

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Porovnání kineziologických obsahů různých technik běhu na
lyžích a chůze**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Vypracoval:
David Bauštein

Praha, březen 2010

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze uvedenou literaturu.

V Praze dne: 25.3. 2010

.....

Podpis diplomanta

Děkuji vedoucímu práce Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení, odborné rady a náměty, kterými mi pomohl k vytvoření mé diplomové práce.

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

Jméno a příjmení:	Číslo občanského průkazu:	Datum vypůjčení:	Poznámka:
-------------------	------------------------------	------------------	-----------

ABSTRAKT

Název: Podobnost kineziologických obsahů různých technik běhu na lyžích a chůze

Similarity kineziology content of different techniques cross-country skiing and walking

Cíle práce: Cílem práce je srovnání kineziologických obsahů pohybu při různých technikách běžeckého lyžování a chůze. Změření zapojení vybraných svalových skupin.

Metoda: EMG měření vybraných svalových skupin, spojené se synchronizovaným videozáznamem. Srovnávací analýza jednotlivých druhů lokomoce

Výsledky: Nebyla prokázána podobnost kineziologických obsahů zkoumaných technik běhu na lyžích s chůzí.

Klíčová slova: EMG, běžecké lyžování, bipedie, lokomoce, chůze, M.J. (motorická jednotka)

1. ÚVOD	8
2. HYPOTEZA	9
2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA	10
3.1. Běžecské lyžování	10
3.1.1 Pohybové hledisko	10
3.1.2 Fyziologické hledisko	10
3.1.3 Běžecské techniky	11
3.1.3.1 Klasická technika	12
3.1.3.1.1 Střídavý běh dvoudobý	12
3.1.4.2 Bruslení	13
3.1.4.2.1 Oboustranné bruslení jednoduché	13
2.1.4.2.2 Oboustranné bruslení dvoudobé	13
3.2. Chůze	16
2.2.1 Vznik bipedie	16
2.2.2 Vznik bipedie	17
2.2.3 Fáze chůze	21
2.2.4 Analýza chůze	22
2.2.5 Chůze na míšní úrovni	25
3.3. Vybrané svalové skupiny	25
3.3.1 Funkce vybraných svalových skupin	25
4. ČÁST METODICKÁ	30
4.1. CÍLE A ÚKOLY	30
4.1.1 Cíl práce	30
4.1.2 Úkoly práce	30
4.2. METODY	30
4.2.1 Metody výzkumu	30
4.2.2 Design výzkumu	32
4.2.3 Povrchová elektromyografie	33
4.2.4 Metodologická poznámka	35

4. VÝSLEDKOVÁ ČÁST	37
5. DISKUZE	45
6. ZÁVĚR	48
7. SEZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH CITACÍ	50

1. ÚVOD

V této práci změříme práci vybraných svalových skupin při různých způsobech běhu na lyžích a při chůzi. Porovnáme kineziologické obsahy jednotlivých způsobů běhu s chůzí. Pro naše měření jsme použili probanda, ženu ve věku 20 let, která se již 13 let věnuje běhu na lyžích a v době měření byla výkonnostně na hranici reprezentace. Její běžecká technika byla expertně posouzená jako správná a nevykazuje tudíž větší odchylky od ideální běžecké techniky. Vycházíme z předpokladu, že kineziologický obsah její lokomoce na lyžích je v souladu s principy lidské posturálně pohybové ontogeneze.

Běžecké lyžování je jedním z druhů lidské lokomoce. Běžecké techniky ve svých obměnách vykazují různou míru pohybové podobnosti s krokem při volné bipedální chůzi. Chůze člověka se rozvíjela v průběhu evoluce od prvních předchůdců člověka. Toto trvalo několik milionů let. Zatímco běžecké lyžování v dnešní podobě existuje přibližně sto let. Mohli bychom tak tvrdit, že pohyb po dvou nohách, je pro člověka přirozený, zatímco pohyb na lyžích je způsobem pohybu vytvořeným uměle. Vycházíme z předpokladů, že pohyb, který se vizuálně podobá přirozenému pohybu člověka, bude mít na lokomoční soustavu pozitivní vliv. Na rozdíl od pohybů, které takovou podobnost nevykazují. Předpokládáme, že nepřirozený stereotyp pohybu se bude hůře vytvářet a obtížně udržovat.

2. HYPOTÉZA

Hypotéza 1 - Na základě bližší tvarové podobnosti chůze a běhu střídavého dvoudobého nežli chůze a bruslení bude nalezena i větší míra podobnosti timingu EMG křivky v rámci průměrného pracovního kroku. Největší míra podobnosti bude nalezena u svalů podílejících se na odrazu, tedy odvíjejících plantu.

Hypotéza 2 - Vzhledem k rozdílům mezi opornou fází při chůzi a fází skluzu při klasice se vyskytnou u ostatních svalů výraznější rozdíly v timingu a tvaru EMG křivky.

Hypotéza 3 - Získáme EMG náборы prokazující odlišnost EMG chůze v zapojování vybraných svalových skupin vzhledem k bruslení a naopak koordinační pohybovou shodu s klasickou technikou.

3. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

3.1. Běžecské lyžování

3.1.1 Charakteristika běhu na lyžích

Běhání s lyžemi na nohách patří mezi nejstarších pohybové činnosti člověka. Své místo si našlo jako dopravní prostředek v terénu při rychlém překonávání vzdáleností při lovu, v armádě atd.. K těmto praktickým využitím se časem přidružila skutečnost, že běhání s lyžemi se stalo oblíbeným a prostředkem zábavy a také sportovního vyžití. Oblíbeným se stal zvláště z důvodů možností provádění pohybové činnosti v zimním období s silnými prožitky a uspokojujícím pocitem z jízdy. Běžecské lyžování, tak jak jej známe dnes, existuje ve své sportovní podobě přibližně sto let. Za tuto dobu však došlo k výrazným změnám techniky běhu a také používaného vybavení. Pohyb na běžkách není příliš náročný, ale to pouze do té doby, než začneme klást zvýšené nároky na techniku a rychlost jízdy. Běh na lyžích má mezi ostatními sporty významné místo, zvláště z toho důvodu, že se při něm zapojuje svalstvo dolních a horních končetin i trupu, posilován a zatěžován je především kardiovaskulární systém.

Následující kapitola obsahuje texty převzaté z učebních textů Běh na lyžích, Gnad, Psotová 2006.

3.1.2 Pohybové hledisko

Vzhledem k tomu že běžecské techniky nebyly dosud v literatuře kineziologicky (elektromyograficky) popsány, použili jsme, pro popis těchto technik, literaturu zabývající všeobecně běžecským lyžováním, nikoli kineziologickým zapojováním svalových skupin podloženým záznamy elektromyografie. Popis uvedených technik je zde doslovně citován.

„Běh na lyžích je typické lokomočním pohybem vytrvalostního charakteru, při kterém se pro zajištění pohybu neustále opakují stejné pohybové dovednosti. Jedná se především o střídání odrazů nohou a odpichů paží pomocí lyžařských holí. Sled dílčích pohybů rovnoměrně zatěžuje svalstvo celého těla a tím všestranně a harmonicky rozvíjí funkční zdatnost organismu. Na dolních končetinách jsou nejvíce zatěžovány tyto svalové skupiny: trojhlavý sval

lýtkový (m. gastrocnemius), čtyřhlavý sval stehenní (m. quadriceps femoris), svaly hýžděové (mm. glutei), velký přitahovač (adductor magnus), a svaly bedrokyčlostehenní. Ze svalstva horních končetin jsou nejvíce zapojovány: trojhlavý sval pažní (m. triceps humeri), sval deltový (m. deltoideus) a svaly předloktí. Zároveň jsou zde zapojeny i svaly břišní a zádové. Současné zapojení velkého množství svalových skupin tak klade zvýšené nároky především na nervosvalovou koordinaci a funkční kapacitu organismu. Předností závodní podoby běhu na lyžích je, že nedochází k nadměrnému přetížení, namožení a tím ani trvalému poškození svalových úponů a kloubních spojení pohybového aparátu. Při silově-vytrvalostním charakteru zatížení na ně nejsou kladeny příliš vysoké nároky“ (Gnad, Psotová, 2005, str. 9).

Z výše uvedených důvodů jsme si vybrali pro náš výzkum zkušenou běžkyni na vrcholové úrovni.

„Při klasické technice běhu dochází ke zvýšenému statickému zatěžování bederní páteře, způsobené neustálým mírným předklonem trupu. Dochází ke zvýšeným nárokům na pohyblivost v kyčelním a ramenním kloubu v předozadní rovině. Při bruslení dochází ke zvýšeným nárokům na pohyblivost v kyčelním kloubu při pohybu do stran a v ramenním kloubu v předozadní rovině. Zdravotní rizika s ohledem na pohybový aparát jsou naprosto minimální“ (Gnad, Psotová, 2005, str. 10).

3.1.3 Fyziologické hledisko

„Běh na lyžích je charakterizován opakováním pohybových cyklů, které u jednotlivých běžeckých způsobů odlišují svojí pohybovou strukturou, tempem, funkční a metabolickou odezvou. Běh na lyžích představuje vytrvalostní zátěž s velkým výdejem energie právě z důvodu, že je do pohybu zapojeno velké množství svalových skupin. Výdej energie je závislý na délce, profilu a charakteru tratě, dále na rychlosti a technice běhu. Z fyziologických předpokladů je pro výkon rozhodující aerobní kapacita, svalová síla a funkce nervosvalové koordinace“ (Gnad, Psotová, 2005, str. 10).

3.1.4 Běžecké techniky

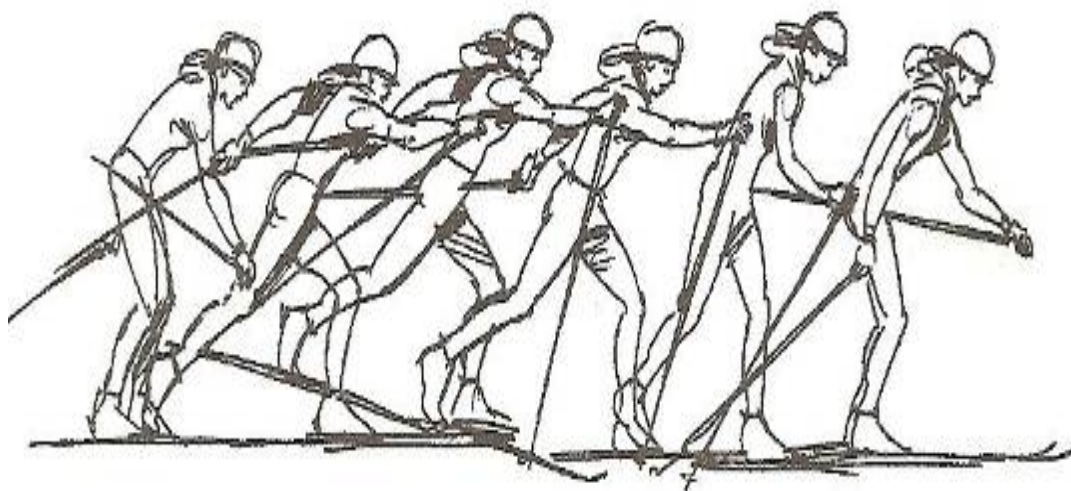
Pro náš výzkum jsme si vybrali jen část z běžeckých technik, u kterých předpokládáme, že bychom u nich mohli nalézt kineziologickou podobnost s pohybovým obsahem chůze. V následující kapitole jsou tyto techniky popsány.

3.1.4.1 Klasická technika

3.1.4.1.1 Střídavý běh dvoudobý

„Střídavý běh dvoudobý (*obr. č. 1*) je základní a nejčastěji používaný způsob běhu. Používá se na všech sněhových a terénních podmínkách, na rovině a v mírných stoupáních. Běžec začíná přípravou na odraz. Chodidla jsou postavena vedle sebe, odrazová lyže se zastavuje, obě nohy jsou pokrčeny v kolenou, trup je mírně předkloněn, hmotnost těla je na odrazové noze. Lyžař je připraven k odrazu. Odraz se odvíjí z plného chodidla, noha se napíná a hmotnost těla je přenášena na druhou lyži. Běžec se dostává do výpadu. Odraz je dokončen zvednutím chodidla, lyže se oddaluje od stopy, hmotnost těla je přenesena na druhou lyži do skluzu v jednooporovém postoji a odrazová noha setrvačností švihne vzad, volně dopnuta ve všech kloubech. Noha, trup a hlava tvoří jednu přímku, tzv. běžecský luk. Následuje aktivní švihový pohyb nohy vpřed až na úroveň skluzové nohy. Tělo se dostává do přepadu a začíná příprava na nový odraz. Při přenášení hmotnosti těla v průběhu odrazu z odrazové lyže na lyži skluzovou vykonává těžiště mírný boční posun. Jen dostatečně široká stopa umožňuje úplné přenesení hmotnosti těla na druhou lyži, úzká stopa přenesení hmotnosti ztěžuje a je příčinou porušení stability běžce. Skluz probíhá výhradně v jednooporovém postoji“ (Gnad, Psotová, 2005, str.55).

„Paže se pohybují střídavě, ve velkém rozsahu a opačně než nohy. Před tělem je paže mírně pokrčena ve výši ramen, odpích končí napnutím paže, poslední impuls dává zápěstí a ruka tlačí do poutka hole. Trup, pánev a ramena se pohybují tak, aby napomáhaly koordinovat pohyby nohou a paží a udržovali rovnováhu. Jde o pohyby ve směru předozadním, kolem vertikální osy a do stran. Napnutím odrazové nohy se trup napřímí a lehce otáčí kolem podélné osy, při švihovém pohybu nohy se trup naopak předklání. Největší předklon trupu je v okamžiku zahájení odrazu. Pánev se natáčí tak, že bok na straně skluzové lyže protlačujeme vpřed a do strany, což napomáhá úplnému vychýlení těžiště těla nad skluzovou lyži. Protlačení boku vpřed a do strany tak dochází k přetáčení a křížení osy ramen a pánve, což pomáhá vyrovnávat pohyby při odrazu nohou a odpichu holemi. Střídavý běh dvoudobý je kromě odrazu z plochy lyže charakteristický skluzem v jednooporovém postoji. Po odrazu musí běžec důsledně přenést hmotnost těla na druhou lyži, nesmí dojít k dvouoporovému postoji“ (Gnad, Psotová, 2005, str.56).



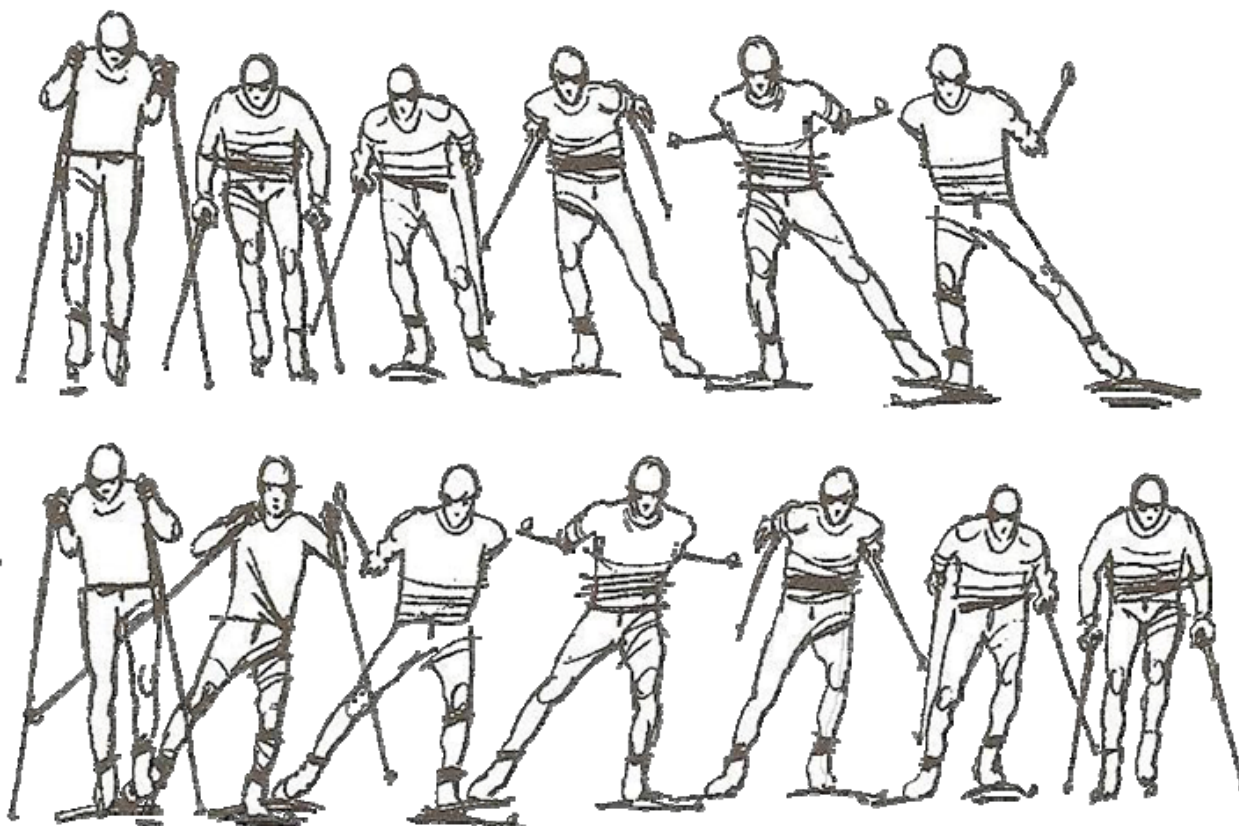
Obrázek č. 1 Kinogram střídavého běhu dvoudobého (Gnad, Psotová, 2005)

3.1.4.2 Bruslení

3.1.4.2.1 Oboustranné bruslení jednodobé

„Oboustranné bruslení jednodobé (obr.č.2) je definováno jedním soupažným odpichem na každý odraz nohy. Tento způsob bruslení je při správném technickém provedení nejrychlejší, ale zároveň kardiovaskulárně nejnáročnější. Nacházíme je převážně v lyžování závodním. Používá se na rovině, v malém klesání i do mírného stoupání. Oboustranné bruslení jednodobé považujeme za základní způsob bruslení na lyžích a odvozujeme od něj všechny ostatní způsoby oboustranného bruslení. Oboustranné bruslení je charakteristický užším základním postojem a menším úhlem odvratu skluzové lyže, nižší frekvencí pohybu, dlouhým skluzem v jednooporovém postoji a výraznějším zapojením trupu do odpichu. Pohybový cyklus začíná základním postojem. Hmotnost těla je na jedné noze, která je ve skluzu a v odvratu vzhledem ke směru pohybu. Druhá noha je odlehčená, mírně pokrčená v kolenním kloubu a je rovněž v odvratu. Paže jsou před tělem na šířku ramen v úrovni brady. Trup míří do směru pohybu nad skluzovou lyží. Na základní postoj navazuje soupažný odpich paží, odraz z vnitřní hrany zatížené lyže a přenášení hmotnosti těla na druhou lyži do skluzu. V průběhu odpichu se trup otáčí nad novou skluzovou lyží, maximální předklon trupu je v okamžiku, kdy paže míjí boky. Odpich je zahájen při skluzu v jednooporovém postoji a

zašvihnutí paží po odpichu je současně s ukončením odrazu nohy. Pohybový cyklus je ukončen přenosem paží a nohy do základního postoje ve skluzu na druhé noze. Následující pohybový cyklus je prováděn na druhou stranu“ (Gnad, Psotová, 2005, str.55-56).

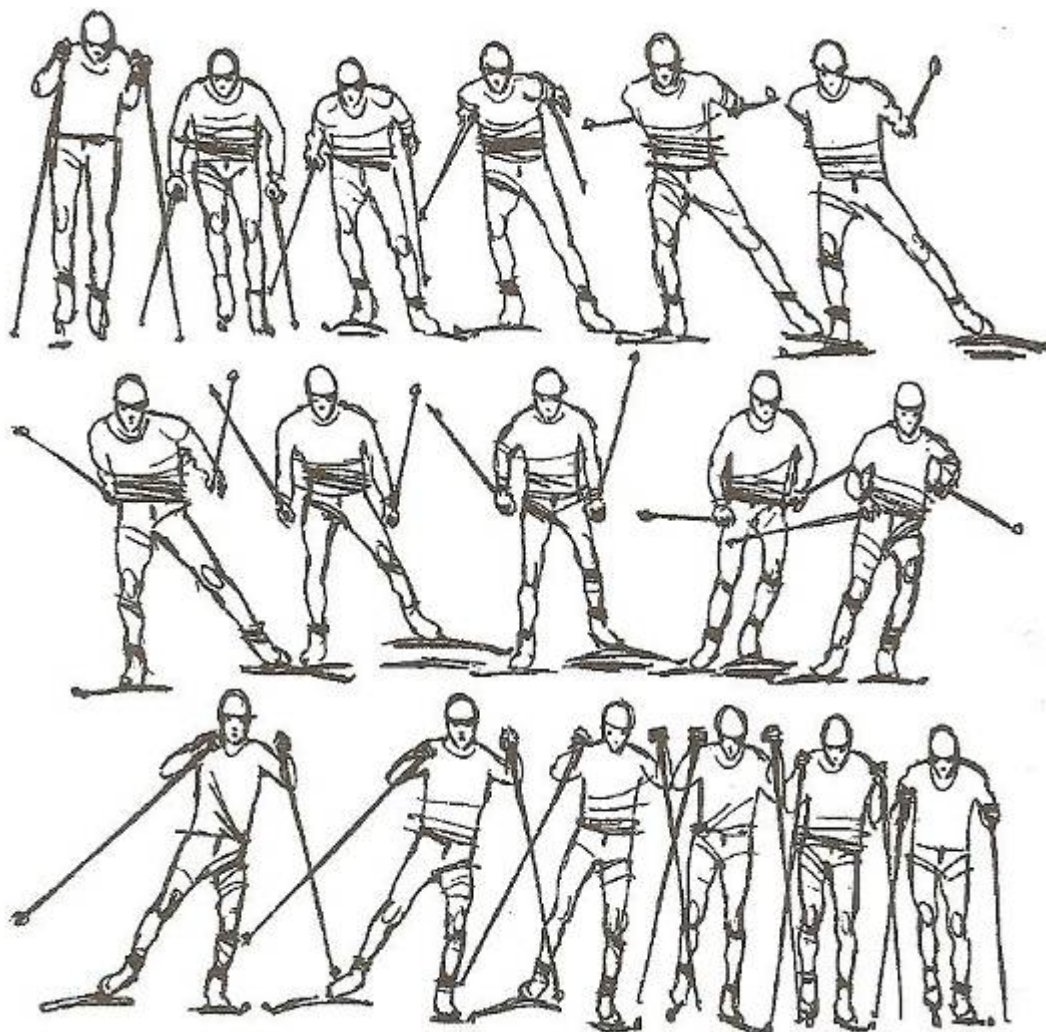


Obrázek č.2 Kinogram oboustranného bruslení jednodobého (Gnad, Psotová, 2005)

3.1.4.2.2 Oboustranné bruslení dvoudobé

Pro oboustranné bruslení dvoudobé je typický jeden soupažný odpich na dva odrazy a dva skluzy. U oboustranného bruslení dvoudobého rozeznáváme dva způsoby: se symetrickým pohybem paží a s asymetrickým pohybem paží. Každý z těchto způsobů se používá v jiných terénních podmínkách, proto jsou popsány zvlášť (Gnad, Psotová, 2005).

Oboustranné bruslení dvoudobé se symetrickým pohybem paží (obr.č.3) je velmi podobné oboustrannému bruslení jednodobému. Vyznačuje se užším základním postojem, malým úhlem odvratu skluzové lyže, dlouhým skluzem v jednooporovém postoji, nižší frekvencí pohybů a výrazným zapojením trupu do odpichu. Soupažný odpich provádíme vždy s odrazem jedné nohy, při odrazu druhé nohy se paže vrací vpřed. Obě paže jsou při zahájení i ukončení odpichu ve stejné výši a nedochází k dominantní funkci jedné nohy při odrazu nebo skluzu. Odpich obou holí je zahájen i ukončen současně. Trup se při zahájení



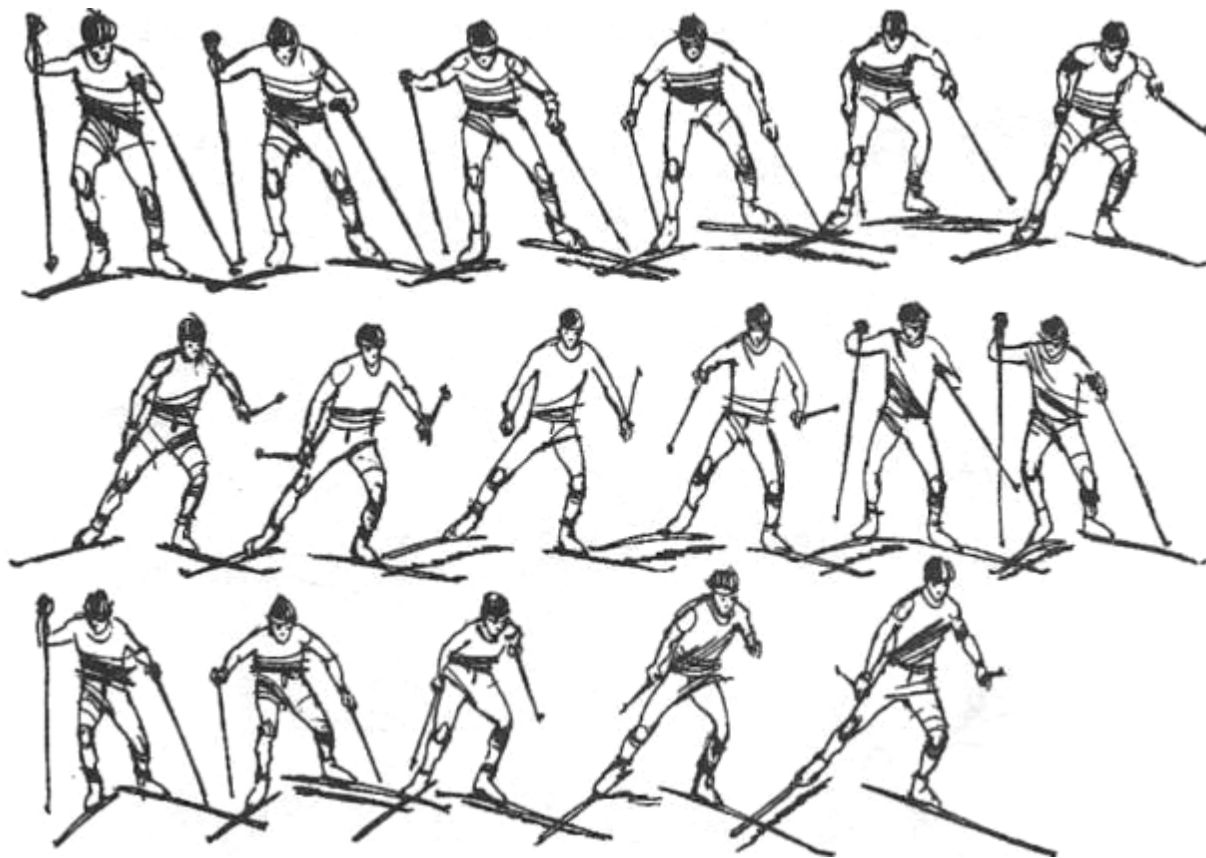
Obrázek č.3 Kinogram oboustranného bruslení dvoudobého se symetrickým pohybem paží (Gnad, Psotová, 2005)

Oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickým pohybem paží

Oboustranné bruslení dvoudobé s asymetrickým pohybem paží (obr.č.4) se používá ve strmém stoupání. Patří mezi nejrozšířenější způsoby bruslení v rekreačním pojetí běhu na lyžích. Paže jsou před tělem v asymetrické poloze. Hůlka na straně odrazové nohy je zapíchnuta pod menším úhlem, paže je níž a více vzadu. Hůl na straně skluzové nohy je zapíchnuta do sněhu téměř kolmo, paže je v úrovni obličeje a před tělem. Odpich obou holí není ukončen současně. Soupažný odpich probíhá v průběhu odrazu, čímž dochází ke sledu pohybů v pořadí dokončení odrazu dominantní nohy, dokončení soupažného odpichu, dokončení odrazu druhé nohy. Tento způsob bruslení je charakteristický vyšší frekvencí pohybu, skluzy jsou kratší, postoj je celkově vyšší. Nohy jsou v základním postoji více od sebe, úhel odvratu je větší. Změna postavení lyže z plochy na hranu je rychlejší. Trup se

(Gnad, Psotová, 2005).

Tento způsob běhu jsme zvolili pro náš výzkum.



Obrázek č.4 Kinogram oboustranného bruslení dvoudobého s *asymetrickým pohybem paží* (Gnad, Psotová, 2005)

3.2. Chůze

3.2.1 Vznik bipedie

„Lidoopi mají vysoce specializovaný kvadrupedální způsob pohybu, který jim dovoluje velice rychlý pohyb po zemi se značnou schopností měnit směr pohybu, ale zároveň i velmi efektivní pohyb ve stromech“ (Vančata, 1991).

Jak dokazují anatomické znaky koster všech doposud známých hominidů, a to již od nejstarších a nejstarobyljších zástupců této podčeledi, jejich typickou lokomoční adaptací byla bipedie. Ta se projevuje nejen ve specifických adaptacích postkranialního skeletu, ale také ve tvaru báze lebni, páteře i skeletu horních a dolních končetin. Doopravdy typickými

znaky pro bipedii jsou: prodloužení femuru a tibie a patřičné změny kloubů. To sebou samozřejmě přineslo mimo jiné i nutnost restrukturalizace a postupného zvětšování mozkovny, potažmo mozku a důležité změny v životní historii hominidů. To je důkazem, že hominidi se začali pohybovat výlučně po dvou končetinách. Co se stalo příčinou vzniku bipedie, čím byla bipedie tak výhodná, že se stala motorem evoluce tak úspěšné skupiny savců jako jsou lidé? Chůze po dvou jako nový fenomén vedla k zcela nevídaným přestavbám těla, k hlubokým změnám v humorální regulaci a nervové činnosti, v cévním zásobení, termoregulaci a metabolismu obecně, a v neposlední řadě také ke změnám ve způsobu reprodukce a komunikaci. Musíme si také uvědomit, že se bipedální pohyb v ontogenezi vyvíjí mnohem komplikovanějším způsobem než například kvadrupedie. Lidské děti se učí chodit po dvou víc jak dva roky. Analogicky musíme předpokládat, že u nejstarších hominidů mohli děti začít samostatně chodit nejdřív za půl roku, a i tak ještě nebyli schopni výkonné bipední lokomoce ještě několik let (Vančata, 1991).

Příčiny vzniku bipedie:

Ačkoli je velice mnoho studií zabývajících se různými aspekty energetiky bipední lokomoce hominidů, stále není jasné, zda je bipedie ve srovnání s kvadrupedií energeticky výhodná nebo ne. Z toho plyne logický závěr, že za jistých podmínek může být bipedie výhodná, za jiných podmínek tomu může být zase naopak. Je důležité si uvědomit, že samotné energetické faktory mohly hrát při vzniku bipedie zcela nepodstatnou roli, protože stavba těla prvních hominidů musela být pro bipedii biomechanicky nepochybně vhodnější, než skelet současných šimpanzů (Vančata, 1991).

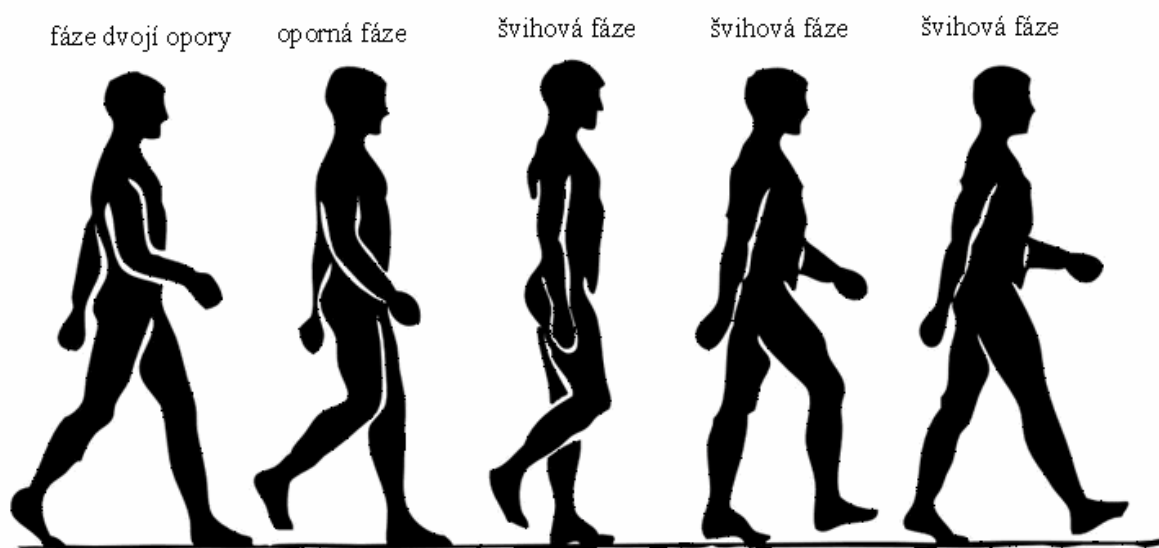
3.2.2 Lokomoce – chůze

Lokomoce znamená, že pohyb z jednoho místa na druhé může probíhat různými způsoby: plazením, cvalem, bipedální chůzí v terénu, během nebo různými jinými souhrnnými pohyby jako při tanci nebo sportovních hrách, v boji apod. Nejčastějším druhem pohybu je chůze sloužící jak základním životním potřebám při sebeobsluze, tak i při práci v zaměstnání. Bezpečná chůze na nerovném zemském povrchu je možná jenom při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla jak v klidu, tak i při pohybu. CNS je schopen zajistit svalovým

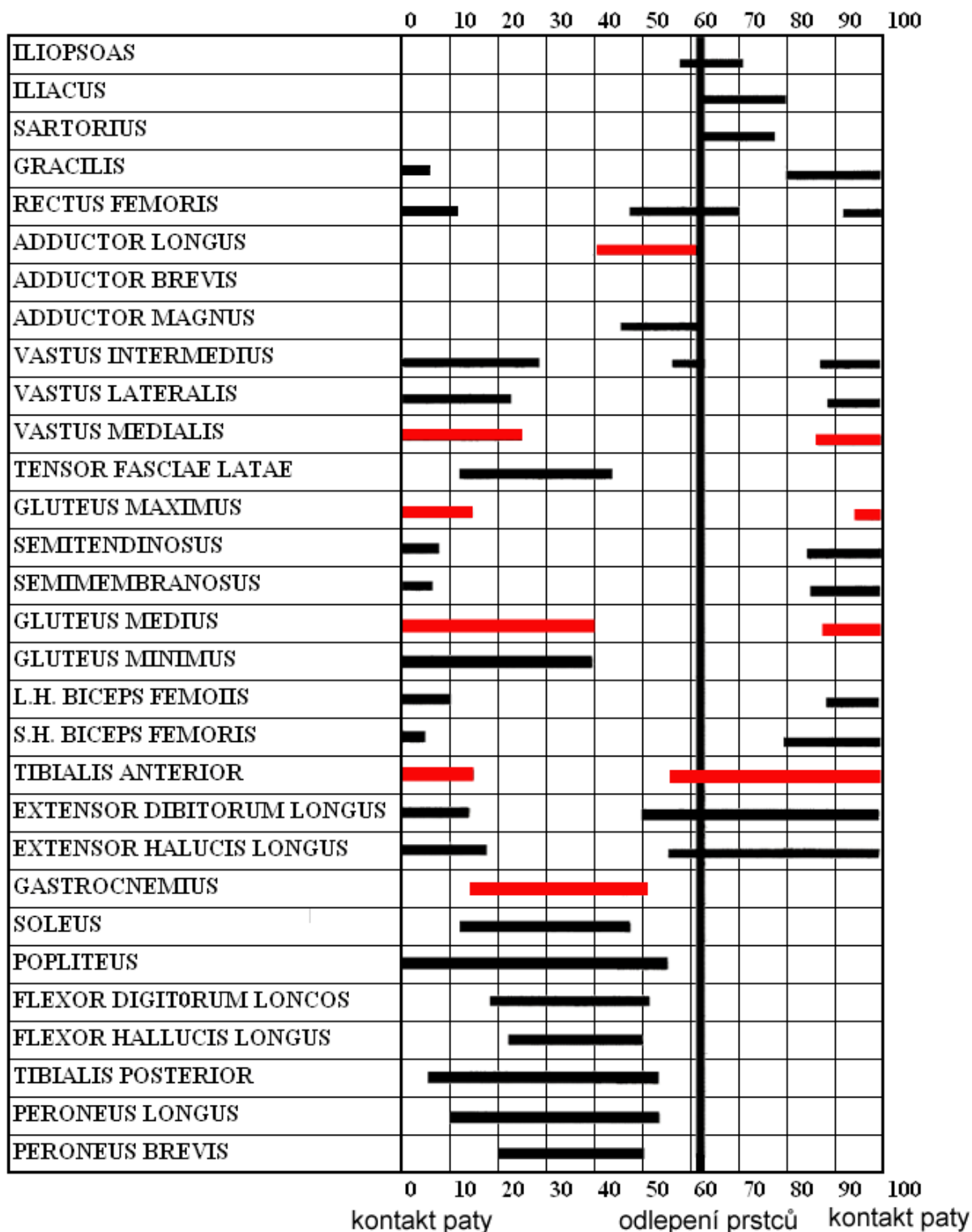
(Vele, 2006).

V průběhu posturální ontogeneze se vyvíjí lokomoce postupně od starších primitivních vzorů kvadrupedální lokomoce až do vertikálního bipedálního vzoru chůze. Při prvních pokusech o lokomoci dochází současně i ke změnám dýchacích pohybů, protože svaly používané pro dýchání přebírají zároveň i funkci posturálních svalů. Břišní stěna dítěte se při nádechu začíná proto méně vyklenovat a je více napjatá. Plazení jako první primitivní typ lokomoce připomíná pohyb tuleně a přechází brzy do plíživého pohybu, při kterém se trup opírá o zemi již menší plochou a dolní končetiny se na pohybu začínají aktivně podílet. Plíživý pohyb je rychlejší než primitivní plazení. Pokročilejším typem lokomoce je navazující lezení, při kterém se používají již všechny končetiny a trup zůstává sice ještě v horizontální poloze, ale již bez kontaktu s opornou plochou. Oporný-mi body se stávají obě ruce a kolena. Současně probíhají již pokusy, jak o zaujetí vertikální polohy s oporou, tak o bipedální chůzi s oporou (chůze o třech oporných bodech - dolní končetiny a ruka). Protože ale udržení vertikální polohy ještě není z CNS spolehlivě zajištěno, je v tomto období lokomoce po čtyřech daleko rychlejší a spolehlivější. K posturálně zajištěné bezpečné bipedální chůzi bez vnější opory dochází teprve v pozdější fázi vývoje, až dítě získá schopnost stabilizace vertikálního postavení těla na jedné noze alespoň po dobu 2-3 sekund. Do té doby může sice chodit i ve vertikále bez opory, ale stabilizaci vzpřímené polohy udržuje hmotností svého těla, která působí jako setrvačnická udržující rovinu pohybu, a proto chodí dítě rychle a jakmile se chce zastavit, zpomalit nebo změnit směr, snadno padá. Z vnějšku vypadá chůze jako jednoduchý alternující pohyb; při jeho analýze však zjistíme, že jde o složitý sekvenční fázový pohyb probíhající cyklicky podle určitého časového pořádku (timing). Tento složitý pohybový úkon zasahuje celý pohybový systém od hlavy až k patě, a tím se dokonale přizpůsobuje složitému tvaru i vlastnostem terénu, ve kterém chůze probíhá. Technikům se doposud nepodařilo vyrobit u pohybujících se robotů zařízení, které by se dokázalo přizpůsobit tak dokonale podmínkám zevního prostředí, jako to dokáže člověk při chůzi. Přibližný přehled aktivace jednotlivých svalů na chůzi podává obrázek. Svaly se při chůzi pravidelně zkracují a tím se

(Véle, 2006).



Obrázek č.5 Kinogram chůze (www.edupics.com/1-a-walking-t10049.jpg, 19.1.2010)



Obrázek č.6 Svaly činné při chůzi, (dle Věle, 2006), červeně zvýrazněné svaly měřené při našem výzkumu

„Chůze probíhá jako rytmický translatorní pohyb těla kyvadlového charakteru; začíná v určité výchozí poloze, prochází obloukem přes nulové postavení do jedné krajní polohy a pokračuje do druhé krajní polohy, nikoli zpět jako kyvadlo, ale dále dopředu, protože se jeho

2006).

3.2.3 Fáze chůze

Pro obě dolní končetiny existují tři jasně oddělené pohybové fáze: (*obr.č.5*)

a)švihová fáze: končetina postupuje vpřed bez kontaktu s opornou bází,

b)oporná fáze: končetina je po celou dobu ve styku s opornou bází,

c) fáze dvojí opory: obě končetiny jsou zároveň ve styku s opornou bází.

Švihová fáze je pro udržení vodorovné polohy pánve složitá, která má sklon k tomu, na straně švihové nohy poklesnout, protože ztratila jeden ze dvou bodů opory odpoutáním švihové nohy od země a podepřena zůstává pouze opornou nohou. Tím dochází k malému poklesu pánve na straně švihové nohy a tento pokles je nutno vyrovnat aktivitou abduktorů oporné nohy, ale i aktivitou m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové nohy. Pádu zabrání budoucí dotyk švihové nohy kontaktem její paty s opornou plochou. **Oporná fáze** je uváděna nárazem paty švihové nohy na opornou plochu, který zabrzdí postupující pád. Kontakt nohy s opornou bází se postupně rozšiřuje z paty na celou plantu a nožní klenbou se dynamicky uchopuje členitá plocha oporné báze tak, aby vznikl pevný a spolehlivý kontakt. To se projevuje střídáním supinace a pronace nohy a tím i změnami nožní klenby tak, aby se zajistila pevná opora pro působení reaktivní síly. Končetina původně brzdící pád se od tohoto okamžiku stává končetinou opornou. Na to navazuje propulzní pohyb provázený odvinutím paty plantární flexí nohy a z oporné končetiny se tím stává končetina odrazová, která je zdrojem propulzní síly zvedající tělo mírně vzhůru a dopředu. Tato fáze končí odvinutím palce zakončujícím propulzní část pohybu a oporná končetina se stává končetinou švihovou. **Fáze dvojí opory**, při které se obě končetiny dotýkají oporné báze, tvoří přechod mezi fází švihovou a opornou fází spojenou s propulzí. Odlepení špičky na stejné noze překrývá kontakt paty na švihové noze a tato fáze odlišuje chůzi od běhu, při kterém nenalzáme fázi dvojí opory. (Véle, 2006)

Při chůzi rozeznáváme jednotlivé části jako kroky, které trvají od kontaktu jedné paty ke kontaktu druhé paty s podložkou anebo dvojkroky trvající od kontaktu jedné paty ke kontaktu téže paty s podložkou. Zdrojem síly pro pohyb jsou svaly plnící současně několik funkcí (Véle, 2006):

Zdánlivě se může chůze zdát jako strojově stejný pohyb, je však natolik individuálně rozdílná, že je podle ní možná identifikace. Pohyby při lokomoci jsou řízeny činností CNS podle programů druhově specifických, jež jsou zděděny a rámcově uloženy v CNS. Jednotlivé individuální detaily pohybu však vznikají učením spojeným s přizpůsobovacími mechanismy na vlivy zevního i vnitřního prostředí nebo i různými patogenními vlivy a tím si lze vysvětlit značnou individualitu chůze. Protože je chůze řízena z CNS, lze její analýzou získat informace o řídicích pochodech CNS, důležité pro návrh léčebného postupu při poruchách motoriky (Véle, 2006).

3.2.4 Analýza chůze

Základní pohyby

1. Pohyb dolních končetin: flexně-extenční pohyby v kyčlích, v kolenou, kotnících a vazba mezi nohou a opěrnou bází.
2. Pohyb pánve: rotace, flexe, extenze, inklinace, pohyb v sakroilických kloubech a v kloubu spojujícím páteř s pánví.
3. Torzní nahrazující pohyb páteře přenášející se až do pletence ramenního
4. Opačný pohyb paží tlumící pohyb trupu.

Nejdůležitější pohyby dolní končetiny probíhají sice hlavně ve směru flexe x extenze, ale pohyb se přenáší na pánev a pak dále na osový orgán, kde nabývá rotačního charakteru, protože se pánev při chůzi otáčí protisměrně vzhledem k ramennímu pletenci. Vedle toho dochází i k mírným stranovým i svislým deviacím osového orgánu. Lze říci bez nadsázky, že chůze ovlivňuje nejen funkci končetin, ale celého axiálního systému, který je střídanými pohyby při chůzi rytmicky opakovaně mobilizován. Z tohoto důvodu se používá chůze i terapeuticky k mobilizačním účelům při prevenci nebo terapii funkčních poruch motoriky osového orgánu (Véle, 2006).

Švihová fáze

Páteř: pánev se otáčí směrem k podpůrné noze a ramenní pletenec rotuje v opačném směru a tím vzniká v páteři torzní pohyb s hypomochliem ve výši osmého hradního obratle. Zvětšení rozsahu torze prodlužuje délku kroku a snižuje laterální výchylku těžiště při propulzi.

Svaly: pracují mm. semispinales, mm. rotatores, mm. multifidi, m. obliquus abdominis externus na straně, kam se pánev otáčí a m. obliquus abdominis internus na opačné straně a mm. erector spinae (podle zmíněné zásady dynamického vyvažování polohy v osovém svalstvu). M. iliopsoas a m. quadratus lumborum téže strany a m. gluteus medius druhé strany pomáhají držet pánev v horizontální poloze. V kyčelním kloubu dochází k flexi a mírné zevní rotaci, addukce na počátku přechází v abdukci ke konci, zejména při delším kroku. Svaly: zpočátku se aktivují: m. iliopsoas (při flexi v kyčli), m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris (caput breve) a m. sartorius. Flexory kolena se aktivují i při extenzi v koleně, aby se zpevnila končetina při dopadu na opornou bázi. Ve druhé polovině švihu se aktivuje skupina adduktorů, ke konci se mírně aktivuje i skupina gluteálních svalů. Při rychlejší chůzi se zvýší aktivita m. sartorius, m. rectus femoris a m. tensor fasciae latae. V koleně dochází v první polovině k flexi a ve druhé k extenzi.

Aktivní jsou flexory kolena. Při extenzi se aktivuje m. quadriceps femoris, m. sartorius a mediální část flexora kolena. Míra aktivity stoupá s rychlostí chůze (Véle, 2006).

V kotníku dochází k dorziflexi a mírné everzi nohy. Aktivní jsou m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus, m. tibialis anterior. Na počátku se tyto svaly aktivují, uprostřed se aktivita sníží a zvýší se až v konečné fázi před kontaktem paty s opornou bází. V průběhu švihové fáze jsou plantární flexory uvolněny (Véle, 2006).

Oporná fáze

V páteři dochází k torznímu pohybu a mírnému posunu trupu na stranu oporné nohy, protože průmět těžiště pro stabilizaci polohy prochází středem oporné nohy. Aktivují se hluboké krátké svaly otáčející obratle protisměrně na obou koncích páteře. V menší míře se účastní i delší svaly střední vrstvy zádočných svalů (Véle, 2006).

K extenzi dochází v kyčelním kloubu od kontaktu paty až k odvinutí palce, zevní rotace se snižuje a přechází do vnitřní rotace jako prevence addukce stehna a poklesu pánve ke druhé straně.

Na začátku kontaktu nohy s opornou bází se aktivují mírně gluteální svaly a flexory kolena, tato aktivace při střední části opory mizí. Na závěr se aktivují adduktory stehna. Při rychlé

„V koleně dochází k mírné flexi od dotyku paty až po dotyk celé planty a potom k extenzi až do odvíjení paty, kdy začíná opět mírná flexe. Touto flexí se oplošťuje zdvih těžiště a tím se chůze ekonomizuje (Véle,2006).

Mezi činné svaly ve stehně patří m. quadriceps femoris, který je aktivní na počátku a potom se postupně uvolňuje a napomáhá k udržení lehké flexe v okamžiku dotyku paty se podložkou. M. vastus intermedius je aktivní v první polovině. Jak dosáhne končetina vertikální polohy, dojde k uzamčení kolena a funkce extenzoru je dále neopodstatněná. Na konci se aktivují flexory kolena. Při rychlé chůzi aktivita všech svalů stoupá, zejména ve druhé polovině pohybu a zvýrazní se tím udržení extenze v koleni (Véle,2006).

V kotníku a na noze dochází k plantární flexi, která je propulzním zdrojem a pak následuje malá dorziflexe. Připojuje se hyperextenze metatarzo-falangeálních kloubů. Ve fázi opory přilne noha k oporné ploše, kterou uchopuje, aby zajistila spolehlivou oporu pro působení reaktivní síly. Dochází při tom ke střídavé pronaci a supinaci nohy, která může při velké nerovnosti plochy vést až ke sklouznutí s následnou vyvrtnutím v kotníku spojeným s poškozením ligament a kloubního pouzdra (Véle,2006).

Zprvu je aktivní m. tibialis anterior a m. peronei zabraňující padání špičky, později jejich aktivita ustupuje až mizí a začíná při odvíjení prstců. Podobně pracují i m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus. M. soleus je aktivní při stabilizaci stoje. Triceps surae jako celek je aktivní od odvíjení paty až po odvíjení špičky. Pracuje excentricky a vyvíjí sílu přesahující váhu těla a posunuje tělo vzhůru a vpřed. Při rychlé chůzi je aktivita těchto svalů výrazná. Podle Carlina (1966) působí dorziflektory i na tibu, kterou naklání nad nohu a jsou aktivnější u jednotlivců s napřímenou chůzí a s delšími kroky. M. tibialis posterior je nejaktivnější během střední části oporné fáze. Lýtkové svaly přední i zadní části stabilizují v této fázi koleno. Svaly palce na noze se aktivují spolu s vnitřními svaly nohy podle velikosti tlaku na nohu a při odvíjení je jejich aktivace značná zejména při rychlejší chůzi naboso, zejména na písku a v podobném terénu. V botách je jejich aktivita nízká. Je to proto, že tyto svaly hrají roli v přilnutí k oporné ploše a jejímu uchopení. Při chůzi v botách nepřichází tato uchopovací aktivita tolik v úvahu. Obuv sice ochraňuje plantu před poškozením, ale současně potlačuje činnost vnitřních svalů nohy a tím i pohyblivost nožní klenby (Véle,2006).

Fáze dvojí opory

Tato fáze je charakterizována přechodem mezi opornou a švihovou fází. Při ní je těžiště těla na nejnižší úrovni a představuje nulovou polohu kyvadla, na kterou navazuje jak propulzní, tak švihová a brzdící fáze chůze. Paže se pohybují švihem v opačném smyslu než příslušné dolní končetiny. Tento pohyb se pokládá za pasivní a vyvažovací. Při zvýšené napětí centrálního původu jsou tyto pohyby utlumeny, tak jak tomu dochází např. u Parkinsonovy nemoci. Tlumení těchto pohybů nastává i při lokálních poruchách ramenního kloubu. Je nutné správně rozlišovat tyto stavy (Véle, 2006).

3.2.5 Chůze na míšní úrovni

V míše jsou již pevně zabudovány spoje pro střídavé pohyby končetin při chůzi, realizované vzájemnými vztahy proprioreceptorů, které řídí práci svalů reciproční inhibicí mezi agonisty a antagonisty nutnou pro fázický pohyb. V tomto pracovním režimu se nemůže pevně udržet zaujatá poloha. Z tohoto důvodu musí agonisté a antagonisté pracovat i v koaktivačních režimech, ke kterým dochází během posturální ontogeneze. Horizontální segmentální komisurální spoje v míše zajišťují koordinaci vztahů mezi oběma končetinami recipročním způsobem tak, že aktivace svalu na jedné straně těla působí tlumivě na aktivitu symetrického svalu druhé strany. Tento základní vztah je základním předpokladem pro střídání paží a nohou při lokomoci jejich zkříženou funkcí. Vlivem CNS ale mohou zejména horní končetiny na obou polovinách pracovat i v koaktivaci při práci v uzavřeném pohybovém řetězci, kdy se pohybují obě končetiny společně, tak jak k tomu dochází při běhu na lyžích. Míšní spoje zajišťují vztahy mezi horníma a dolníma končetinami a umožňují zkříženou pohybovou alternaci při chůzi. Tyto strukturálně podmíněné míšní spoje tvoří pouze základní rámec alternovaných pohybů podléhající kortikální a subkortikální kontrole (Véle, 2006).

3.3 Vybrané svalové skupiny

3.3.1 Funkce měřených svalových skupin

1. musculus gluteus maximus
2. musculus gluteus medius.
3. musculus vastus medialis.
4. musculus gastrocnemius medialis et lateralis
5. musculus tibialis anterior

Následující kapitola obsahuje texty převzaté z Kineziologie, Véle 2006.

1. Musculus gluteus maximus

„Spojuje pánev s femurem ze zevní strany. Jeho hlavní funkce jsou: vzpřímení trupu ze dřepu nebo sedu, extenze femuru proti pánvi (antagonista pro m. iliopsoas), podpora addukce femuru (dolní partie), ale i jeho abdukce (horní partie) a podpora zevní rotace v kyčli. Je nejmohutnějším svalem v těle. Bez jeho funkce není možná chůze do schodů nebo po šikmém terénu, ani výskok. Ve stoji zabraňuje pádu trupu dopředu. Tvoří součást řetězce probíhajícího šikmo od paže přes m. latissimus dorsi, přes páteř na druhou stranu, přes fascia lata až ke koleni. Je partnerem pro m. iliopsoas jako jeho antagonistu a má tendenci k hypotonii a inhibici funkce při zkrácení m. iliopsoas. Projevuje se oploštěním svalového břicha a snížením subgluteální rýhy vestoje. Tento nálezn se vyskytuje při změně konfigurace pánve u „sakroiliackého posuvu“ (Véle, 2006).

2. Musculus gluteus medius

Spojuje pánev s femurem a má tyto hlavní funkce: abdukce v kyčli, přední část pomáhá při antevertzi pánve a vnitřní rotaci v kyčelním kloubu, zadní část pomáhá při retrovertzi pánve a při zevní rotaci a extenzi v kyčli. Taktéž pomáhá při stabilizaci polohy pánve v čelní rovině a má velký význam pro stabilizaci pánve při chůzi. Aktivace tohoto svalu na oporné končetině zabraňuje poklesu pánve na straně švihové končetiny při jejím postupu dopředu. Zároveň se

při tom aktivují adduktory švihové končetiny, má-li se udržet rovný směr chůze. Při její poruše má chůze kolísavý ráz se zvýšenými pohyby pánve ve frontální rovině a při oboustranném oslabení vzniká tzv. „kachní chůze“ typická zejména u myopatů (Věle, 2006).

3. Musculus vastus medialis

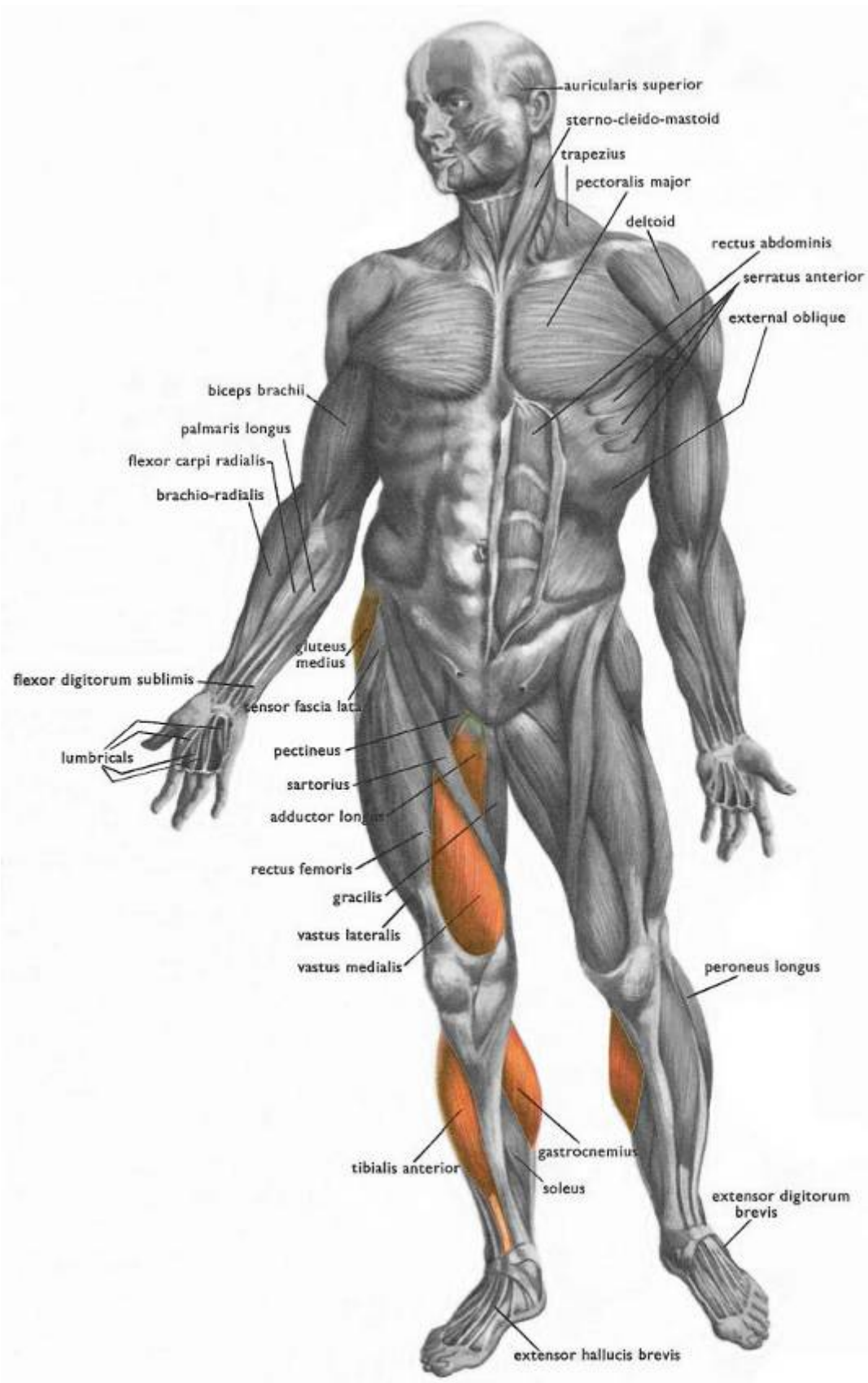
Je součástí skupiny musculi quadriceps femoris. Společně s musculus vastus lateralis a musculus vastus intermedius extenduje bérce, stabilizuje koleno. Zajišťuje stabilitu oporné nohy při přenášení zátěže. Napomáhá zajištění stabilizace kolena pro udržení vzpřímeného postoje. Při nezatíženém postoji je stabilizační funkce musculi quadriceps femoris (m. vastus medialis) téměř nulová. Teprve při posturální nejistotě nebo při potřebě vyvinout stav připravenosti k rychlé změně pohybu (lyžaři, fotbalisté, tenisté, apod.) stoupá aktivita musculus vastus medialis (Věle, 2006).

4. Musculus gastrocnemius medialis et lateralis

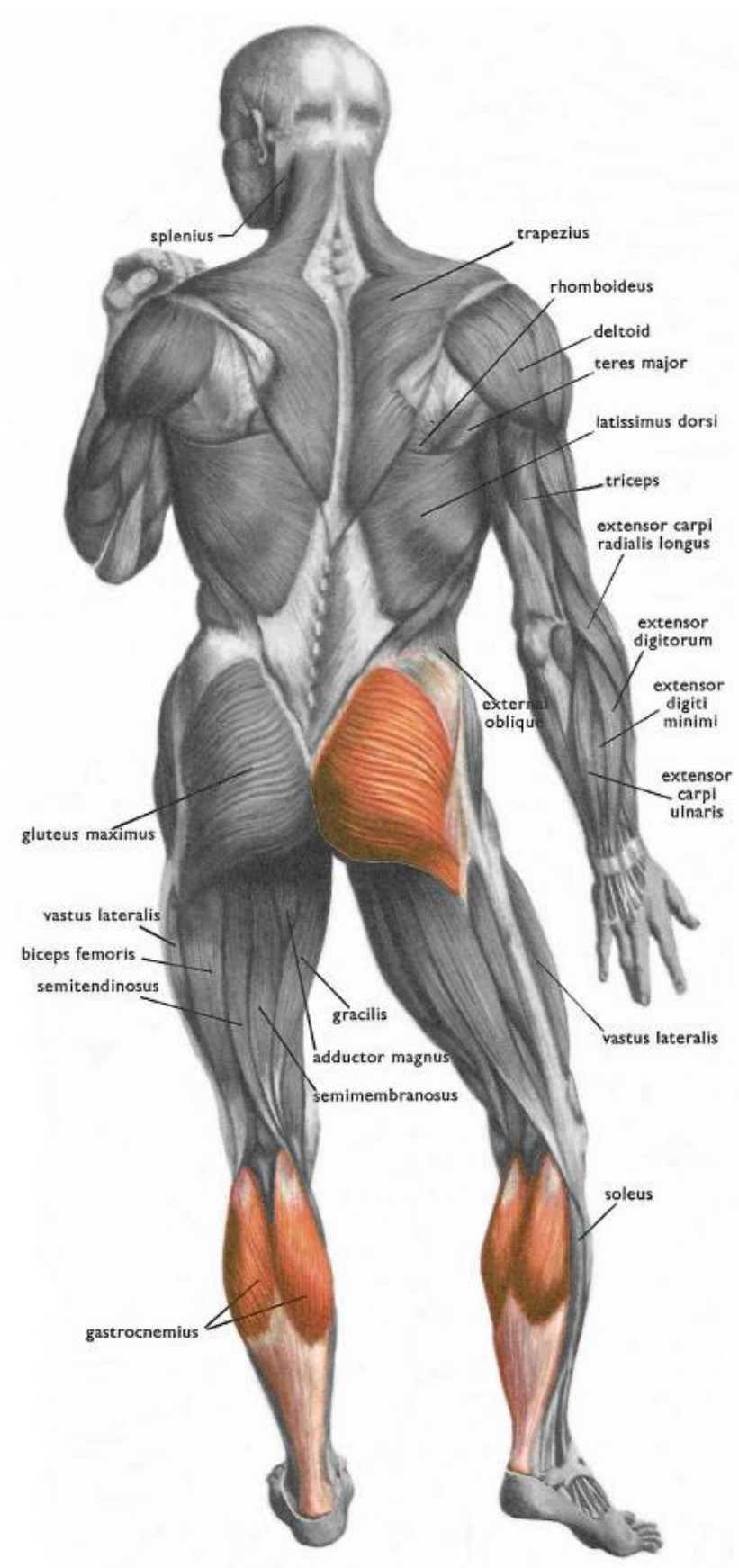
Mm. gastrocnemii (medialis et lateralis) spojují femur s tuber calcanei, jsou dvokloubového charakteru, ale účinky na kolenní kloub mají zanedbatelný oproti účinku na nohu (odvíjení planty při chůzi – propulze chůze). Patří do skupiny zadních svalů lýtkových. Jsou fázické povahy, uloženy na povrchu lýtky, které tvoří jeho výrazný tvar (Věle, 2006).

5. Musculus tibialis anterior

Spojuje tibií se skeletem nohy. Vykonává dorziflexi a inverzi nohy. Je uložen v oblasti lýtky a bérce (Věle, 2006).



Obrázek č.7 Měřené svalové skupiny zepředu (červeně) (dle www.musculus.cz/img/svaly.jpg, 21.2.2010).



Obrázek č.8 Měřené svalové skupiny zezadu (červeně) (dle www.musculus.cz/img/svaly.jpg, 21.2.2010).

4. ČÁST METODICKÁ

4.1 CÍLE A ÚKOLY

4.1.1 Cíl práce

Porovnání kineziologických obsahů různých technik běhu na lyžích a chůze

Zjistit míru koordinační podobnosti mezi jednotlivými technikami běhu na lyžích a volnou bipedální chůzí.

Z uvedeného cíle vyplývají tyto úkoly

4.1.2 Úkoly práce

1. Změřit za pomoci přenosného EMG aktivitu vybraných svalových skupin při střídavém běhu dvoudobém, oboustranném bruslení jednodobém, oboustranném bruslení dvoudobém a při chůzi.
2. Zpracování naměřených dat a jejich grafické znázornění.
3. Porovnání práce zapojení svalových skupin u zkoumaných běžeckých stylů a jejich konfrontace s prací vybraných svalových skupin při chůzi.
4. Formulace závěrů

4.2 METODY

4.2.1 Metody výzkumu

I. a) studium pramenů a dostupné literatury týkající se bipedálního pohybového vzoru v lidské ontogenezi. Studium literatury věnující se kineziologické struktuře chůze.

b) studium literatury zabývající se technikami běžeckého lyžování.

c) konzultace s odborníky

II. a) kvalitativní analýza pohybu. Sejmutí povrchového EMG u vybraných svalových skupin za použití synchronizovaného videozáznamu. Zpracování dat ve speciálním počítačovém programu. Grafické znázornění výsledků.

Pro výzkum jsme použili komparativní intraindividuální analýzu vybraných svalových skupin při střídavém běhu dvoudobém, oboustranném bruslení jednodobém, oboustranném bruslení dvoudobém na jedné straně a přirozenou bipedální chůzi na straně druhé. Pro sledování všech vybraných pohybových stereotypů jsme použili povrchovou elektromyografii (dále jen EMG) časově a prostorově spojenou s videozáznamem. Pro záznam elektrických potenciálů svalů jsme použili přenosné EMG o váze 1,2 kilogramu, které nesl proband v ledvince připevněné kolem pasu. Pro měření jsme zvolili interval 20sekund s časovou konstantou, zajišťující hladký průběh křivky, $\tau = 0,04$ sec.

Předmětem výzkumu je sledování rozdílů v práci hybné soustavy člověka při chůzi, běhu na lyžích v různých technikách. K tomuto účelu jsme použili metodu povrchové elektromyografie (dále EMG) synchronizované s videozáznamem..

Specifikace zařízení

Název: KaZe05

Vytvořen: UK FTVS v Praze

Účel: přenosné měřicí EMG zařízení

Hmotnost: 1,2 Kg

Specifikace elektrod: sedm plochých elektrod s průměrem 7 mm

Vzorkování: 200 za sekundu s dolním filtrem 29 Hz a horním filtrem 1200 Hz.

Použili jsme přenosné měřicí zařízení KAZE5 (zkonstruovaný na UK FTVS v Praze) se 7 kanály na snímání EMG potenciálů, 1 kanál pracovní pro synchronizaci videozáznamu. Váha přístroje s bateriemi včetně sportovní ledvinky upevněné okolo pasu zkoumané osoby je 1,2 kg. Regulace citlivosti 0,05 – 6 mV, nastavitelná délka měření v intervalu 5 sec. - 4 min 50 sec. Záznam z vnitřní paměti přístroje byl po ukončení série 1 - 7 měření převeden do přenosného PC, upraven specifickým softwarem KAZE5 a exportován do programu

Microsoft Excel. Současně byl natočen synchronizovaný videozáznam. Pro analýzu byl použit nábor EMG při pokusu s nejvyšší mírou pravidelnosti snímaných EMG potenciálů.

4.2.2 Design výzkumu

Náš výzkum byl charakteru případové studie. Zabývali jsme se pohybovým rozbohem tří různých způsobů běhu na lyžích a jejich porovnáním s pohybovým stereotypem volné bipedální chůze. Všechna měření byla prováděna v jeden den a na jednom probandovi. Tím jsme se pokusili minimalizovat možnost zkreslení výsledků měření v případě, že by došlo k zdravotním a pohybovým změnám v pohybovém stereotypu probanda. Proband je žena ve věku 20-ti let, která se vrcholově věnuje běhu na lyžích. Předpokládáme, že má ideálně stabilizovaný pohybový stereotyp a dobrou technikou běhu na lyžích.

Pro měření jsme použili přenosné záznamové zařízení KAZE05 na bázi EMG, které bylo připnuto okolo pasu našeho probanda. Náš přístroj disponuje 7 kanály určenými pro snímání elektrických potenciálů ze svalů, jedním kanálem pro synchronizaci s videozáznamem..

Hmotnost přístroje s ledvinkou v které byl uložen činila 1,2 kg. Elektrody byly přilepeny na kůži v místě nad bříšky svalů. Lokalizace elektrod byla určena zkušenou fyzioterapeutkou. Elektrody a vodiče byly přichyceny k pokožce lepicí páskou, aby nedošlo k jejich pohybu při měření.

Naměřená data byla ihned uložena do počítače, vzhledem k velmi chladnému počasí v době měření jsme tím zamezili neočekávané ztrátě dat. Videokameru jsme použili jako podpůrný prostředek pro zobrazení EMG záznamu. Proband byl snímán z boku z cca 20-ti metrů, abychom měli nezkreslený videozáznam po celou dobu měření. Z videozáznamu jsme vytvořili kinogram, který jsme sladili, za pomoci speciálního programu s EMG záznamem. Při měření jel proband na lyžích Madshus a měl karbonové hole značky Leki. Jak pro klasický styl, tak i pro bruslení proband použil lyže a hole odpovídajících délek a určení.

Měření probíhalo v běžecké areálu na Novém Městě na Moravě v mírném stoupání o délce cca 30 metrů. Každé měření probíhalo po dobu 20-ti vteřin. Chůze byla změřena v místnosti. Testovaná osoba šla bez obuvi. Délka měření byla z důvodu prostoru zkrácena na 10 sekund. Upravili jsme citlivost EMG kanálů na následující hodnoty. Měřené svaly: m.glut.max.dx, m.glut.med.dx, m.vast.med.dx, m.gastro.c.med.dx, m.tib.ant.dx, m.gastro.c.med.sin.

Měřené svaly	citlivosti kanálů [mV]	
	chůze	lyže
1. m.gluteus maximus dx	0,05	0,1
2. m.gluteus medius dx	0,2	2
3. m. vastus medialis dx	0,1	0,2
4. m. gastrocnemius medialis dx	0,1	0,1
5. m. tibialis anterior dx	0,2	0,2
6. m. gastrocnemius medialis sin	0,1	0,1

Tabulka č. 1 – citlivost snímacích kanálů [mV] u měřených svalů

Různé hodnoty citlivosti EMG kanálů je z důvodu specifických potřeb elektromyografie. (Merletti, Parker, 2004, De Luca, 2003). Přesnou lokalizaci elektrod provedla diplomovaná fyzioterapeutka.

4.2.3 Povrchová elektromyografie

EMG je vyšetřovací metoda, která umožňuje měření elektrické aktivity svalů prostřednictvím elektrod umístěných na povrchu těla.

Měří práci svalů za použití rozboru změny elektrických potenciálů svalu, které nastávají při aktivaci svalu. Základním impulsem změny elektrického potenciálu ve svalu je elektrická změna na povrchové membráně svalového vlákna. Tzn., že se polarizuje a depolarizuje. Při membránové depolarizaci dochází k pohybu iontů, které vytvoří elektrické pole na povrchu svalového vlákna. EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken. Akční potenciál prochází při měření povrchového EMG přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány. Záznam se nazývá elektromyogram. Většinou se podobá více či méně vyjádřenému interferenčnímu vzorci, který vzniká překrytím souhrnných potenciálů více motorických jednotek, dále jen MJ. Nejedná se o jednoduchý součet elektrického napětí v dané chvíli, ale je efektem jejich vzájemného působení v prostorovém vodiči - sval, kůže, elektrody (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

Povrchová elektroda je většinou malý kovový disk, který se přilepuje na suchou kůži lepicí páskou. Zachycuje potenciál z velké plochy, z tohoto důvodu není použitelná k měření elektrické aktivity jednotlivých motorických jednotek, dále jen M.J.. To je zásadním rozdílem od standardní jehlové EMG, díky které dokážeme změřit i potenciály jednotlivých M.J.. Dle cíle použití se dále dělí na zemní, registrační a stimulační, která je speciálně upravena na vyvolání elektrické stimulace. Registrační elektrody jsou být povrchové i jehlové. Aktivní elektroda měří elektrickou aktivitu a je lokalizována nad bříškem měřeného svalu. Referenční elektroda je lokalizována na kůži v místě úponu svalu. Výsledné EMG je dáno rozdíly napětí mezi referenční a aktivní. Zemní elektroda je povrchová, nejčastěji v podobě fixované pruhové elektrody. EMG záznam, který je získán pomocí povrchové elektrody, zahrnuje souhrnné zápisy interferenčních činností více MJ. EMG signál, který je získán pomocí povrchových elektrod, je v porovnání s elektrodami jehlovými, globálnější a posuzuje elektrickou aktivitu svalu lépe, zejména díky rozsáhlejší ploše, ze které je záznam získán. Je jednodušší jej použít při různých sportovních a pohybových činnostech. Povrchové EMG je neinvazivní, jednoduše proveditelné vyšetření (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

Povrchové EMG měření nám dává informaci o rozdílech napětí na elektrodách lokalizovaných na kůži, ale nedává nám bližší informace o elektrické aktivitě jednotlivých přilehlých motorických jednotek. Nedostatkem povrchového EMG je nepřesně definovatelná poloha povrchových elektrod oproti aktivním MJ jednotlivých svalů. Při měření v terénu se nedokážeme nevyhnout náboru artefaktů, jejichž skutečné odstranění z měřených dat je značně složité. Rozdíly jsou způsobeny elektrickými vlivy z okolí, mechanickými vlivy (rozdílná míra napětí mezi elektrodou a kůží), záznamy napětí z jiných svalů. K získání použitelného EMG záznamu je potřebné přesné a optimalizované nastavení přístrojů, odpovídající nastavení průběhu rozdílů napětí na elektrodách, zamezení vzniku artefaktů a určení správných měřených bodů na kůži (svalu). Povrchové EMG je interdisciplinární metoda použitelná v: fyzioterapii, ortopedii, ergonomii, neurofyziologii v neurologii, biomechanice, zoologii, sportovním lékařství a ve spoustě dalších oborů. Biomechanika používá tři způsoby při používání povrchové elektromyografie: ukazatel začátku svalové aktivace nás informuje o silovém přírůstku vyvolaném jednotlivými svaly nebo skupinami svalů. V některých kineziologických studiích se povrchová elektromyografie využívá při zjišťování aktivity jednotlivých svalů, načasování, tzn. práce daného svalu v čase. EMG signály dovolují určit, jestli je sval činný nebo je-li pasivní při zkoumaném pohybu. Také může být používána k pozorování ko-aktivace svalů v průběhu uceleného i rozděleného

pohybu. Posuzuje vlivy zatížení na funkci svalu. Můžeme s její pomocí vyhodnotit průběh léčebného procesu nebo účinnost sportovního tréninku. Díky povrchovému EMG je možné vyšetřovat souhrnné pohybové vzory a pozorovat přesné chvíle a rychlosti nástupů svalové práce měřených svalů i relativní poměr jejich zapojení do pohybu. Metoda povrchového měření EMG je uznávána jako vhodný prostředek vyšetření pro kineziologickou analýzu lidského pohybu včetně vyšetření chůze a postury (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

FTVS využívá přenosné EMG zařízení, které bylo vyvinuto a zkonstruováno pracovníky fakulty. Nepočítáme-li telemetrické EMG (přenos EMG vln vzduchem na cca. 20 metrů), je přístroj fakulty jediný, se kterým je možno provádět měření mimo prostory laboratoří.

4.2.4 Metodologická poznámka

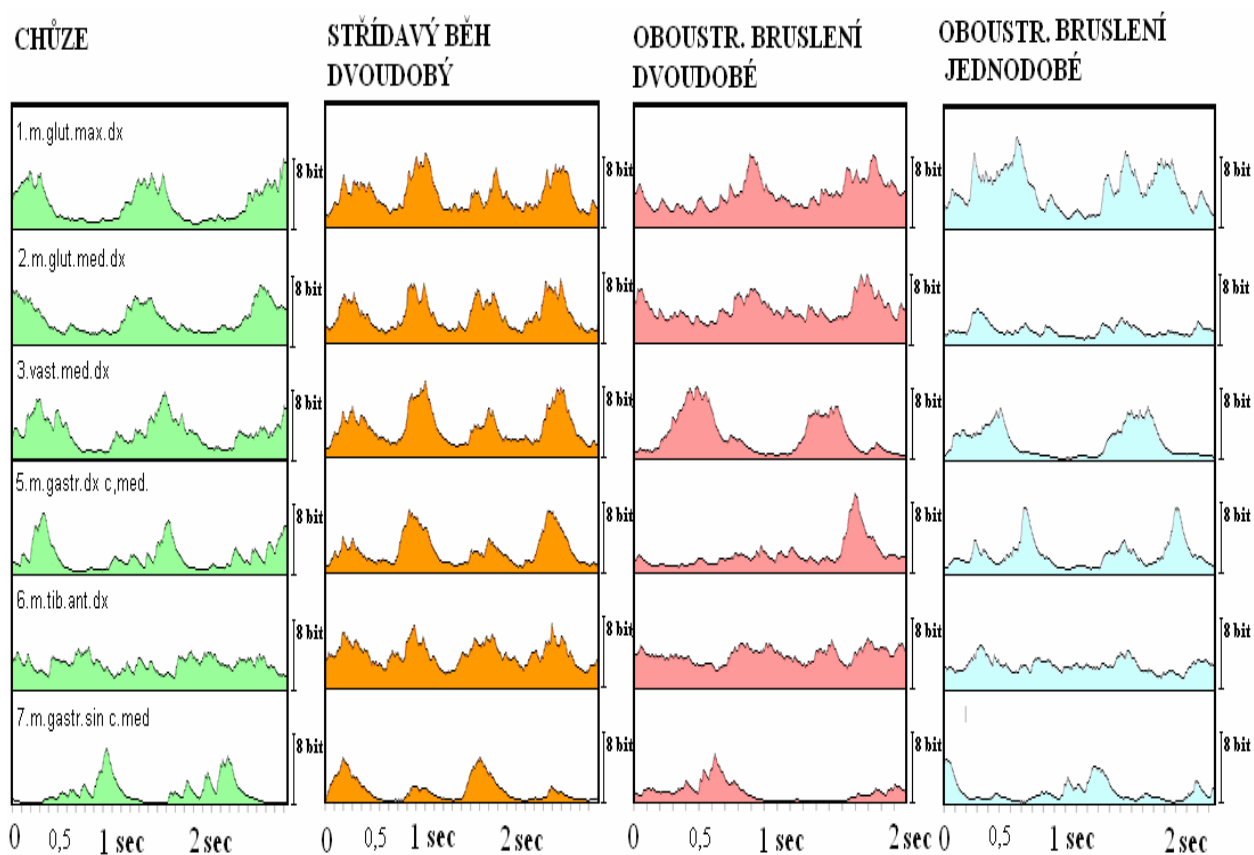
Elektromyografie jako metoda objektivizace práce pohybové soustavy má řadu omezení (Nevařilová, 2007, Kračmar, 2007, ústní sdělení). Elektromyografie jako objektivní metoda měření a porovnávání svalových funkcí vyvolává velmi protichůdné názory. Je důležité si uvědomovat zvláště, že:

1. „Neměříme sílu a práci svalu. Měříme elektrický potenciál, snímaný na topicky přesně vymezeném místě. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té teprve na práci svalu“ (Nevařilová, 2007, Kračmar, 2007, ústní sdělení).
2. „Kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření na jedné osobě bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi měřeními. Nevýhodou je minimální možnost zobecnění výsledků“ (Nevařilová, 2007, Kračmar, 2007, ústní sdělení).
3. „Zapojení velkého počtu motorických jednotek vyplývající ze vzájemného ovlivňování při polarizacích svalových vláken způsobuje deformaci křivky. Přibližně od zapojení více jak 50% motorických jednotek nestoupá křivka dále lineárně, není možné poměrné posouzení svalové práce. Můžeme však konstatovat, jestli se svalová práce u jednoho svalu zvětšila nebo zmenšila mezi dvěma různými činnostmi“ (Nevařilová, 2007, Kračmar, 2007, ústní sdělení).
4. Zbytečné jsou pokusy o kvantitativní posouzení svalové práce mezi dvěma různými svaly. Měření ovlivňuje odlišná vodivost kůže na různých částech těla, různá síla podkožního tuku, rozdílná kvantita motorických jednotek a mnoho jiných (Merletti, Parker, 2004).

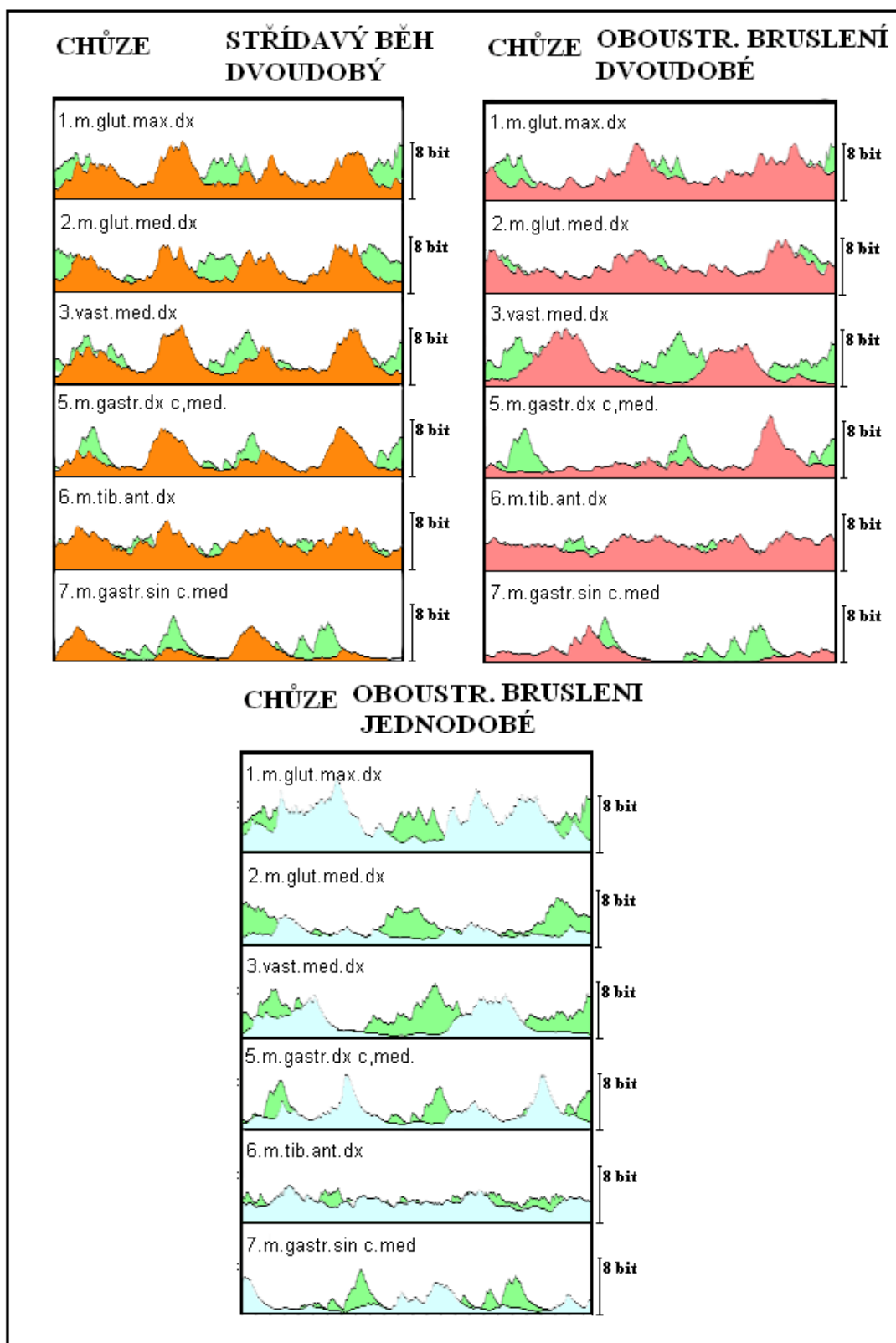
Předpokládáme, že při získání výsledků EMG je nejdůležitější posouzení okamžiku nástupu a odeznění aktivity měřeného svalu. Pomocným ukazatelem sumarizace svalové práce jsme použili jeden krokový cyklus. Křivky byly převedeny na porovnatelnou úroveň, zvýšením (snížením) citlivosti kanálů.

4. VÝSLEDKOVÁ ČÁST

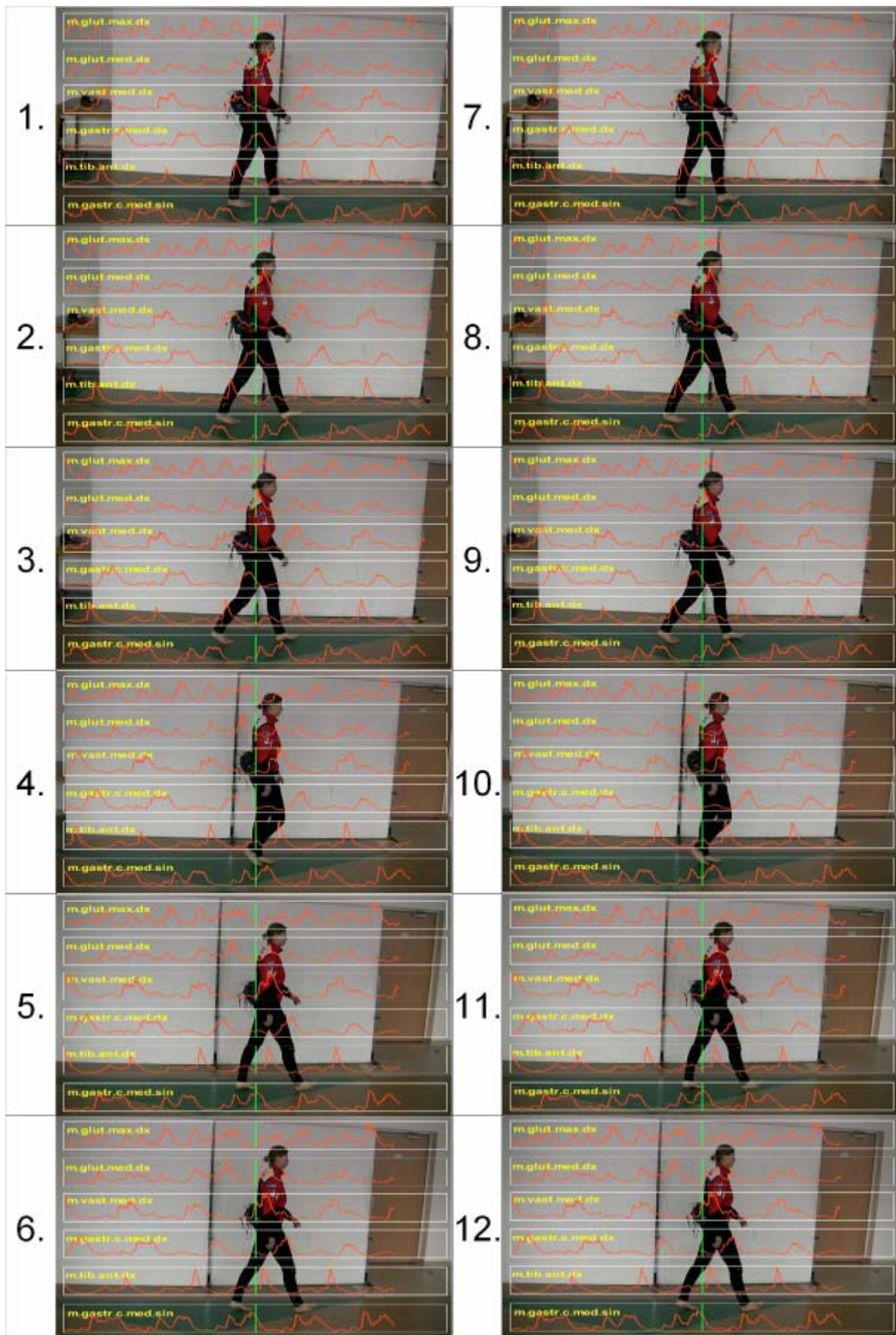
V grafu 1 je znázorněn EMG záznam chůze, střídavého běhu dvoudobého, oboustranného bruslení dvoudobého a oboustranného bruslení jednodobého. Na obrázku 8 až 11 jsou znázorněny kinogramy jednoho dvoukroku chůze, střídavého běhu dvoudobého, oboustranného bruslení dvoudobého a oboustranného bruslení jednodobého spojené s EMG křivkou. Tyto kinogramy byli synchronizovány s EMG za pomoci programu Dartfish. V tabulce číslo 2 jsou znázorněny fázové posuny počátků nástupů jednotlivých měřených svalů. Pro tyto účely byl vypočítán jeden průměrný krok. Jako hodnotící sval jsme si určili m.gluteus maximus dx. Tabulka 2 ukazuje fázové posuny důležitých nástupů EMG potenciálů měřených svalů průměrného kroku, Jeden krok je definován jako rozmezí od -0,5 do 0,5 vypočítaného průměrného kroku. Vše je převedeno na procentuální rozdíly vzhledem k m.gluteus maximus dx., který nemůže mít vůči sobě žádný fázový posun. Je tedy roven 0 %. V tabulce číslo 3 jsou zaznamenány numerické rozdíly fázových posunů k námi zvolenému průměrnému kroku při chůzi.



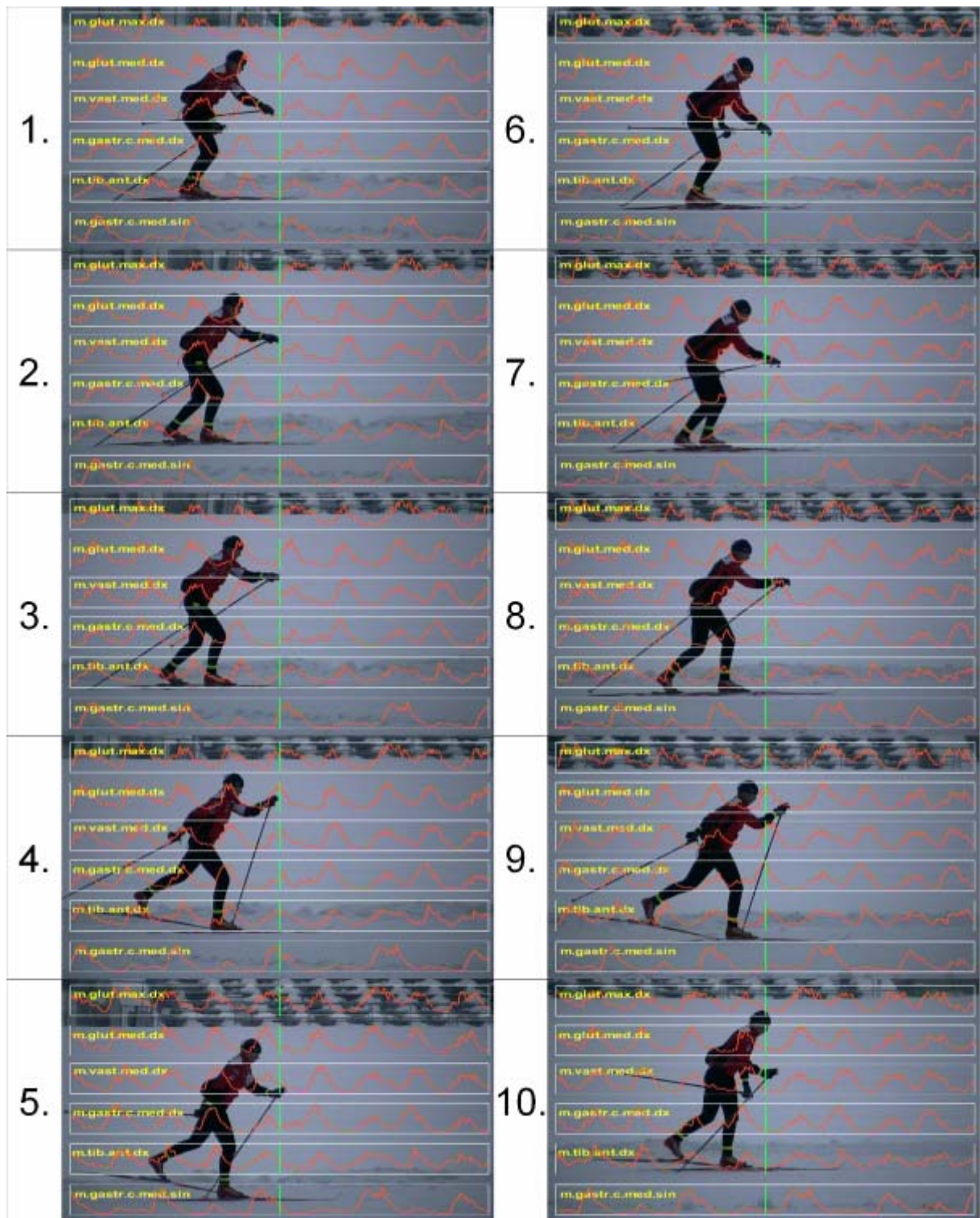
Graf č.1. – EMG záznam vybraných krokových cyklů



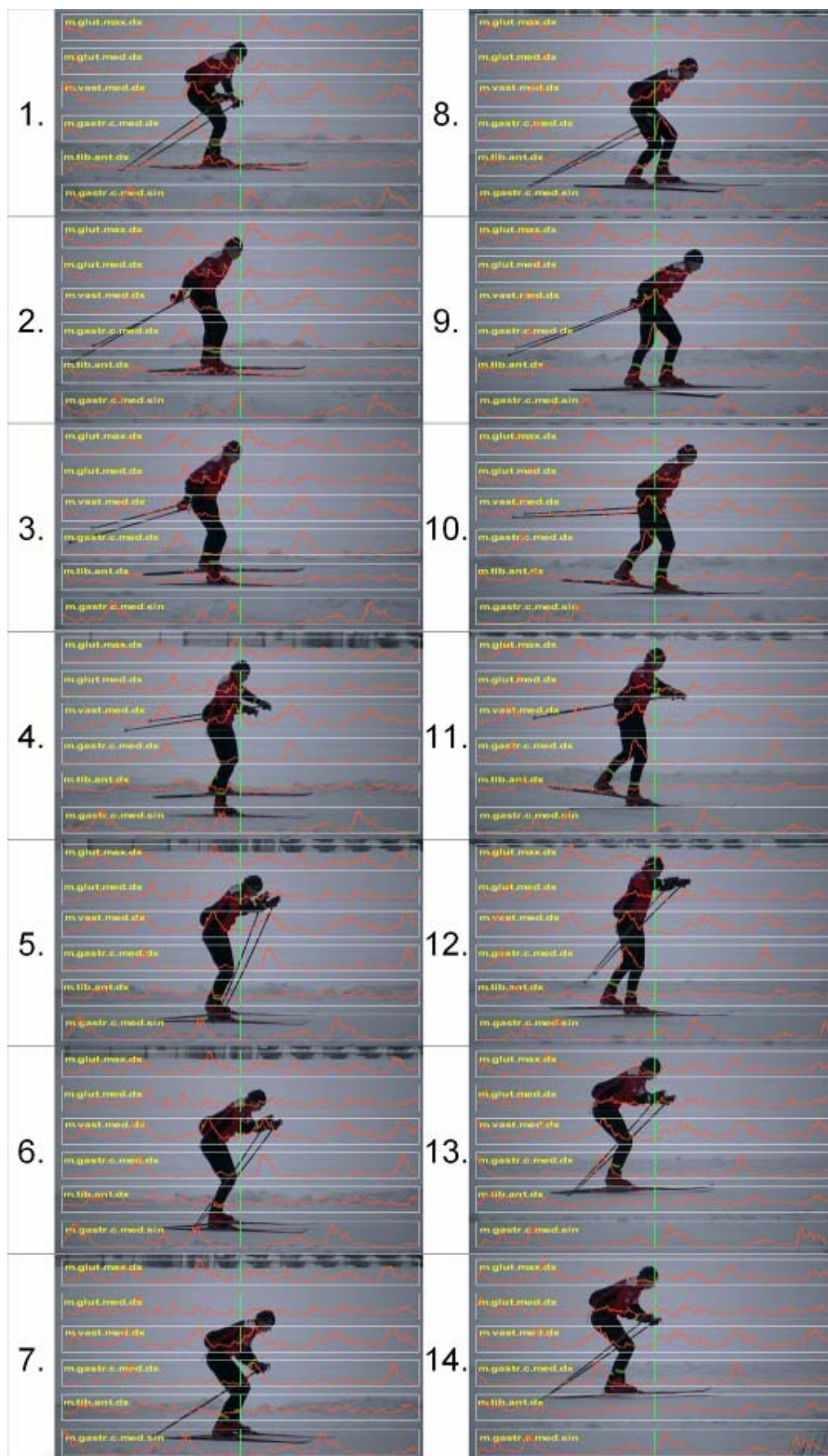
graf č.2 - Srovnání EMG měření jednoho kroku při vybraných běžeckých technikách a jednoho kroku při chůzi (znázorněna zeleně)



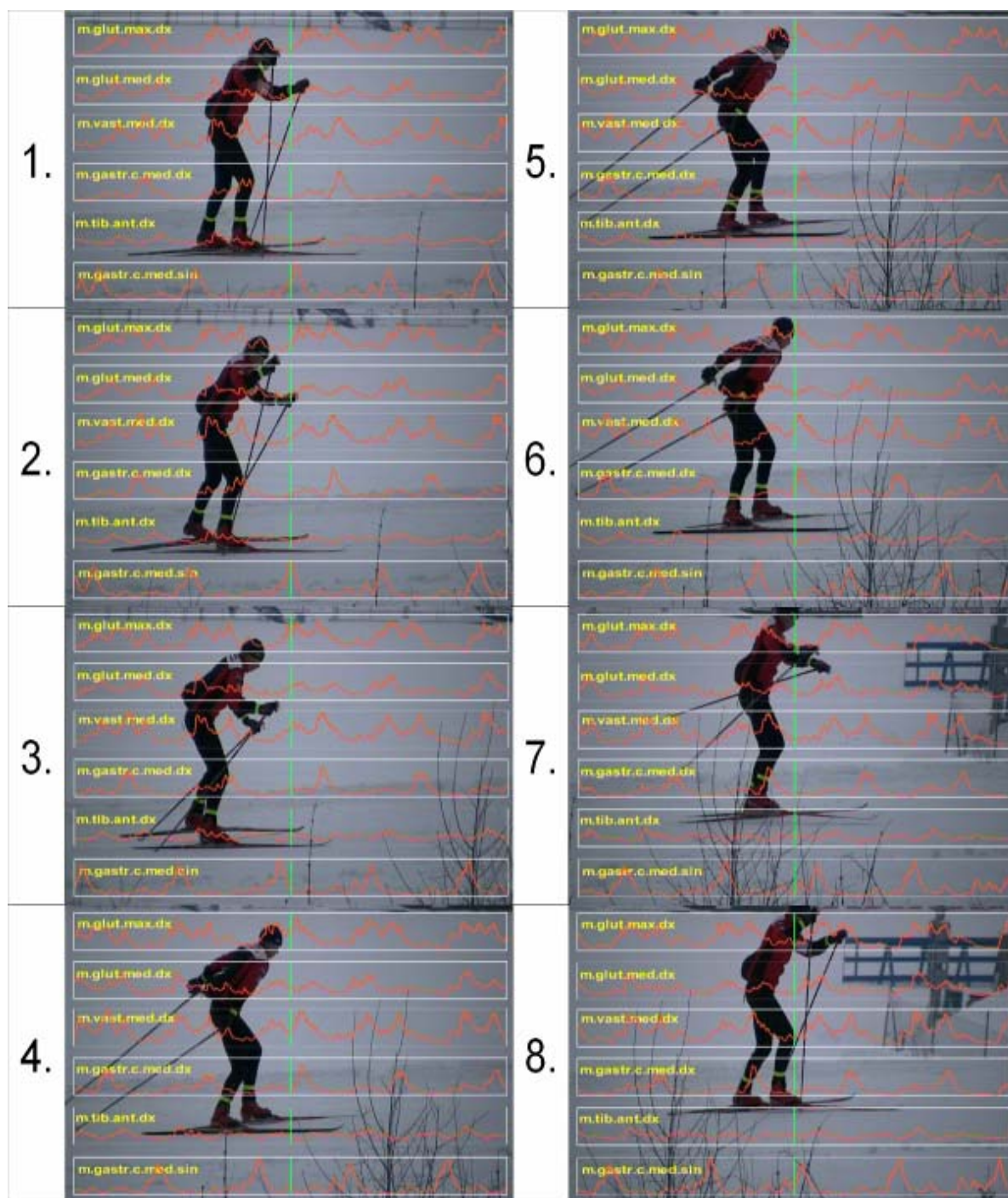
Obrázek č.8 Kinogram - chůze



Obrázek č.9 Kinogram - střídavý běh dvoudobý



Obrázek č.10 Kinogram - oboustranné bruslení dvoudobé



Obrázek č.11 Kinogram - oboustranné bruslení jednodobé

dle m.glut.max.dx	chůze	střídavý běh dvoudobý	oboustr. bruslení jednodobé	oboustr. bruslení dvoudobé (pravá)
1.m.glut.max.dx	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
2.m.glut.med.dx	38,31%	-0,72%	-0,90%	4,01%
3.vast.med.dx	46,77%	0,00%	1,57%	0,73%
4.m.gastr.dx c,med.	-33,83%	-3,60%	4,04%	4,01%
5.m.tib.ant.dx	41,79%	1,80%	-36,77%	-0,36%
6.m.gastr.sin c.med	16,92%	45,68%	-47,31%	-43,80%

Tabulka č. 2 – Fázové posuny nástupů EMG potenciálů měřených svalů průměrného kroku

dle m.glut.max.dx	střídavý běh dvoudobý	oboustr. bruslení jednodobé	oboustr. bruslení dvoudobé (pravá)
1.m.glut.max.dx	x	x	x
2.m.glut.med.dx	-39,03	-39,20	-34,29
3.m.vast.med.dx	-46,77	-45,20	-46,04
4.m.gastr.dx c.med.	30,23	37,87	37,85
5.m.tib.ant.dx	-39,99	-78,56	-42,16
6.m.gastr.sin c.med	28,77	-64,22	-60,71

Tabulka č. 3 – Numerické rozdíly procentuálních fázových posunů vzhledem k fázovým posunům průměrného kroku chůze

dle m.glut.max.dx	chůze	střídavý běh dvoudobý	oboustr. bruslení jednodobé	oboustr. bruslení dvoudobé (pravá)
1.m.glut.max.dx	0	0	0	0
2.m.glut.med.dx	3.	4.	3.	1.
3.vast.med.dx	1.	3.	2.	2.
4.m.gastr.dx c,med.	5.	5.	1.	1.
5.m.tib.ant.dx	2.	2.	4.	3.
6.m.gastr.sin c.med	4.	1.	5	4.

Tabulka č. 4 – Pořadí nástupů aktivace jednotlivých svalů

5. DISKUZE

Při srovnání EMG měření zkoumaných svalů, při běžeckých technikách jsme našli výrazné rozdíly v načasování timingu počátku jejich aktivace, oproti timingu při chůzi. Počítáme-li, že 0 by znamenala absolutní shodu s fázovými posuny při chůzi, tak při **střídavém běhu dvoudobém** se výrazně zpožďuje nástup aktivace *m. gluteus medius* a to o - 39,03 bodu. Ještě pozdější nástup aktivace má *m. vastus medialis* a to o - 46,77 bodu. U *m. gastrocnemius caput medialis dx.* nacházíme výrazný předstih nástupu aktivace o +30,23 bodu a u *m. gastrocnemius caput medialis sin.* +28,77 bodu. *m. tibialis anterior* se aktivuje se zpožděním -39,99 bodu.

U **oboustranného bruslení jednodobého** dochází opět ke zpoždění *m. gluteus medius* -39,20 bodu, *m. vastus medialis* -45,20 bodu, *m. tibialis anterior* o -78,56 bodu a *m. gastrocnemius caput medialis sin.* o 64,22 bodu. Naopak dříve se začíná aktivovat *m. gastrocnemius caput medialis dx* o 37,87 bodu, *m. gastrocnemius caput medialis sin.* 64,22 bodu a *m. tibialis anterior* se aktivuje se zpožděním -78,56 bodu. Při **oboustranném bruslení dvoudobém** pozorujeme téměř stejné rozdíly jako u oboustranného bruslení jednodobého - *m. gluteus medius* -34,29, *m. vastus medialis* -46,04, *m. tibialis anterior* -42,16, *m. gastrocnemius caput medialis sin* -60,71, *m. gastrocnemius caput medialis dx* +37,85.

Budeme-li porovnávat nástupy aktivace jednotlivých svalů Tab.č.4, tak nacházíme výraznou podobnost u obou typů bruslení. Pořadí aktivace při chůzi je nejbližší střídavý běh dvoudobý, který má shodu u *m. gastrocnemius caput medialis dx*, který se aktivuje jako pátý v pořadí a u *m. tibialis anterior dx* který se aktivuje stejně jako při chůzi, druhý Tab.č.3. Podobnost byla nalezena u svalů, které jsou pro chůzi velice důležité a působí jako tzv. markery pohybu, které se podílejí na odrazu a odvíjí plantu od podložky.

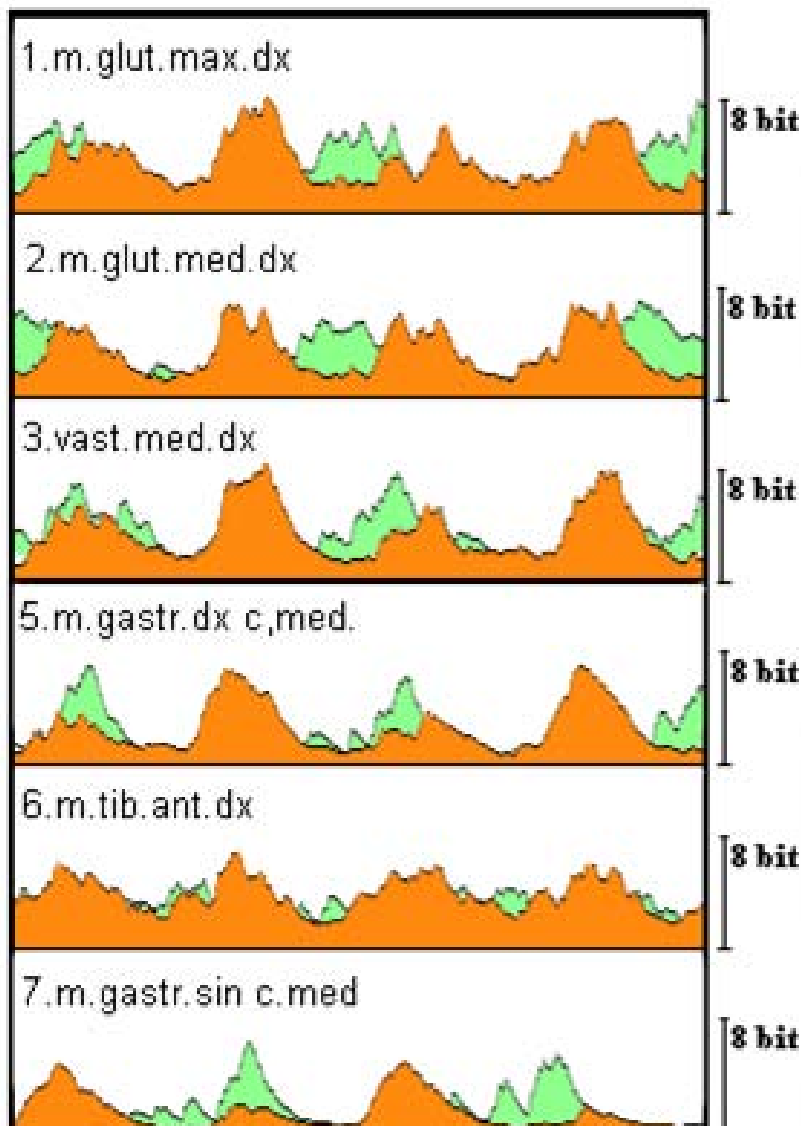
dle m.glut.max.dx	chůze	střídavý běh dvoudobý
1.m.glut.max.dx	0	0
2.m.glut.med.dx	3.	4.
3.vast.med.dx	1.	3.
4.m.gastr.dx c,med.	5.	5.
5.m.tib.ant.dx	2.	2.
6.m.gastr.sin c.med	4.	1.

Tabulka č.5 – Pořadí aktivace měřených svalů

Při porovnání EMG graf č.3 ukazuje dvouvrcholový charakter křivky, kdy první vrcholy jsou velmi blízké maximálním peakům při chůzi. Druhé vrcholy jsou způsobeny specifickými klasickými jízdami na lyžích, kdy na rozdíl od chůze nedochází k oporové fázi, ale ke skluzu. Svaly z tohoto důvodu dosahují v průběhu jednoho kroku ještě dalšího lokálního maxima. U chůze tato fáze zapojení chybí.

CHŮZE

STRÍDAVÝ BĚH DVOUDOBY



Graf č.3 Porovnání EMG chůze a střídavého běhu dvoudobého

6. ZÁVĚR

Z výsledků našeho měření vyplývá, že byla nalezena kineziologická podobnost práce u zkoumaných svalů mezi vybranými technikami běhu na lyžích a volnou bipedální chůzí. Shodný timing vzhledem k chůzi jsme našli u *m. gastrocnemius caput medialis* a *m. tibialis anterior* při střídavém běhu dvoudobém. Došli jsme tedy k závěru, že zvláště u svalů, které jsou pro chůzi rozhodující a působí jako tzv. markery pohybu, jsme prokázali vysokou míru shody při EMG měření. Podobnost byla nalezena u svalů, které rozhodujícím způsobem ovládají plantu, tedy výkonný orgán odrazu. Určité rozdíly nalezené v timingu můžeme přičíst rozdílu oporové fáze u chůze a fáze skluzu u běhu dvoudobého střídavého v klasické technice. Hypotéza předpokládala na základě vizuální podobnosti střídavého běhu dvoudobého a chůze, že bude nalezena podobnost i kineziologická. Vzhledem k tomu, že předmětem zkoumání byly jen některé svalové skupiny, nemůžeme tvrdit, že i u jiných svalových skupin by tato podobnost byla nalezena.

Hypotéza 1 - dokázali jsme bližší tvarovou podobnost chůze a běhu střídavého dvoudobého nežli chůze a bruslení viz. *Graf č.2., Tab. č.5 ukazuje větší míru podobnosti timingu EMG křivky v rámci průměrného pracovního kroku. Největší míra podobnosti byla nalezena u m. gastrocnemius caput medialis, m. tibialis anterior.*

Hypotéza 2 - U *m. gluteus medius, m. vastus medialis*, byly prokázány rozdíly timingu a tvaru EMG křivky viz. *graf č.2, tab. č.4.* Rozdíly byly nalezeny i u *m.gastrocnemius caput medialis sin.* Ty jsou však způsobeny měřením na levé noze, která byla v daném okamžiku v jiné krokové fázi.

Hypotéza 3 - *Graf č.2 a tab. č.4* prokazují odlišnost EMG chůze v zapojování vybraných svalových skupin vzhledem ke bruslení a naopak koordinační pohybovou shodu s klasickou technikou.

Z uvedených výsledků vyplývá, že klasická technika běhu na lyžích by díky své nejvyšší míře koordinační příbuznosti s volnou bipedální chůzí nejlépe ze všech zkoumaných způsobů a technik běhu na lyžích při vhodném a cíleném použití mohla sloužit jako podpůrný prostředek rehabilitace pro osoby se specifickými potřebami. Tato práce by mohla sloužit jako výchozí bod dalšího zkoumání.

Předepsané úkoly jsme splnili:

1. Za pomoci přenosného EMG jsme změřili aktivitu vybraných svalů při střídavém běhu dvoudobém, oboustranném bruslení jednodobém, oboustranném bruslení dvoudobém a při chůzi.
2. Zpracovali a graficky jsme znázornili měřená data
3. Porovnali jsme zapojení (timing) vybraných svalů při vybraných technikách běhu na lyžích se zapojením těchto svalů při volné bipedální chůzi.
4. Kvalitativně jsme zhodnotili práci měřených svalů a vyvodili patřičné závěry, které se týkaly kineziologické podobnosti chůze a vybraných běžeckých technik.

7. SEZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH CITACÍ

1. DE LUCA, C. J. (1993). *The use of Surface Electromyography in Biomechanics*. [on-line, cit. 1. 1. 2009]. Dostupné na www: <http://www.delsys.com/>
2. GNAD, T., PSOTOVÁ, D. *Běh na lyžích*. Praha: Karolinum 2005, s. 15-45.
3. JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VÉLE, F. *Funkce hybného systému*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství 1966.
4. JANURA, M., RODOVÁ, D., MAYER, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 4, s. 173 – 177.
5. KRAČMAR, B.: *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha. Triton 2002
6. KRAČMAR, B. Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti. *Rehabilitácia*, 2001, č. 3, s. 157 – 170.
7. LEWIT, K.: Některá zřetězení funkčních poruch ve světle koaktivních svalových vzorců na základě vývojové neurologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č. 4, s. 148 - 151
8. MERLETTI, R., PARKER, P.: *Electromyography : physiology, engineering, and noninvasive applications*, Hoboken 2004
9. NEVAŘILOVÁ, B. *Vliv reflexního cvičení dle profesora Václava Vojty na pohybovou aktivitu v oblasti pletence ramenního u diagnózy dětská mozková obrna*. Bakalářská práce. Praha: UK v Praze, FTVS 2007.
10. VACKOVÁ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Diplomová práce. UK FTVS v Praze, Praha 2004.
11. VANČATA, V.: Kandidátská disertační práce: *Evoluce lokomoce a lokomočního aparátu hominoidů: vznik a vývoj bipedie hominidů*. Oddělení evoluční biologie. Mikrobiologický ústav ČSAV, Praha 1981, s. 27-36.
12. VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006 s. 63-86.

www zdroje :

www.musculus.cz

www.edupics.com