu (Götz-Neumann, 2002).

Stojná-oporná fáze začíná kontaktem paty (initial contact). Dochází k postpnému zatěžování (loading response) až do položení celé plosky ve fázi střední opory (mid-stance). Ten končí okamžikem odlepení paty a aktivním odrazem (terminal stance). Fáze pasivního odlepení končí okamžikem zvednutí špičky, na kterou navazuje švihová fáze. Tu můžeme rozdělit na fázi zahájení švihu (initial swing), středního švihu (mid swing) a ukončení švihu (terminal swing) (Götz-Neumann, 2002).

## 2.5 Specifika odrazu a skluzového postavení

Při pohybu sportovce se výrazně mění distribuce zátěže chodidla. Ta je ovlivněna vnitřními faktory (tvar nožní klenby, směr osy vůči směru gravitace, průmětu těžiště do oporné plochy, postavení hlavičky femuru v jamce kyčelního kloubu a na postavení a konfiguraci osového orgánu) a zevními faktory (sklon oporné plochy, jejímu profilu a frikčních vlastnostech podložky i obuvi). Na plosce chodidla (*obr. 7*) je zátěž rozložena asymetricky do třech opěrných bodů, které podepírají nožní klenbu. Ta se skládá se ze tří oblouků: téměř ploché laterální klenby, nízké příčné a vyšší podélné nožní klenby. V závislosti na pohybu se tento tvar mění (Véle, 2006).



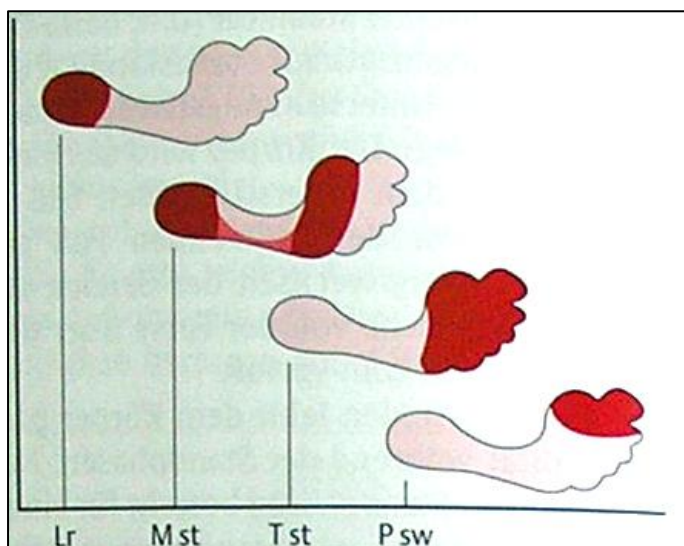
**Obr. 7** Vlevo tříbodový model chodidla (Véle, 2006), vpravo lokalizace průniku těžnice opornou plochou při stoje na jedné noze, upraveno podle Vařeky (2004).

Podle Vařeky (2004) je posturální funkce biomechanicky realizována prostřednictvím určitých oblastí plosky nohy. Ty jsou využívány k vytvoření opěrné plochy, která se kontinuálně mění podle aktuální situace vyhodnocené řídicí systémem.

Skluzové postavení při bruslení na lyžích je pro člověka z hlediska jistoty pohybu velmi labilní. Díky dlouholetému tréninkovému procesu mají lyžaři běžci osvojenou vysokou úroveň techniky, která souvisí se zafixováním pohybových stereotypů. Jejich průběh pohybu je natolik zautomatizován, že lyžaři vnímají bruslení stejně, jako kdyby stáli na pevné nekluzké podložce. Skluzové postavení a odraz

mohou být vykonávány bez volní kontroly, stejně jako je tomu u chůze.

Podle Kračmara (2006) je stereotyp chůze denně posilován v podmínkách pevného povrchu, kdy planta „uchopuje“ podložku, opírá se a odráží od pevného a stabilního místa opory. Při nedostatečném vytvoření posturální jistoty ve stoje se rozšiřuje báze a dojde k přenesení hmotnosti těla k vnitřním hranám chodidel. Častou chybou tak u začátečníků bývá nedostatečné přenesení hmotnosti a neschopnost se postavit do skluzu na jedné lyži. Dochází k přešlapování z jedné strany na druhou a postavení obou lyží na vnitřní hrany.



**Obr. 8** Odvalení chodidla v průběhu chůze (Götz-Neumann, 2002).

se přemísťuje v průběhu kroku vpřed k mediálnímu okraji planty a je dokončen prsty (obr. 8). Jak píše Götz-Neumann: "*Komplexní odrolování plošky připomíná princip vahadla a dle Perry (2002) bývá často nazýván Rocker*" (Götz-Neumann, 2002, str. 30). Tento průběh odrolování závisí na struktuře nohy.

Podle Kračmara (2006) je tomu podobně v průběhu opory a odrazu při bruslení na lyžích. Dynamický odraz probíhá z plochy chodidla na patě, přes jeho zevní hranu a směrem vpřed se přesouvá k vnitřní straně chodidla. Lyže musí být po celou dobu v horizontálním směru zatížená a opisuje trajektorii ve tvaru písmene S - v první fázi dochází k položení lyže téměř na vnější hranu a v druhé fázi k jejímu překlopení přes plochu na vnitřní hranu, ze které pak následuje odraz.

Stoj na ploše chodidla a odraz z vnitřní strany chodidla při bruslení na lyžích se proto nachází v intencích vývojově definované posturální jistoty. Udržování postury na ploše chodidla a u jeho vnitřní hrany odpovídá i bipedálnímu uspořádání dolních končetin ve frontální rovině (Kračmar, 2006).

Vařeka (2004) vysvětlil lokalizaci průchodu těžnice opornou bází při stoji na jedné noze - simuloval dynamiku chůze tím, že zatěžoval střídavě přední a zadní část chodidla. Rozpracoval statický třibodový model nohy. Trajektorie průniku těžnice opěrnou bází tento třibodový model kopíruje (obr. 7). Během kontaktu chodidla s pevnou podložkou začíná opora na patě, chodidlo se odvíjí po zevní hraně, nastává pronace, a odraz

## 2.6 Postura a posturální stabilita

*"Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. "* (Kolář, 2009)

Je zajištěna vnitřními silami a hlavní úlohu hraje svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem (Vařeka, 2002).

Véle (2006) označuje posturu jako klidovou polohu těla s určitým uspořádáním pohyblivých segmentů. Je základní podmínkou pohybu a vždy mu předchází. Pro udržení konfigurace jednotlivých segmentů těla a jejich nastavení je nepostradatelný posturální systém.

Ten je zajišťovaný stabilizační svalovou funkcí, která nejen zásadním způsobem ovlivňuje posturu, ale i účelový (fázický) pohyb. Stabilizační funkce je automatická a u většiny lidí omezeně ovládána volným způsobem. Obzvláště důležité jsou pro ni hluboké svaly - stabilizační, zpevňovací. Dalšími determinanty ovlivňující posturu každého jedince jsou svalové napětí (svalová rovnováha, resp. nerovnováha), do které se promítají centrální řídicí mechanismy, včetně stavu psychiky a vaziva anatomických poměrů (hlavně struktura a velikost kostí a jednotlivých segmentů těla). Postura také odráží reakce na patologické stavy uvnitř organismu a v neposlední řadě životní zvyky a duševní stav (Kolář, 2009).

Podle Elliotta (1998) neexistují dva jedinci se stejnou posturou. Držení těla je specifická záležitost každého jedince, stejně tak jako obrazce papilárních linií na prstech nebo chůze.

Janda (1982) rozdělil svaly na tonické - ontogeneticky starší a fázické - ontogeneticky mladší, přičemž zdůraznil, že obě dvě skupiny mají zároveň i funkci posturální. Kolář (2005) toto dělení zmírňuje a poukazuje svými poznatky na potřeby spolupráce krátkých hlubokých svalů páteře společně s dlouhými povrchovými svaly páteře pro uskutečnění stabilizace trupu. Kvalita postury je pak ovlivněna nakolik, kdy a jak jsou jednotlivé svaly nebo svalové skupiny zapojené do posturální funkce.

Z pohledu participace na stabilizaci rozděluje Kociová (2008) svaly na lokální stabilizátory, které přímo souvisí se segmentální stabilitou, jež je potřebná především pro funkční centraci kloubu (Kolář, 2005; Kračmar, 2007), a na globální stabilizátory, které se účastní na rychlých, silových a méně přesných pohybech. Ty přesahují více kloubů a jsou organizovány do formy svalových řetězců a svalových smyček (Véle, 2006). Z hlediska kineziologie je nutná spolupráce těchto stabilizátorů (Kociová, 2008).

Udržování vzpřímeného držení těla závisí jak na fyzikálních parametrech (tělesná hmotnost, tvar těla, tělesná výška, velikost oporné plochy atd.), tak i na fyziologických parametrech podmínek vnitřního a vnějšího prostředí. Tyto informace vycházejí z CNS k periferním orgánům a opačně, čímž řídí motoriku i její stabilizaci (Véle, 1997).

Podle Kračmara (2002) je držení těla geneticky kódováno jako program v centrální nervové soustavě, který se však utváří v závislosti na průběhu posturální ontogeneze. V jejím průběhu vznikají svalové souhry mající formativní vliv na morfologický vývoj páteře a vývoj lokálních, regionálních a také funkčně souvisejících globálních biomechanických parametrů (Kolář, 2006).

### **2.6.1 Posturální funkce**

*"Posturální funkce pohyb předchází, provází i zakončuje - provází pohyb jako stín."*  
(Véle, 1997)

Posturální funkce zabezpečují orientaci organismu v prostoru jako celku a jednotlivých segmentů proti sobě. Jejich úkolem je udržet tělo, které je ve vztahu ke gravitačnímu poli zpravidla v poloze labilní, v klidové rovnováze - stoj, sed a nebo v dynamické rovnováze - chůze, bruslení v běhu na lyžích ad. Zároveň čím výše nad zemí se nachází těžiště a zmenšuje oporná plocha, tím větší jsou nároky na posturální funkci (Dvořák, 2003).

Podle Velého (1995) je posturální funkce realizována především axiálním systémem, který představuje část pohybové soustavy soustředěné kolem páteře, sloužící k udržování vzpřímeného držení trupu. Posturální systém zahrnuje jak systém axiální, tak i oblast pánve a dolních končetin, které se podílejí na lokomoci.

### **2.6.2 Opora**

Nedílnou součástí postury je opora, protože tělo nespočívá na podložce pasivně. Využívá aktivně sil, které vznikají na ploše kontaktu díky gravitačním a dalším silám. Kontrola těchto sil, schopnost jich využít jak pro statiku - řízení postoje, držení těla i dynamiku - lokomoci, manipulaci, podléhá témuž ontogenetickému vývoji (Dvořák, 2003).

Kračmar (2007) popisuje fylogenetický vznik opory při přechodu obratlovců z oceánu na souš. Z bývalých párových ploutví se stávají končetiny a z vlnivého charakteru pohybu ve vodním prostředí se organizoval zkřížený kvadrupedální vzor. Jako rozhodující skutečnost se jevílo vytvoření místa opory - puncta fixa (Vančata, 2005).



Také Vojta (1995) zdůrazňuje důležitost vytvoření puncta fixa, vůči kterému se může poté pohyb realizovat. Při koordinovaném pohybu vpřed přejímají končetiny oporu prostřednictvím přenášení těžiště těla. Opěrný bod při pohybu vpřed je pevným bodem (punctem fixem) a osový orgán je vzhledem k tělu mobilní (punctum mobile). Tělo se tak pohybuje k existujícímu nebo budoucímu bodu.

Podle Kračmara (2007) si člověk, stejně jako ostatní živočichové žijící na pevné zemi, vytváří pevný bod opory. Ten umí „uchopit“, přitáhnout se k němu, přenést přes něj hmotnost svého těla a odrazit se od něj. Jelikož tak činí jak končetina ještěrky, ale i ploska lidské nohy, jedná se u obratlovců o obecný jev. Jeho provedení je možné při svalové souhře - zřetěžením svalových funkcí. Tyto svalové řetězce a smyčky zajišťují pohyb celého lidského těla. Vlivem zřetěžení svalových funkcí dochází k přenosu informací i do vzdálených oblastí těla. Případná porucha chodidla tak může postupně způsobit obtíže v kolenním kloubu, může vzniknout nesprávné nastavení pánve s bolestmi v zádech, nebo se může promítnout až do krční oblasti.

Vařeka (2002) definuje oporovou bázi jako ohraničení nejvzdálenějších bodů opěrné plochy nebo jejich jednotlivých částí. Pokud těžnice těla překročí okraj opěrné báze, musí dojít k posunu či rozšíření této báze - přesunutí těžiště, aby nedošlo k pádu. Záměrné přesouvání těžiště plánovaným směrem má nejčastěji cyklický charakter a nazýváme ho lokomocí (Dvořák, 2003).

## 2.7 Řízení pohybu

*„Schopnost pohybu provází člověka prakticky po celý život. Celý pohybový projev člověka je vysoce organizovaná funkce, ať již zajišťuje vzpřímenou polohu nebo umožňuje určitý jednoduchý nebo složitý pohyb.“* (Trojan, 2005, str. 29)

Véle (2006) popisuje řízení pohybu jako účelové organizování aktivity pohybové soustavy k dosažení zamýšleného cíle.

Podle Trojana (2003) je činnost kosterního svalstva vždy řízena jako jediný funkční celek. Jednotlivé pohybové projevy sice můžeme zjednodušeně rozdělit do kategorií s odpovídající anatomickou a funkční organizací. Na řízení motoriky se však u člověka spoluúčastní prakticky všechny oddíly CNS, počínaje mozkovou kůrou a pátevní míchou konče.

Na řízení hybného systému se podílejí okruhy vertikální a horizontální (Janda, 2000). Vertikální okruh je za pomoci předních rohů míšních propojen na zpětnovazebném principu (jejich aferentní i eferentní složkou) ve vertikálním směru řídicími systémy:

- Mícha a vestibulum - obsahující multisenzorickou integraci aference probíhající v rámci posturálních funkcí (propriocepce, interocepce, exterocepce). Tento komplex se podílí na lokomočním vzoru (Kolář, 1996) a zajišťuje závislost trupu na postavení v prostoru.
- Mozeček - zodpovídající orgán za uskutečnitelný koordinovaný volní pohyb a rozhodující složka regulace držení osového orgánu.
- Podkoří - důležitý systém mimopyramidových drah - bazální ganglia
- Kůra mozková - sem je lokalizován komplex šedé hmoty tvořící limbický systém - producent motivace pohybu a systém ovlivňující výslednou kvalitu pohybu (Véle, 1997). Nacházíme zde spojení k motorickým centřům ve frontálním laloku (Kračmar, 2002).

Vertikální systémy představují tzv. motorický systém pohybu. Přitom všechny nervové vlivy, které způsobují svalovou kontrakci, se uplatňují ve své konečné podobě prostřednictvím motoneuronů z jader hlavových nervů nebo z páteřní míchy. (Trojan et al., 2003).

Horizontální regulační okruhy jsou zodpovědné za koordinaci a jemné řízení pohybu. *"Zde tušíme centrální lokalizaci jemného ladění sportovní techniky při mnohonásobném opakování při fixaci pohybového stereotypu v průběhu tréninkového procesu "* (Kračmar, 2002, str. 21).

Podle Véleho (2006) ovládá centrální nervový systém řízení volního pohybu dvěma druhy aktivit. První je stimulující emocionální aktivita - podnět a druhá je brzdící racionální aktivita - úvaha. Účelový pohyb je odezvou na senzorický podnět provázený emocí rozhodující o intenzitě pohybu. Čím silnější je emoce, tím intenzivnější je pohybová reakce. Vyváženost obou druhů kontroly je nezbytná, pokud chceme dosáhnout koordinovaného pohybu s přesně určeným cílem.

Zpětná vazba proprioceptorů hraje dvojí úlohu v provedení pohybu. První se váže na interakce mezi tělem a okolním prostředím a druhá upravuje vytvořené motorické příkazy přizpůsobením mechaniky pohybového aparátu. Dále proprioceptory zajišťují zpětnou vazbu, která umožňuje systému vybrat z mnoha možností příslušné svalové skupiny a posloupnost

svalové aktivity - svalová synergie, ke zdokonalení zadané činnosti. Schopnost generovat pohyb nezávisí pouze na excitaci zajišťovanou neurálními elementy, ale i na mechanických vlastnostech svalů a geometrických parametrech systému. K dosažení tohoto cíle musí proprioceptory zajišťovat informace na úrovni svalu a kloubů (jednoho či více). Síla, kterou vykonává jeden sval, není konstantní pro stejný motorický příkaz. Svalová síla závisí na mechanických vlastnostech, jakými jsou délka svalu a rychlost změny jeho délky (Enoka, 2002).

### **2.7.1 Hybné stereotypy**

Janda (1966) v sedmdesátých letech komplexně rozpracoval otázku tvorby, stability a změny hybných stereotypů, která byla dále zpracována (Véle, 1997; Kračmar, 2002). Jako u jiných živých organismů je pohyb u člověka zajišťován pohybovou soustavou, která zaujímá jedinečné postavení a je vázána na specificky druhově lidské anatomické struktury. Při porovnání s ostatními živočichy spočívá specifická postavení lidského pohybového systému zejména v jeho malé autonomii v rámci fungování organismu.

Podle Véleho (1997) se v průběhu lidské fylogeneze i ontogeneze vytvářejí základní pohybové programy - tzv. pohybová matrice, která je pro každého člověka shodná. Řídí se stejnými pravidly a vyznačuje se řadou bazálních zákonitostí a vztahů. Na ně navazují hybné stereotypy, ve kterých se odehrává veškerá individuální pohybová rozmanitost lidské populace. Proto můžeme spatřit pohybovou individualitu konkrétního jedince.

Kračmar (2002) předpokládá, že pohyb člověka bude fyziologicky přirozený, pokud se nachází blízko zděděným a vývojově daným mantinelům. Proto se nám lépe učí pohyb, který je v mantinelech daných přírodou než pohyb, který je nám jako živočišnému druhu umělý a cizí. Je druhově dáno, že chůze nebo běh vypadají u různých lidí podobně ve srovnání s ostatními živočichy. Tato matrice zděděná po předcích však bude značně individuální u každého jedince díky individuálnímu přizpůsobení, projevu a adaptaci, které jsou soustavně budované v průběhu života. Navíc pohyb, který je přirozený, opotřebovává lidský organismus i při opakovaném a dlouhodobém provádění méně, přestože každý pohybový projev klade nároky na hybný systém a do jisté míry ho opotřebovává.

Popis činnosti svalů při sportovním pohybu odpovídá popisu práce na principech reciproční inervace, kdy facilitovaný (resp. inhibovaný) sval inhibuje (resp. facilituje) svého odpovídajícího antagonistu a antagonistu takto zpětně ovlivňuje agonistu. Takovéto vysvětlení funkčně odpovídá spinálnímu řízení (tj. na úrovni segmentu). Potíže však mohou nastat v případě, že při pohybu zapojujeme svaly, které s pohybem zdánlivě nesouvisí. Existují také

pohyby, při kterých svaly, vzájemně označované jako antagonistické, pracují v synergické časoprostorové charakteristice, označované jako koaktivace (Kolář, 1996).

Lidské tělo je multisegmentální systém - tedy pohyb jednoho segmentu může ovlivnit jiné segmenty těla. Při sportovním pohybu v systému více kloubů (multi-joint system) se pohyb zřídka týká jednotlivých svalů a spíše vyžaduje účast skupin svalů. Každý sval v takové skupině má unikátní biomechanickou charakteristiku. Koordinovaný pohyb ve vícekloubovém systému je dán neurálními spoji rozmístěnými mezi svaly, které provádí běžné pohyby. K pohybu obecně dochází v důsledku nerovnováhy mezi silami působícími na tělo, nikoli z důvodu působení jedné izolované síly. Pohyb většinou není aktivován působením jediného svalu, ale aktivací skupiny synergistů či souhrou agonisty a antagonisty. Zapojením více svalů pro provedení pohybu se zlepšuje funkční schopnost svalové skupiny, protože každý sval má různý poměr velikosti síly a délky svalu, velikosti síly a rychlosti kontrakce a jinou velikost momentu otáčení a velikost rychlosti pohybu, jež způsobuje v kloubu (Enoka, 2002).

Janda (1984) poukazuje na EMG prokazatelnost aktivity ve všech svalech těla a nejen u těch, které vykonávají daný pohyb. Jednotlivé svaly jsou aktivovány v celých skupinách, svalových řetězcích podle intenzity překonávaného odporu a podle aktuální posturální situace (Kolář, 1999). Větší síla a intenzita pohybu vyžaduje rovněž větší aktivaci fixačních svalových skupin. Vytvořené vztahy mezi svalovými skupinami se opakováním utvrzují a fixují se v dynamických hybných stereotypch (Kračmar, 2002).

### **2.7.2 Synapse a akční potenciál**

Základní funkční i anatomickou jednotkou nervové soustavy je neuron, který je tvořen tělem a výběžky. Tělo je ohraničeno plazmatickou membránou, která podmiňuje vznik a šíření vzruchu. Tato buňka je natolik specifická, že umí přijmout určité formy signálů, odpovědět speciálními signály, vést je a vytvářet specifické funkční kontakty - synapse, s ostatními neurony, efektory nebo receptory (Trojan, 2003).

Nervové buňky samy o sobě provádějí jen jednoduché operace, přičemž nezávisí na výkonu jednotlivého prvku, ale na struktuře celého systému (síti) a povaze výkonových prvků - efektorů. Podmínkou přenosu informací je vznik informačního rozhraní - synapse (Dylevský, 2000).

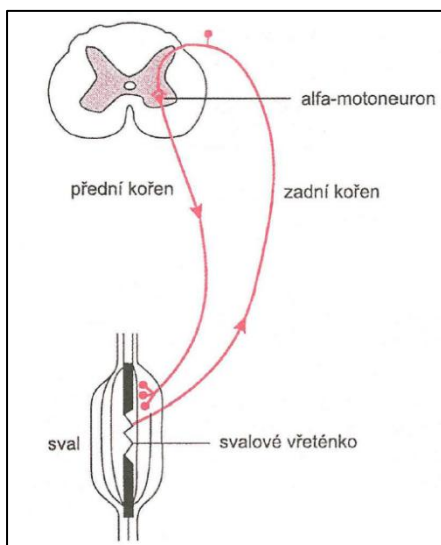
Trojan (2003) popisuje synapsi jako místo styku dvou neuronů nebo neuronu se svalovým vláknem. Přenos informace na synapsi probíhá buď chemickou, nebo elektrickou cestou. Povrchová membrána neuronu je pokryta sty až tisíci synapsemi a výsledné

podráždění je závislé na počtu současně aktivovaných synapsí a na jejich tlumivé či budivé povaze.

Na dráždivých buňkách můžeme snižováním napětí na membráně dosáhnout prahové hodnoty podráždění. Dojde k otevření iontových kanálů a ke změně potenciálu membrány. Tento vzruch, který trvá cca jednu milisekundu, nazýváme akční potenciál. Vznikají v organismu přirozeně jako důsledek přenosu informace na synapsích a v receptorech (Trojan, 2005).

### 2.7.3 Motorická jednotka a její struktura

Motorická jednotka (*obr. 9*) je základním funkčním i strukturálním prvkem motoriky. Skládá se z motoneuronu v předním míšním rohu spojeného neuronem se skupinou kontraktilních vláken ve svalu. V míše je spojen motoneuron svými výběžky s míšní neuronální sítí a dostává se tak do styku s drahami, kterými přicházejí do sítě signály jak z centra, tak z periferie, a ovlivňují jeho dráždivost. Při překročení prahu dráždivosti motoneuronu vzniká signál šířící se neuritem ke skupině svalových vláken, které se stahují současně (Véle, 2006).



Vlákna míšních nervů, která inervují kosterní svaly, končí na motorických ploténkách. Neurity se štěpí na různý počet a mohou tak inervovat desítky až stovky svalových vláken. Ploténky jsou specializované úseky svalových vláken, ke kterým se přikládají rozšířené konce výběžků nervových buněk. Zpětné informace pro centrální nervový systém o protažení svalu vycházejí ze zvláštních snímačů (receptorů), uložených ve svalech a šlachách - ze šlachových tělísek a svalových vřetének (Dylevský, 2007).

**Obr. 9** Schéma motorické jednotky (Trojan, 2004).

Podle Véleho (2006) prochází pracovní cyklus motorické jednotky dvěma fázemi:

- v aktivním stavu dochází ke zkrácení svalových vláken (aktivace – „vše“)
- v klidovém stavu má sval svoji klidovou délku (relaxace – „nic“)

Při podráždění postupují vzruchy neuritem až ke kontraktilním fibrilám, kde způsobí kontrakci svalových vláken. Díky depolarizaci membrány se tento průběh zevně projevuje akčním potenciálem motorické jednotky, který je možné elektromyograficky snímat a objektivně ho evidovat (Véle, 2006).

Čím menší motorické jednotky příslušný sval má, tím koordinovaněji pracuje. Naopak čím má sval větší motorické jednotky, tím může vyvinout větší sílu (Havličková, 2003).

## **2.8 EMG v biomechanickém výzkumu**

Metody biomechanického výzkumu můžeme dle Freiwalda (2007) rozdělit do čtyř skupin: antropometrické, kinematické, dynamické a elektromyografické.

Při elektromyografickém výzkumu postupujeme podle elektrofyziologických metod, které nám umožní vyšetřit stav periferního nervového systému a kosterního svalstva (Dufek, 1995).

Elektromyografie (dále jen EMG) měří průběh elektrického vzruchu (akčního potenciálu), který vzniká na membráně svalových buněk (Freiwald et al., 2007).

Kasperová (2004) charakterizuje EMG jako vyšetřovací techniku, která napomáhá lékařům hodnotit funkční stav pohybového systému a jeho inervace. Dle Otáhala (2001) je EMG grafické znázornění elektrické aktivity kosterních svalů, které lze snímat z povrchu těla a z extracelulárního prostoru svalu, přičemž se vždy jedná o sumační respektive interferenční obraz. Jako diagnostickou metodu, umožňující snímání bioelektrických signálů generovaných činností kosterního svalstva, charakterizuje EMG Havlík (2008).

Přístrojová metoda EMG, která zaznamenává záznam elektrických potenciálů z příčně pruhovaného kosterního svalstva, se stala součástí neurologického vyšetření po druhé světové válce. Rozlišujeme analytickou EMG, kdy vyšetřujeme obvykle jeden sval v jednom okamžiku, a polyelektromyografii. Zde jsou hlavním předmětem měření vzájemné časové vztahy mezi činnostmi několika svalů. Pomocí této metody můžeme hodnotit tzv. svalové vzorce projevující se při jednotlivých pohybech, např. chůzi, léčebné tělesné výchově, pracovní činnosti aj. Umožňuje rozpoznat nesprávné vzorce a přecvičovat je na vzorce správné. Proto se nejčastěji využívá v rehabilitačním lékařství či sportovní medicíně (Trojan, 2005).

Podle Freiwalda (2007) můžeme u EMG rozlišit dvě metody vyšetření. Invazivní, při které jsou do těla zavedeny jehlové nebo niťové elektrody a měříme intramuskulární svalovou aktivitu. A metodu neinvazivní, povrchovou (surface EMG, SEMG), při které je svalový

potenciál zaznamenáván povrchovými elektrodami. Mezi výhody povrchové elektromyografie (dále jen SEMG) patří snadný přístup k fyziologickým procesům přímo souvisejících s projevem pohybu a produkcí síly. Navíc je SEMG jednodušší v provedení analýzy (Rodová et al., 2001). Nevýhodou této metody je schopnost registrovat potenciály pouze u povrchových svalů (Freiwald et al., 2007).

SEMG eviduje snímání akčních potenciálů, kterými se projevuje vzruch, jenž probíhá svalovým vláknem a depolarizuje jeho membránu. Objektivně zaznamenává aktivitu motorických jednotek sledovaných svalů (Véle, 2006).

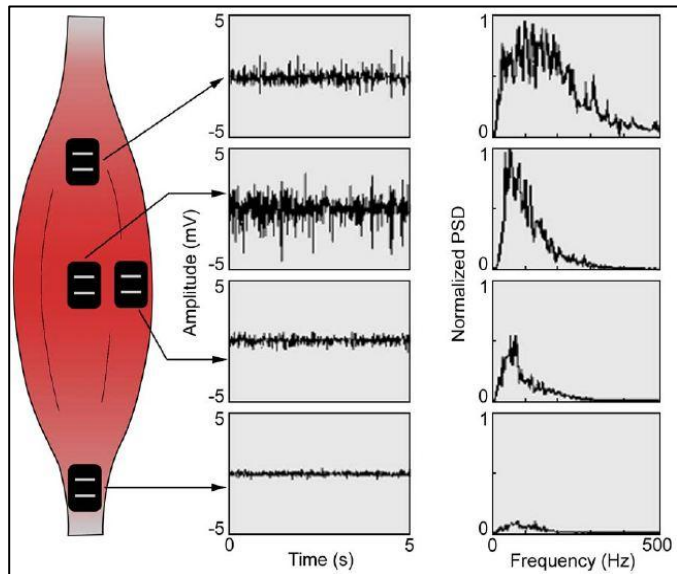
Záznam těchto potenciálů se nazývá elektromyogram (Novotný, 2003), který má obvykle podobu interferenčního vzorce, jenž vzniká překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek. Nejedná se o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, ale je výsledkem jejich interferencí v prostorovém vodiči - sval, kůže, elektrody (Rodová et al., 2001).

### **2.8.1 Měření elektrického potenciálu**

SEMG měření mohou být bipolární (dvou elektrodové) nebo monopolární (jedna elektroda). U bipolárního jsou elektrody umístěny na kůži, která musí být suchá, odmaštěná a musí být abrazivní pastou snížen odpor kůže na minimum. Aktivní snímací elektrodu je zapotřebí umístit nad svalovým bříškem co nejbližší motorickému bodu. Referenční snímací elektroda je naopak aplikována nad šlachou svalu. Pozice elektrod musí být označena, aby byla možná schopnost opakovatelnosti měření (Freiwald et al., 2007).

Podle své funkce můžeme rozdělit elektrody na stimulační a registrační. Stimulační jsou obvykle párové a katoda bývá označena barevně. Registrační elektrody bývají kovové, a to kruhové, obdélníkové nebo čtvercové disky. Aktivní elektroda má barevně označený kabel a umísťuje se do bodu, ze kterého chceme snímat. Referenční elektroda je druhým vstupem zesilovače. V blízkosti těchto elektrod je třeba umístit elektrodu zemnicí, která je také propojena s přístrojem. Zemnicí elektroda může být pásková nebo disková o větší kontaktní ploše (Bačáková, 2010).

Pro biomechanické aplikace považuje De Luca (1993) za optimální vzdálenost elektrod 10 mm, velikost elektrody 10 mm a šířku 1 mm. Obvyklá lokalizace elektrod je ve střední linii svalu přes největší břicho svalu (případně mezi motorický bod a šlachou) s detekčním povrchem orientovaným kolmo k průběhu svalových vláken. Jaký vliv má



lokalizace elektrod na amplitudu a frekvenci spektra, je zřejmé z obr. 10. (De Luca, 1997).

Jako nevhodnější umístění elektrody se považuje střední linie (na obrázku elektroda uprostřed svalu vlevo), protože záznamy z této oblasti mají nejlepší rozlišení (De Luca, 1993).

Nezpracovaný bipolární SEMG signál z přístroje nazýváme jako hrubý signál, a přestože je matematicky zpracovatelný, není možné ho reprodukovat, protože je odlišný v každém měření. Pro kvalitativně hodnotné SEMG měření je nezbytné použití zesilovače. Získaný signál z elektrod tedy bývá o faktor 500 až 2000 zesílen, přičemž dojde k zesílení i rušivých elementů. K odstranění těchto artefaktů, které vznikají při pohybu kabelů, slouží především filtrace. V nízkém frekvenčním pásmu 0-20 Hz slouží úprava tzv. high pass filtrem 20 Hz, případně 10 Hz. Při frekvencích nad 500 Hz jsou rušivé signály často eliminovány použitím tzv. low pass filtrů. Výsledný signál svalu tak má obvykle maximální rozložení v pásmu 50-150 Hz a šířka frekvenčního spektra je odlišná u různých svalů (Freiwald et al., 2007).

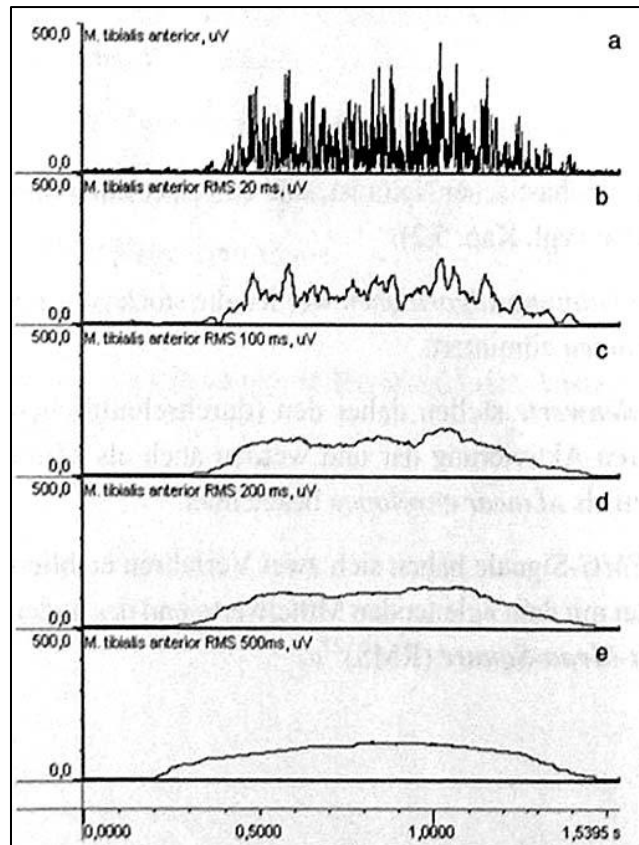
Jelikož elektromyografický signál osciluje nad a pod bazální linií, je nutná rektifikace (usměrnění). Jedná se o matematickou úpravu, při které jsou negativní hodnoty převedeny do absolutních hodnot. Potom lze křivku již kvantifikovat dle následujících parametrů:

- rms - efektivní hodnota signálu,
- průměrná amplituda (po zpracování signálu rektifikací),
- plocha pod křivkou plně usměrněného (full rectification) elektromyografického signálu získaná integrací,



- vzdálenost maximálních vrcholů (peak-to-peak, zkratka pk-pk),
- průměrná frekvence,
- střední frekvence,
- celkový výkon elektromyografického signálu (total power),
- další hodnoty získané frekvenční analýzou (Novotný, 2003).

Aby existovala možnost reprodukce - zhodnocení a přiblížení se biomechanickým ukazatelům, využívá se vyhlazovacích algoritmů k odstranění špiček SEMG signálu. Jedním z nich je tzv. Root Mean Square, ve kterém jsou definována časová okna s různou délkou vyhlazení. Čím delší je však časové okno, tím větší je pravděpodobnost, že ztratíme důležité informace ze signálu viz. obr. 11 (Freiwald et al., 2007).



**Obr. 11** Použití vyhlazovacích algoritmů s různou délkou časových oken (Freiwald, Baumgart, Konrad; 2007).

### 2.8.2 Faktory ovlivňující SEMG signál

Podle Dufka (1995) může být signál SEMG ovlivněn následujícími rušivými artefakty, které záznam deformují a ruší. Někdy mohou způsobit nečitelnost záznamu, vzácněji napodobují tvarem normálně se vyskytující potenciály a mohou vést k mylnému závěru. Patří mezi ně elektrodový šum, zesilovačový šum, porucha uzemnění, pohybové artefakty, pocení, radiová interference, zevní zdroje, křížení a pohyb kabelů.

Dalším podstatným faktorem je fyziologický faktor, kdy signál je ovlivněn:

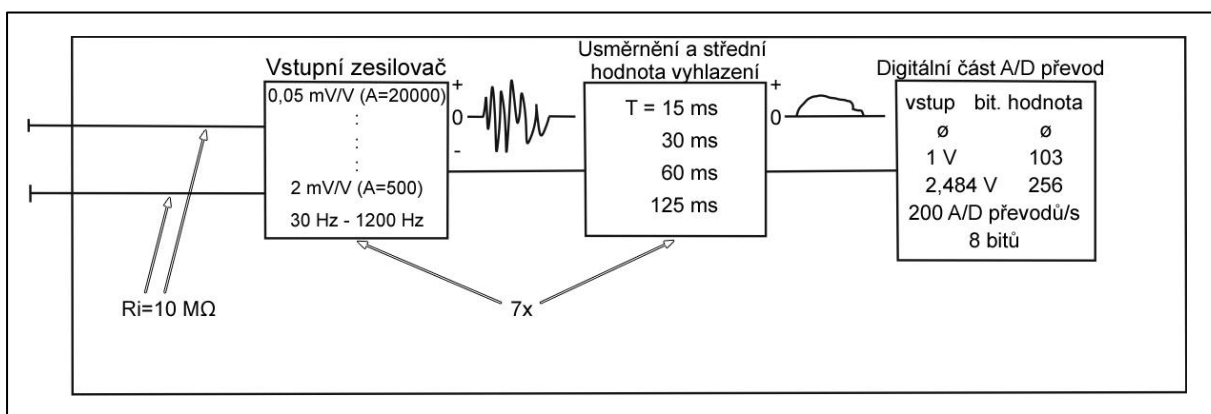
- počtem detekovaných aktivovaných motorických jednotek,
- typem a průměrem svalových vláken,
- hloubkou a umístěním aktivních svalových vláken uvnitř svalu,
- počtem detekovaných aktivovaných motorických jednotek,
- množstvím tkáně mezi elektrodami a
- aktivními motorickými jednotkami ad. (De Luca, 1993).

### 2.8.3 Přístroj využívaný na FTVS

V minulosti byla většina sledování prováděna v laboratořích drátovým spojením elektrod s EMG přístrojem. Díky moderním technologiím je možné měřit i ve vnějších podmínkách, kde je přenos dat řešen nesením EMG přístroje přímo na těle probanda, nebo radiovým přenosem, který je dostatečně odcloněn od vnějších rušivých elektromagnetických vlnění. Při tomto měření nese proband na těle pouze elektrody s vysílačkou, která odesílá signály do přijímače, kde jsou dále zpracovávány.

Pan Karel Zelenka na FTVS UK vynalezl a sestrojil přenosné EMG zařízení KaZe05, které umožňuje ukládat měřené signály do paměti přístroje. Přestože zabránit vzniku artefaktů při SEMG nelze nikdy, díky stíněným kabelům a potlačení vývoje telemetrického transferu je možné měření SEMG v terénních podmínkách.

K dispozici je sedm kanálů pro přenos EMG potenciálů ze svalů a osmý kanál slouží pro synchronizaci EMG záznamu s videokamerou - klapka. Vzorkování je 200 vzorků za sekundu, spodní filtr je 30 Hz a horní filtr 1200 Hz. Přístroj obsahuje sedm dvojic plochých elektrod o průměru 7 mm se vzdálenostmi středů 30 mm a uzemnění na zápěstí. Regulace citlivosti je od 0,05 až do 2 mV. Usměrnění střední hodnoty (vyhlazení signálu), má čtyři možnosti nastavení, a to 15 ms, 30 ms, 60 ms a 125 ms. Nastavitelná délka měření je v intervalu 5 s až 4 min 50 sek. Záznam z vnitřní paměti přístroje je po ukončení série prvního až sedmého měření převeden do přenosného počítače, upraven specifickým softwarem zpracovávajícím EMG signál a exportován do programu Microsoft Excel. Schéma přístroje je znázorněno na *obr. 12*.



**Obr. 12** Schematické znázornění terénního přístroje pro EMG záznam KaZe05 (Zelenka, 2008).

### **3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE**

Cílem této práce je na základě povrchové elektromyografické analýzy porovnat svalovou aktivitu vybraných svalů dolní končetiny v průběhu jednoho lyžařského pohybového cyklu při jednotlivých způsobech bruslení v běhu na lyžích. Tato data intraindividuálně a interindividuálně vyhodnotíme a konfrontujeme je s jedním průměrným krokovým cyklem volné bipedální chůze. Na základě porovnání výsledků určíme, do jaké míry jsou si podobné.

#### **3.1 Úkoly práce**

1. Shromáždit teoretické podklady pro rozbor techniky bruslení v běhu na lyžích a volné bipedální chůze.
2. Vybrat vhodného probanda a zvolit patřičný terén pro uskutečnění měření.
3. Vybrat svaly, které se na lokomoci podílejí nejvýrazněji a které jsou přístupné povrchové elektromyografii.
4. Zvolit vhodné způsoby bruslení v běhu na lyžích, ve kterých budeme moci nejlépe analyzovat aktivitu vybraných svalů.
5. Videovizuálně a za pomoci povrchové EMG sledovat aktivitu vybraných svalů dolní končetiny při bruslení při fázi jednoho pohybového cyklu.
6. Videovizuálně a za pomoci povrchové EMG sledovat aktivitu vybraných svalů dolní končetiny při chůzi při fázi jednoho pohybového cyklu.
7. Vyhodnotit záznamy povrchové EMG, kineziologicky charakterizovat svalovou koordinaci během jednoho pohybového cyklu při bruslení na lyžích a při jednom pohybovém cyklu volné chůze.

#### **3.2 Hypotézy práce**

##### **H1**

Timing nástupů aktivace měřených svalů dolní končetiny bude u vybraných způsobů bruslení shodný, tzn. že kineziologický obsah pohybu bude stejný.

##### **H2**

Timing nástupů aktivace měřených svalů při chůzi bude mít odlišný charakter než aktivace těchto svalů při bruslení na lyžích, tzn. že kineziologický obsah pohybu se bude lišit.

## **4 METODIKA PRÁCE**

### **4.1 Charakteristika výzkumu**

Kineziologický obsah pohybu na zvolených svalech dolní končetiny byl šetřen primární analytickou studií. Byla vytvořena intraindividuální komparativní kroskorelační analýza aktivity významných začátků aktivace vybraných svalů, přičemž byl porovnáván vždy jeden celý pohybový cyklus dané lokomoce. Vzorovým pohybem, k němuž se porovnávání vztahuje, bylo zvoleno bruslení v běhu na lyžích a chůze jakožto základní lokomoce člověka. Analýza spočívá ve sledování elektrických potenciálů měřených svalů dolní končetiny v průběhu vybraných způsobů bruslení s využitím EMG a kinematické analýzy. A jejich následné porovnání s chůzí, která také byla podrobena EMG a kinematické analýze.

Pro analyzování bylo využito posouzení průběhu EMG křivky a komparace timingu nástupu zkoumaných svalů dolní končetiny v průběhu jednoho průměrného krokového cyklu.

Měřeními získaná data byla po převedení do PC. Výzkum se uskutečnil v kooperaci s katedrou sportů v přírodě FTVS UK v Praze.

#### **4.1.1 Metodologická poznámka k použité metodě**

Elektromyografie je metoda, jež se využívá pro objektivizaci svalových funkcí. Avšak názory na ni jsou mnohdy rozporuplné, neboť je třeba si uvědomit, že není měřena svalová síla ani práce svalu, ale elektrický potenciál. Ten vzniká při aktivaci svalu a nejméně ji ilustruje na topicky přesně určeném místě svalu. „Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalu“ (Kračmar et al., 2006).

Je také nutné si uvědomit:

- Kvantitativní porovnávání výsledků je možné pouze na jedné osobě bez přelepování elektrod a bez velké časové prodlevy mezi měřeními (pocení, odlepení elektrod).
- Minimální možnost zobecnění výsledků se jeví jako nevýhoda této metody.
- Pro analýzu pohybové činnosti je vhodné vybrat takového probanda, jenž disponuje vysokou mírou koordinace daného pohybu a s pevně fixovaným pohybovým stereotypem.
- Při zapojení velkého počtu motorických jednotek dochází k vzájemné interferenci signálu, a dochází tak k deformaci křivky. Od zapojení asi 50 % motorických jednotek nestoupá (neroste) křivka dále lineárně. Není proto možné poměrné srovnání svalové

aktivity. Lze však odvodit, zda se svalová práce jednoho svalu mezi dvěma různými aktivitami zvětšila či zmenšila.

- Nelze poměrně posuzovat svalovou práci mezi dvěma různými svaly, neboť síla akčního potenciálu je ovlivněna vodivostí kůže (na různých částech těla je různá), vrstvou podkožního tuku či velikostí motorických jednotek (např. okohybné svaly vs. m. gluteus maximus).
- Elektrody lze lokalizovat jen do jednoho určitého místa svalu. Popisujeme pak vlastně pouze aktivaci místa svalu, na němž je elektroda umístěna. „*Předpokládáme-li zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v kloubu se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalu a znehodnotit tak výsledky měření. Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod. Je samozřejmě nutné simulovat pohyb co nejvěrněji – tvar pohybu i charakteristika práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická.*“ (Kračmar et al., 2006)

#### **4.1.2 Charakteristika sledovaného probanda**

Výběr nebyl limitován ani věkem ani pohlavím a byl založen na základě expertního posouzení. Zpracování výsledků i jejich prezentace bylo anonymní.

Pro měření byl vybrán lyžař - běžec, který se běhu na lyžích dlouhodobě věnuje na vysoké výkonnostní úrovni (úroveň první výkonnostní třídy) a je členem rozšířeného výběru reprezentačního družstva. Je tedy zkušeným, technicky zdatným probandem, jenž má pevně zafixované pohybové stereotypy při běhu na lyžích. Před měřením nejevil známky únavy a neměl žádné zdravotní potíže.

Proband byl vybaven lyžemi značky Madshus Hypersonic Skate, vázáním Rottaffela R4 Skate, botami na lyže Madshus Nano SKC, holemi značky Swix CT3 a sportovní obuví značky Asics GT-2150.

#### **4.1.3 Charakteristika místa provedení výzkumu**

Měření bylo realizováno v Peci pod Sněžkou na chatě Mulda a v jejím okolí. Měření chůze proběhlo ve vnitřních prostorách chaty, zbylá měření na rovince pod Lesní boudou v upravené lyžařské stopě pro bruslení na lyžích. Teplota vzduchu a sněhu byla -6 °C a byla po celou dobu měření konstantní.

#### 4.1.4 Charakteristika použitých metod

Povrchové EMG měření bylo provedeno na svalech pravé dolní končetiny, které se podílejí na lokomoci při bruslení a při chůzi. Každé cvičení bylo měřeno dvakrát po dobu 20 sekund.

#### 4.1.5 Mobilní přístroj EMG

Elektrická aktivita svalů byla v průběhu měření zaznamenávána přenosným EMG přístrojem KaZe05 vyvinutým na FTVS UK v Praze. Přenos elektrických impulsů ze svalů byl umožněn sedmi kanály. Osmý kanál tohoto přístroje sloužil k synchronizaci s videokamerou. Proband byl monitorován při bruslení v běhu na lyžích a při chůzi ve sportovní obuvi. Předmětem konečného šetření byla aktivita svalů v průběhu jednoho pohybového cyklu.

#### Technické specifikace přístroje:

Výrobce a autor:	Karel Zelenka, UK FTVS v Praze
Charakteristika:	nezávislý polyelektro-myografický mobilní přístroj pro snímání elektrického potenciálu svalů
Počet měřících kanálů:	8 (7 kanálů pro EMG měření potenciálů svalových skupin, 1 kanál pro synchronizaci s videozáznamem)
Vzorkování:	200 Hz
Frekvence:	30-1200 Hz při 3dB/kanál
Stupeň citlivosti:	nastavitelný v rozmezí 0,05-2 mV

Pro potřeby měření byl přístroj nastaven na vzorkování 200 vzorků/sek., spodní filtr 30 Hz, horní filtr 1200 Hz s ukládáním dat po dobu 10 sekund (chůze) a 20 sekund (bruslení). Časová konstanta pro zvolený charakter vyhlazení křivky byla stanovena  $\tau = 0,04$  sec. Stupeň citlivosti je uvedený v grafech u každého svalu.

Měření byla snímána synchronizovanou videokamerou CANON HDV 1080i s rozlišením 3,1 megapixely a frekvencí snímání obrázků: 25 obr/sek.

#### **4.1.6 Funkce měřených svalových skupin a lokalizace elektrod**

Výběr svalů pro výzkum byl proveden na základě popisu jejich funkce, jak uvádí Janda (1996), Travell a Simons (1999), Čihák (2001) a Věle (2006). Šetřeny byly svaly jedné strany.

Ke studii byly vybrány tyto svaly:

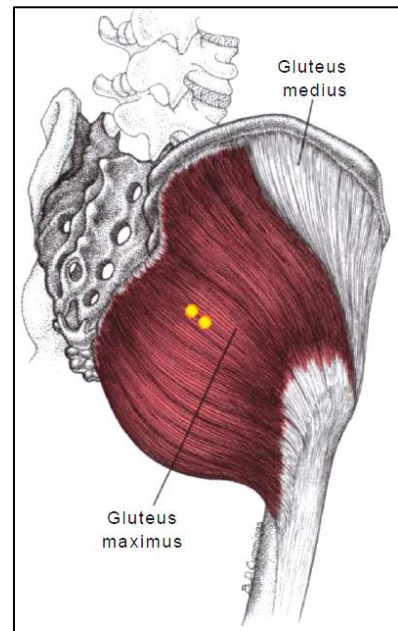
- m. gluteus maximus dx.
- m. gluteus medius dx.
- m. tibialis anterior dx.
- m. gastrocnemius dx.
- m. biceps femoris dx.
- m. quadriceps femoris - vastus medialis dx.
- m. rectus abdominis dx.

### **m. gluteus maximus**

Začátek svalu: lopata kyčelní, dorsálně od linea glutea posterior, okraj kosti křížové a kostrče, lig. sacrotuberale a povrchový list thorakolumbální fascie.

Úpon svalu: zadní okraj velkého trochanteru a pod ním tuberositas glutea. Část snopců se vzařuje do stehenní fascie a do tractus iliotibialis.

Funkce: zadní snopce - extenze a zevní rotace kyčelního kloubu, přední snopce - abdukce stehna, snopces úponem na tuberositas glutea - addukce stehna (Čihák, 2001).



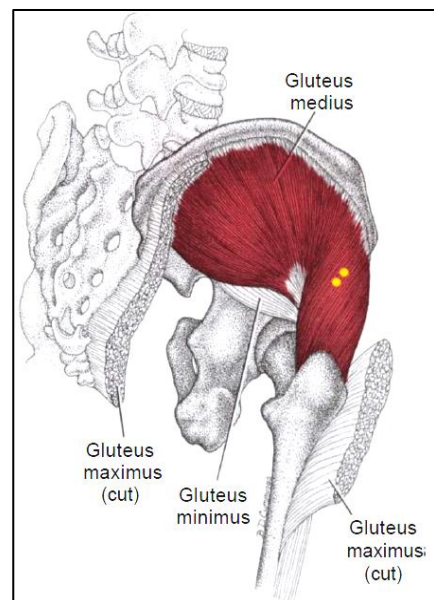
**Obr. 13** Lokalizace elektrody na m. gluteus maximus (Travell, Simons, 1999).

### **m. gluteus medius**

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 (Čihák, 2001).



**Obr. 14** Lokalizace elektrody na m. gluteus medius (Travell, Simons, 1999).



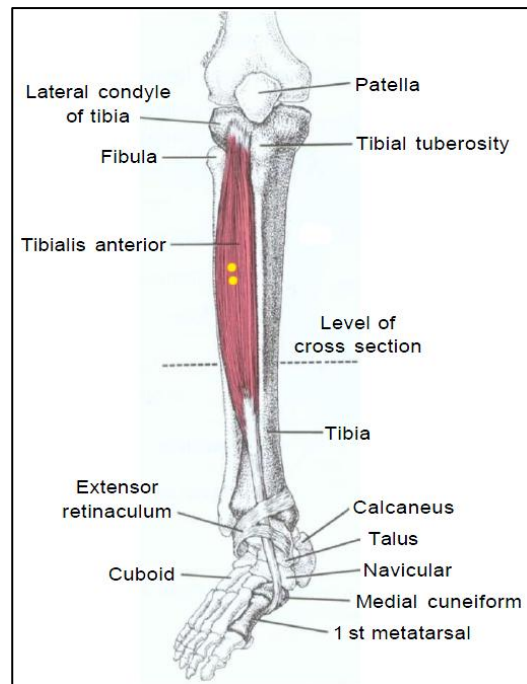
### **m. tibialis anterior**

Začátek svalu: zevní plocha tibie,

membrána inerossea cruris a  
bércová fascie.

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

Funkce: dorsální flexe a supinace v  
hlezenním kloubu (Čihák, 2001).



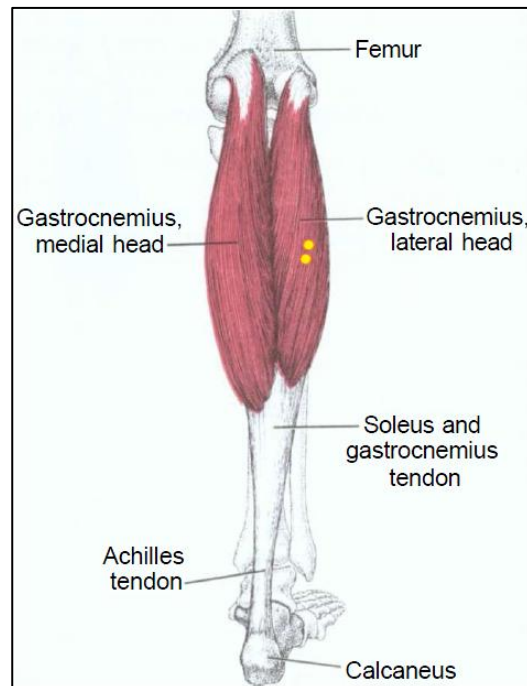
**Obr. 15** Lokalizace elektrody na *m. tibialis anterior* (Travell, Simons, 1999).

### **m. gastrocnemius - caput laterale**

Začátek: proximálně od condylus medialis  
femoris.

Úpon: obě hlavy (mediale a laterale)  
přecházejí v Achilovu šlachu a  
upínají se na tuber calcanei.

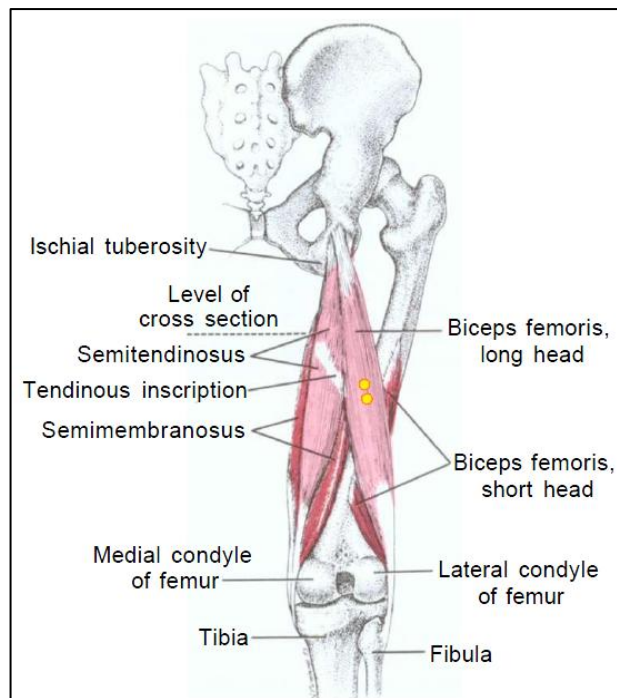
Funkce: flexe kolenního kloubu (Čihák,  
2001).



**Obr. 16** Lokalizace elektrody na *m. gastrocnemius - caput laterale* (Travell, Simons, 1999).

### **m. biceps femoris**

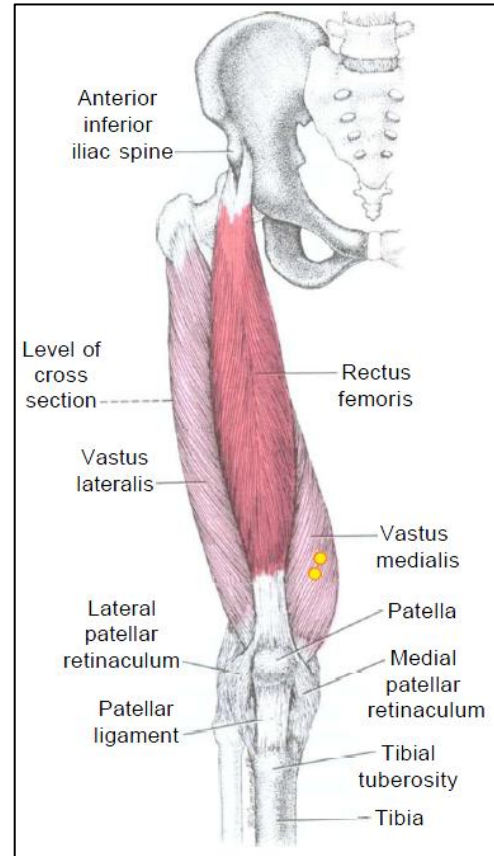
Začátek: caput longum - tuber ischiadicum, caput breve - latium laterale lineae asperae.  
Úpon: caput fibulae.  
Funkce: flexe kolenního kloubu, zevní rotace bérce při flektovaném kolenu (Čihák, 2001).



**Obr. 17** Lokalizace elektrody na *m. biceps femoris* (Travell, Simons, 1999).

### **m. quadriceps femoris - vastus medialis**

Začátek: distální část linea intertrochanterica a latium mediale linea asperae.  
Úpon: všechny čtyři části svalu quadriceps femoris (*m. vastus medialis*, *vastus lateralis*, *vastus intermedius*, *rectus femoris*) se spojují nad patelou a upínají se na patelu. Ta je svou přední plochou do úponové šlachy zavzata. Ligamentum patellae tvoří vlastní úpon svalu.  
Funkce: extenze kolenního kloubu (Čihák, 2001).



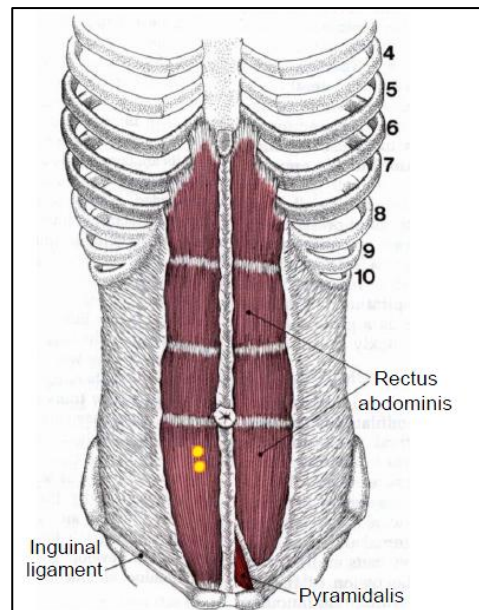
**Obr. 18** Lokalizace elektrody na *m. quadriceps femoris - vastus medialis* (Travell, Simons, 1999).

### **m. rectus abdomini**

Začátek: chrupavčité konce 5. až 7. žebra, processus xiphoideus a přilehlá ligamenta costoxiphoidea.

Úpon: os pubis mezi symfýzou a tuberculum pubicum.

Funkce: při fixované pánvi - flexe páteře tahem za hrudník, při fixovaném hrudníku - mění sklon pánve, spolupůsobí při břišním lisu, pomocný sval výdechový (Čihák, 2001).



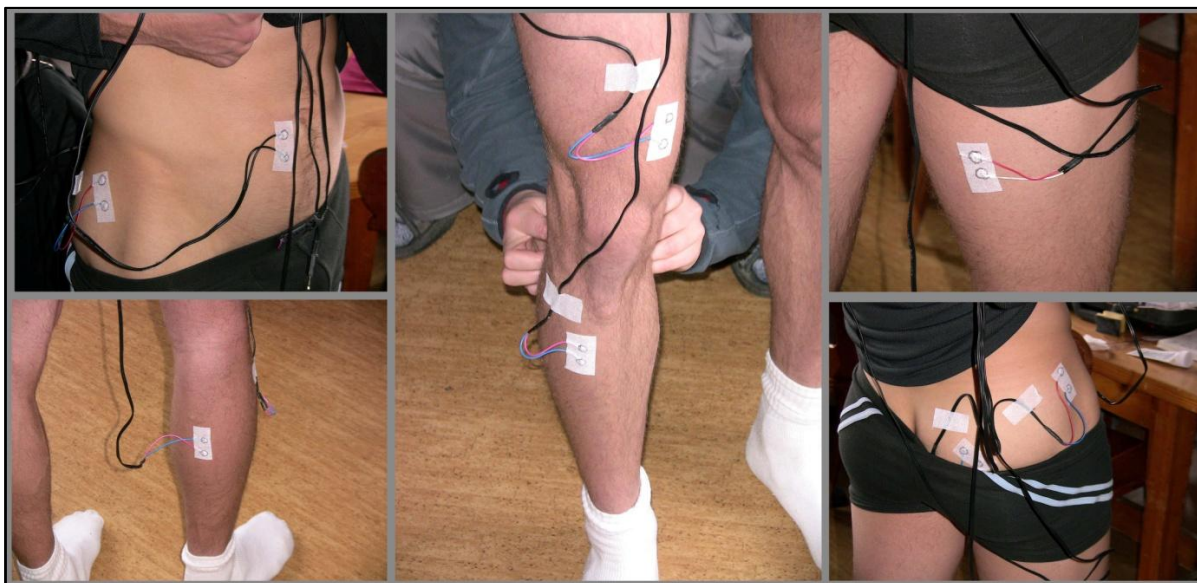
**Obr. 19** Lokalizace elektrody na m. rectus abdomini (Travell, Simons, 1999).

## **4.2 Průběh samotného výzkumu**

Na základě fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test podle Jandy (1996), simulace požadovaného pohybu a současná palpace svalů) byla stanovena nejvhodnější místa aktivity svalů na těle probanda. Na ně byly umístěny elektrody (obr. 20) a provedena kalibrace přístroje.

Před vlastním měřením bylo provedeno několik zkušebních testů pro získání reliability výsledků. Celkový časový rozptyl měření probanda byl 2 hodiny.

Nejprve byla naměřena chůze na boso a v obuvi na rovné podložce ve vnitřních prostorech chaty. Všechny ostatní způsoby bruslení ve vnějších podmínkách na rovině se sklonem 5° v upravené stopě.



**Obr. 20** Lokalizace elektrod na těle probanda.

### 4.3 Způsob zpracování a vyhodnocení dat

V průběhu měření byly jízdy snímány synchronizovanou videokamerou z důvodu získání časové informace pro hodnocení práce jednotlivých svalů. Naměřené záznamy byly z vnitřní paměti přenosného zařízení KaZe05 přeneseny do počítače a exportovány do programu Microsoft Excel. Tyto záznamy byly dále podrobeny matematickému a statistickému vyhodnocení v programu Matlab a Microsoft Excel.

Při vyhodnocení budeme postupovat z hlediska kvalitativního - posouzení průběhu EMG křivky v rámci pohybového cyklu, a z hlediska kvantitativního - stanovením maximálních kroskorelačních koeficientů svalů s jejich fázovými posuny.

#### 4.3.1 Vyhodnocení EMG záznamu

Program Matlab nám umožňuje matematicky vyhodnotit EMG záznam - maximální korelace, časový a fázový posun činnosti a dále vyjádřit míru zapojení svalu, která je vztažena k nějakému maximu (max. volní kontrakce). Při cyklickém, periodicky se opakujícím pohybu (běh, chůze, jízda na kole, běh na lyžích atd.), pozorujeme u EMG záznamu periodicky se opakující hodnoty napětí z jednotlivých svalů. Přestože určení této periody lze provést více způsoby, výsledky jsou obtížně interpretovatelné (Hojka et al., 2010).

Hojka (2010) uvádí, že pro potřeby výzkumu tedy uvažujeme o křivkách, které vychází z vlastností korelace harmonických funkcí, a pro které platí, že jejich korelace na dostatečně velkém intervalu mají specifickou hodnotu (obvykle v intervalu -1 až 1). Pokud chceme vyjádřit vzájemnou koordinaci činnosti dvou či více svalů, postačí nám korelační matice složená z korelací časových řad, které označují časový průběh napětí v jednotlivých

svalech. "Tato matice je čtvercová a symetrická a její prvky v  $i$ -tém řádku a  $j$ -tém sloupci označují korelaci dvou svalů s pořadím  $i$  a  $j$  (pro  $i=j$  je korelace rovna 1). Pokud svaly vykazují vysokou korelaci, lze je považovat za činitele konkrétního pohybu, pokud je korelace záporná, jedná se pravděpodobně o antagonisty." (Hojka et al., 2010, str. 21)

Samotné vyhodnocení korelační matice však může opomenout korelaci svalu s časovým posunem (podobně jako korelace funkcí  $\sin(t)$  a  $\cos(t)$ , jež mají stejný tvar křivky, který je pouze o čtvrtinu fáze posunutý). Pro tyto potřeby vyhodnocení vzniká korelace jako funkce časového posunu  $\tau$  [s] jednoho měření vůči druhému:

$$cor(i, j, \tau) = cor[x(t + \tau), y(t)]$$

kde  $x(t)$  a  $y(t)$  jsou hodnoty elektrického napětí ve svalech  $i$ ,  $j$ . Při periodickém průběhu funkce, můžeme v každém cyklu identifikovat maxima funkce  $cor(i, j, \tau)$ , které přísluší fázovému posunu svalové činnosti (Hojka et al., 2010).

"Pokud svaly pracují v podobném režimu, měly by být i jejich dominantní frekvence shodné a tedy i maximální korelační koeficient při posunutí jednoho signálu vůči druhému vysoký (0,7 a více). Pokud svaly působí jako antagonisté, měla by být jejich původní korelace nízká až záporná. V případě že svaly působí v jiném režimu (např. hnací sval pohybu vs. stabilizátor), lze jejich korelaci očekávat v rozmezí 0,2-0,5, a to nezávisle na posunu jednoho měření vůči druhému." (Hojka et al., 2010, str. 22)

Pokud budeme mít dva EMG signály se stejnou periodou, můžeme uvažovat, že bude existovat časový posun  $t_s$ , takže korelace signálu  $x$  posunutého o  $t_s$  a signálu  $y$  bude maximální, čili signály se budou nacházet ve stejné fázi. Platí vztah:

$$t_s(y, x) = \tau \quad \tau = \max cor[x(t + \tau), y(t)] \quad \tau \in \langle 0|T \rangle$$

Tento koeficient budeme nazývat časový posun činnosti svalu  $y$  za svalem  $x$ . Pro každou periodu by měl takový koeficient existovat (tzn.  $0 \leq t_s \leq T$ ; kde  $T$  je perioda pohybu) (Hojka et al., 2010).

Hojka (2010) se zmiňuje, že u cyklických pohybů, které mají různou periodu, nám nevystačí pouhé porovnání časového posunu. Pokud chceme porovnávat timing zapojení jednotlivých svalů, nabízí se možnost porovnávat relativní časový posun vztažený vůči periodě pohybu. Fázový posun svalové činnosti  $\varphi(x, y)$  definujeme jako podíl časového posunu činnosti dvou svalů  $t_s(y, x)$  a periody činnosti dvojice svalů  $T(x, y)$ , tedy:

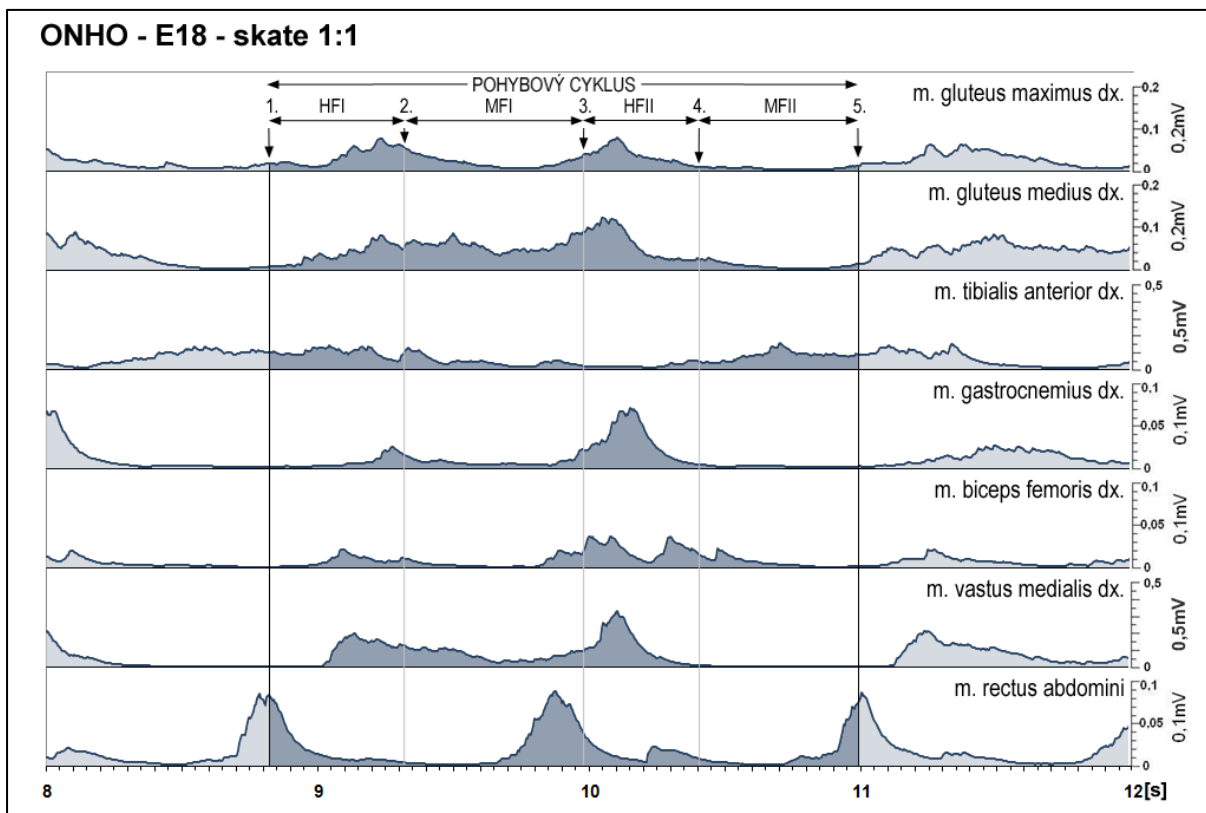
$$\varphi(x, y) = \frac{t_s(x, y)}{T(x, y)}$$



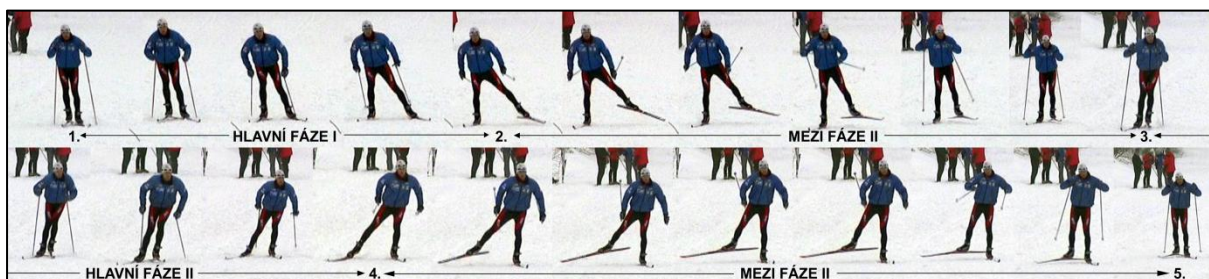
## 5 VÝSLEDKY PRÁCE

### 5.1 Intraindividuální porovnání EMG křivek

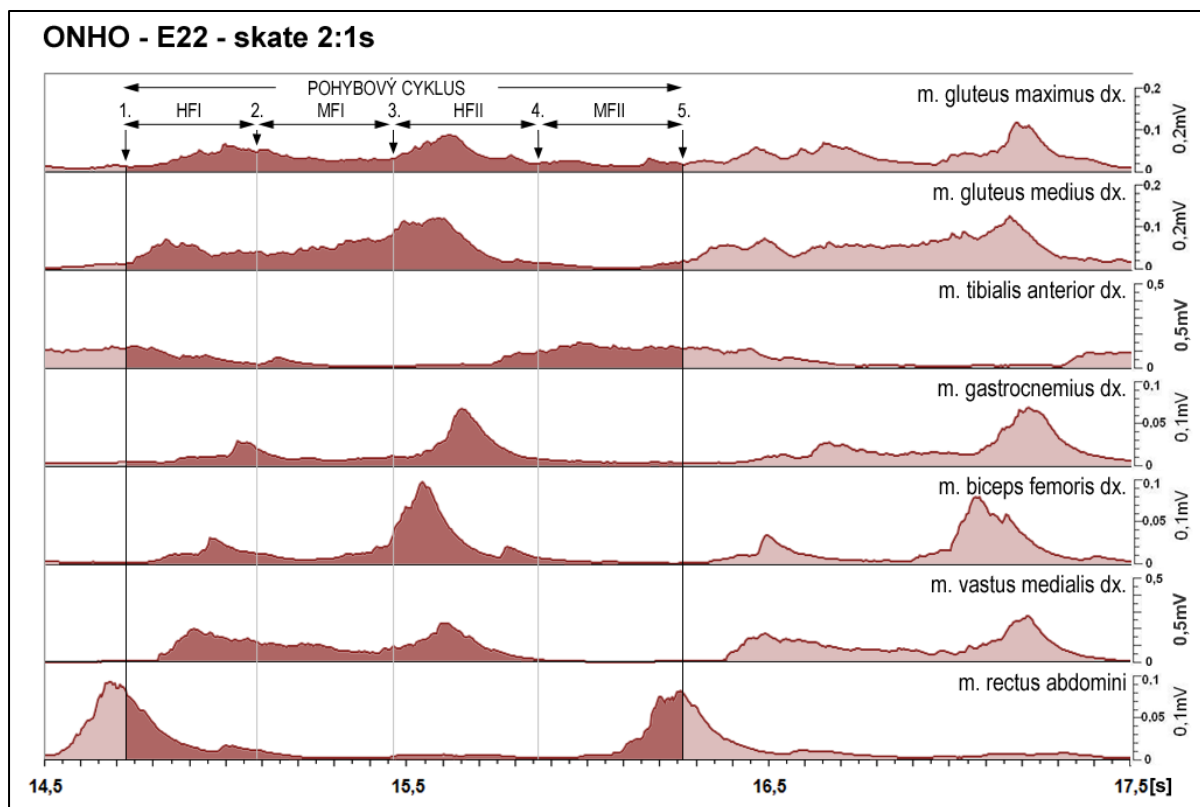
Grafy 1 až 4 nám umožní intraindividuální porovnání průběhu EMG křivek v rámci jednoho pohybového cyklu s jeho vyznačenými fázemi. Pod grafy je uveden kinogram (s frekvencí 10 obrázků za sekundu) pro představu polohy probanda v jednotlivých fázích pohybu.



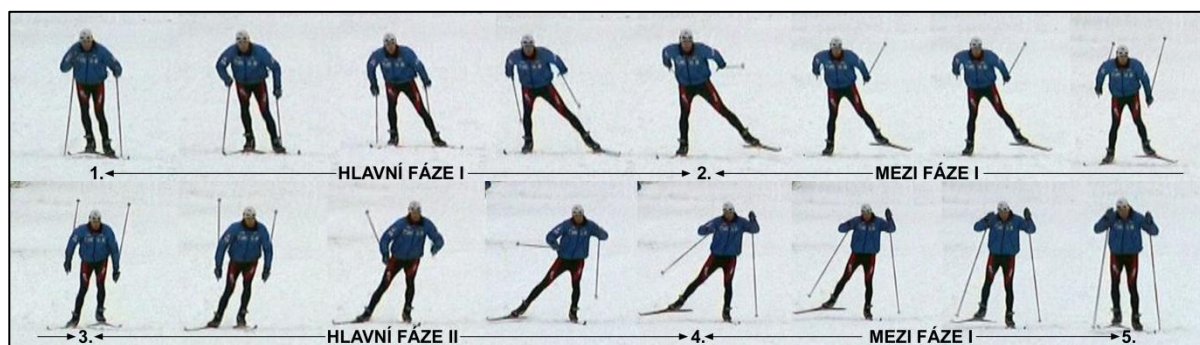
**Graf 1** Průběh EMG záznamu v rámci jednoho pohybového cyklu při oboustranném bruslení jednodobém (HF - Hlavní fáze, MF - Mezi fáze).



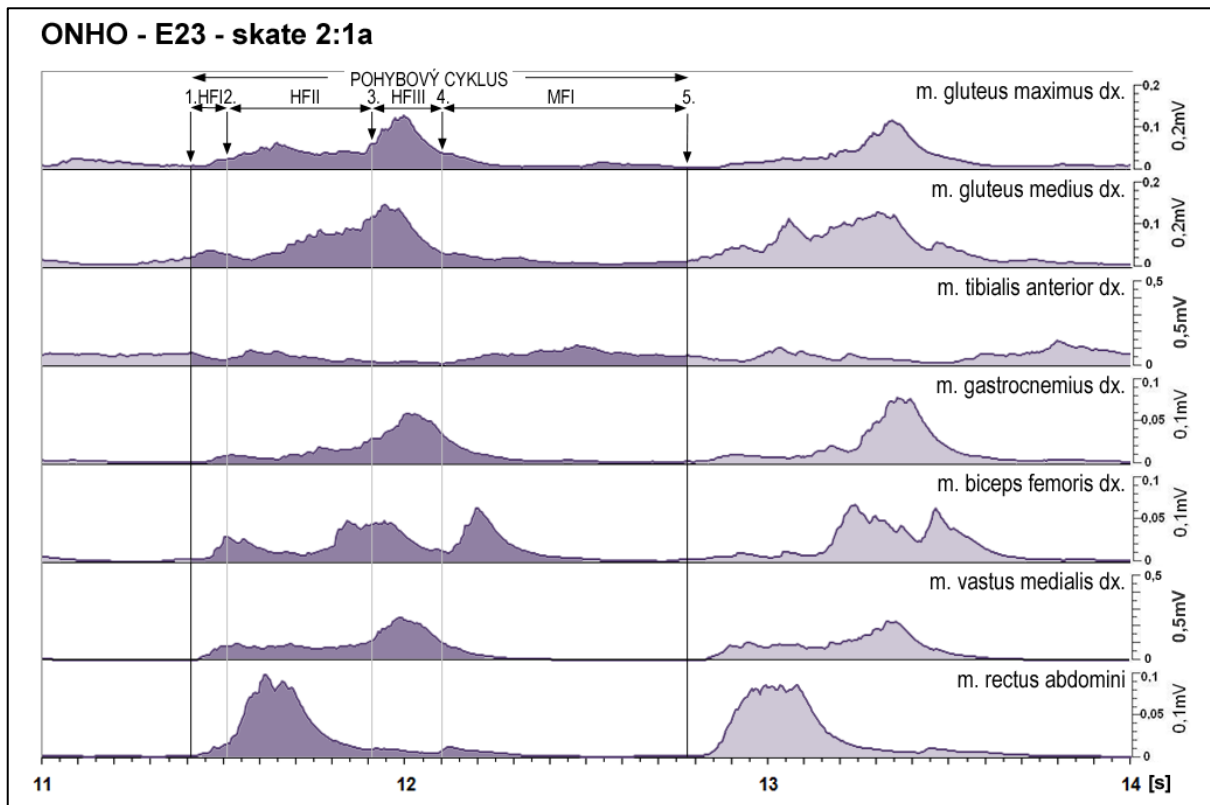
**Obrázek 21** Kinogram oboustranného bruslení jednodobého - pohybový cyklus s vyznačenými fázemi pohybu.



**Graf 2** Průběh EMG záznamu v rámci jednoho pohybového cyklu při oboustranném bruslení dvoudobém se symetrickým pohybem paží (HF - Hlavní fáze, MF - Mezi fáze).



**Obrázek 22** Kinogram oboustranného bruslení dvoudobého se symetrickým pohybem paží - pohybový cyklus s vyznačenými fázemi pohybu.

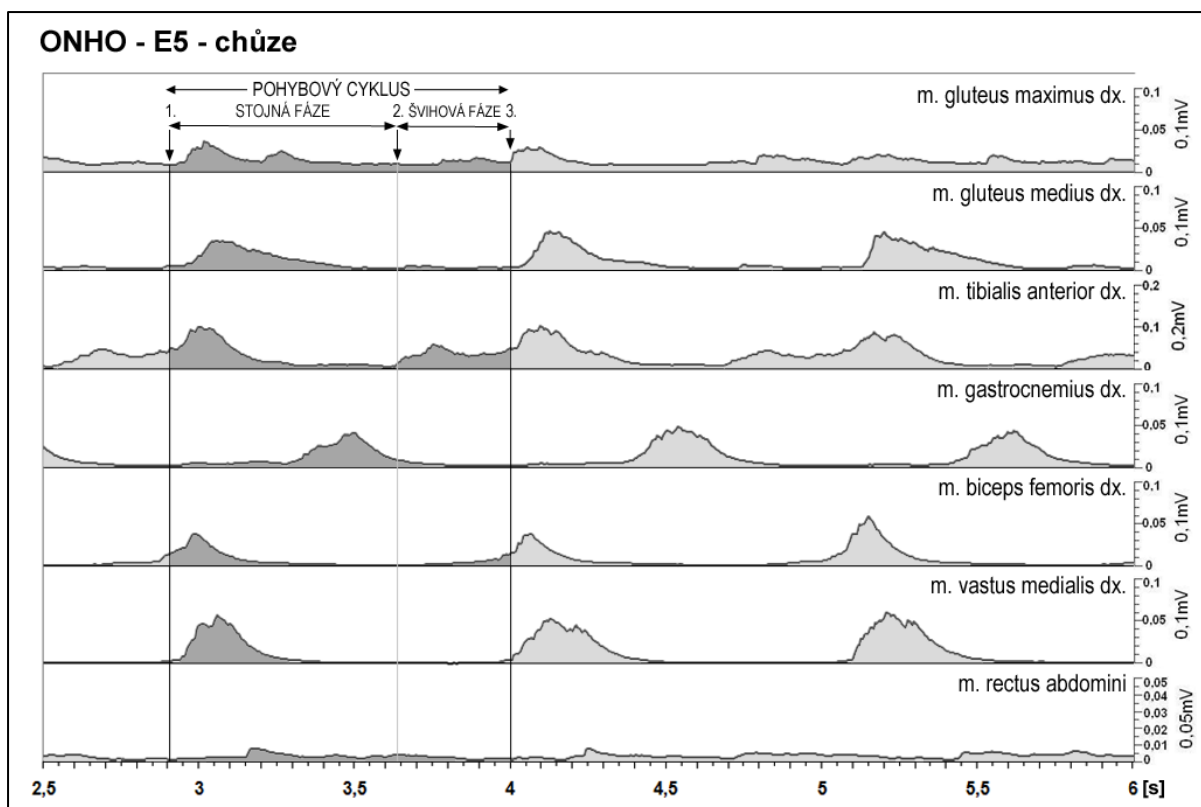


**Graf 3** Průběh EMG záznamu v rámci jednoho pohybového cyklu při oboustranném bruslení dvoudobém s asymetrickým pohybem paží (HF - Hlavní fáze, MF - Mezi fáze).



**Obrázek 23** Kinogram oboustranného bruslení dvoudobého s asymetrickým pohybem paží - pohybový cyklus s vyznačenými fázemi pohybu.





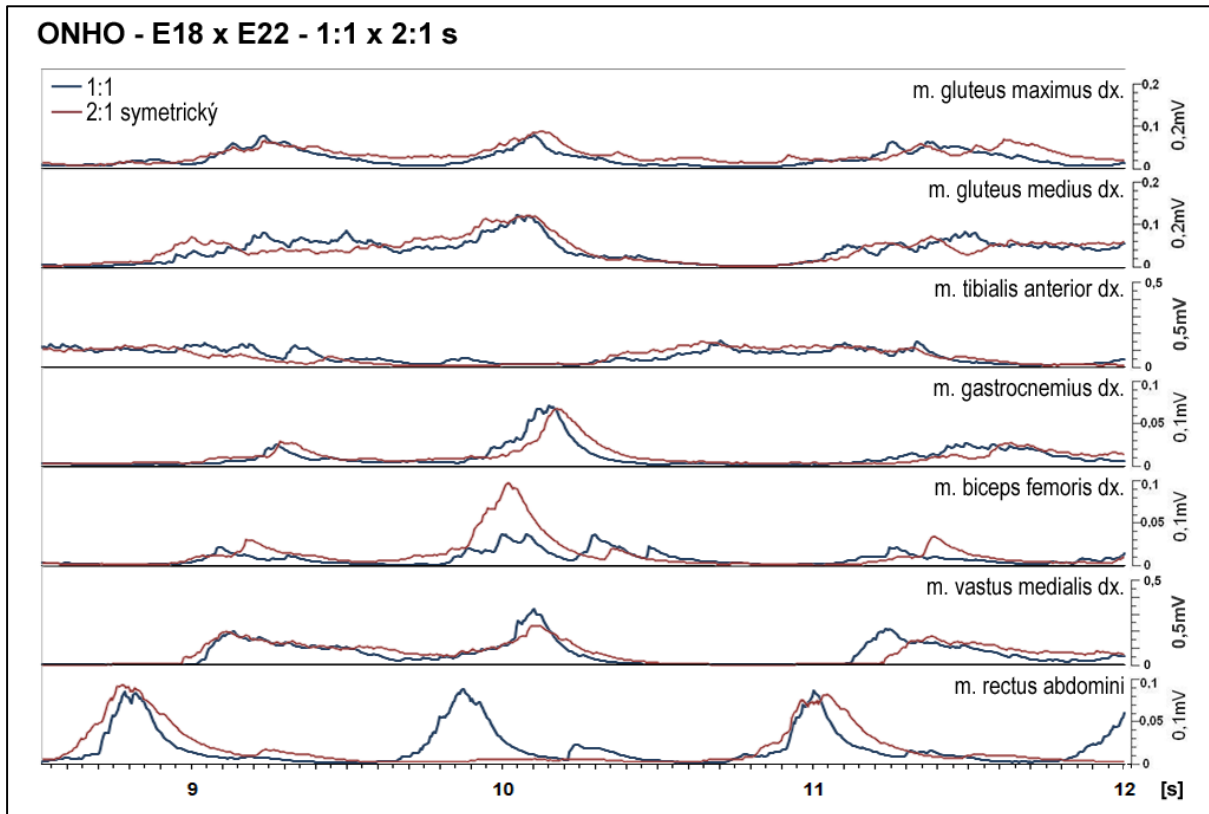
**Graf 4** Průběh EMG záznamu v rámci jednoho pohybového cyklu při chůzi.



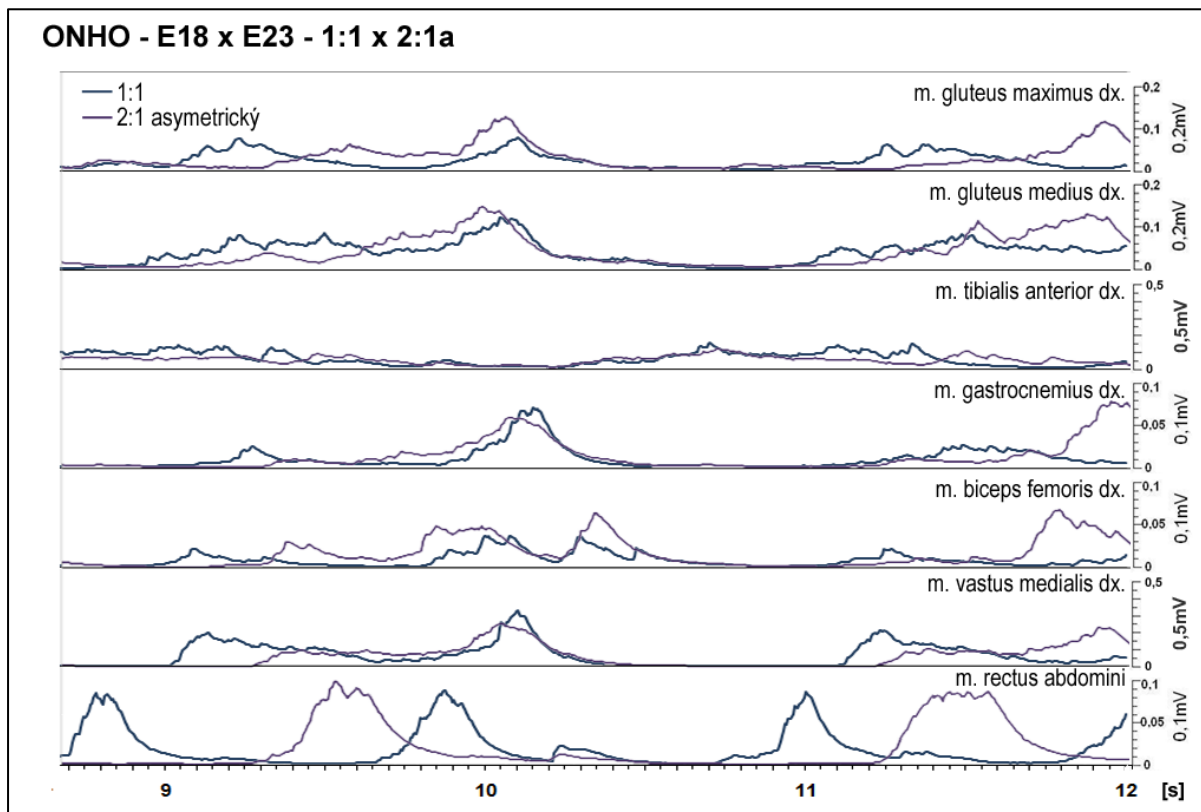
**Obrázek 24** Kinogram chůze - pohybový cyklus s vyznačenými fázemi pohybu.

## 5.2 Porovnání EMG křivek se sjednoceným pohybovým cyklem

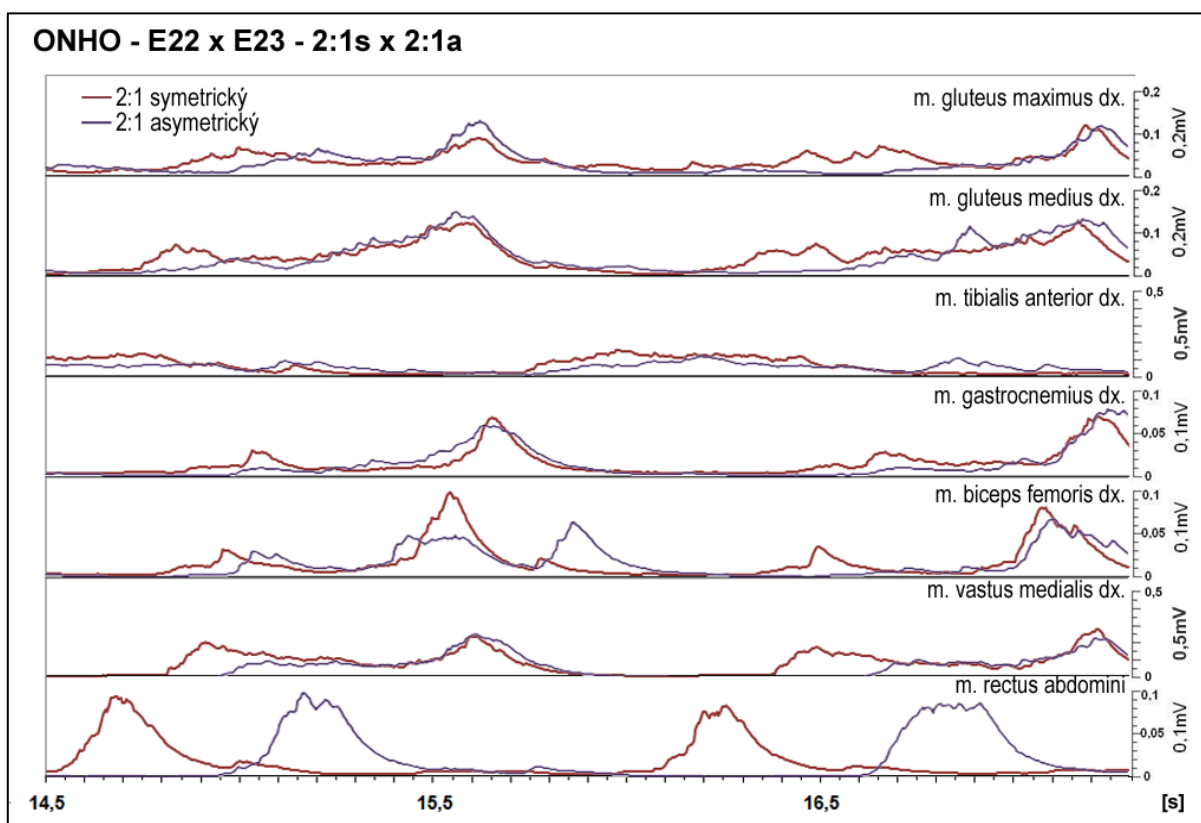
Následující grafy 5 až 7 porovnávají EMG křivky jednotlivých způsobů bruslení v rámci jednoho pohybového cyklu. Časové osy sledovaných aktivit byly vždy sjednoceny podle krokových fází.



**Graf 5** Intraindividuální porovnání EMG záznamu v průběhu jednoho pohybového cyklu: oboustranné bruslení jednodobé a oboustranné bruslení dvoudobé se symetrickou prací paží.



**Graf 6** Intraindividuální porovnání EMG záznamu v průběhu jednoho pohybového cyklu: oboustranné bruslení jednodobé a oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickou prací paží.



**Graf 7** Intraindividuální porovnání EMG záznamu v průběhu jednoho pohybového cyklu: bruslení dvoudobé se symetrickou prací paží a oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickou prací paží.

### 5.3 Maximální kroskorelační matice EMG křivek

V tabulkách 1 až 4 jsou zobrazeny hodnoty maximálních kroskorelačních koeficientů z křivek EMG.

(1,0 ; 0,7) - významně vysoká míra korelace (v Tabulkách č. 1-4 označeno tmavě červeně)

(0,7; 0,3) - středně vysoká míra korelace (v Tabulkách č. 1-4 označeno světle červeně)

(0,3; 0,0) - nevýznamná míra korelace (v Tabulkách č. 1-4 označeno šedivě)

**Tabulka č. 1:** Korelační matice EMG mezi sledovanými svaly - oboustranné bruslení jednodobé.

ONHO - E17 - Skate 1:1 - max. korelace							
Svaly	m. gluteus max. dx.	m. gluteus med. dx.	m. tibialis anterior dx.	m. gastrocnemius dx.	m. biceps femoris dx.	m. vastus medialis dx.	m. rectus abdomini
m. gluteus max. dx.	1	0,77	0,57	0,66	0,67	0,91	0,69
m. gluteus med. dx.		1	0,71	0,92	0,72	0,87	0,79
m. tibialis anterior dx.			1	0,57	0,56	0,68	0,33
m. gastrocnemius dx.				1	0,68	0,75	0,86
m. biceps femoris dx.					1	0,69	0,48
m. vastus medialis dx.						1	0,76
m. rectus abdomini							1

**Tabulka č. 2:** Korelační matice EMG mezi sledovanými svaly - oboustranné bruslení dvoudobé se symetrickou prací paží.

ONHO - E22 - Skate 2:1s - max. korelace							
Svaly	m. gluteus max. dx.	m. gluteus med. dx.	m. tibialis anterior dx.	m. gastrocnemius dx.	m. biceps femoris dx.	m. vastus medialis dx.	m. rectus abdomini
m. gluteus max. dx.	1	0,86	0,66	0,93	0,88	0,91	0,88
m. gluteus med. dx.		1	0,74	0,91	0,84	0,94	0,84
m. tibialis anterior dx.			1	0,69	0,65	0,65	0,56
m. gastrocnemius dx.				1	0,96	0,94	0,93
m. biceps femoris dx.					1	0,87	0,91
m. vastus medialis dx.						1	0,83
m. rectus abdomini							1

**Tabulka č. 3:** Korelační matice EMG mezi sledovanými svaly - oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickou prací paží.

ONHO - E23 - Skate 2:1a - max. korelace							
Svaly	m. gluteus max. dx.	m. gluteus mad. dx.	m. tibialis anterior dx.	m. gastrocnemius dx.	m. biceps femoris dx.	m. vastus medialis dx.	m. rectus abdomini
m. gluteus max. dx.	1	0,89	0,75	0,95	0,80	0,92	0,92
m. gluteus mad. dx.		1	0,75	0,90	0,77	0,95	0,82
m. tibialis anterior dx.			1	0,55	0,48	0,46	0,62
m. gastrocnemius dx.				1	0,80	0,88	0,93
m. biceps femoris dx.					1	0,74	0,88
m. vastus medialis dx.						1	0,81
m. rectus abdomini							1

**Tabulka č. 4:** Korelační matice EMG mezi sledovanými svaly - chůze.

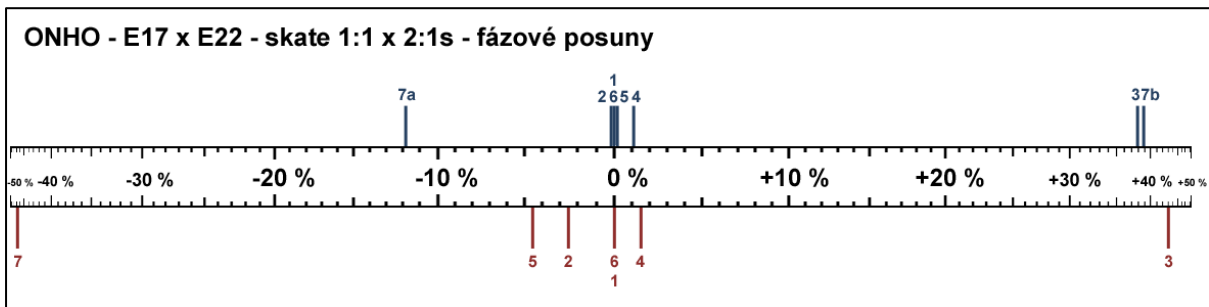
ONHO - E5 - Chůze - max. korelace							
Svaly	m. gluteus max. dx.	m. gluteus mad. dx.	m. tibialis anterior dx.	m. gastrocnemius dx.	m. biceps femoris dx.	m. vastus medialis dx.	m. rectus abdomini
m. gluteus max. dx.	1	0,47	0,21	0,01	0,45	0,59	0,19
m. gluteus mad. dx.		1	0,28	-0,03	0,49	0,73	0,05
m. tibialis anterior dx.			1	-0,37	0,46	0,45	-0,13
m. gastrocnemius dx.				1	-0,13	0,02	0,41
m. biceps femoris dx.					1	0,49	0,06
m. vastus medialis dx.						1	0,12
m. rectus abdomini							1

## 5.4 Fázové posuny maximálních korelací

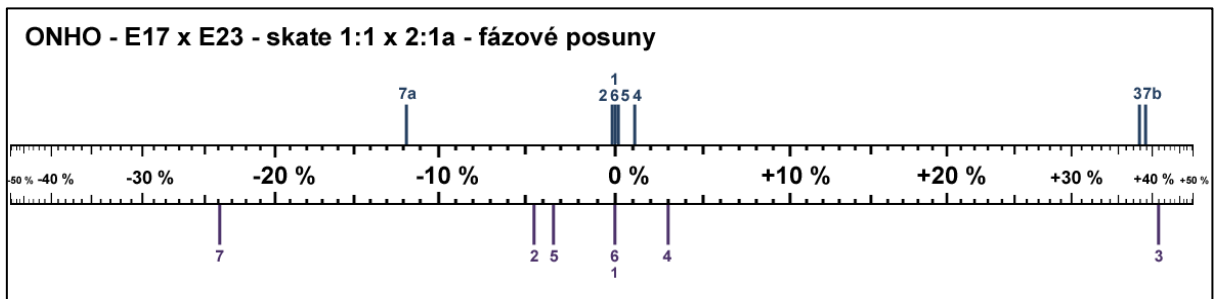
V tabulce č. 5 jsou uvedeny fázové posuny maximálních korelací nástupů aktivace měřených svalů v rámci průměrného pohybového cyklu v intervalu -50 % až +50 % vztažené ke svalu m. gluteus maximus. Tyto hodnoty jsou vyneseny na osu a porovnány v grafech 8 až 13. V tabulce č. 6 je pak uvedeno pořadí nástupu aktivace svalů v jednotlivých způsobech bruslení a při chůzi, přičemž tmavě červenou jsou zvýrazněny svaly se společným pořadím ve třech pozorováních a světle červenou jsou zvýrazněny svaly se společným pořadím ve dvou pozorováních.

**Tabulka č. 5:** Fázové posuny rozhodujících nástupů svalových aktivací.

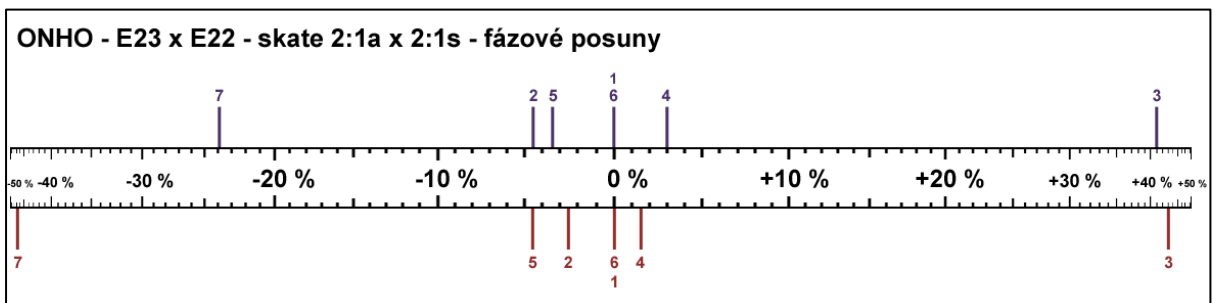
ONHO - fázové posuny [%]							
Svaly	m. gluteus max. dx.	m. gluteus med. dx.	m. tibialis anterior dx.	m. gastrocnemius dx.	m. biceps femoris dx.	m. vastus medialis dx.	m. rectus abdomini
E17 - 1:1	0,0	-0,7	37,9	1,2	0,5	-0,2	-11,8
E22 - 2:1s	0,0	-2,5	43,3	1,5	-4,6	-0,3	-47,9
E23 - 2:1a	0,0	-4,5	41,0	3,0	-3,4	-0,4	-23,9
E5 - chůze	0,0	3,3	0,8	40,5	-0,5	1,2	7,5



**Graf 8** Porovnání timingu nástupu aktivace svalů při oboustranném bruslení jednodobém (modře) a oboustranném bruslení dvoudobém se symetrickou prací paží (červeně) (1-m. gluteus max., 2-m. gluteus med., 3-m. tibialis ant., 4-m. gastrocnemius, 5-m. biceps femoris, 6-m. vastus medialis, 7a, 7b-rectus abdomini).

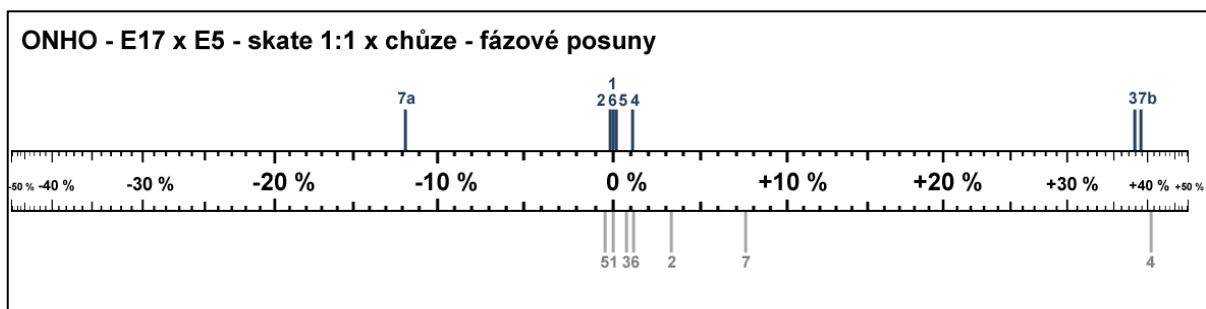


**Graf 9** Porovnání timingu nástupu aktivace svalů při oboustranném bruslení jednodobém (modře) a oboustranném bruslení dvoudobém s asymetrickou prací paží (fialově) (1-m. gluteus max., 2-m. gluteus med., 3-m. tibialis ant., 4-m. gastrocnemius, 5-m. biceps femoris, 6-m. vastus medialis, 7a, 7b-rectus abdomini).

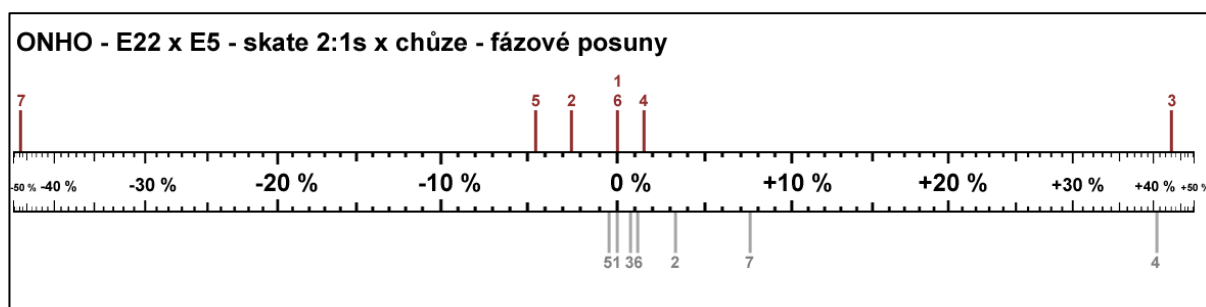


**Graf 10** Porovnání timingu nástupu aktivace svalů při oboustranném bruslení dvoudobém s asymetrickou prací paží (fialově) a oboustranném bruslení dvoudobém se symetrickou prací paží (červeně) (1-m. gluteus max., 2-m. gluteus med., 3-m. tibialis ant., 4-m. gastrocnemius, 5-m. biceps femoris, 6-m. vastus medialis, 7-rectus abdomini).

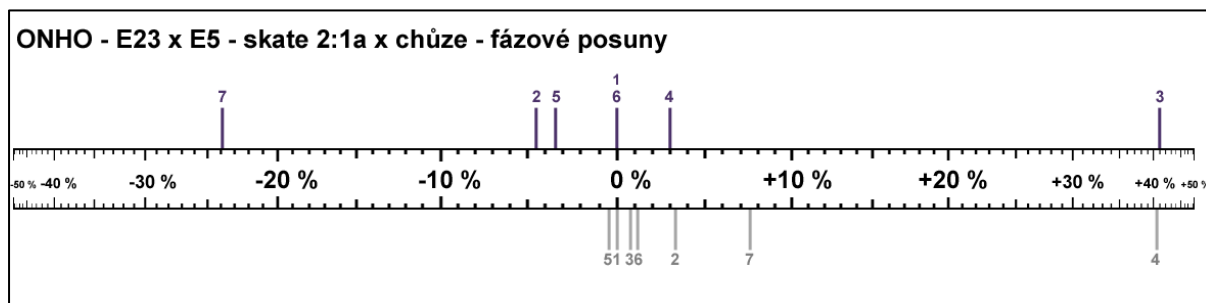




**Graf 11** Porovnání timingu nástupu aktivace svalů při oboustranném bruslení jednodobém (modře) a chůzi (šedivě) (1-m. gluteus max., 2-m. gluteus med., 3-m. tibialis ant., 4-m. gastrocnemius, 5-m. biceps femoris, 6-m. vastus medialis, 7a, 7b-rectus abdomini).



**Graf 12** Porovnání timingu nástupu aktivace svalů při oboustranném bruslení dvoudobém se symetrickou prací paží (červeně) a chůzi (šedivě) (1-m. gluteus max., 2-m. gluteus med., 3-m. tibialis ant., 4-m. gastrocnemius, 5-m. biceps femoris, 6-m. vastus medialis, 7-rectus abdomini).



**Graf 13** Porovnání timingu nástupu aktivace svalů při oboustranném bruslení dvoudobém s asymetrickou prací paží (fialově) a chůzi (šedivě) (1-m. gluteus max., 2-m. gluteus med., 3-m. tibialis ant., 4-m. gastrocnemius, 5-m. biceps femoris, 6-m. vastus medialis, 7-rectus abdomini).

**Tabulka č. 6:** Pořadí aktivace svalů při bruslení a chůzi.

ONHO - E5xE17xE22xE23 - pořadí nástupů				
Pořadí	1:1	2:1s	2:1a	chůze
1.	m. rectus abdomini	m. rectus abdomini	m. rectus abdomini	m. biceps femoris
2.	m. gluteus medius	m. biceps femoris	m. gluteus medius	m. gluteus maximus
3.	m. vastus medialis	m. gluteus medius	m. biceps femoris	m. tibialis anterior
4.	m. gluteus maximus	m. vastus medialis	m. vastus medialis	m. vastus medialis
5.	m. biceps femoris	m. gluteus maximus	m. gluteus maximus	m. gluteus medius
6.	m. gastrocnemius	m. gastrocnemius	m. gastrocnemius	m. rectus abdomini
7.	m. tibialis anterior	m. tibialis anterior	m. tibialis anterior	m. gastrocnemius

## 6 DISKUZE

V diskuzi budeme používat výraz aktivace svalů, přestože jsme si vědomi problematiky vztahu: záznam EMG potenciálů - svalová práce - svalová aktivita, která navíc souvisí s lokalizací elektrod. Platnost výsledků získaných prostřednictvím EMG vyplývá z charakteru výzkumu - případové studie. Omezení byla již zmíněna v metodologické části práce, přičemž forma výzkumu je zmíněna výběrem probanda - profesionálního závodníka se stálou vysokou úrovní techniky sportovního pohybu. EMG záznam tak považujeme za nejprístupnější a nejvěrnější charakteristiku práce jednotlivých svalů při pohybové aktivitě v terénu.

### 6.1 Intraindividuální porovnání EMG křivek

Při celkovém pohledu na Grafy 1 až 4 můžeme u každého svalu v průběhu cyklu pozorovat jak jeho činnost aktivní (sval pracuje, křivka vrcholí), tak pasivní (sval relaxuje, křivka stagnuje). Stereotyp opakování těchto fází v daném časovém úseku vypovídá o fixované technice probanda v průběhu bruslení i chůze. Vycházeli jsme z popisu pohybu definovaných Scherrerem (1998) a Götz-Neumann (2002).

V Grafu 1 je v začátku HFI aktivní m. rectus abdomini v důsledku předklonu trupu a postupného tlaku do holí. Jeho činnost postupně klesá, protože po dokončení odpichu se trup opět napřimuje. Při bruslení jednodobém dochází v průběhu jednoho pohybového cyklu ke dvěma odpichům, proto jeho aktivitu můžeme pozorovat i v závěru MFI opět při předklonu trupu. Za kulminačním maximem na konci MFI můžeme pozorovat druhou, nesrovnatelně menší kulminaci, která s největší pravděpodobností souvisí s retroverzí pánve, při které je odražená dolní končetina posunována směrem vpřed a boky protlačovány dopředu. Během pokládání lyže na sníh v průběhu HFI jsou aktivovány svaly m. gastrocnemius, m. biceps femoris a m. vastus medialis, kterým pomáhají m. gluteus maximus a medius, pro plynulejší položení skluzové lyže. Svaly budou aktivní po celou dobu skluzové fáze lyže a jejich aktivita bude zakončena odrazem z vnitřní hrany, který můžeme v grafu vyzorovat v průběhu HFII. Všechny tři svaly (m. gastrocnemius, m. biceps femoris a m. vastus medialis) se podílejí na úhlovém nastavení kolene v průběhu cyklu, protože se jedná o flexory a extenzor kolenního kloubu. V průběhu odrazu můžeme pozorovat nárůst aktivity v hýžd'ových svalech (m. gluteus maximus a medius), v m. vastus medialis a m. gastrocnemius, spojený s nízkou aktivací tibialis anterior. Dochází k fenoménu trojextenze v kloubech, který je fylogeneticky podmíněn a byl již pozorován (Kračmar, 2006; Finková, 2008). Hýžd'ové svaly, m. gluteus maximus a medius, mají velmi podobný průběh. Ten si můžeme vysvětlit jejich společnou



funkcí, abdukci dolní končetiny, ke které periodicky dochází v průběhu celého pohybového cyklu mimo navrácení dolní končetiny do přípravy na skluz po odraze. Proto je aktivita těchto svalů v závěru MFII nízká. V druhé polovině pohybového cyklu můžeme vyčíst zvýšenou aktivitu m. tibialis anterior, který stabilizuje chodidlo v dorzální flexi po odraze, aby nedošlo k položení špičky lyže na sníh. Navíc zajišťuje předozadní stabilitu a podílí se na udržování dynamické rovnováhy. Jelikož se proband pohybuje v průběhu pohybu celou dobu v dynamické rovnováze, je tento sval aktivován téměř neustále. V závislosti na kinogramu (*obr. 21*) se nám potvrdila součinnost odpichu s odrazem tak, jak ho popsala Finková (2008). Celková doba jednoho pozorovaného pohybového cyklu je 2,14 sekund.

Oboustranné bruslení dvoudobé se symetrickou prací paží má z hlediska průběhu svalové aktivity velmi podobný průběh jako bruslení jednodobé. Z Grafu 2 je také v začátku HF I aktivní m. rectus abdomini v důsledku předklonu trupu a postupného tlaku do holí. Jeho činnost v průběhu fáze postupně klesá díky dokončení odpichu a napřimování trupu. K další aktivaci dochází až na konci pohybového cyklu. Oproti bruslení jednodobému zde postrádáme druhé kulminační maximum. V průběhu HF I se aktivují svaly m. gastrocnemius, m. biceps femoris a m. vastus medialis, které budou aktivní po celou dobu skluzové fáze lyže. Jejich činnost bude zakončena odrazem z vnitřní hrany v HFII, což se projeví v kulminaci křivky svalů. Pokládání lyže na sníh je opět podpořeno i aktivitou svalů m. gluteus maximus a medius pro plynulejší položení lyže. V grafu můžeme opět vypořadovat fenomén trojextenze v jednotlivých kloubech. Hýžděové svaly gluteus maximus a medius mají podobný průběh, který si vysvětlujeme jejich společnou funkcí. Tou je, stejně jako při bruslení jednodobém, abdukce dolní končetiny, ke které periodicky dochází v průběhu celého pohybového cyklu. V závěru MFII aktivita hýžděových svalů klesá v důsledku navrácení dolní končetiny do přípravy na skluz po odraze. Předozadní stabilitu zajišťuje m. tibialis anterior, který se podílí na udržování dynamické rovnováhy. Tento sval je aktivován neustále, přičemž zvýšenou aktivitu můžeme pozorovat po dokončení odrazu, kdy stabilizuje chodidlo v dorzální flexi, aby nedošlo k položení špičky lyže na sníh. Celková doba jednoho pozorovaného pohybového cyklu je 1,55 sekund.

Graf 3 nám zobrazuje průběh EMG křivky v průběhu oboustranného bruslení dvoudobého s asymetrickou prací paží na pravou stranu, kde odraz z levé lyže je podpořen soupažným odpichem paží. Na začátku HF I dochází ke společné aktivaci svalů m. rectus abdomini, m. gastrocnemius, m. biceps femoris a m. vastus medialis. Příčinu této spolupráce si vysvětlujeme současným položením skluzové lyže na sníh a provedením odpichu, při

kterém se trup předklání. Doba působení aktivity m. rectus abdomini je zde delší díky časovému prodloužení odpichu pažemi - působí po delší dobu pohybového cyklu. Navíc dochází k jeho aktivaci v začátku MF, kde způsobuje retroverzi pánve, při které je odražená dolní končetina posunována směrem vpřed a boky protlačovány dopředu. Křivky hýžd'ových svalů m. gluteus maximus a medius mají velmi podobný průběh díky společné práci v průběhu cyklu, který kulminuje v čase odrazu v HFIII. Opět zde můžeme pozorovat současnou aktivaci gluteálních svalů, m. vastus medialis a m. gastrocnemius, s poklesem aktivity m. tibialis anterior v HFIII - dochází k trojextenzi v kloubech popsané u výše zmíněných způsobů bruslení. M. tibialis anterior opět kontroluje svojí aktivitou dynamickou rovnováhu - mírná aktivita v průběhu HFI a HFII, a stabilizuje chodidlo v dorzální flexi, aby nedošlo k položení špičky lyže na sníh - aktivita v průběhu Mezi fáze. Celková doba jednoho pozorovaného pohybového cyklu je 1,36 sekund.

Chůze je znázorněna v Grafu 4, kde již na první pohled můžeme rozpoznat, že většina svalů v průběhu cyklu kulminuje pouze jednou a průběh samotné svalové aktivity je vždy po relativně krátkou dobu. Výjimku tvoří m. gluteus maximus, který je aktivován po celou dobu pohybu a můžeme u něj jako jediného rozpoznat dvě kulminace na začátku stejné fáze. M. gluteus medius kopíruje průběh pohybu m. gluteus maximus s absencí druhé kulminace. V průběhu švihové fáze je aktivován m. tibialis anterior, který se podílí na odrazu a následném přenesení chodidla směrem vpřed. Zde udržuje chodidlo v dorzální flexi, aby nedošlo k zakopnutí, a první kontakt s podložkou je díky aktivaci v oblasti paty. M. gastrocnemius je aktivován v závěru stejné fáze, protože je nutný pro odvíjení planty od podložky před odrazem. Díky stabilizaci kolene aktivitou extenzorů může flexor kolenního kloubu m. biceps femoris uplatnit svoji funkci jako extenzor kyčelního kloubu, která se projevuje v EMG křivce na začátku stejné fáze. Aktivitu m. vastus medialis si můžeme vysvětlit postupným napřimováním dolní končetiny v průběhu stejné fáze, kde se podílí na extenzi v kolenním kloubu. V průběhu křivek není pozorována současná trojextenze v kyčelním kloubu, ale dochází k ní postupně - v pořadí kloub kyčelní, kolenní a hlezání. Téměř minimální aktivitu můžeme pozorovat u m. rectus abdomini, který se nijak nepodílí na lokomoci. Předpokládáme, že jeho aktivita souvisí pouze se změnou polohy pánve. Celková doba jednoho pozorovaného pohybového cyklu je 1,06 sekund.

## 6.2 Porovnání EMG křivek se sjednoceným pohybovým cyklem

V grafu 5 porovnááme oboustranné bruslení jednodobé s dvoudobým se symetrickou prací paží. Již při prvním pohledu je patrné, že analyzované svaly vykazují podobnou aktivitu v průběhu pohybového cyklu. Dochází ke shodě jak v nástupu aktivace, v kulminaci křivky, tak v odeznění svalové aktivity. Jediný kvalitativně hodnotitelný rozdíl nastává ve dvou případech - v zapojení m. rectus abdomini v průběhu cyklu a v rozdílné velikosti aktivace m. biceps femoris. Aktivita m. rectus abdomini je v obou případech stejná. Při bruslení jednodobém však dochází k jeho aktivaci dvakrát za pohybový cyklus, kdežto při bruslení dvoudobém se symetrickou prací paží pouze jednou. Příčinou rozdílu je odpich paží spojený s předklonem trupu. Zvýšenou velikost aktivace m. biceps femoris si vysvětlujeme zvýšenou flexí v kolenním kloubu, protože odraz není tak jako při jednodobém bruslení podpořen soupažným odpichem. Proto musí dojít k většímu pokrčení dolní končetiny, aby se proband mohl intenzivněji odrazit z vnitřní hrany lyže.

Při porovnání oboustranného bruslení jednodobého s dvoudobým bruslením s asymetrickou prací paží v Grafu 6 můžeme opět vyzorovat podobnost ve svalové aktivitě na analyzovaných svalech. Hýžd'ové svaly, m. gluteus maximus a medius, při bruslení jednodobém vykazují delší dobu působení, ale naopak menší nástup svalové aktivity. Důvodem pro delší dobu působení bude s největší pravděpodobností délka skluzové fáze, která je i při sjednocených pohybových cyklech delší. Menší svalovou aktivitu si vysvětlujeme menším odvratem lyže, a tudíž menším odvratným - abdukčním tlakem na lyži. Průběh m. tibialis anterior můžeme hodnotit jako podobný, stejně jako u m. gastrocnemius. Při bruslení dvoudobém vykazuje m. biceps femoris zvýšenou velikost aktivace. Předpokládáme, že je způsobená zvýšenou flexí v kolenním kloubu před odrazem v důsledku absence doprovodného soupažného pohybu. M. vastus medialis má při bruslení jednodobém delší dobu působení, kterou si stejně jako u hýžd'ových svalů vysvětlujeme delší časovou prodlevou působení - extenzí kolene. Aktivita m. rectus abdomini je v obou případech stejná, při bruslení jednodobém však dochází k jeho aktivaci dvakrát za pohybový cyklus, kdežto při bruslení dvoudobém s asymetrickou prací paží pouze jednou. Příčinou rozdílu je odpich paží spojený s předklonem trupu.

Graf 7, ve kterém je porovnáno bruslení dvoudobé se symetrickou a asymetrickou prací paží, vykazuje podobný rozdíl v aktivitě hýžd'ových svalů. M. gluteus maximus a medius při bruslení dvoudobém se symetrickou prací paží vykazují delší dobu působení, ale naopak menší nástup svalové aktivity. Stejně jako v předešlém grafu, důvodem pro delší dobu

působení bude s největší pravděpodobností délka skluzové fáze, která je i při sjednocených pohybových cyklech delší. Aktivitu m. tibialis anterior a m. gastrocnemius můžeme hodnotit jako podobnou, protože jsou aktivovány téměř ve stejný čas s podobným průběhem křivky. V pohybovém cyklu m. biceps femoris můžeme pozorovat tyto rozdíly - při bruslení dvoudobém se symetrickou prací paží dochází k jedné kulminaci, která je z hlediska svalové aktivity větší než u dvouvrcholové kulminace při bruslení dvoudobém s asymetrickou prací paží. M. vastus medialis má při bruslení dvoudobém se symetrickou prací paží delší dobu působení, kterou si stejně jako u hýžd'ových svalů vysvětlujeme delší časovou prodlevou působení - extenzí kolene. Aktivita m. rectus abdomini je v obou případech stejná, jen při bruslení dvoudobém s asymetrickou prací paží dochází k aktivaci později - společně s m. gastrocnemius, m. biceps femoris a m. vastus medialis.

### **6.3 Maximální kroskorelační matice EMG křivek a fázové posuny**

V Tabulce č. 1 až 3 porovnáваме maximální korelační koeficienty na základě měřítka definovaného Hojkou (2010). U všech analyzovaných svalů můžeme pozorovat středně vysokou nebo významně vysokou míru korelace, způsobenou výběrem svalů. Naopak při pohledu na Tabulku č. 4 vykazují vysokou míru korelace pouze dvojice m. gluteus medius s m. vastus medialis. Středně vysoké korelace dosahují mezi sebou gluteální svaly, m. biceps femoris a m. vastus medialis s ostatními svaly.

Z maximálních kroskorelačních koeficientů byly stanoveny fázové posuny v průběhu jednoho pohybového cyklu uvedené v Tabulce č. 5. Bylo zapotřebí stanovit nástup aktivity referenčního svalu, ke kterému byly vztaženy nástupy rozhodujících aktivací ostatních zkoumaných svalů. Tímto referenčním svalem byl m. gluteus maximus, který má v poloze svalové aktivace na křivce hodnotu 0 %. Z tabulky jsme pak schopni vyčíst svalovou aktivitu jiného svalu vůči m. gluteus maximus a stanovit tak rozdíly v timingu svalové aktivace mezi jednotlivými druhy měřených činností. Nízké procentuální hodnoty v Tabulce č. 5 znamenají časově podobný nástup rozhodující svalové aktivace dvou popisovaných svalů a naopak vyšší hodnoty vyjadřují časově vzdálený nástup buď před, nebo za m. gluteus maximus. Pro lepší interpretaci byla data nanesená na osu se zvětšenou oblastí okolo 0 %.

Při porovnání fázových posunů při oboustranném bruslení jednodobém s bruslením dvoudobým se symetrickou prací paží v Grafu 8 můžeme největší rozdíl najít v nástupu aktivace m. rectus abdomini. Ten byl při bruslení jednodobém z důvodu dvojího zapojení svalu v jednom pohybovém cyklu na osu nanesen dvakrát (v pozici 7a a 7b). Obtížné je

stanovení nástupu svalové aktivity m. tibialis anterior, protože je aktivní téměř celý pohybový cyklus a nevykazuje žádné výrazné maximum. Dle vyhodnocení fázových posunů došlo k jeho lokalizaci v závěru pohybového cyklu, cca. 38 % v bruslení jednodobém a cca. 43 % v bruslení dvoudobém se symetrickou prací paží. Z pohledu zbývajících svalů můžeme na ose vyzorovat větší rozptyl ve svalové aktivaci při bruslení dvoudobém, přičemž tento rozptyl je v porovnání s celkovým pohybovým cyklem stejně minimální - cca. 1,2 % u jednodobého (rozptyl m. gluteus medius až m. gastrocnemius) proti 6,1 % u dvoudobého (rozptyl m. biceps femoris a m. gastrocnemius).

Obdobné je porovnání oboustranného bruslení jednodobého s bruslením dvoudobým s asymetrickou prací paží v Grafu 9. Timing nástupu svalové aktivity se v pořadí shoduje ve více svalech - přesněji v m. rectus abdomini, m. gluteus medius, m. vastus medialis, m. gastrocnemius a m. tibialis anterior. Opět však můžeme pozorovat větší rozptyl ve svalové aktivaci při bruslení dvoudobém, který má hodnoty - cca. 1,2 % u jednodobého (rozptyl m. gluteus medius až m. gastrocnemius) proti 7,5 % u dvoudobého (rozptyl m. biceps femoris a m. gastrocnemius).

Při porovnání oboustranného bruslení dvoudobého se symetrickou a asymetrickou prací paží v Grafu 10 můžeme sledovat největší fázovou shodu v nástupu svalové aktivity, a to ve svalech m. gluteus maximus, m. vastus medialis a m. gastrocnemius. M. rectus abdomini je u bruslení s asymetrickým pohybem paží aktivován později (blíže ostatním lokomočním svalům), jak jsme již popisovali v Grafu 3. Tento jev jsme si vysvětlovali současným položením skluzové lyže na sníh a provedením odpichu, při kterém se trup předklání. Posledním svalem, který se aktivuje v obou případech, je m. tibialis anterior, kde rozdíl nástupu aktivity je z fázového pohledu zanedbatelný, 43,3 % oproti 41 %. Při bruslení s asymetrickým pohybem paží je pořadí nástupu svalů m. gluteus medius a m. biceps femoris okolo -4 % fázického posunu, kdežto u bruslení se symetrickým pohybem paží je pořadí nástupu svalové aktivity prohozeno. Poloha svalů je obdobná jako při bruslení s asymetrickým pohybem paží, tedy také okolo -4 %. Pokud nepočítáme m. rectus abdomini, tak rozptyl obou pozorovaných způsobů bruslení je v ostatních svalech na ose 45,5 % při bruslení dvoudobém s asymetrickou prací paží proti 47,5 % při bruslení dvoudobém se symetrickou prací paží.

Při porovnání fázových posunů chůze s jednotlivými způsoby bruslení v Grafech 11, 12 a 13 nenacházíme podobnost v timingu nástupu aktivace v žádném z grafů, což potvrzuje naše domněnky, že kineziologický obsah chůze je odlišný. Jedinou výjimku tvoří m. vastus

medialis, který se aktivuje společně s m. gluteus maximus, a tím odpovídá timingu nástupu svalu při bruslení. Zbývající fázové nástupy svalů při chůzi mají zcela odlišný charakter zapojení. Na základě výpočtů jsme schopni pozorovat synergii nástupů m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. tibialis anterior a m. vastus medialis v rozptylu 5 % pohybové fáze. Později dochází k nástupu svalové aktivity m. gluteus medius, m. rectus abdomini (kde je ovšem aktivace sporná díky nízké aktivitě a absenci většího nástupu) a posledním svalem je v závěru m. gastrocnemius.

V Tabulce č. 6 je souhrnný přehled pořadí aktivace svalů při bruslení, ve které není zhodnocená poloha vzhledem k pohybovému cyklu. Z tabulky je patrné, že ve všech třech způsobech bruslení došlo ke společnému pořadí aktivace m. rectus abdomini, m. gastrocnemius a m. tibialis anterior. Všechny tři svaly vykonávají v průběhu pohybu podobnou úlohu. Dále můžeme sledovat dvojici po sobě následujících svalů m. vastus medialis a m. gluteus maximus, přičemž u bruslení jednodobého je o jedno pořadí posunuta směrem vpřed. Pořadí m. gluteus medius, m. biceps femoris nejsou ani v jednom případě stejná. V porovnání bruslení s chůzí můžeme pozorovat shodu v pořadí již výše zmíněného m. vastus medialis na čtvrtém místě. V žádném jiném případě ke shodě v pořadí nedochází.

## 7 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo na základě povrchové elektromyografické analýzy porovnat svalovou aktivitu vybraných svalů dolní končetiny v průběhu jednoho lyžařského pohybového cyklu při jednotlivých způsobech bruslení v běhu na lyžích.

Podařilo se nám shromáždit teoretické podklady pro rozbor techniky bruslení v běhu na lyžích a volné bipedální chůze. Z rozboru literatury je patrné, že ačkoli autoři při rozboru techniky bruslení a chůze popisují pohybový cyklus podobně, velmi často se rozcházejí v dělení tohoto cyklu na jednotlivé fáze.

K měření byl vybrán zdravý jedinec, který byl vybrán na základě expertního posouzení. Jeho dlouholeté zkušenosti s vrcholovým během na lyžích byly předpokladem pro pevně zafixovaný pohybový stereotyp při bruslení v běhu na lyžích. Zpracování a prezentace výsledků probíhaly anonymně.

Výběr svalů byl proveden na základě jejich zapojení při bruslení a bipedální lokomoci a dle jejich dostupnosti pro povrchovou EMG. Měření proběhlo na rovině v upravené lyžařské stopě pro bruslení na lyžích a vnitřních prostorech chaty pro chůzi. Omezení výběru bylo dáno počtem přenosových kanálů EMG přístroje. EMG záznam byl doplněn obrazovým záznamem z videokamery s optoelektronickou synchronizací pohybu. Předmětem měření bylo těchto sedm svalů pravé dolní končetiny:

- m. gluteus maximus dx.
- m. gluteus medius dx.
- m. tibialis anterior dx.
- m. gastrocnemius - caput laterale dx.
- m. biceps femoris dx.
- m. quadriceps femoris - vastus medialis dx.
- m. rectus abdomini

Byla provedena EMG měření jednoho probanda při:

- oboustranném bruslení jednodobém,
- oboustranném bruslení dvoudobém se symetrickou prací paží,
- oboustranném bruslení dvoudobém s asymetrickou prací paží,
- bipedální chůzi.

Proband byl adekvátně rozcvičený a měl optimálně namazané lyže pro dané podmínky.

Při zpracování a vyhodnocení dat byly provedeny následující úkoly:

- V EMG křivce jsme vymezili jeden pohybový cyklus, který jsme konfrontovali s pohybovým cyklem popsáním Scherrerem (1998) a (Götz-Neumann, 2002), synchronizovali jsme ho s videozáznamem a kvalitativně vyhodnotili.
- Časově jsme sjednotili pohybový cyklus dvou měření a EMG křivky zaznamenali do grafu, který jsme kvalitativně vyhodnotili z pohledu podobnosti svalové aktivity.
- Zpracovali jsme data do matic s maximálními kroskorelačními koeficienty EMG křivky mezi jednotlivými měřenými svaly. Následně jsme vymezili timing nástupu svalové aktivity vyhodnocením fázových posunů nástupů v průběhu jednoho pohybového cyklu. Data byla hledána v intervalu -50 % až +50 % cyklu a jako referenční sval s hodnotou fázického posunu 0 % byl stanoven m. gluteus maximus.

Uvedené metody a úkoly byly užity jako nástroje ke kineziologickému rozboru sledovaných pohybů. Data byla u vybraného probanda intraindividuálně a interindividuálně porovnána.

Všechny stanovené úkoly práce byly splněny.

Hypotéza 1 nebyla potvrzena. Ačkoli jsme z hlediska kineziologického obsah pohybu mohli pozorovat podobnosti ve všech způsobech bruslení, nebyl timing nástupů aktivace měřených svalů dolní končetiny u vybraných způsobů bruslení shodný.

Hypotéza 2 byla potvrzena. Na základě porovnávaných EMG záznamů můžeme s ohledem na metodologickou poznámku uvedenou v kapitole 4.1.1 vyvodit závěr, že kineziologický obsah chůze je v porovnání s bruslením odlišný. Timing nástupu svalové aktivace měřených svalů nebyl při bruslení a chůzi stejný. Tato nejběžnější forma lidské lokomoce nebude vhodným předpokladem pro nácvik bruslení.

Přestože Hypotéza 1 nebyla potvrzena, mohli jsme ve všech měřeních bruslení pozorovat určité pohybové stereotypy, které jsou pro všechny vybrané způsoby podobné. Jedním z nich je fenomén trojextenze v kloubech, kdy dochází k postupné svalové aktivitě v kloubu kyčelním, kolenním a hlezenním.

Dále jsme mohli pozorovat společnou aktivaci břišního svalu m. rectus abdomini při jednotlivých způsobech bruslení, který souvisí s odpichem holí a předklonem trupu. Ve všech



pozorováních dochází k aktivaci tohoto svalu před ostatními a vždy doprovází položení skluzové lyže na sníh.

Ve všech třech případech porovnání fázové aktivity při bruslení můžeme pozorovat stejné fázové zapojení m. vastus medialis, který je aktivován vždy společně s m. gluteus maximus. Fázově před těmito dvěma svaly dochází ve všech brusleních k aktivaci m. gluteus medius a zároveň k aktivaci m. gastrocnemius fázově po těchto svalech. Podobné je také fázové zapojení m. tibialis anterior, který se vždy zapojuje v závěru pohybové fáze. M. rectus abdomini se aktivuje podobně v bruslení jednodobém a dvoudobém se symetrickou prací paží. Při bruslení dvoudobém s asymetrickou prací paží dochází k jeho aktivaci později, blíže k referenčnímu m. gluteus maximus. M. biceps femoris jako jediný sval vykazuje nástup svalové aktivity různě, a tudíž má pokaždé jinou fázickou polohu na ose v jednotlivých způsobech bruslení.

Ačkoli se jedná o případovou studii provedenou na jednom probandovi a jsme si vědomi nízké míry zobecnění, výsledky výzkumu nám přispěli k lepšímu pochopení technické složky daného pohybu. Výzkum by bylo vhodné doplnit o vyšetření situace v oblasti ramenního pletence a porovnat se způsoby bruslení, které se objevují především na sprinterských distancích.

## 8 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. BAČÁKOVÁ, R. *Ústní sdělení*. Praha: FTVS UK, 2010
2. BOLEK, E., ILAVSKÝ, J., SOUMAR, L. *Běh na lyžích, trénujeme s Kateřinou Neumannovou*. Praha: Grada Publishing, 2008, 176 s. ISBN 978-80-247-1371-7.
3. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing, 2001, 456 s. ISBN 80-7169-970-5.
4. DE LUCA, C., J. *The use of Surface Electromyography in Biomechanics. The international Society for Biomechanics*. [on-line] ©2003 [cit. 10. 11. 2007]. Dostupné z: <<http://www.delsys.com/>>
5. DOVALIL, J. et al. *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia, 2005, 336 s. ISBN 80-7033-760-5.
6. DUFEK, J.: *Elektromyografie*. Brno: IDVPZ, 1995. ISBN 80-7013-208-6.
7. DVOŘÁK, R. *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003, 104 s. ISBN 80-244-0609-8.
8. DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing, 2000, 664 s. ISBN 80-7169-681-1.
9. DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada Publishing, 2007, 192 s. ISBN 80-247-1649-7.
10. ELLIOT, B. *Training in sport: Applying sport science*. Chichester: John Wiley & Sons, 1998, 446 s. ISBN 0-471-97870-1.
11. ENOKA, R., M. *Neuromechanics of Human Movement. 3. vydání*. USA: Amazon, 2002, 560 s. ISBN 0-7360-0251-0.
12. FINKOVÁ, D. et al. *Korekce a doplnění terminologických pojmů u oboustranného bruslení jednodobého na základě kinematografické analýzy*. Česká kinantropologie, 2008, roč. 12, č. 2, s. 25-41.
13. FREIWALD, J. *Einführung in die Elektromyographie*. Balingen: Spitta Verlag, 2007, 284 s. ISBN 3938509-17-1

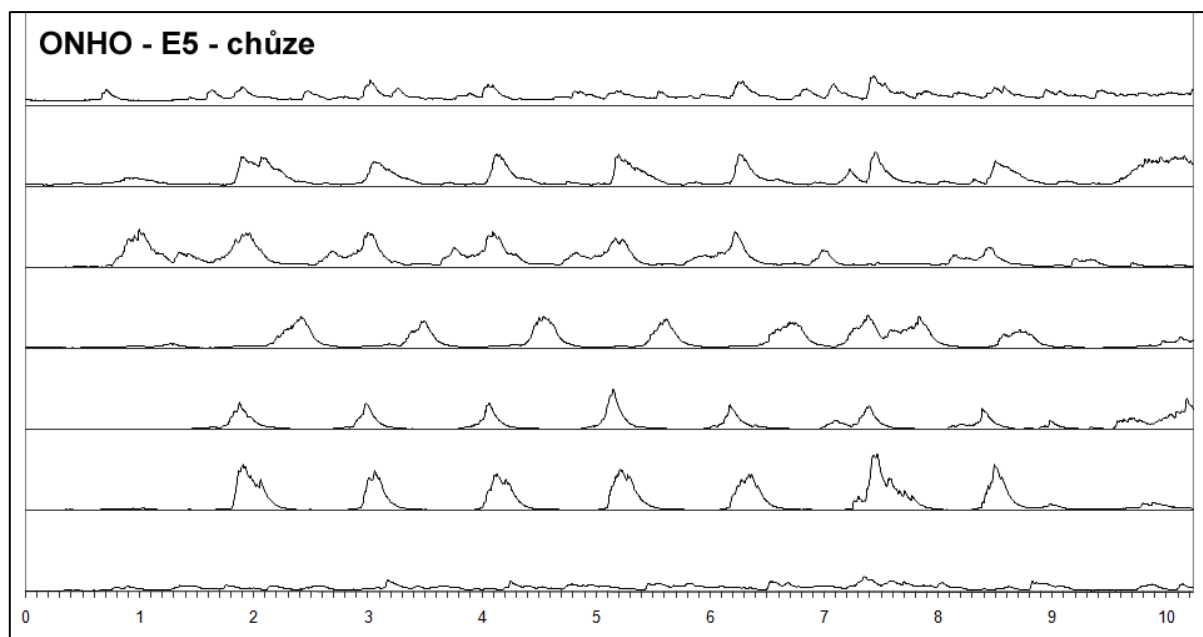
14. GNAD, T., PSOTOVÁ, D. *Běh na lyžích*. Praha: Karolinum, 2005, 151 s. ISBN 80-246-0995-9.
15. GNAD, T. a kol. *Kapitoly z lyžování*. Praha: Karolinum, 2005, 240 s. ISBN 80-245-0241-5.
16. GÖTZ-NEUMANN, K. *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*. Stuttgart: Georg Theme Verlag, 2002, 240 s. ISBN 9783131323712.
17. HOJKA, V., VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B. *Metodika zpracování a vyhodnocení EMG cyklického pohybu*. Česká kinantropologie, 2010, roč. 14, č. 1, s. 19-28.
18. HAVLÍČKOVÁ, L. et al. *Fyziologie tělesné zátěže*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2003. 203 s. ISBN 80-7184-875-1.
19. HAVLÍK, J. *Elektromyografie* [online]. ©2008 [cit. 1. 2. 2008]. Dostupné z: <[http://noel.feld.cvut.cz/vyu/311t1/Lectures/08\\_Elektromyografie.pdf](http://noel.feld.cvut.cz/vyu/311t1/Lectures/08_Elektromyografie.pdf)>
20. HEMMERSBACH, A., FRANKE, S. *Skilanglauf*. München: Copress Verlag, 2008, 160 s. ISBN 978-3-7679-1012-6.
21. ILAVSKÝ, J., SUK A. *Abeceda běhu na lyžích, metodický dopis*. Jablonec nad Nisou, 2005, 209 s.
22. JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VÉLE, F. *Funkce hybného systému*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1966.
23. JANDA, V. et al. *Základy kliniky funkčních neparetických hybných poruch*. Brno: IDVPZ, 1982.
24. JANDA, V. et al. *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing, 1996, 328 s. ISBN 80-7169-5.
25. JANDA, V. *Manuelle Muskelfunktions-diagnostik*. München: Urban und Fischer, 2000. ISBN 3-437-46430-2.
26. KASPEROVÁ, M. *ElektroMyoGrafie neboli EMG* [online]. ©2010 [cit. 21. 3. 2010] Dostupné z: <<http://www.ordinace.cz/clanek/elektromyografie-neboli-emg>>

27. KOCIOVÁ, K. *Kineziologie a patokineziologie*. Prešov: Prešovská univerzita, 2008, 43 s.
28. KOVAŘÍK, V. et al. *Teorie a didaktika lyžování*. Brno: Masarykova univerzita, 1991, 215 s. ISBN 80-210-0312-6.
29. KOLÁŘ, P. *Funkční poruchy hybného systému*. Pohyb v prevenci a terapii, 1996, Praha: Karolinum, s. 189-196.
30. KOLÁŘ, P. *Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží*. Neurologie pro praxi. 2005, č. 5, s. 270-275.
31. KOLÁŘ, P. *Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů: Diagnostika*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2006, roč. 13, č. 4, s. 155-170.
32. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2010, 713 s. ISBN 9788072626571.
33. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton, 2002, 175 s. ISBN 80-7254-282-3.
34. KRAČMAR, B. et al. *Kineziologický obsah bruslení na lyžích*. Česká kinantropologie, roč. 10, č. 1, 2006, s. 45-54.
35. KRAČMAR, B., VYSTRČILOVÁ, M. *Nové pohledy na pohybové aktivity člověka - II. Přirozený pohyb člověka*. TVSM, 2007, roč. 73, č. 4, s. 2-8.
36. KRAČMAR, B., VYSTRČILOVÁ, M. *Nové pohledy na pohybové aktivity člověka - III. Chůze*. TVSM, 2007, roč. 73, č. 5, str. 2-8
37. LINDIGER, S. *Biomechanische Analysen von Skatingtechniken im Skilanglauf*. Aachen: Meyer + Meyer Fachverlag, 2006, 344 s. ISBN 3898991059.
38. MELICHNA, J. et al. *Fyziologie tělesné zátěže II. Speciální část - II. díl*, Praha: Karolinum, 1995, 162 s. ISBN 80-7184-039-4.
39. NOVOTNÝ, P. O.: *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky* [on-line]. © 2007 [cit. 25. 12. 2008]. Dostupné z: <[www:http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/P4-009%20-20Novotny4p-e.rtf](http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/P4-009%20-20Novotny4p-e.rtf)>

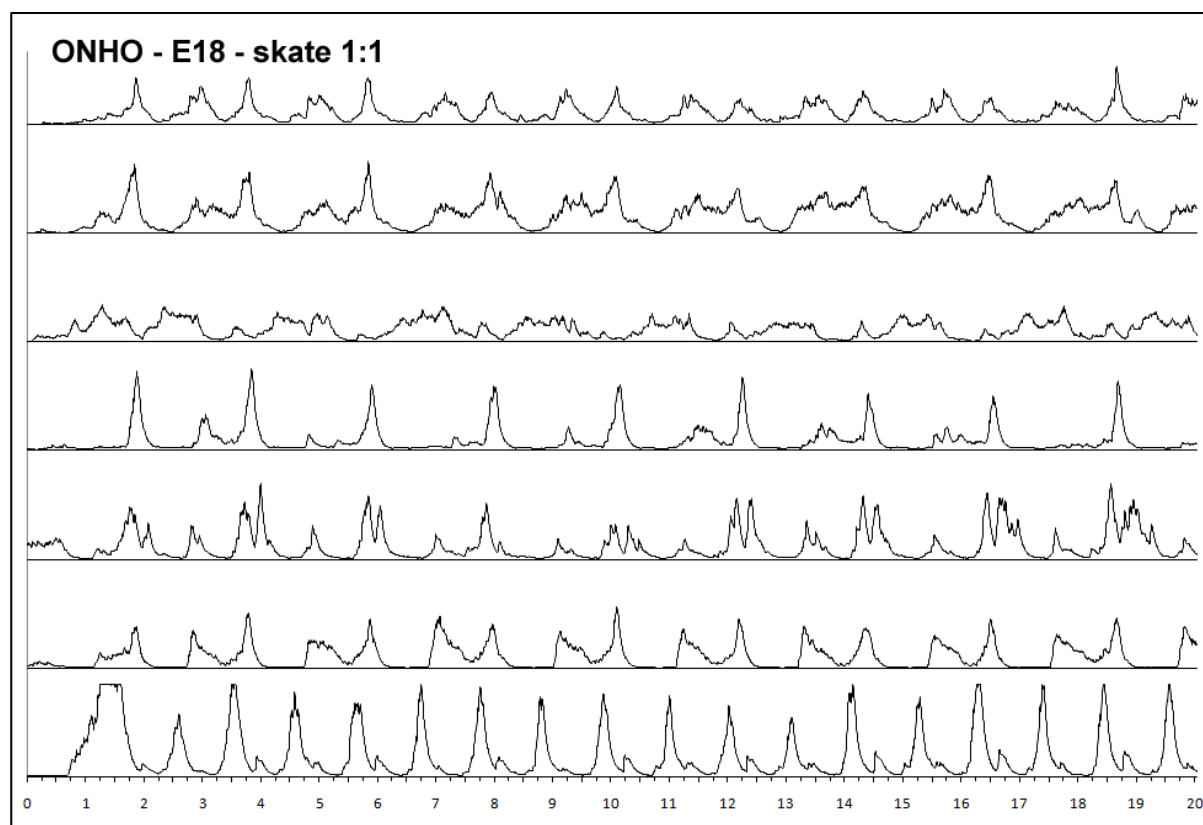
40. OTÁHAL, J. *Elektromyografie* [online]. ©2001 [cit. 1. 2. 2008]. Dostupné z: <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/kab/archiv/Elektromyografie.ppt>>
41. PERRY, J. *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. München: Urban & Fischer Verlag, 2003, 352 s. ISBN 3-437-47110-4.
42. RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2001, č. 4, s. 173-177.
43. SCHERRER, P. *Skating*. München: Nordic Verlag, 1998, 234 s. ISBN 3-931833-30-5.
44. SCHWIRTZ, A. *Bewegungstechnik und muskuläre Koordination beim Skilanglauf*. Köln: Sport und Buch Strauß GmbH, 1992, 158 s. ISBN 978-3890010380.
45. TRAVELL, J., G., SIMONS, S., D., G. *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual. Vol. 2 - the lower extremities*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1999, 576 s. ISBN 0-683-08367-8.
46. TROJAN, S. et al. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2003, 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
47. TROJAN, S. et al. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka. 3. přeprac. vyd.* Praha: Grada Publishing, 2005. 237 s. ISBN 80-247-1296-2.
48. VANČATA, V. *Paleoantropologie a evoluční antropologie* [online]. ©2005 [cit. 26. 5. 2006]. Dostupné z: <<http://www.dyksoft.cz/kbev/Student/document.php>>
49. VAŘEKA, I. *Posturální stabilita (I. část)*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2002, roč. 9, č. 4, s. 115-121.
50. VAŘEKA, I. *Dynamický model „tříbodové“ opory nohy*. Rehabilitácia, 2004, roč. 41, č. 3, s. 131-136.
51. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995, 85 s. ISBN 80-7184-100-5.
52. VÉLE, F. et al. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997, 271 s. ISBN 80-7169-256-5

53. VÉLE, F. *Kineziologie - Přehled kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006, 376 s. ISBN 80-7254-837-9.
54. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing, 1995, 200 s. ISBN 978-80-247-2710-3.
55. WENGER, U., WÖLLZENMÜLLER, F. *Skilanglauf*. München: Sportinform, 206 s. ISBN 3-8254-0423-4.

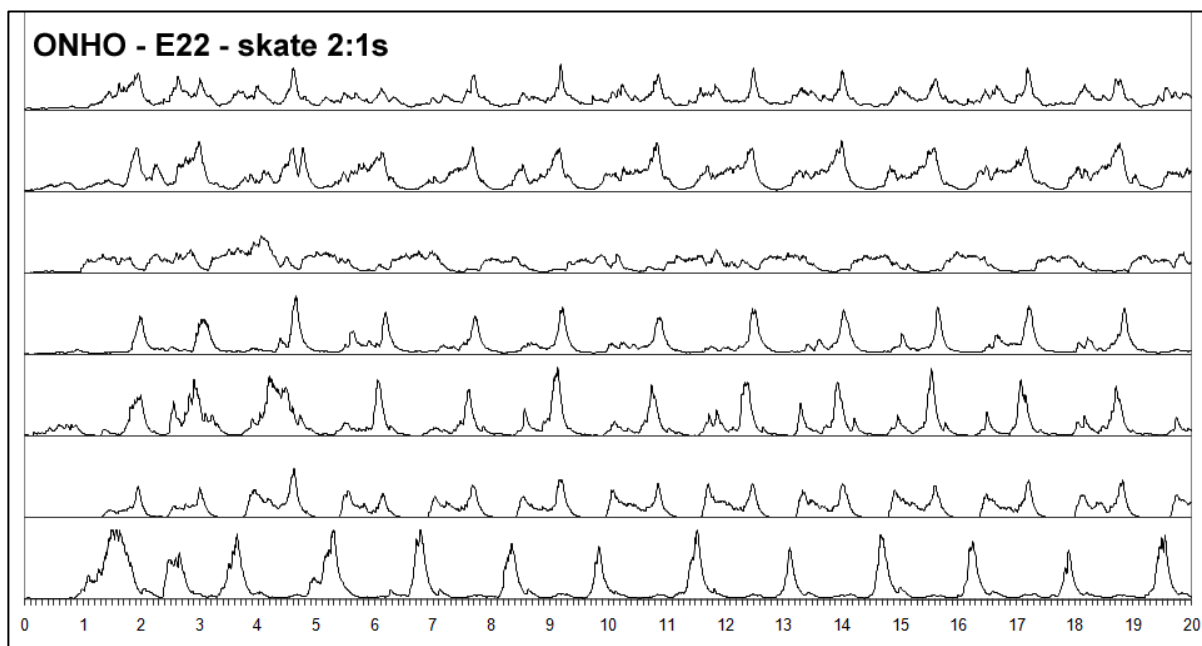
## 9 PŘÍLOHY



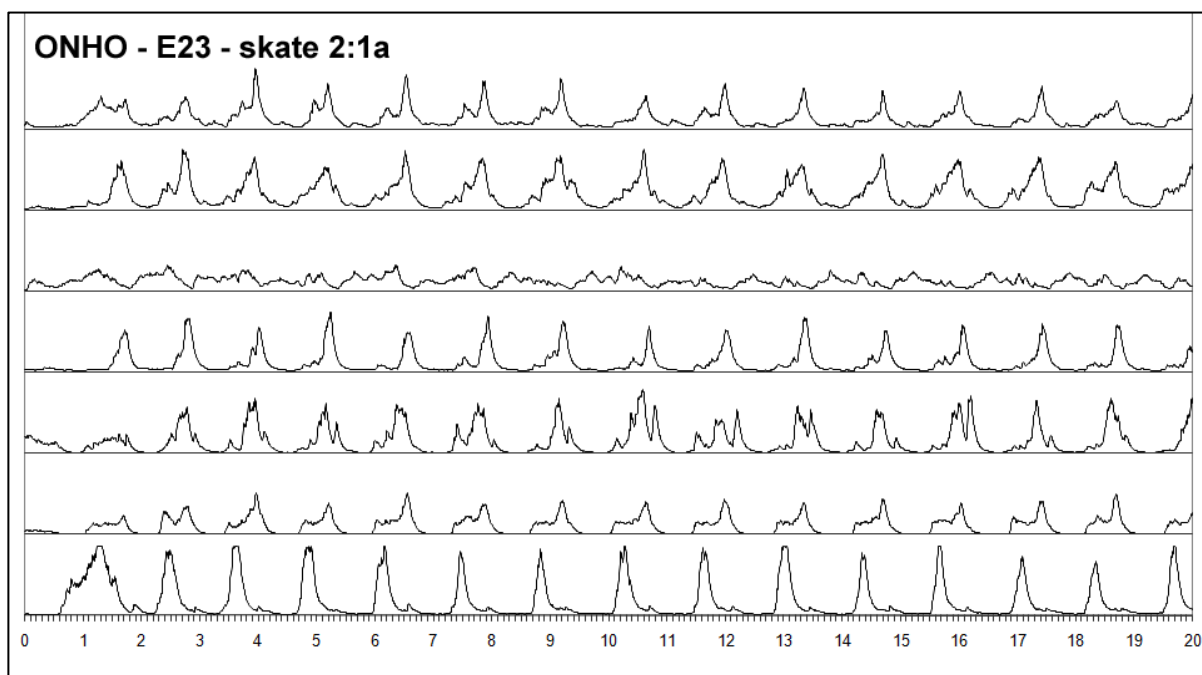
**Graf 1** Průběh EMG záznamu v rámci jednoho pohybového cyklu při chůzi



**Graf 2** Průběh EMG záznamu v rámci jednoho pohybového cyklu při oboustranném bruslení jednodobém



**Graf 3** Průběh EMG záznamu v rámci jednoho pohybového cyklu při oboustranném bruslení dvoudobém se symetrickou prací paží



**Graf 4** Průběh EMG záznamu v rámci jednoho pohybového cyklu při oboustranném bruslení dvoudobém s asymetrickou prací paží



## INFORMOVANÝ SOUHLAS PROBANDA

Já, níže podepsaný:

.....

Souhlasím, že jsem byl v rozhovoru dostatečně a srozumitelně seznámen s účelem a cílem výzkumu.

Byl jsem informován:

- jakou formou bude výzkum probíhat
- o způsobu dokumentace a prezentace výsledků této studie
- veškeré mnou poskytnuté osobní údaje budou dokumentovány, bez uvedení mého jména a příjmení

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

Výzkum bude prováděn za účelem výzkumné práce v rámci magisterského studia při FTVS UK v Praze.

S postupem a výzkumnými metodami souhlasím.

V ....., dne .....

Diplomant: .....

Proband: .....

Podpis:

Podpis:

Informace sdělené probandovi: V rámci projektu budou snímány elektrické potenciály z vybraných svalů dolní končetiny 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 palpance svalů). Následně bude povrch kůže očištěn lékařským lihem. Na místa styku elektrody s kůží bude aplikován gel Ten20 CONDUCTIVE, speciálně vyvinutý pro snímání povrchového EMG. Elektrody budou zafixovány na pokožce lékařskou náplastí. Přístroj EMG KaZe05 bude mít proband umístěn v příručním zavazadle okolo pasu. Výsledky budou zpracovány a vyhodnoceny anonymně. V prezentaci výsledků a jejich dokumentaci nebudou uveřejněny osobní informace (jméno, pohlaví, rok narození). O tomto procesu měření a způsobu prezentace výsledků bude každý proband informován před započítím výzkumu.