

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

**Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na
carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi**

Analysis of chosen lower extremity muscles activity during a turn in skiing on carve skies and
comparison with their activity during a free bipedal walk.

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

Zpracovala:
Veronika Sedliská

Praha, březen 2007

Abstrakt:

Název: Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi

Analysis of chozen lower extremity muscles activity during a turn in skiing on carve skies and comparison with their activity during a free bipedal walk.

Cíl práce: Kineziologický rozbor a vytvoření rámcové koordinační mapy vybraných svalových skupin zapojujících se během jednoho oblouku na obě strany jetého na carvingových lyžích.

Výsledek porovnat s aktivitou měřených svalů při jednom krokovém cyklu volné bipedální chůze.

Metoda: povrchové EMG měření v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu

Výsledky: byl nalezen více posturální charakter práce svalů dolní končetiny při jízdě na lyžích než při volné bipedální chůzi

Klíčová slova: carvingový oblouk, bipedální lokomoce, svalové řetězce, elektromyografie, sportovní lokomoce, postura

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

V Praze dne 15. 4. 2007

Podpis diplomanta
Mouka Adela

Ráda bych touto cestou poděkovala Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení, poskytnutí potřebných podkladů a cenných rad při zpracování práce. Zvláštní poděkování patří panu Karlu Zelenkovi za vývoj a realizaci unikátního elektromyografického zařízení pro výzkum v terénu.

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: |
|-------------------|------------------------------|------------------|-----------|

Obsah:

| | |
|---------------------------------------|-----------|
| 1. Úvod | 8 |
| 2. Přehled literatury | 9 |
| 3. Cíle a úkoly práce | 11 |
| 4. Hypotézy | 12 |
| 5. Teoretická východiska : | 12 |
| 5.1. Lokomoce při sportu | 12 |
| 5.2. Charakteristika sportu | 13 |
| 5.2.1. Carving | 13 |
| 5.2.1.1. Kategorie carvingu | 13 |
| 5.3. Carvingový oblouk | 14 |
| 5.3.1. Popis pohybu v oblouku | 15 |
| 5.3.2. Rozdělení carvingových oblouků | 17 |
| 5.3.3. Rádus | 18 |
| 5.3.4. Technika zatáčení | 19 |
| 5.4. Svalové řetězce | 20 |
| 5.4.1. Centrace kloubů | 21 |
| 5.5. Svalové dysbalance | 22 |
| 5.5.1. Dolní zkřížený syndrom | 24 |
| 5.5.2. Horní zkřížený syndrom | 25 |
| 5.5.3. Vrstvový syndrom | 25 |
| 5.6. Postura a atituda | 26 |
| 5.7. Stabilita | 28 |
| 5.8. Chůze | 31 |
| 5.8.1. Kineziologická analýza kroku | 36 |
| 5.9. Elektromyografie | 39 |
| 6. Metodická část | 41 |
| 6.1. Obecná charakteristika výzkumu | 41 |
| 6.2. Metodologická poznámka | 41 |
| 6.3. Popis skupiny | 42 |
| 6.4. Popis místa měření | 43 |

| | |
|---|----|
| 6.5. Popis techniky měření a použitých instrumentů | 43 |
| 6.6.Design výzkumu | 43 |
| 6.7.Prezentace způsobu vyhodnocení dat | 44 |
| 6.8.Funkce měřených svalových skupin a lokalizace elektrod | 48 |
| 7. Výsledky práce | 54 |
| 7.1.Carvingový oblouk | 55 |
| 7.1.1. Kineziologická analýza jednotlivých fází carvingového oblouku | 58 |
| 7.2.Krokový cyklus | 62 |
| 7.2.1. Kineziologická analýza jednotlivých fází krokového cyklu PDK | 65 |
| 8. Diskuse | 66 |
| 8.1.Porovnání aktivity měřených svalů v oblouku doleva a doprava a krokovém cyklu | 66 |
| 8.2.Porovnání EMG křivek chůze a oblouku na carvingových lyžích | 67 |
| 9. Závěr | 70 |
| 10.Seznam zkratk | 73 |
| 11.Přílohy | 74 |
| 12.Seznam použité literatury, další zdroje informací | 76 |

1. Úvod

Sjezdové lyžování patří v naší zemi k jednomu z nejrozšířenějších sportů a to i přesto, že zeměpisnou polohou není naše země umístěná v ideálních podmínkách pro zimní sporty. Ale i naše hory skýtají nepřehledné množství příležitostí pro tento nádherný sport. Díky tomu, že lyžař není nucen vydávat velkou fyzickou aktivitu během výstupu na sjezdovku, je tento sport určen pro širokou veřejnost od dětí v předškolním věku až po seniory.

S nástupem nových technologií do výroby sjezdových lyží je možné vyrobit lyži kratší, tedy snáze ovladatelnou a tužší v torzi, neboli zkrutu, může široká lyžařská veřejnost vychutnat pocit z jízdy po hraně, nazývanou podle anglického překladu carving, což před touto změnou v konstrukci lyží bylo mnohem technicky náročnější a zvládali to převážně sjezdaři závodníci.

Jelikož sjezdové lyžování a jeho nová forma carving je díky snadné dostupnosti sjezdovek provozováno v delším časovém úseku, má charakter vytrvalostní, a proto je pro něj nezbytně důležitá dokonalá koordinace pohybů. Je-li správná, aktivují se během stejných pohybů vždy stejné svaly v konstantním sledu a s podobnou intenzitou, kdežto při nekoordinovaném pohybu se zapojuje více svalů, než je pro daný pohyb nutné. Nekoordinovaný pohyb je tudíž náročnější a lyžař se rychleji unaví. Musíme však brát v potaz, že sjezd na lyžích probíhá ve stále se měnícím variabilním prostředí. Lyžař musí přizpůsobit svoji techniku měnícím se podmínkám, jako je jízda na sjezdovce o různém sklonu, musí přizpůsobit svůj styl kvalitě sněhu a mnoha dalším skutečnostem. To ho nutí neustále měnit techniku jeho jízdy a tím i rozdílně zapojovat různé svalové skupiny.

Podle Kračmara (2002) dochází u člověka v průběhu posturální ontogeneze k funkčnímu dozrávání pohybové soustavy v kranialně kaudálním směru. Díky tomu se do lokomoce primárně zapojuje pletenec ramenní a až následně pánevní pletenec. Mezi člověku nejpřirozenější druh lokomoce však patří chůze. Ta má bipedální charakter od doby, kdy dítě postoupilo od lezení po čtyřech, přes chůzi po čtyřech ve vertikále. Horní končetiny změnilly svoji lokomoční funkci na funkci vyrovnávací. Vyrovnávají spolu s trupem působení torzních sil, které vznikají při pohybu dolních končetin. Výsledky výzkumů ze sportovní lokomoce a jejich srovnávání nám může přispět pro zkvalitnění sportovní přípravy v kterékoliv sportovní disciplíně a mohou být podle Kračmara (2002) prevencí při vzniku patologických změn následkem vykonávání dlouhodobé sportovní činnosti nebo mohou pomoci tyto změny odhalit. Jsou přínosem při posouvání hranic v jednotlivých sportovních disciplínách, kdy

kupříkladu analýzou pohybových stereotypů můžeme nalézt nepatrné chyby či nesprávně zafixované pohybové stereotypy a tím pomoci k jejich odstranění či přebudování v pozitivním slova smyslu. Výsledek může přispět ke zlepšení technické složky výkonu špičkového sportovce a tím i k posunutí hranic výkonnosti a v důsledku celé sportovní disciplíny či sportovního odvětví. Sjezdaři v letní přípravě využívají jízdu na inline bruslích, pohyb na nichž má podle Kračmara (2002) charakter bipedální lokomoce. Je tedy otázkou, zda má tento sport určitou podobnost s bipedální lokomocí, či zda se jedná o zcela specifický pohyb posutrálního charakteru .

Cílem této práce je pomocí EMG vytvořit rámcovou koordinační mapu vybraných svalových skupin jednoho pohybového cyklu při oblouku na obě strany. Vyvinutí mobilního EMG přístroje, který byl nedávno dokončen na FTVS UK, dovoluje provést výzkum v reálných podmínkách. EMG vybraných svalů spolu s pořízeným videozáznamem nám umožňuje vidět polohu sportovce v konkrétní fázi pohybu zároveň s EMG aktivitou vybraných svalů. EMG aktivita může určit, kdy dochází k zapojení konkrétního svalu do pohybu a kdy daný sval relaxuje.

Dále by práce měla nastínit určité vývojové souvislosti sledované sportovní lokomoce s obecnými principy lidské posturálně pohybové ontogeneze.

2. Přehled literatury

U nás se kineziologickou analýzou sportovního pohybu zabývá Kračmar. Ve své knize Kračmar (2002) se snaží charakterizovat zákonitosti lidské lokomoce při sportovním lokomočním pohybu, který se blíží charakteristice pohybu v průběhu lidské motorické ontogeneze. Snaží se vycházet z poznatků vývojové kineziologie, fyzioterapie a léčebné rehabilitace. Principy vytvořené Jandou, Lewitem, Vojtou a Vélem, v současnosti aktualizované a rozvíjené především Kolářem, vysvětlují podstatu lidského pohybu. Kračmar aplikuje výsledky výzkumů patologických stavů, motorických poruch a insuficiencí, které iniciují současné trendy fyzioterapie a léčebné rehabilitace do oblastí rozboru a deskripce lokomočního pohybové činnosti zdravé populace. Na podkladě srovnání lokomočního pohybu ve vybraném sportovním odvětví (cyklistika, kanoistika, plavání, sportovní lezení ...) s obecně platnými globálními lokomočními vzory s využitím metody povrchové EMG dochází k obecným závěrům aplikovatelným do dalších sportů. Ve své knize se Kračmar (2002) jen okrajově zmiňuje o sjezdovém lyžování. Hovoří o hybných stereotypch.

Poukazuje na nutnost správného nastavení polohy jednotlivých segmentů těla. Dochází k závěru, že při nesprávné výchozí pozici lyžaře – atitudě nelze provést oblouk vyjetý po hranách lyží. Zároveň popisuje kineziologicky optimální výchozí postavení, ze kterého je lyžař schopný jet v oblouku po hranách lyží, což je podle lyžařských učebnic optimální řešení pohybového úkolu při zatáčení na lyžích.

Carvingové lyžování zařadily do svých studií téměř všechny školy. Česká škola lyžování popisuje carvingovou techniku v publikaci Lyžování (Příbramský1999). Metodická řada výuky carvingu byla popsána Maršíkem (Maršík 2003), je v osnovách Asociace Profesionálních Instruktorů Lyžování - APUL (interní materiály APUL 2004), popsal ji Kemmler (2000). Rozdělení typů carvingu popsal Roschinsky (2003). Návod, jak lyžovat „po hranách“ dává Kutáč, Navrátilová (Kutáč, Navrátilová 2002). Internetový server www.carv.cz obsahuje nepřeberné množství článků, v nichž se autoři populární formou přou o drobné nuance ve správném provedení carvingového oblouku.

Působením prostředí na lyžaře v oblouku se z biomechanického hlediska zabývá ve svém článku Carving v teorii Růžička (2003). Popisuje jízdu po spádnici a jízdu v oblouku. Dochází k závěru, že jízdu v oblouku po hraně umožňuje konstrukce lyže a taktéž postavení jednotlivých částí těla lyžaře je závislé na schopnosti carvingové lyže pouhým nakloněním na hranu vyjet oblouk bez nutnosti provádět nějaký specifický pohyb tělem, jak tomu bylo v období klasických sjezdových lyží. Náklon těla směrem do oblouku popisuje jako reakci na výslednici sil působících na lyžaře během jízdy. Uvádí výpočet úhlu náklonu lyžaře pro vyjetí oblouku určitého poloměru po hraně.

Aktivitu svalů při sjezdovém lyžování a bruslení na inline bruslích porovnávali v The Orthopedic Specialty Hospital, Salt Lake City, UT, USA. Měřili elektromyografickou aktivitu šesti svalů na dolní končetině a m. erector spinae u šesti vybraných lyžařů v průběhu oblouku na inline bruslích a v průběhu slalomového oblouku. Amplituda svalové aktivity na dolní končetině byla shodná v obou sledovaných disciplínách, jen m. erector spinae vykazoval při jízdě ve slalomu větší aktivitu než při jízdě na inline bruslích. Výsledkem bylo, že aktivita sledovaných svalů při jízdě na inline bruslích byla shodná, ale znatelně více statická než při slalomovém oblouku.

Řízení svalů ve sjezdovém lyžování zkoumali v Department of Orthopedic Surgery at Danderyd Hospital, Karolinska Institutet, Stockholm, Sweden (1999). Cílem bylo určit zda zrychlující síly způsobené posunutím tělesné hmotnosti při sjezdu v kombinaci s ostrými oblouky ve sjezdovém lyžování mohou ovlivnit řízení svalů. U šestnácti vybraných lyžařů,

kteří předvedli buď dlouhý, krátký carvingový oblouk, nebo jízdu v boulicích měřili elektromyografickou aktivitu kolenních extenzorů a změnu úhlů v kolenním a kyčelním kloubu v průběhu oblouku. Došli k závěru, nejmenší úhel v kolenním kloubu na zevní dolní končetině v průběhu oblouku je při jízdě v boulicích, větší při dlouhém oblouku a největší v krátkém oblouku. Výsledek tohoto výzkumu umožnil aplikaci specifických tréninkových metod do jednotlivých druhů sjezdových disciplin.

Robert Hintenmeister a kol. publikovali v časopise *Medicine & Science in Sports & Exercise* v dubnu 1997 výsledky svého výzkumu, kde porovnávali svalovou aktivitu při jízdě v pluhu, paralelním oblouku a řezaném dlouhém oblouku. Vzorce svalové aktivity byly změřeny u šesti sjezdařů v devíti jízdách každým stylem – v pluhu, v paralelním oblouku a v dlouhém řezaném oblouku. Byla měřena elektromyografická aktivity šestnácti svalů na pravé polovině těla. Výsledkem bylo, že aktivita všech měřených svalů je nejnižší při jízdě v pluhu, vyšší v paralelním oblouku a nejvyšší v oblouku řezaném.

3. Cíle a úkoly práce:

Cílem této práce je kineziologický rozbor pohybu technicky vyspělého závodníka při oblouku na carvingových lyžích. Hlavním cílem je vytvořit a popsat rámcovou koordinační mapu aktivace sledovaných svalů zapojujících se do pohybu během jednoho pohybového cyklu při oblouku na levou a pravou stranu na carvingových lyžích. Výsledek porovnat s aktivitou měřených svalů při jednom krokovém cyklu volné bipedální chůze.

3. 1. Úkoly práce:

1. Shromáždit teoretické podklady týkající se zatáčení na carvingových lyžích a bipedální lokomoce.
2. Vybrat vhodného probanda pro provedení měření.
3. Zvolit svaly, jejichž činnost budeme analyzovat.
4. Vybrat druh oblouku, ve kterém budeme moci nejlépe analyzovat aktivitu vybraných svalů.

5. Pomocí záznamu PEMG sledovat aktivitu vybraných svalů v oblasti pánve a dolních končetin při jízdě na carvingových lyžích.
6. Pomocí záznamu PEMG sledovat aktivitu vybraných svalů v oblasti pánve a dolních končetin při chůzi.
7. Kineziologicky charakterizovat svalovou koordinaci v průběhu jednoho krokového cyklu a jednoho oblouku na levou a pravou stranu a tuto koordinaci intraindividuálně porovnat.

4. Hypotézy:

1. Předpokládáme, že timing aktivace měřených svalů při chůzi bude mít odlišný charakter než timing aktivace těchto svalů při zatáčení na carvingových lyžích v případě námi sledovaného probanda, tzn. že kineziologický obsah pohybu se bude lišit.
2. Předpokládáme, že charakter práce měřených svalových skupin při chůzi bude mít charakter převážně fázický, zatímco při obloucích na carvingových lyžích převážně posturální.

5. Teoretická východiska:

5. 1. Lokomoce při sportu

Podle Vackové fenomén sportu obohacuje člověka mimo jiné o pohybové stereotypy. Využívá bohatší škály forem oproti běžné chůzi.

1) Běhy, běhy přes překážky, skoky, bruslení na ledě, inline brusle. To jsou aplikované formy lidské lokomoce zajišťované běžně přes pletenec pánevní. Přikláníme se k teorii, že carvingový oblouk je také formou bipedální lokomoce.

2) Jízda na kajaku, jízda na kanoi, šplh jsou sportovní aktivity, které užívají lokomoce přes pletenec ramenní, který je u člověka fylogeneticky určen pro úchop a manipulaci.

3) Kombinace práce přes pletenec pánevní i ramenní najdeme v aktivitách jako je sportovní lezení, horolezectví, šplh za pomoci dolních končetin, běh na lyžích klasickou technikou a bruslení.

Pro sportovní lokomoci platí zásady, které stanovili Janda, Vojta a které rozpracoval Kolář (automatické držení polohy těla, přenos těžiště směrem k punktum fixum, orientovaná postura – optická orientace, funkční centrace kloubů...)

5. 2. Charakteristika sportu

5.2.1. Carving

Nejmodernějším způsobem zatáčení na lyžích je technika řezání oblouků po hranách – carving. Lyže jsou vedeny čistě po hranách a nedochází k žádnému brzdivému smyku do stran. Vertikální pohyb těžiště těla je minimální a do pozadí ho zatlačuje pohyb horizontální.

Carvingové lyžování znamená v jednoduchém vyjádření jízdu po hranách (respektive snahu o co největší podíl jízdy po hranách) na úkor smyku.

5.2.1.1. Kategorie carvingu

Základní carving

Základní lyžařský postoj je uvolněný a přirozený. Trup je mírně předkloněn, hlava vzpřímena, pohled lyžaře směřuje vpřed. Dolní končetiny jsou mírně pokrčené ve všech kloubech. Stopa je širší, vzdálenost mezi vnitřními kotníky je asi 30 cm, s ohledem na šíři pánve (děti a lyžaři menšího vzrůstu užší). Hmotnost lyžaře je rovnoměrně rozložena jak ve směru bočním, tak ve směru předozadním. Paže mírně pokrčené v loktech směřují mírně vpřed již od ramen. Rovnoměrné zatížení lyží, společně s jejich stejným úhlem hranění, je zapotřebí k dosažení jejich shodného průhybu a následného plynulého vedení v oblouku. Na úrovni základního carvingu by se měl poměr rozložení hmotnosti pohybovat v ideálním poměru 60:40 až 50:50 procent hmotnosti lyžaře ve prospěch vnější lyže. Překlopení lyží na paralelní hrany je základním mechanismem zatáčení na carvingových lyžích.(wikipedia 2007)

Funcarving

Snížený postoj s maximálním zatížením špiček lyží. Funcarvingový postoj je charakteristický přenesením těžiště těla více vpřed. To je dosaženo výrazným předklonem trupu vpřed, které zajistí silné zatížení lyží v jejich přední části a jejich větší stabilitu při

jízdě po hraně. Rozložení hmotnosti při funcarvingu je charakteristické převážným až výhradním zatížením vnitřní lyže. Jízda bez holí. Vhodné lyže – rádius 7m až 10m.

Racecarving

Sportovní lyžování napodobující jízdu závodníků v obřím slalomu. Lyžování v delších a otevřenějších obloucích. Snížený lyžařský postoj. Jedná se o modifikaci základního sjezdového postoje, kdy těžiště je celkově níže a trup je předkloněn. Stopa je širší a paže vytaženy více vpřed. Vertikální pohyb mezi oblouky je téměř nulový. Výrazné přiklonění pánve do oblouku se současným kompenzačním odklonem trupu na druhou stranu je jedním z možných způsobů dosažení výraznějšího úhlu hranění lyží. Změna vzájemné polohy dolní a horní poloviny těla umožňuje operativní změnu poloměru oblouku při zachování konstantní rychlosti. Mírná protitotace trupu ve druhé fázi oblouku umožňuje větší přiklonění pánve ke svahu. Jedná se výhradně o prvek racecarvingu. Vhodné lyže – rádius nad 18m (obřačky, racecarver)

Allroundcarving

Lyžování většiny lyžařů s vkloněním celého těla. Oblouky především střední, lze i delší ev. kratší. Vhodné lyže – rádius cca od 13m do 17m (lyže kategorie allround, allmountain, skicross)

Slalomcarving

Jízda v krátkých obloucích napodobující závodní slalom. Vhodné lyže – rádius 10m – 13m (slalomky)

5. 3. Carvingový oblouk

Carvingové oblouky mají přes obdobné základy s kročnou technikou České školy lyžování svoje specifika především v technice jízdy. Velmi důležitou pomůckou pro carvingové lyžování jsou lyže schopné snadno zahájit oblouk a hlavně jej vést po hranách. Naklopení lyží na hrany závisí především laterálním pohybem v kolenních kloubech, na který navazuje vklonění pánve směrem „do oblouku“ v laterolaterální rovině a protipohyb horní poloviny těla v závislosti na odstředivé síle (dané sklonem svahu, rychlostí jízdy) a široké stopě. Obě lyže se zatěžují stejnoměrně. Postoj na lyžích je celkově nižší a stopa širší. Pohyb těžiště těla je plynulý ve všech směrech a pohybový rozsah je výraznější v laterálním směru.

Paže jsou v zevněrotačném postavení v ramenních kloubech, periferní klouby jsou uvolněné v lehké flexi. Hlava, na jejímž postavení závisí průběh celého oblouku je v neutrálním postavení v sagitální rovině tak, aby bylo zajištěno extenční postavení v oblasti krční páteře v segmentech dolní krční páteře.

Je obloukem řezaným, s minimem smyku, ideálně bez smyku. Při carvingovém oblouku jsou nohy od sebe alespoň na šíři ramen. Fáze zahájení oblouku je typická nakročením a zatížením vnitřní lyže s postupným vkloněním do oblouku a ve směru oblouku, aby zůstala v záběru špička lyže. Fáze vedení oblouku je již jízdou po hranách obou lyží, s tělem vkloněným do oblouku, pohledem ve směru oblouku a zachováním širšího postoje. Fáze výjezdu z oblouku je bez smyku, těžiště se krátce vrací nad lyže a plynule navazuje fáze zahájení dalšího oblouku. Hole jsou připraveny, není však nutné jimi píchnout před obloukem. Při novém oblouku ani jedna lyže neztrácí kontakt se sněhem. Čím více jsou lyže na hraně, tím prudší je zatáčka. Carvingový oblouk je nebrzdivý, naopak každým obloukem může lyžař ještě zrychlovat (wikipedia 2007).

5.3.1. Popis pohybu v oblouku

Oblouk zahájíme z jízdy po spádnicí v dostatečně široké stopě, s lyžemi rovnoměrně zatíženými. Paže držíme v předpažení zevnitř a poníž, mírně pokrčené v loktech, hole směřují šikmo vzad, v oblouku nepícháme. Postupným a plynulým příkloněním pokrčených kolen a pánve do oblouku, s odklonem trupu a v mírné protitotaci ramen, lyže zahraníme a uvedeme do točení. V zahájení oblouku je více zatížena lyže vnitřní, ve fázi vedení je zatížení lyží rovnoměrné. Oblouk ukončíme návratem těžiště nad lyže. Překlopením lyží na opačné hrany zahájíme nový oblouk.

Znaky provedení oblouku:

- obě lyže jsou vedeny po horních hranách
- dobrým zahraněním vzniká silný tlak na lyže v průběhu oblouku
- nasazení nového oblouku je dosaženo pomocí "kippen", což je spojení pohybu vpřed a nahoru a náklonu do středu budoucího oblouku, t.zn. že lyžař na začátku oblouku místo vertikálního pohybu kolena a trupem provede náklon trupu do budoucího oblouku a kolena se zvedá vzhůru a zároveň překlápí pomocí pohybu kolena do strany lyže na hrany
- v následující fázi oblouku dojde k zaujmutí základního sjezdového postoje

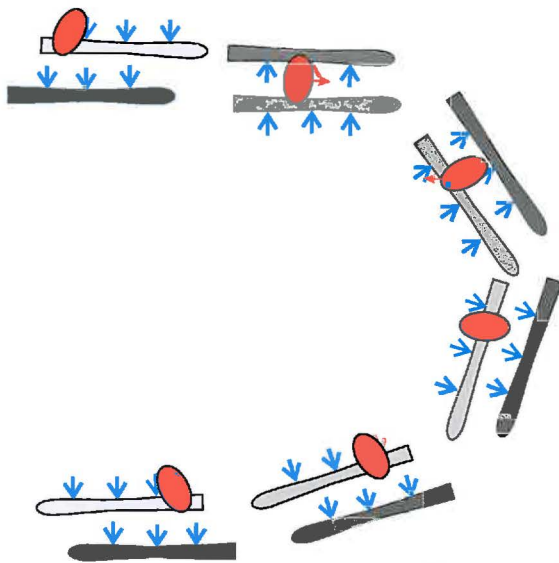
- velikost poloměru oblouku se odvíjí od velikosti úhlu hranění a podle umístění těžiště na předozadní ose lyže
- ve fázi hranění přebírá vnější lyže vedoucí roli, vnitřní lyže může být dle situace různě zatěžována, vertikální pohyb je přizpůsoben rychlosti a sklonu svahu (APUL 2005)

Pokud jsme předchozí oblouku projeli správně, jedeme v jeho závěru po vrstevnici (alespoň přibližně), většinu váhy těla máme na spodní lyži (poměr váhy je asi 90:10, a je tím větší, čím tvrdší a čím prudší je svah), jedeme po horních hranách lyží. Těžiště těla je však nad vnitřní lyží nebo ještě blíže ke svahu a je mírně vzadu. Holeně nohou tlačíme do jazyků bot a nohy držíme dostatečně daleko od sebe (alespoň na šířku pánve). Vnitřní noha jede výš po svahu a musí být tedy více pokrčená – z tohoto důvodu je více vpředu. Trup od pasu nahoru je vzpřímený, ruce doširoka rozevřené, hlava je rovněž vzpřímená. Nedochozí k žádné rotaci trupu, tj. tělo je otočeno do směru jízdy. Tato pozice trupu je rovněž charakteristická pro carvingové lyžování a zůstává zachována po celou dobu jízdy. Důsledně se vyhýbáme jakémukoliv zbytečnému pohybu paží, zejména si jimi nepomáháme k zatáčení. Hole máme vždy připravené, abychom se o ně mohli opřít v případě ztráty rovnováhy, není však nutné jimi píchnout před obloukem. Pokud tak učiníme, tak jen jakýsi náznak, aby nedošlo ke zbytečnému pohybu ruky.

Z výše popsané pozice zahájíme nový oblouk v podstatě současným provedením několika úkonů. Odrazíme se ze spodní nohy a přeneseme váhu na horní lyži, současně překlopíme obě lyže na opačné hrany a posuneme těžiště těla dopředu (čí prudší svah, tím více se přesuneme, a tím prudší bude následující oblouk). Na začátku oblouku je těžiště těla nad vnější (v tomto okamžiku ještě horní lyží) a poměr zatížení vnější a vnitřní lyže je přibližně 60:40. Při přenesení váhy dbáme na to, že ani jedna lyže neztrácí kontakt se sněhem (k tomu nedochází v žádné fázi oblouku). Po provedení popsaných úkolů začnou lyže opisovat oblouk.

Po zahájení oblouku posouváme v celém jeho průběhu těžiště těla pomalu dozadu a dovnitř oblouku. Přitom současně roste podíl váhy na vnější lyži. Čím více tlačíme na vnější lyži, tím více ji prohneme a tím ostřejší oblouk pojedeme. Po celou dobu oblouku držíme lyže na hranách a opět platí, že čím více jsou lyže na hraně, tím prudší je zatáčka. Pokud lyžujeme na tvrdém a prudkém svahu, je potřeba mít při výjezdu z oblouku téměř celou váhu těla na

vnější lyži, aby se její hrana dokázala dostatečně zaříznout do podložky. Stejně tak musíme "přitlačit" na spodní lyži se zvyšující se rychlostí.(Dub 2001)



Obr. 1: Schematické znázornění posunu těžiště těla a zatížení lyží v průběhu carvingového oblouku (Dub 2001)

5.3.2. Rozdělení carvingových oblouků

1. Podle délky dělíme oblouky na

- krátké
- střední
- dlouhé

Krátké jsou oblouky o délce zhruba 5 m, střední 15 m a dlouhé asi 25 m (od zahájení k ukončení jednoho oblouku). Pokud jde o techniku jízdy, nedochází se změnou velikosti oblouku k výraznějším změnám. V delších obloucích jsou pohyby prováděny plynuleji a je kladen důraz na jejich plynulost, v kratších obloucích jsou prováděny rychleji s důrazem na jejich dynamiku.

2. Podle velikosti změny směru dělíme oblouky na

- otevřené
- zavřené

Otevřené jsou oblouky s malou změnou směru, jeté při spádnicí. Zavřené oblouky představují značnou změnu směru, jsou vyjížděny směrem k vrstevnici. Pokud jde o techniku jízdy, dochází v zavřenějších obloucích k rozsáhlejším pohybům do stran, s ohledem na potřebu výraznějších impulsů pro větší změnu směru jízdy.

3. Podle způsobu zahájení rozeznáváme oblouky

- zahajované tlakem do vnitřních hran lyží (což je převážná většina oblouků, včetně carvingových)
- zahajované pohybem zdola nahoru – odlehčením lyží (například oblouky snožné)

4. Podle postavení lyží v některé fázi oblouku

- oblouky v paralelním vedení lyží
- oblouky v přívratném postavení lyží
- oblouky v přívratném postavení lyží v zahájení oblouku

5.3.3. Rádus

Rádus lyže je hodnota přímo závislá na velikosti jejího bočního vykrojení. Ukládá velikost poloměru kružnice, kterou by vytvořila pomyslně prodloužená hrana lyže.

5.3.4. Technika zatáčení

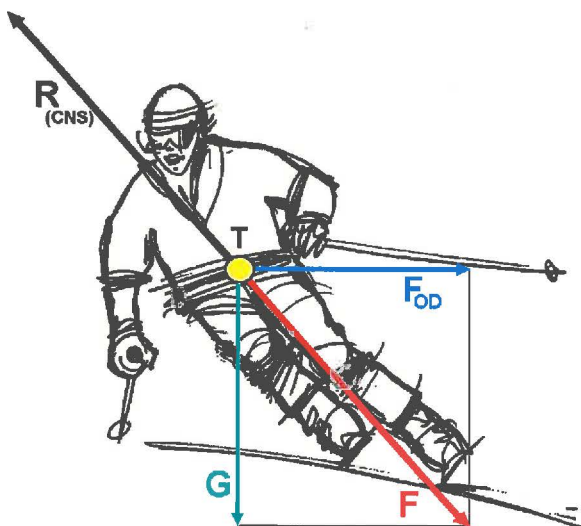
Při jízdě na sjezdových lyžích (kromě bruslení, odšlapování a odrazu hůlkami) způsobuje pohyb lyžaře gravitace. Úkolem lyžaře při jízdě z kopce nebo při zatáčení je udržení rovnovážného postoje proti gravitaci, proti odstředivé síle a proti brzdě síle vznikající třením lyží o snůh. Lyžař tedy sám pohyb nevyvíjí, pouze udržuje postoj tak, aby byl v rovnováze s vnějšími silami. Postoj lyžaře při jízdě se dá popsat jako „řízený pád“.



Obr č.2: Překlopení lyží na hrany

Současný velmi vykrojený tvar lyží umožňuje zatočit při pouhém překlopení obou lyží na levé nebo pravé hrany, jak ukazuje obrázek č. 2. Zatímco volná bipedální chůze splňuje všechny požadavky kladené na lokomoci: pevná opora, distálně formulované punctum fixum, přenos gravitace přes místo opory, odraz od místa opory, nárok. Svalová práce má především fyzický charakter.

Tak jako CNS udržuje automaticky stabilitu při chůzi, kdy cyklicky dochází ke ztrátě a znovunabytí rovnovážného stavu, tak také automaticky udržuje posturu při jízdě na lyžích u lyžařů s vyšší úrovní pohybových dovedností. Pro vytvoření správné postury jsou nutné obecně známé zásady – extenze osového orgánu vycházející z nastavení krční páteře pomocí hlubokých flexorů na přední straně páteře, správné nastavení akrálních částí horních končetin,



blíží se k dorzální flexi a radiální dukci zápěstí spíše než ke směru opačnému. Pokud vychází automatické řízení postury z takto centrovaného postavení krčních obratlů a akrální části horní končetiny, dokáže nastavit oblast pánve tak, že je možná maximální exkurze kolenních a kyčelních kloubů ve frontální rovině.

Obr č. 3: Působení sil na lyžaře v oblouku

Přikloněním kolen ke svahu jsou totiž lyže postaveny na hrany, které jsou vyříznuty v určitém poloměru (telemarský tvar lyží, radius). Tento radius komunikující s terénem vytváří oblouk. Čili lyžař nepůsobí lokomočně, lokomoci způsobuje gravitace, lyžař udržuje posturu proti gravitaci, odstředivé síle a silám brzdícím (odpor sněhu a vzduchu), brzdící síly a akcelerující vektor gravitace, který je funkcí úhlu svahu, nejsou na obrázku č. 3 znázorněny. Gravitace je zjednodušeně označena jako G , odstředivá síla jako F od, jejich vektorový součet jako F . Jako $R(CNS)$ je označen součet sil, kterými CNS automaticky posturální vyrovnává vektorový součet F . Těžiště T chápeme jako teoretický konstrukt, reakce $R(CNS)$ je ve skutečnosti realizována v místě dotyku hran lyží s podložkou.

5. 4. Svalové řetězce

Véle popisuje pojem funkční řetězec jako dva nebo více svalů, které jsou funkčně vzájemně svázány, mezi které je včleněna volná nebo pohyblivá kost nebo šlašitý útvar a kde směr průběhu svalových vláken je přibližně shodný. Funkční řetězec spojuje několik samostatných hybných segmentů, které mají v tomto funkčním spojení více pohybových možností nežli segmenty samotné. Funkční řetězce mohou působit jak v jednom směru, tak i v protichůdných směrech, takže pak fungují jako otěže, mezi které je „dynamicky“ zavěšen kostní segment. (Véle,1997)

Spojení jednoduchých řetězců do složitých komplexů umožňují široké ploché fascie, které mají na hrudníku šikmý směr, takže se kříží a vytvářejí tak funkční spojení např. mezi ramenním pletencem jedné strany a pánevním pletencem strany druhé. (Véle,1997)

Na přední straně těla probíhá jeden svalový řetězec od fibuly směrem kraniálním přes krátkou hlavu *m. biceps femoris* – *linea aspera* – *m. adductor longus* na symfýzu a odtud břišními svaly na přední stranu hrudníku. K němu se řadí *m. iliopsoas*, který spojuje bederní páteř s femurem. Tento řetězec brání překlopení trupu nazad. Na zadní straně těla probíhá podobný svalový řetězec od fibuly kraniálně přes dlouhou hlavu *m. biceps femoris* k hrbolu kosti sedací a odtud přes *ligamentum sacrotuberosum* a os *sacrum* přes lumbodorsální fascii ke svazku zádových svalů. Paralelně s tímto řetězcem probíhá *fascia lata*, přecházející přes *m. gluteus maximus* do lumbodorsální fascie na páteř. Tento zadní systém brání pádu dopředu.

Na trupu můžeme pozorovat dva velké systémy, které mají zkřížený průběh vláken svalů a fascií. Vzadu je to široký pruh začínající na ramenním pletenci od *m. latissimus dorsi* na jedné straně a přecházející do lumbodorsální fascie téže strany. Tato fascie přechází přes *processus spinosi* na páteři na druhou stranu a pokračuje přes fascii *m. gluteus maximus*

až do fascia lata druhé strany. Na přední straně je podobný útvar vycházející od m. pectoralis major přes hrudník a mm. obliqui externi abdominis do střední čáry a odtud jako m.m. obliqui interni abdominis na ligamentum inguinale a odtud do fascia lata druhé strany. Oba tyto tahy spojují hrudník s dolními končetinami do jednoho funkčního celku. (Véle, 1997)

Po stránce funkční mohou svaly ve funkčním řetězci pracovat jako funkční synergisté synchronně (v kokontrakci) při udržování určité polohy vřazeného segmentu anebo mohou pracovat jako funkční antagonisté (reciproční inervace) při změně polohy segmentu.

Véle potvrzuje, že svaly pracují na základě reciproční inervace pouze do určitého stupně aktivace. Při vyšším úsilí, zejména při udržování určité polohy proti gravitaci, se vedle agonisty aktivuje i antagonist. (Véle, 1997)

Jiná možnost je postupná (sekvenční) aktivace řetězců, která probíhá podle stanoveného časového rozvrhu (timing), řízeného programově a korigovaného proprioceptivní zpětnou vazbou. Aktivace segmentů probíhá jako vlna aktivity postupně od jednoho segmentu k druhému. (Véle, 1997)

K řetězení funkcí vzniká podle Véleho pravděpodobně na základě předpokladu, že CNS neřídí jednotlivé svaly, ale jednotlivé pohyby. To znamená, že různí lidé za různých okolností mohou k provedení stejného úkonu využít jiné kombinace svalů tak, aby to nejlépe vyhovovalo provedení pohybového záměru, tzn., aby byl pohyb pro organismus co nejekonomičtější.

Svaly podílející se společně na řízení určitého segmentu vytvářejí uzavřené řetězce, tzv. svalové smyčky. Jednotlivé svalové řetězce se sdružují do komplexních funkčně propojených systémů, které řídí skupiny segmentů a integrují tak celou pohybovou soustavu v jeden funkční celek.

V důsledku excitace nebo inhibice uvnitř svalové smyčky vzniká nerovnováha ve svalovém napětí, která vede ke změně klidové polohy segmentu dané smyčky.

Pro správné technické provedení pohybu je určující výchozí postavení odpovídající pohybovému záměru – atituda, ta následně facilituje svalové skupiny účastnící se provedení zamýšleného pohybového vzoru, přináší automatický proces pohybu vpřed naprogramovaný v CNS. Tato synergistická funkce se nazývá optimálním a ideálním držením těla a je základem pro fyziologickou lokomoci a cílenou motoriku.

5.4.1. Centrace kloubu

Podle Koláře pod funkční centrací rozumíme postavení kloubu, při kterém je maximální kontakt kloubních ploch zajišťující optimální proprioceptivní aferentaci a tím i

facilitaci kloub ovládajících svalových skupin. Kloub je v tomto nastavení nejlépe schopen snášet zatížení a má maximální možnou stabilitu.

Na udržování polohy v kloubu se podílejí ve spolupráci (ko-aktivaci) antagonistické svalové skupiny. Vyváženou funkcí mezi svaly s antagonistickou funkcí je umožněno symetrické osově zatížení kloubů, optimalizace jejich statického zatížení a zajištění ochrany kloubů před poškozováním zátěží.

Funkční centrace kloubu souvisí s centrálním charakterem řízení pohybu, projevujícím se fyziologickým, tzn. nepatologickým hybným stereotypem. CNS řídí polohu a pohyb v uvažovaném segmentu jako součásti celého pohybového systému. Na jedné straně nacházíme optimální aferenci z kloubu do CNS a optimální odpověď z CNS na straně druhé. Funkční centrace je navenek vyjádřena přesně definovaným pohybem, který je zajišťován ko-aktivací antagonistických svalových skupin. Pokud je princip dodržen v celém možném rozsahu fyziologického pohybu, je splněn požadavek funkční centrace.

Na základě pohybových vzorů a programů dozrálých v průběhu posturální ontogeneze zajišťují supraspinální struktury CNS automaticky funkční propojenost jednotlivých segmentů. Maximální míra aference z funkčně centrovaných kloubů komunikuje prostřednictvím CNS v celém pohybovém vzoru, resp. programu v rámci automatismu celkového držení a ovlivňuje tak díky této propojenosti i ostatní segmenty. (Vojta, 1993)

5. 5. Svalové dysbalance

Svalová dysbalance je stav, při kterém je porušena funkční rovnováha svalového systému tonického a fázického. Typickým obrazem svalové dysbalance, vznikajícího nejčastěji v rámci jednostranného zatěžování, je na jedné straně vznik přetížených, zkrácených svalů a na druhé straně svalů oslabených, chabých.

Změny v kosterním svalstvu mají hlubší základ, spočívající v odlišnosti svalů s převážnou činností tonickou nebo fázickou. (Kabelíková, Vávrová, 1997)

Rozdělení svalového systému

Posturální svaly zajišťující především statickou polohu těla v gravitačním poli jako je vzpřímený stoj, patří do skupiny fylogeneticky starších svalů. Svaly s převážně posturální funkcí mají sklon k hyperaktivitě a tuhosti, pod vlivem zvýšeného svalového tonusu se nadměrně zkracují a mají tendenci přebírat funkci svalů fázických. Tyto svaly jsou zapojeny zejména do flexorových reflexních mechanismů.

Svalové zkrácení je stav, při kterém dochází ke klidovému zkrácení délky svalu, což znemožňuje dosažení plného rozsahu pohybu v kloubu. Svalové zkrácení není podmíněno aktivní kontrakcí svalu a tedy ani aktivitou nervového systému.

Sklon ke zkrácení se projevuje nejen za patologických situací, ale je zřejmě charakteristický pro reaktivitu určitých svalových skupin i za normy, tedy v průběhu života. (Janda, 1996)

Zkrácen nemusí být jen posturální sval, ale jakýkoliv sval, který je dlouhodobě držen nebo zatěžován z nevhodné výchozí polohy bez odpovídající kompenzace, protažení.

Mezi svaly s tendencí ke zkrácování patří především:

m. triceps surae

ischiokrurální svaly

m. rectus femoris

m. tensor fasciae latae

m. iliopsoas

mm. adductores femoris

m. quadratus femoris

m. erectores trunci – lumbální část

m. obliquus abdominis externus et internus

mm. pectorales, m. subscapularis

m. deltoideus

m. trapezius – pars ascendens

mm. scalenii, m. sternocleidomastoideus

na horních končetinách – flexorové svalové skupiny

(Lewit, 1996)

Svaly fázičné plní zejména pohybové funkce a při nedostatečné pohybové stimulaci mají sklon k útlumu, ochabují. Svaly s tendencí k oslabení jsou fylogeneticky mladší a do pohybové ontogeneze se zařazují později než svaly posturální.

Jde o tyto svaly:

m. tibialis anterior

extenzory prstů

mm. peronei

mm. vastii

m. gluteus maximus, medius et minimus

m. rectus abdominis

m. serratus anterior

m. supraspinatus, m. infraspinatus

m. trapezius – pars descendens

hluboké flexory šíje (m. longus colli, m. longus capitis)

žvýkácké svaly

na horních končetinách – extenzorové svalové skupiny

(Lewit, 1996)

Svalové dysbalance se zpravidla neomezují jen na jednu oblast nebo jedno kloubní spojení. Často se sdružují, kombinují a navzájem podmiňují. Typické dysbalance mezi oslabenými a zkrácenými svalovými skupinami jsou do té míry konstantní a charakteristické, že byly shrnuty Jandou (1982) do tří typických syndromů (viz níže).

„Přirozená“ tendence svalů ke zkrácení či oslabení se může, ale nemusí projevit, v závislosti na okolnostech. V důsledku svalové nerovnováhy dochází k narušení koordinace pohybu a přestavbě pohybových programů. Hyperaktivní svaly se dále posilují, hypoaktivní slábnou a nefyziologický vadný program se upevňuje. Výsledkem svalové dysbalance je nerovnoměrné zatěžování kloubu s následným vznikem degenerativních změn až strukturálním poškozením kloubu.

Příčiny svalových dysbalancí

- pohybová chudost, nedostatečné zatěžování
- jednostranné zatěžování bez dostatečné kompenzace
- chronické zatěžování nad hranici danou kvalitou svalu
- změna pohybového stereotypu např. vlivem úrazu, nemoci (Lewit, 1996)

Rozdělení svalových dysbalancí

Podle lokalizace rozdělil Janda (1982) svalové dysbalance do tří syndromů:

5.5.1. Dolní zkřížený syndrom

Vzniká na podkladě svalové nerovnováhy mezi hyperaktivními flexory kyčelního kloubu (m. iliopeas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae) a oslabenými mm. glutei maximi. Mezi oslabeným břišním svalstvem a zkrácenými mm. erectores trunci v oblasti bederní páteře. A mezi oslabenými mm. glutei medii a minimi a zkrácenými mm. tensores fasciae latae a mm. quadrati lumborum.

Výsledkem dysbalance je zvýšená antevertze pánve, hyperlordóza bederní páteře a semiflexe v kyčelních kloubech. Je porušena statika a dynamika v oblasti pánve, lumbální části páteře (tzv. nestabilní kříž) a dále v kyčelních i kolenních kloubech.

Pro útlum m. gluteus maximus za současného zkrácení m. iliopsoas je omezena extenze v kyčelních kloubech, což se při chůzi klinicky projeví jako snížení délky kroku. (Véle, 1997) Nedostatečný rozsah extenze v kyčli je nahrazen zvýšenou antevertzí pánve a moment otáčení se tím přenesse z kyčelních kloubů do lumbosakrálního přechodu, který je soustavně při každém kroku přetěžován. Je jen otázkou času, kdy dojde zprvu k funkční a později k morfologické poruše v této oblasti. (Janda, 1984) Oslabení m. gluteus medius et minimus vede k nedostatečné laterální stabilizaci pánve na straně švihové končetiny a dalšímu zatěžování lumbosakrální páteře ve frontální rovině.

5.5.2. Horní zkřížený syndrom

Svalová dysbalance se týká těchto svalových skupin: oslabení dolních fixátorů lopatek a zkrácení horních fixátorů lopatek, oslabení mezilopatkového svalstva a zkrácení mm. pectorales, oslabení hlubokých flexorů šíje (m. longissimus cervicis, m. longissimus capitis a m. omohyoideus a m. thyrohyoideus) a zkrácení extenzorů šíje (m. erectores trunci v oblasti krční páteře a m. trapezius). Rovněž může dojít ke zkrácení horní části ligamentum nuchae, které způsobuje fixovanou hyperlordózu v oblasti horní krční páteře. Také u této dysbalance dochází ke změnám statiky i hybných stereotypů. Pro tento syndrom je charakteristický předsun hlavy a krku, výše zmíněná hyperlordóza krční páteře, přetížení cervikokraniálního a cervikotorakálního přechodu. Zvýšené napětí prsních svalů způsobí kulatá záda a předsunuté držení ramen. Mimo jiné je u tohoto syndromu častým nálezem horní typ dýchání.

5.5.3. Vrstvový syndrom

U tohoto syndromu se střídají oblasti hypertrofických a oslabených svalů. Při pohledu kaudokraniálním směrem zezadu nalézáme hypertrofické ischiokrurální svaly, nad nimi hypotrofické hýžd'ové svaly a málo vyvinuté paravertebrální svaly v lumbosakrální oblasti.

Další hypertrofickou zónu tvoří mohutně vyvinuté m. erectores trunci torakolumbálního přechodu, nad nimi je hypotrofická zóna dolních fixátorů lopatek a poslední hypertrofickou zónu tvoří m. levator scapulae a pars ascendens m. trapezius. Na ventrální ploše se vyklenuje dolní část ochablých přímých břišních svalů, avšak dále laterálně bývá

břišní stěna vtažena v místech hyperaktivních šikmých břišních svalů. Hypertrofický je i m. pectoralis major a m. sternocleidomastoideus.

5.6. Postura a atituda

Posturou označujeme vzpřímené držení těla, které je labilní povahy. Stabilita vzpřímeného držení není vlastností těla, jako je např. stabilita krychle nebo koule, ale je to dynamicky probíhající proces udržující programově individuální držení těla jako projev osobnosti. Vadné držení těla je často zdrojem bolestí v páteři.

Postura nebo držení těla závisí na podmínkách vnitřního prostředí organismu včetně obsahu mysli a na podmínkách zevního prostředí, na které se posturální systém adaptuje.

Držení těla je geneticky fixováno jako program v CNS specificky pro každý živočišný druh včetně člověka. Program držení těla není pro každého jednotlivce zcela identický, je pouze rámcově podobný, protože je ovlivňován zděděnými vlastnostmi po rodičích a vlivem podmínek v době posturálního vývoje.

Držení těla je sice geneticky předem naprogramováno ale reálné držení těla se utváří v průběhu posturálního vývoje, protože CNS u člověka není po porodu ještě dokonale schopný udržet vertikální polohu i když krokové pohyby založené na míšním programu reciproční inhibice jsou již proveditelné, ale uplatnit je lze pouze v horizontální poloze při plavání. (kojenec je schopen plavání nikoli chůze). Pro udržení se ve vertikále je nutná pokročilá centrální kontrola míšního režimu fázického pohybu, která umožní koaktivaci agonistů s antagonisty, aby bylo možno danou polohu tonicky udržet. Tento proces kontroly míšního pohybového režimu se postupně vyvíjí v průběhu posturálního vývoje jedince, jak ho popisuje Vojta.

Protože jde o harmonickou spolupráci dvou odlišných pohybových režimů, závisí výsledný efekt držení těla a bipedální lokomoce na dokonalé koordinaci obou pracovních režimů tonického a fázického pohybu.

K tomuto dokonalému ovládnutí jak držení těla tak bipedální lokomoce tj. chůze či běhu slouží speciální orgán pro pohybovou koordinaci, kterým je malý mozek-cerebellum. Tento orgán zpracovává všechny sensorické informace jak ze zevního prostředí tak i z pokožky, ze svalů šlach i kloubů a z vestibulárního orgánu pro rovnováhu uloženého ve vnitřním uchu. Umožňuje mozku časoprostorovou orientaci v zevním prostředí a tím přizpůsobování pohybových reakcí tomuto prostředí, podle potřeb organismu. Na dokonalé funkci tohoto orgánu závisí pohybová koordinace, která se projevuje ekonomickým

využíváním svalů pro pohybový záměr bezprostředně nutných a tím zabraňuje předčasnému vyčerpání organismu, ku kterému by došlo při používání svalů, které jsou pro daný výkon nadbytečné. To umožní organismu dosahovat hospodárně maximálního výkonu.

Eccles (in Véle 1995) přirovnal funkci mozečku k práci sochaře, který z kamenného bloku dosahuje svého cíle odstraňováním přebytečného materiálu tak dlouho, až zůstane dokonale vypracovaná socha. Mozeček podobně potlačuje funkci nadbytečných svalů a tím výsledný pohyb zjemňuje, cizeluje, neboli ho koordinuje tak, že se stane harmonickým a tím i krásným. Takový pohyb nepřetěžuje strukturu, protože nepoužívá maximální síly, ale pouze síly potřebné. V popředí sportovní činnosti by mělo stát zvyšování pohybové koordinace spíše nežli jenom zvyšování svalové síly bez současného zvyšování pohybové koordinace.

K zajištění polohy jsou vytvářeny základní vzory, pattern (Véle 1995). Tyto jsou tvořeny programy pro zajištění polohy a programy pro zajištění pohybu.

V našem případě se k pojmu postura váže sportovní termín základní sjezdový postoj. Postura je popsána Vojtou v raných fázích posturální ontogeneze (Vojta, Peters 1995). Udržující posturální funkce je proces dynamický, aktivní, zpětnovazební. Véle (Véle 1995) uvádí, že pro udržení postury jsou zapojeny tonické svaly, Kolář (Kolář 2001) vnáší pohled vývojový a popisuje udržování postury u motoricky zralého jedince jako koordinované působení obou složek svalového systému – tedy složky tonické a složky fázické.

Aktivní posturální systém popisuje Janda (Janda, Poláková, Véle, 1966). Nachází mezi jeho jednotlivými složkami pravidelná funkční spojení vytvářející pro každou polohu konstantní obrazec. Na základě klinického obrazu popisuje posturálním programem řízené a vzájemně spojené svalové skupiny tvořící navazující svalové řetězce.

O svalových smyčkách se v podobné souvislosti opět při klinickém vyšetření zmiňuje Kolář při lokalizaci citlivých tzv. trigger points. Řídící posturální program je nastaven určitou výchozí polohou (ať fyziologickou nebo patologickou). Tento vstupní signál vyvolává odezvu v celé pohybové soustavě, je posturálním programem diferencován. Konstantní celková reakce je výsledkem centrálně řízené reakce, projevující se v souhře svalových řetězců, vedoucí k udržení postury.

Postura předchází pohyb. Je to však poloha ještě neorientovaná. Vojta (Vojta 1993) uvádí opět v motorické ontogenezi senzoričnou orientaci jako nejdůležitější motivaci k provedení pohybu (poruchy vnímání a psychického vývoje tímto přímo ovlivňují motorický vývoj v raných stádiích ontogeneze). Při motivaci a následné tvorbě pohybového záměru se postura mění v tzv. atitudu. Dochází k orientaci, připravenosti ke konkrétnímu pohybu. Při vnějším pozorování se nemusí atituda od postury téměř lišit, uvnitř systému však vzniká

nová kvalita. Již při pouhé představě pohybu se aktivuje nejhlubší vrstva zádových svalů, autochtonní muskulatura, která systém připravuje na směr předpokládaného pohybu. Z neurologických poznatků víme, že právě tyto nejhlubší svalové skupiny iniciují aktivitu dalších svalových skupin v rámci pohybových programů.

Pro analýzu sportovního pohybu proto musíme začít vždy analýzou posturálních funkcí. Jak je v této studii několikrát opakováno, nejdůležitějším momentem sportovní lokomoce je nastavení základní polohy. Orientovaná základní poloha je de facto atitudou. U cyklicky se opakujících pohybů je konečnou fází předcházejícího pohybu a úvodní fází pohybu následného. V naší studii považujeme za atitudu základní sjezdový postoj se současnou optickou orientací do směru budoucího oblouku.

5.7. Stabilita

Stabilitu rozděluje Véle (Véle 1994) na stabilitu týkající se neživých objektů a stabilitu lidského těla.

1) Stabilita technická

Tímto pojmem vyjadřujeme stálost polohy objektu v daném místě. Pokud mluvíme o stabilitě volných těles, pak tím označujeme jejich schopnost neměnit danou polohu proti působení zevní síly. Příkladem stabilního tělesa je krychle, menší stabilitu vykazuje hranol postavený na užší plochu a nejmenší stabilitu má koule, která se pohybuje při nejmenším doteku. Stupeň technické stability je dán hmotností tělesa, jeho tvarem a vlastnostmi kontaktní plochy.

2) Stabilita lidského těla

Lidské tělo není tělesem o pevném tvaru. Mluvíme-li o stabilitě lidského těla, používáme vypůjčeného technického termínu popisujícího stálý stav nebo vlastnost pevných těles. U živého těla spojujeme s tímto termínem ještě dynamickou funkci procesu udržování tvaru těla i jeho polohy v prostoru. Z tohoto důvodu je lépe používat místo termínu stabilita raději iterativního termínu stabilizace nebo dynamická rovnováha zahrnujícího v sobě i dynamiku procesu udržování zaujaté polohy.

Stabilizační podmínky

Stabilizaci vztahujeme nejčastěji k vzpřímenému držení těla. Stabilizace vzpřímeného držení těla závisí jednak na technických parametrech jako je tělesná hmotnost, tvar těla, výška těžiště nad opornou bází, charakter kontaktu těla s opornou plochou, jednak na

fyziologických parametrech dynamicky probíhajícího děje, na stavu měnlivých podmínek vnitřního prostředí a na funkci CNS která řídí stabilizační proces činností posturálních svalů.

Svaly působící na postavení v kloubech

Svaly ovlivňující polohu a pohyb v kloubech tvoří dvě rozdílné skupiny:

- a) svaly periartikulární, krátké, uložené v nejhlubší vrstvě nejbližší kloubnímu pouzdru, jejich tah působí podél osy pohyblivého segmentu, mají tonický charakter a slouží stabilizaci kloubů. V oblasti osového orgánu se jedná o stabilizaci polohy uvnitř centrální zóny. Tyto svaly označuje Basmajian (in Véle 1994) jako shunt muscles (vedlejší pobočné svaly).
- b) svaly dlouhé, uložené v povrchnějších vrstvách, s tahem působícím kolměji k ose pohyblivého segmentu, mají fázičkový charakter, participují rovněž na stabilizaci, ale již mimo oblast centrální zóny a jsou určeny především pro fázičkový pohyb a Basmajian je nazývá spurt muscles (hnací svaly).

Hluboké periartikulární svaly (shunt muscles) na páteři jsou krátké svaly propojující jednotlivé pohybové segmenty mezi sebou a tím ovlivňují jejich vzájemné postavení. Zároveň určují střední polohu kloubních plošek pro stabilizaci v centrální zóně, kterou nazýváme centrovanou polohou - centraci kloubu, jejichž součet určuje harmonicky vyrovnané postavení (alignement) celého osového orgánu. Podobnou funkci mají i krátké periartikulární svaly kolem ramenního a kyčelního kloubu. Periartikulární svaly se podílejí na procesu udržování klidové střední polohy v rozsahu centrální zóny, provázeném neustálými drobnými oscilacemi kolem střední hodnoty.

Způsob stabilizace

Krátké intersegmentální svaly (zejména v oblasti atlantookcipitálního spojení a v horní páteři) mají vyšší počet svalových vřetének v objemové jednotce nežli silnější a delší svaly povrchové. Jsou proto citlivými senzory vzájemné polohy pohybových segmentů a mohou signalizovat i nepatrné odchylky od střední polohy, aby mohly být rychle korigovány. Dynamickou permanentní aktivitu svalů udržující harmonicky vyrovnanou polohu osového orgánu kolem střední zóny nazýváme vnitřní stabilizací v oblasti centrální zóny. Osový orgán je tím udržován v dynamické rovnováze harmonicky napřimené, nikoli zcela rovné konfigurace (alignement). Jakmile tento proces ustane, např. při ztrátě vědomí, celý stabilizační systém se zhroutí. Tato „vnitřní stabilizace“ v centrální zóně s minimálními oscilacemi kolem střední hodnoty tvoří dynamickou bázi, ze které vychází stabilizace polohy

mimo oblast centrální zóny, kterou nazýváme vnější stabilizací, která je podstatně hrubší a projevuje se již viditelnými výchylkami (titubacemi) kolem středního postavení. Poloha kloubů v centrální zóně je neustále skenována proprioceptivní aferencí z vestibulárního aparátu, kloubů i svalů.

Povrchové dlouhé svaly (spurt muscles) spojují jednotlivé páteřní sektory, jsou mohutnější, mají fázický charakter a slouží vnější stabilizaci. Jejich úkolem je vyvíjet po krátkou dobu značné úsilí, aby se zabránilo pádu. Aktivují se akcidentálně podle potřeby, jestliže poloha těla již není ve střením vyrovnaném postavení. Např. stojíme-li v dobře stabilizovaném zpřímeném držení, snímáme ze zádových svalů jen velmi nepatrnou svalovou aktivitu (EMG). Jakmile se ale mírně předkloníme do „polohy výběřčího peněz“ objeví se v zádovém svalstvu již značná aktivita nutná k tomu, aby udržela toto postavení, protože jde o udržení polohy již mimo centrální zónu. Tento předklon musí být posturálně kompenzován dlouhými svaly. Konfigurace těla se musí změnit aktivitou dlouhých záběrových svalů (spurt muscles) natolik, aby se těžiště promítalo opět do bezpečné centrální zóny posturální báze. Jestliže se předkloníme až dolů, aktivita zádových svalů opět mizí, je nahrazena závěsem do ligament, ale objevuje se aktivita svalů spojujících pánev s dolními končetinami, změní se sklon pánve i dolních končetin, aby se těžiště opět promítalo do střední zóny oporné báze.

Způsob práce posturálních svalů

Pro udržení zaujaté polohy proti vlivu zevní síly pracují svaly izometricky, aby nedocházelo ke změně polohy v kloubu a v pracovním režimu koaktivace, aby nedošlo k fázickému pohybu. Tento pracovní režim je ovládán supraspinální řídicí úrovní a je k dispozici teprve tehdy, až postnatální vývoj CNS umožní změnit míšní režim reciprokční inhibice převládající po porodu, na kokontrakční režim, nutný pro fixaci zaujaté polohy v kloubu.

Z uvedeného je patrné, že udržování vzpřímeného držení i jiné výchozí polohy těla je závislé na supraspinální úrovni řízení CNS, která dovoluje použít nejstarších spinálních řídicích mechanismů jak k fázickým pohybům, ke kterým jsou původně určeny, tak i k tonickému udržení zaujaté polohy tak, aby sloužily jak posturální funkci tak i lokomoci, protože základ krokového mechanismu je instalován již na spinální úrovni režimem reciprokční inhibice (Véle, 1994).

5. 8. Chůze

Vývoj lidské motoriky je od narození po dosažení bipedální lokomoce realizován prostřednictvím geneticky fixovaných hybných programů. Tyto programy jsou globální, zajišťují posturu v gravitačním poli a tím tvoří výchozí bod pro veškerou motoriku. Geneticky preformované programy (bazální programy) jsou druhově specifické a identifikují fyziologii v hybnosti člověka. Po osmém. měsíci života se obohacují o individuální pohybové programy v rámci procesu motorického učení, společně pak utvářejí individualitu každého jedince. Přesto zůstávají bazální programy základním kamenem veškeré fyziologické motoriky po celý život. Čím více prvků bazálních programů individuální motorika člověka obsahuje, tím blíže je fyziologii.

Pohyb, především lokomoční, je snáze proveditelný, pokud se bude nacházet v ontogenezi definovaných mantinelech, koordinace pohybu má podobný průběh jako v ontogeneticky rozvíjených pohybových vzorech. Čím dále se od této „vývojové“ cesty pohybové stereotypy nacházejí, tím hůře se budou vytvářet a fixovat. (Kračmar, 2005)

Lokomoce na pevném povrchu je charakterizována vytvořením místa opory pro přitažení a odraz. Při koordinovaném pohybu vpřed přejímají končetiny oporu prostřednictvím přenášení těžiště těla. Opěrný, pevný bod při pohybu vpřed vytváří tzv. punctum fixum. Osový orgán je vzhledem k tělu mobilní. Tělo se pohybuje k existujícímu nebo budoucímu bodu. Tím je mezi páteří a končetinami (ramenní a pánevní pletenec) zajištěno důležité funkční spojení. Přes ramenní a pánevní pletenec se tělo vzpřímí. Tělo tvoří punctum mobile přenášené z místa opory do místa opory, které je tvořené pevným bodem na končetině – punctum fixum. Pohyb trupu ke končetině vyžaduje aby se svaly kontrahovaly distálně, ke svým úponům. Směr tahu svalu „od těla“ je novým kritériem svalové funkce, které je nevyhnutelným předpokladem lidské lokomoce. (Vojta, 1995)

Punctum mobile proximální a punctum fixum distální jsou charakterizujícími skutečnostmi lokomoce na pevné zemi.

Podle Vojty platí pro všechny vzory pohybu vpřed, které se rozvinou v průběhu lidské motorické ontogeneze, jisté zákonitosti:

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

Na základě nastavení úhlů v rameni a kyčelním kloubu je činností svalového aparátu umožněn přesun těžiště trupu k opěrnému bodu a současně i vzpřímení proti gravitaci. Vzpřímení přináší tělu prostřednictvím opěrného bodu informaci o stabilní výchozí poloze proti gravitaci.

Změna těžiště znamená začátek motorické ontogeneze, je automatickou schopností a je součástí orientačních souvislostí. Teprve když uvedená kritéria lokomočního pohybu probíhají ekonomicky, může se uskutečnit fázická hybnost. (Vojta, 1995)

Pro charakteristiku lokomoce zajišťované přes pletenec pánevní stanovujeme jako výchozí pohyb chůzi. Na základě tohoto typicky lidského pohybového stereotypu můžeme do značné míry posoudit, nakolik se jízda na sjezdových lyžích (vybraný prvek) blíží tomuto stereotypu.

Chůze je základní a nejvýznamnější způsob lokomoce člověka tvořený kroky. Krok je soubor pohybů, které se odehrají v čase mezi analogickými polohami jedné a druhé končetiny. (Lánik, 1990)

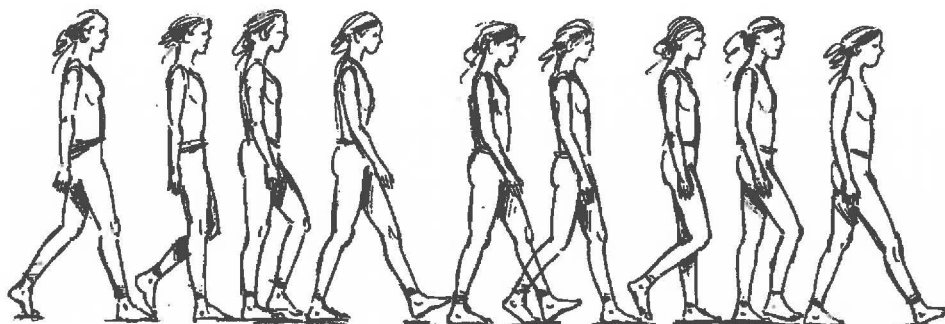
Lokomoční pohyb člověka vpřed probíhá ve zkříženém vzoru. Krokový cyklus Vojta rozděluje na čtyři fáze: flekční, relaxační, opěrná a odrazová fáze. Tyto fáze se objevují vždy ve stejném sledu v recipročním vzoru na všech čtyřech končetinách. (Vojta, 1995)

Podle Jandy (Janda, Poláková, Véle, 1966) je chůze hybným stereotypem, který člověka odlišuje od ostatních živočichů. Jedinec se jí neučí, ale v průběhu ontogeneze se tato schopnost rozvíjí na podkladě vrozených programů. Napřimením páteře se lidská lokomoce vyvinula jako bipedální forma lokomoce. Zároveň v sobě skrývá svoji fylogeneticky podmíněnou kvadrupedální formu s tím rozdílem, že horní (dříve přední) končetiny nejsou ve styku s pevnou oporou a nezajišťují primárně lokomoci. Jejich funkce se transformovala do vyrovnání torzních sil, a to ve spolupráci s trupem. Kvadrupedální charakter chůzového stereotypu nalézáme v jeho zkříženém vzoru. Obecný pohybový program je u každého člověka tak individualizován, že utváří jeho identitu podobně jako struktura rohovky nebo daktyloskopický otisk (Kračmar, 2002).

Kineziologicky shledáváme chůzi jako opakovaný proces ztráty a nalézání rovnováhy ve schématu opuštění polohy – pohyb – zaujetí polohy.

Úlohou stojné končetiny je podle Lánika (1990) zachytit včas pád těla (zabránit tomu, aby těžiště těla kleslo příliš dolů), odpružit náraz padajícího těla a přeměnit energii pádu na

propulzní sílu. Odpružení se děje při došlapu patou nejdříve aktivitou dorsiflexorů, který regulují celý došlap tím, že brzdí plantární flexi. Další odpružení pokračuje aktivitou m. quadriceps femoris. Mezi hlavní úlohy stojné končetiny patří také přenesení pánve a s ní i horní části těla zezadu do předu, a to co nejnižším obloukem.



Obr. 4: Chůze (Srbková 2006)

Při přirozené chůzi, tedy naboso je pevný bod nejdříve „uchopen“ chodidlem, člověk se k němu přitahuje, přenáší přes něj těžiště těla a nakonec se od tohoto bodu odráží. Typické odvíjení plosky při chůzi ukazuje obr. 4. Z tohoto stereotypu se rozvinuly další druhy lokomoce. Civilizace výrazně zasáhla do stereotypu chůze. Pevná podrážka omezila informační tok z plosky nohy, která je bohatá na receptory. Tvrdá, neohebná podrážka pak mění stereotyp chůze omezením odvíjení plosky od podložky (Kračmar, 2002).



Obr.5: Odvíjení plosky při chůzi (Srbková 2006)

Chůzi můžeme rozdělit do tří fází:

- Fáze opory (stojná) – odraz probíhá z plného chodidla do výponu, chodec získává rovnováhu, jenooporové postavení. Tato fáze je delší než doba kmihu
- Fáze kmihu (kročná) – od okamžiku, kdy noha opustila podložku po dotek paty země, jednooporové postavení. Fáze lze rozdělit na kyv celé (v koleni ohnuté) končetiny a na fázi kyvu bérce. V této fázi dochází k extenzi v kolenním kloubu spolu s dorsální flexí v hlezenním kloubu.
- Fáze dvojí opory – kdy jsou obě nohy v kontaktu s podložkou. Tato fáze trvá 1/10 opěrné fáze. Při rychlé chůzi se tato fáze zkracuje.

Při chůzi se těžiště těla pohybuje po sinusoidě nahoru a dolů (cca 4,5cm) a vychyluje se i do stran. Nejvyšší bod je jednooporovém postavení, nejnižší ve fázi dvojí opory. Těžiště opisuje spirálu. Pohyby dolních končetin jsou sledovány rotací a pohybem trupu, který se sklání na opačnou stranu než je sklon pánve a její rotace. Horní končetiny provádějí pohyb protisměrný končetinám dolním. V začátku kročné fáze se aktivují dorsiflexory, aby zabránily plantárnímu přepadu nohy. V poslední třetině stojné fáze se zapojují do odrazu plantární flexory nohy (kdy síla m. triceps surae je hlavní síla vyvinutá při odraze) spolu i s plantárními flexory prstů. Jakmile se dotkne pata podložky, aktivují se m. gluteus maximus a m. quadriceps femoris a to až do chvíle přenesení těžiště před osu kolene (i když podle některých autorů se m. gluteus maximus při chůzi po rovině aktivuje málo a větší aktivitu vykazuje až při chůzi do kopce, z kopce či při běhu). V kročné fázi se zapojují dříve flexory kolene než extensory, ale pracují synergisticky na zpevnění kolena a kyčle. Adduktory kyčle se během chůze aktivují téměř stále, neboť zabraňují laterálnímu posunu pánve. Ve fázi kmihu se pánev otáčí na stranu kročné končetiny a stejnostranná horní končetina kmitá vzad. Chůze je tím úspornější čím je amplituda oscilací těžiště těla menší. Tělo má různé mechanismy, jak těžiště těla vyrovnávat. K oploštění vertikálního oblouku slouží:

- rotace pánve během opěrné fáze
- sklánění pánve – opěrná dolní končetina je v addukci a kmihová v abdukci
- flexe končetiny – ve fázi opory je nejdříve extenze v kolenním kloubu, pak flexe a nakonec extenze
- rotace kotníku kolem paty v první polovině opory a rotace kotníku kolem špičky nohy v druhé polovině opory se současnou flexí a extensí kolena

Mezi mechanismy, které ovlivňují boční vychýlení těžiště těla nad základnou patří:

- tibiofemorální úhel typický pro člověka, který přibližuje končetiny k sobě
- addukce kyčle v opěrné fázi chůze

Při chůzi dochází k výrazným pohybům pánve. Pánev vykonává rotační pohyby okolo střední svislé osy. Na straně kročné nohy rotuje pánev dopředu na druhé straně dozadu. Největší rotace je při došlapu patou jedné a při odraze z palce druhé končetiny. Rozsah rotačních pohybů je závislý na délce kroku, čím delší krok, tím větší je rozsah rotace. Rotační pohyby pánve podmiňují při pohybu dolních končetin protisměrné rotační pohyby v kyčelních kloubech. Pohyb pánve vpřed v okamžiku stojné dolní končetiny je uskutečňován hlavně

extensí v kyčelním kloubu. Jestliže se vyskytuje antevertze pánve současně s omezením extenze v kyčli, přesune se moment otáčení z kyčelního kloubu do lumbosakrálních segmentů.

Současně s rotačními pohyby v transverzální rovině se napínající se zadní vazy kyčelního kloubu táhnou pánev do reklinačního postavení. Protisměrné pohyby pánve namáhají nejvíce sakroiliakální klouby a vepředu symfýzu. Na straně odrazové končetiny, která je v extensi v kyčelním kloubu napínající přední vazy táhnou pánev do inklinálního postavení. Při dlouhých krocích působí daným stylem adduktory a m. rectus femoris inklinální postavení a flexory kolenního kloubu reklinační.

Pánev se také uklání v rovině frontální. Nejvíce je ukloněná ve fázi přechodu končetin přes vertikálu (na straně stojné končetiny je nejvyšší a na straně kročné končetiny nejnižší). Na začátku dvojí opory se její úklon vyrovnává, v další fázi kroku se úklon mění na druhou stranu.

Pohyb pánve vpřed může být omezen zkrácením flexorů kyčelního kloubu (m. iliopsoas a m. rectus femoris). Také oslabený m. gluteus maximus není schopen zajistit pohyb v plném rozsahu.

Pohyby pánve jsou při chůzi kompenzovány protipohybem trupu, hlavy a horních končetin. Úklony pánve protiúklonem hrudníku a inklinální a reklinační pohyby jsou kompenzované změnami hrudní a krční páteře. Při vykročení pravou dolní končetinou jde dopředu levá horní končetina a opačně. Avšak horní končetiny se nepohybují v sagitální rovině, ale jdou zezadu z laterální strany dopředu a mediálně, tj. ve směru kolmém na plochu lopatky. Při pomalé chůzi směr pohybu rukou přetíná směrovou přímkou chůze pod malým úhlem při rychlejší chůzi a při běhu se úhel zvětšuje. Horní končetiny se pak pohybují skoro ve frontální rovině (Lánik, 1990).

Základní pohyby při chůzi

- 1) Pohyb dolních končetin: flexně extenční pohyby v kyčlích, v kolenou, v kotnících a interakce mezi nohou a plochou o kterou se opírá.
- 2) Pohyb pánve: rotace, flexe, extenze, inklinace, pohyb v sakroilických kloubech a v kloubu spojujícím páteř s pánví.
- 3) Torzní alternující pohyb páteře přenášejíci se až na ramenní pletence.
- 4) Synkinetický pohyb horních končetin omezující pohyby trupu.

Hlavní pohyby dolní končetiny probíhají sice především ve směru flexe – extenze, ale pohyb se přenáší přes pánev i na osový orgán kde nabývá torzního 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 i 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 i terapii funkčních poruch motoriky osového orgánu.

5.8.1.Kineziologická analýza kroku

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 hrudního obratle. Zvětšení rozsahu torze prodlužuje délku kroku a snižuje laterální výchylku těžiště při propulsi.

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 ku konci zejména pře delším kroku.

Svaly: s počátku 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 kolene se aktivují i při extenzi v koleni 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 koleni: dochází v první polovině k flexi a ve druhé polovině k extenzi.

Svaly: Aktivita flexorů kolene je relativně nízká při pomalé chůzi,. Při extenzi se aktivuje m. quadriceps femoris, m. sartorius. a mediální část flexorů kolene. Velikost aktivity stoupá s rychlostí chůze.

V kotníku dochází k dorziflexi a mírné everzi nohy.

Svaly: aktivní je m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus. Na počátku se tyto svaly aktivují, uprostřed se aktivita sníží a zvýší se až v konečné fázi před kontaktem paty s opornou bází. Během švihů jsou plantární flexory relaxovány.

Oporná fáze

V páteři dochází k torznímu pohybu a lehkému přesunu trupu na stranu oporné nohy, protože průmět těžiště (CoP) pro stabilizaci polohy prochází středem oporné nohy.

Svaly: Aktivují se hluboké krátké svaly otáčející obratle protisměrně na obou koncích páteře. V menší míře se účastní i delší svaly střední vrstvy zádočných svalů.

V kyčli dochází k extenzi 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.

Svaly: Během počátku kontaktu nohy s opornou bází se aktivují mírně gluteální svaly a flexory kolene, tato aktivace při střední části opory mizí. Ku konci se aktivují adduktory stehna. Při rychlé chůzi je aktivita gluteálních svalů vyšší v první fázi pohybu a m. adductor longus se aktivuje ve druhé části pohybu.

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

Svaly: M. quadriceps femoris je aktivní na počátku a potom postupně relaxuje a přispívá k udržení lehké flexe v okamžiku dotyku paty se zemí. M. vastus intermedius je aktivní v první polovině. Jak dosáhne končetina vertikální polohy, dochází k uzamknutí kolene a funkce extensoru je dále zbytečná. Na konci se aktivují flexory kolene. Při rychlejší chůzi aktivita všech svalů stoupá zejména ve druhé polovině pohybu a zdůrazní se tím udržení extenze v koleni.

V kotníku a na noze dochází k plantární flexi, která je zdrojem propulze a potom následuje mírná dorziflexe. Připojuje se hyperextenze metatarzofalangeálních kloubů. Ve fázi opory přilne noha k oporné ploše, kterou uchopuje, aby mohla zajistit 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 subluxací v kotníku spojenou s poškozením ligament a kloubního pouzdra.

Svaly: Na počátku je aktivní m. tibialis anterior a mm. 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 dorsiflektory i na tibií, kterou naklání nad nohu (zde bývají četné individuální variace chůze) a jsou aktivnější u jednotlivců s napřímenou chůzí a s delšími kroky. M. tibialis posterior je nejaktivnější během střední části oporné fáze (brání everzi a pronaci nohy. Lýtčkové 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 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, zejména je-li podešev málo pružná. Na tvrdém terénu je pružná podešev nutností, aby se zabránilo tvrdým rázům při chůzi.

Fáze dvojí opory

Tato fáze je přechodem mezi švihovou a opornou fází. Při ní je těžiště těla na nejnižší úrovni a představuje nulovou polohu kyvadla na kterou navazuje jak propulsní tak švihová a brzdící fáze chůze.

Horní končetiny při chůzi

Horní končetiny se pohybují švihově v opačném smyslu nežli příslušné dolní končetiny. Tento pohyb se pokládá za pasivní a vyvažovací, ale Hogue (1960) prokázal aktivní pohyb při chůzi i v m. deltoides zejména v jeho zadní části a v m. teres major. Při hypertonu centrálního původu je tento pohyb tlumen jako je tomu při Parkinsonově nemoci.

K utlumení dochází však i při místních poruchách v ramenním kloubu. Tyto stavy je nutno správně diferencovat.

5. 10. Elektromyografie

Povrchová elektromyografie, neboli EMG, je vyšetřovací metoda umožňující snímání elektrické aktivity sledovaných svalů prostřednictvím povrchových elektrod.

Studuje svalovou funkci pomocí analýzy změn elektrického potenciálu, ke kterým dochází při aktivaci svalu. Depolarizace a repolarizace povrchové membrány svalového vlákna je prvotní zdroj změny elektrického potenciálu uvnitř svalu. Depolarizace membrány doprovází pohyb iontů, generující elektrické pole v blízkosti 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. Obvykle má podobu více či méně vyjádřeného interferenčního vzorce, který vzniká překrytím sumačních potencionálů většího počtu motorických jednotek dále jen MJ. Nejedná se o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, ale je výsledkem jejich interferencí v prostorovém vodiči – sval, kůže, elektrody (Rodová, Mayer, Vaňura, 2001).

Povrchové elektrody jsou obvykle menší kovové disky, které se fixují na odmaštěnou kůži leukoplastí. Nejsou vhodné pro vyšetření akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek, protože zachycují potenciály z větší plochy, takže se zaznamenává aktivita z více MJ. Podle účelu použití se elektrody dále dělí na registrační, zemní a stimulační, které jsou speciálně upraveny pro vyvolání stimulace. Registrační elektrody mohou být jehlové i povrchové. Aktivní elektroda snímá elektrickou aktivitu a je umístěna nad bříškem zkoumaného svalu. Referenční elektroda je umístěna nad šlachou. Výsledný EMG signál je rozdílem napětí mezi aktivní a referenční elektrodou. Zemní elektrody jsou povrchové, obvykle ve formě fixovatelné páskové elektrody. EMG signál získaný pomocí povrchových elektrod ve srovnání s jehlovými elektrodami umožňuje globálnější posouzení elektrické aktivity svalu díky větší ploše, ze které je záznam získáván. EMG záznam, získaný pomocí povrchových elektrod, obsahuje výsledný zápis interferenční činnosti mnoha MJ. Je snadněji použitelný při různých pohybových aktivitách. Povrchové EMG je neinvazivní, jednoduše proveditelné vyšetření (Rodová, Mayer, Vaňura, 2001).

Povrchový EMG záznam nás informuje o průběhu rozdílů napětí na elektrodách umístěných na povrchu kůže, ale neposkytuje žádnou bližší informaci o elektrické aktivitě jednotlivých přilehlých motorických jednotek. Nevýhodou použití povrchové EMG jsou

nepřesně definovatelné polohy povrchových elektrod vůči aktivním MJ jednotlivých svalů. Obecně je doporučována vzdálenost elektrod 10 mm ve stopě střední linie svalu v oblasti největšího bříška svalu (De Luca, 1993). Při práci v terénu se prakticky nevyhne náboru artefaktů, jejichž objektivní odstranění ze získaných dat je velmi problematické. Odchytky mohou být způsobeny elektrickými rušivými vlivy z okolí, mechanickými vlivy (proměnná velikost přechodového napětí mezi elektrodou a kůží), záznamem napětí z jiného svalu.

Pro získání kvalitního EMG záznamu je nutné přesné optimální nastavení přístrojů, věrné zesílení průběhu rozdílu potenciálu na elektrodách (bipolární svod), zabránění artefaktům a stanovení vhodných snímacích bodů na svalu. Povrchová EMG je využívána v mnoha vědních oborech: v neurologii, neurofyziologii, fyzioterapii, ortopedii, sportovní medicíně, biomechanice, ergonomii, zoologii a dalších oborech. V biomechanice dominují tři aplikace při používání povrchového EMG: ukazatel zahájení svalové aktivace udává informace o silových přírůstcích vyvolaných jednotlivými svaly nebo skupinou svalů. V oblasti kineziologických studií se povrchové EMG využívá při vyšetřování aktivity jednotlivých svalů, timingu, tzn. aktivace konkrétního svalu v čase. EMG signál umožňuje zjistit, zda je sval aktivní či nikoli, popř. míru svalové aktivity.

Dále slouží k pozorování ko-aktivace svalů v průběhu komplexního i selektovaného pohybu, vliv zátěže na svalovou funkci. Umožňuje zhodnotit průběh terapeutického procesu nebo efektivitu tréninku. Pomocí povrchového EMG lze při vyšetřování komplexních pohybových vzorů sledovat okamžik a rychlost nástupu svalové aktivity vybraných svalů i relativní poměr jejich zapojení. Metodika povrchového měření EMG je uznávána jako vhodný prostředek vyšetření pro kineziologickou analýzu lidského pohybu včetně vyšetření chůze a postury (Rodová, Mayer, Vaňura, 2001).

Dodnes nebyly známy případy EMG měření v terénu pomocí neseného EMG přístroje s vlastní pamětí pro ukládání dat. Sledování bývají prováděna v laboratořích s drátovým spojením elektrod s EMG přístrojem nebo v terénu s telemetrickým přenosem informací zatíženým množstvím elektromagnetických poruch. Záznam tak bývá znehodnocen množstvím artefaktů, způsobených přenosem informace prostředím, které je dnes poměrně silně elektromagneticky „znečištěno“. Vytvoření přenosného EMG přístroje panem Zelenkou na FTVS UK umožnilo provádět terénní měření, aniž by bylo omezeno kabeláží, měřené signály jsou do vnitřní paměti, umístěné na těle probanda, převáděna stíněnými kabely. Zabránit vzniku a náboru artefaktů při plošné EMG nelze nikdy, je však poměrně potlačen jejich vývoj v průběhu telemetrického transferu.

6. Metodologická část

6. 1. Obecná charakteristika výzkumu

Sledování kineziologického obsahu pohybu vybraných svalů dolní končetiny se uskutečnilo formou srovnávací analýzy. Byl porovnán jeden cyklus oblouku doleva a doprava (tzn. více zatížená nejprve pravá, poté levá dolní končetina) s fází dvojkroku při volné bipedální chůzi (mezi dvěma kontakty patou pravé nohy s podložkou), v pořadí krok pravou dolní končetinou, poté levou dolní končetinou. Chůze byla zvolena jako evaluační база pro analýzu jiné pohybové činnosti proto, že se jedná o druhově typický pohybový projev člověka a předpokládáme maximální možnou míru fixace hybného stereotypu.

Jako nástroje srovnávací analýzy bylo použito:

1. Porovnání timingu nástupu a odeznění aktivací sledovaných svalů dolní končetiny v kontextu se synchronizovaně přiřazenými polohami probandky.
2. Posouzení charakteru EMG křivky ve smyslu vyhlazený lineární nábor vs. nevyhlazený nelineární nábor.
3. Evaluace EMG křivky formou posouzení plochy pod křivkou v průběhu průměrného dvojkroku (n=60), resp. dvojoblouku (n=45).

Jedná se o případovou studii, kdy pomocí povrchové EMG byla snímaná činnost vybraných svalů. Současně se snímáním EMG byl pořízen i synchronizovaný videozáznam. Záznam dat byl převeden do počítače a speciálním počítačovým programem KAZE5 upraven. Po zpracování naměřených dat bylo možno jednotlivým fázím pohybu přiřadit odpovídající EMG charakteristiku vypovídající o aktivitě sledovaného svalu.

6. 2. Metodologická poznámka

Elektromyografie jako metoda objektivizace svalových funkcí vyvolává řadu kontroverzních názorů. Primárně je nutné se smířit s faktem, že neměříme svalovou sílu. Neměříme práci svalu. Ale měříme elektrický potenciál, který jako fenomén existuje při svalové aktivaci a který tuto aktivaci nejvěrněji ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalu živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalu.

Dále je nutné si uvědomit zejména:

1. Kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření na 1 osobě bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi měřeními (pocení, odlepení elektrody). Nevýhodou je minimální možnost zobecnění výsledků.
2. Při analýze pohybové aktivity je vhodné vybrat probanda s vysokou mírou koordinace pohybu a s pevně fixovaným hybným stereotypem.
3. Zapojení velkého počtu motorických jednotek vyplývající ze vzájemné interference způsobuje deformaci křivky, přibližně od zapojení 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 2 různými činnostmi.
4. Bezvýznamná je snaha o poměrné posouzení svalové práce mezi 2 různými svaly. Do hry vstupuje různá vodivost kůže na různých místech těla, odlišná síla podkožního tuku, různá velikost motorických jednotek (např. okohybné svaly vs. m. gluteus maximus).
5. Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. Popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme vlastně aktivaci pouze místa svalu, kde jsou lokalizovány elektrody. 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.

6. 3. Popis skupiny, na které byla analýza provedena

Pro EMG vyšetření na vybraných svalových skupinách byla vybrána lyžařka s dlouholetou zkušeností v závodním lyžování V. S., která je stále aktivní a upravuje svoji techniku jízdy s ohledem k vývoji materiálu i techniky. U této probandky lze předpokládat schopnost provedení vybrané techniky carvigového oblouku ve srovnání s bipedální lokomocí. Pro analýzu jsme vybrali střední oblouk. Jeho poloměr zajistí dostatečnou plynulost provedení pohybu a zároveň dynamiku pro snazší analýzu aktivity měřených svalů.

6. 4. Popis místa měření

Měření bylo provedeno v Peci pod Sněžkou na sjezdové trati Klondike 6.3. 2007 mezi 14:00 a 15:30. Teplota vzduchu 2°C. Sníh vlhký, trať mírně nerovná. Délka sjezdové tratě 400 m, převýšení 60 m.

6. 5. Popis techniky měření a použitých instrumentů

Byl použit přenosný měřicí přístroj KAZE5 (vyvinutý na UK FTVS v Praze) se sedmi kanály na snímání EMG potenciálů, jeden kanál pracovní pro synchronizaci videozáznamu. Váha přístroje s bateriemi včetně sportovní ledvinky upevněné okolo pasu výzkumné osoby je 1,4 kg (viz příloha č.4). Regulace citlivosti 0,05 – 2 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 poslední verze programu Microsoft Excel. Byl pořízen synchronizovaný videozáznam. Pro analýzu byl použit nábor EMG při pokusu s nejvyšší mírou pravidelnosti snímaných EMG. EMG záznam byl snímán při opakovaném provedení krokového cyklu a oblouku na carvingových lyžích, aby se dalo porovnat, jak je pohybový vzor provedení pohybové činnosti u probandky fixován.

Vybavení probandky: lyže značky Fischer RC4, SC určené na slalom, s poloměrem otáčení 11 metrů. Vázání Fischer RC4. Lyžařské boty Technica ICON velikost 24, určené pro závodní lyžování. Hole Leki CARBON RACE délka 120 cm.

Pro časoprostorovou charakteristiku jízdy byla probandka natáčena digitální videokamerou SONY 8 s elektronickou synchronizací záznamu s EMG přístrojem.

6. 6. Design výzkumu

Výběr svalových skupin byl omezen:

- a) stanovením rozhodujících svalových skupin podílejících se na bipedální lokomoci
- b) lokalizací nejvýraznějšího lokomočního působení do oblasti PDK
- c) nemožností invazního vyšetření hlubších svalových skupin jehlovými elektrodami (zdravotní rizika, neochota a obavy vyšetřené osoby, technická omezení)
- d) počtem přenosových kanálů.

Probandka byla sledována při třech jízdách (při středním carvingovém oblouku), v průběhu kterých prováděla opakovaně oblouk na obě strany a při chůzi na vzdálenost deseti metrů na pevném povrchu. Probandka na lyžích nejela maximální rychlostí, ale soustředila se na správné technické provedení pohybu. Vyhodnocen byl vždy desetivteřinový úsek. Pro časoprostorovou charakteristiku byla jízda natáčena digitální videokamerou SONY 900VCR s elektronickou synchronizací záznamu s EMG přístrojem. Byl sledován timing nástupu a odeznění aktivace jednotlivých svalů a jejich relativní zapojení do pohybu v porovnání s jejich klidovým stavem, resp. stavem jejich nízké aktivity. Proto mohla být vyladěna snímaná aktivita EMG křivky tak, aby byla rozprostřena dostatečně na ose y a aby tak byly dostatečně čitelné změny aktivace. Citlivost jednotlivých kanálů byla postupně vyladěna od meze čitelnosti při minimalizované křivce až k hranicím saturace náboru EMG křivky (přetečení detekovaných dat). Citlivost nastavení jednotlivých kanálů byla následující:

Citlivost elektrod:

1. 0,2mV
2. 0.1mV
3. 0,1mV
4. 0,1mV
5. 0,05mV
6. 0,2mv
7. 0,1mv

6. 7. Prezentace způsobu vyhodnocení dat

Výzkum má formu kvalitativně – kvantitativní analýzy. Při vyhodnocení výsledků měření proto nacházíme jak kvantitativní posouzení charakteristik (add a) pohybového cyklu obou sledovaných pohybových aktivit, tak i kvalitativní expertízu (add b):

a) kvantitativní postup

Byl sledován ukazatel celkové svalové práce při 1 krokovém cyklu a při 1 oblouku doprava a doleva.

V chůzi bylo hodnoceno 60 kroků, na carvingových lyžích 45 „dvojoblouků“ doleva, doprava. Podle nastavené citlivosti kanálů byly plochy křivek pomocí koeficientů převedeny na jednu srovnatelnou úroveň. Pro výpočet průměrného krokového cyklu jsme použili matematické evaluace křivky – srovnání časové osy x jednotlivých kroků a aproximace křivky pomocí polynomu. Obdélníkovou metodou byla vypočtena průměrná plocha pod EMG křivkou v 1 krokovém cyklu (mezi 2 odrazy levou dolní končetinou).

K evaluaci křivky EMG resp. jejích selektovaných částí, jsme použili výpočet obsahu pod křivkou. Tento údaj nám číselně definuje vykonanou práci jednotlivých svalů resp. Jednotlivých úseků svalu. Byl zaznamenáván v jednotkách [mV * s]. K výpočtu plochy pod křivkou EMG jsme použili jednu z metod mechanické kvadratury. Jestliže primitivní funkci nelze vyjádřit elementárními nebo tabelovanými funkcemi nebo je-li hledání primitivní funkce obtížné, pak k přibližnému výpočtu určitých integrálů kromě integrace mocninnými řadami používáme tzv. mechanické kvadratury. Tato metoda záleží v tom, že integrovanou funkci nahradíme přibližně funkcí jednodušší (lomenou čarou, polynomem atd.). Pro naše výpočty jsme zvolili obdélníkovou metodu (dále z mechanických kvadratur můžeme ještě jmenovat lichoběžníkové pravidlo, Simpsonovo pravidlo a Čebyševův vzorec).

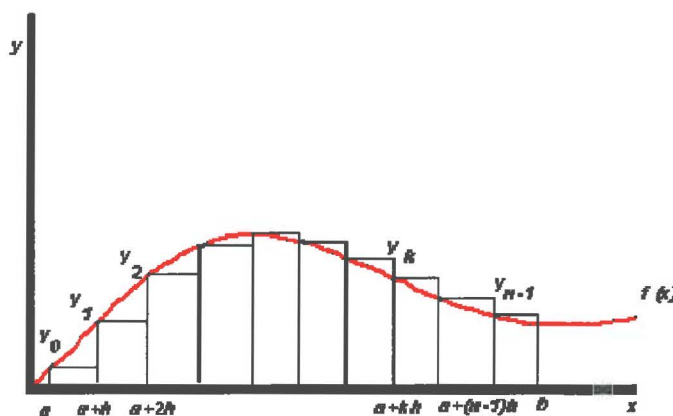
OBDÉLNÍKOVÁ METODA

$$\int_a^b f(x) dx \approx S = h (y_0 + y_1 + \dots + y_{n-1}), \text{ kde}$$

$$h = \frac{b - a}{n} \quad \text{a} \quad y_k = f(a + kh).$$

Tedy plochu o obsahu $\int_a^b f(x) dx$ nahrazujeme plochou složenou z obdélníků.

Blíže na obr. 6.



Obr. 6.: Obdélníková metoda

Jak již bylo zmíněno v metodologické poznámce výše, zapojení velkého počtu motorických jednotek vyplývajících ze vzájemné interference způsobuje deformaci křivky.

Přibližně od zapojení 50% motorických jednotek nestoupá křivka dále lineárně, není možné poměrné posouzení svalové práce.

I když jsme schopni získat přesný výpočet ploch pod EMG křivkami, můžeme proto korektně pouze konstatovat, jestli se svalová práce u jednoho svalu zvětšila nebo zmenšila mezi 2 různými činnostmi.

Evaluace křivky metodou Fourier transformace je podle expertního posouzení u EMG křivky na lyžích velice komplikovaná a pro potřeby této práce není podložena linearitou funkce při náboru EMG dat. Naopak metoda obdélníková je pro naše potřeby dostačující, zvláště vzhledem k „Metodologické poznámce“ uvedené výše.

b) kvalitativní posouzení

Kvalitativní posouzení se týkalo jak expertního posouzení technického provedení oblouku, tak především průběhu EMG křivky.

Při evaluaci křivky vycházíme z 10% hodnoty na ose y. Jako 100% je stanovena výška amplitudy tzv. maximálního relativního peaku.

Tímto postupem snižujeme chybu způsobenou zápisem EMG potenciálů.

Blíže na obr č. 7.

Na základě takto stanovených významných počátků aktivace jsme schopni posoudit timing nástupu a odeznění aktivace mezi jednotlivými svaly. Z této skutečnosti plyne výhodnost použití povrchového EMG in vivo pouze při intraindividuálním sledování, tedy i při srovnávací analýze, kterou náš výzkum je.



Obr. 7.: Kvantitativní způsob vyhodnocení dat

Mezi některá specifika sledované cyklické aktivity patří začátek a konec sledovaného cyklu, tedy oblouku na pravou a levou stranu, který je definován okamžikem výraznějšího zatížení pravé respektive levé lyže.

Svaly, které jsou funkčně zapojeny pouze lateralizovaně, pracují v průběhu jednoho pohybového cyklu pouze jednou, v oblouku je to m. vastus lateralis (dx). Naopak m. tensor fasciae latae (dx) a m.gastrocnemius (dx), m.adductor longus (dx), m. vastus medialis (dx) a m. tibialis anterior (dx) jsou svaly, které zabezpečují oba pohyby dolní končetinou a vykazují dva výrazné vrcholy v průběhu sledovaného pohybového cyklu. Měření proběhlo bez změny citlivosti kanálů snímajících EMG potenciály.

Povrchová elektromyografie byla prováděna na 5 přístupných svalech participujících na zapojení pánevního pletence a dolní končetiny do lokomoce a 2 svalů zajišťujících pohyb v hlezenním kloubu pravé dolní končetiny.

Vybrané svaly:

- 1 m.tibialis anterior
- 2 m. gastrocnemius
- 3 m. vastus lateralis
- 4 m. vastus medialis
- 5 m. biceps femoris
- 6 m. tensor fasciae latae
- 7 m. adductor longus

Jednotkou rozboru byl jeden oblouk na levou a na pravou stranu v návaznosti, v porovnání s jedním krokovým cyklem začínajícím a končícím kontaktem paty pravé dolní končetiny s podložkou. Při měření byly jízdy a chůze snímány synchronizovanou digitální videokamerou. Po zpracování naměřených dat v speciálním počítačovém programu bylo možno jednotlivým fázím pohybu přiřadit odpovídající EMG charakteristiku vypovídající o aktivitě sledovaného svalu.

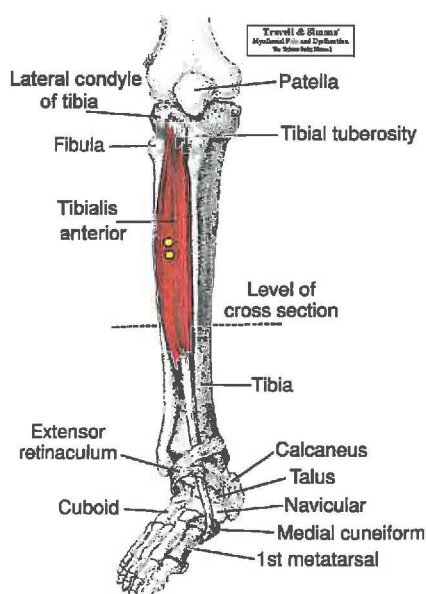
K rozdělení oblouků na jednotlivé fáze, jsme využili videozáznam. EMG charakteristiku jsme přiřadili dvaceti sedmi polohám pro chůzi a třiceti jedné poloze při oblouku. Podle videozáznamu z digitální kamery byl vybrán časový úsek pro hodnocení práce svalu v délce trvání 1,2 sec u chůze a 3,85 sec v oblouku. Úsek byl vybrán z řady dat a zpracován do grafu počítačovým programem KAZE5. Osa Y přiložených grafů představuje elektrický potenciál aktivity daného svalu v mikrovoltech, osa X zaznamenává časové údaje.

Čísla pod grafem odpovídají jednotlivým polohám (č. 3 – 29) a (č. 0 – 30) prováděného pohybu.

6. 8. Funkce měřených svalových skupin a lokalizace elektrod

- 1 musculus tibialis anterior dx
- 2 musculus gastrocnemius dx
- 3 musculus vastus lateralis dx
- 4 musculus vastus medialis dx
- 5 musculus biceps femoris dx
- 6 musculus tensor fasciae latae dx
- 7 musculus adductor longus dx

1. M. tibialis anterior – přední sval holenní.



Začátek svalu:

Proximální dvě třetiny laterální plochy tibie a přilehlá část membrana interossea.

Úpon svalu

Plantární strana os cuneiforme mediale a baze 1. metatarsu:

Funkce:

Dorsální flexe (extense) nohy s vytáčením tibiálního okraje nohy vzhůru – supinace nohy. (Čihák, 2001).

Elektroda byla umístěna 6 – 7 cm distálně od tuberositas tibiae a 1,5 cm laterálně od ventrální hrany tibie (Keller, 1999).

Obr. 8: Umístění elektrod na m. tibialis anterior (Travell, Simons 1983)

2. M. triceps surae - m. gastrocnemius – trojhlavý sval lýtkový

Mm. gastrocnemii (medialis et lateralis) spojují femur s tuber calcanei. Mají tedy dvoukloubový charakter, ale účinek na kolenní kloub je proti účinku na nohu (odvíjení planty při chůzi – propulze chůze) relativně malý (Véle, 1997).

Začátek svalu:

Začátek mm. gastrocnemii je hlavice fibuly a linea musculi solei tibie.

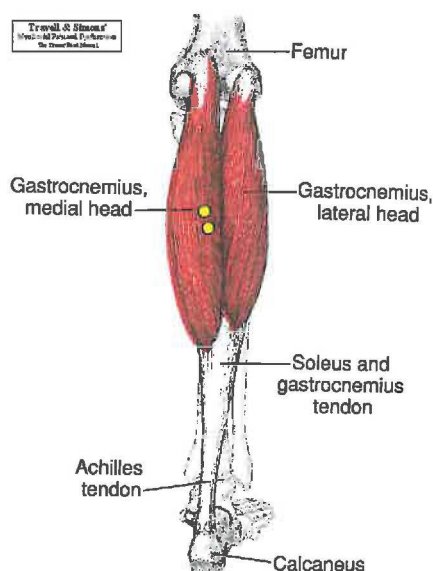
Úpon svalu:

Celý m. triceps surae: Achilovou šlachou na tuber calcanei – sval se upíná až na dolní konec zadní plochy tuberu.

Funkce:

Sval jako celek má hlavní funkci plantární flexi nohy. Mm. gastrocnemii mají jsou také pomocné flexory kolene. M. triceps surae zdvihá tělo při chůzi, udržuje správnou pozici bérce vůči noze (posturální sval). (Čihák, 2001). Sval musí vyvinout větší sílu, než je váha těla (až o 20%), protože pracuje přímo proti směru tíže (váha těla při pohybu proti tíži vzrůstá úměrně s rychlostí pohybu vzhledem k tíhovému zrychlení) (Véle, 1997).

Inzerce elektrody asi 10 – 12 cm distálně od popliteální rýhy (Keller, 1999).



Obr.9: Lokalizace elektrod na

m. gastrocnemius

(Travell, Simons 1983)

3. Musculus quadriceps femoris vastus medialis – čtyřhlavý sval stehenní, mediální hlava

Vastus medialis (stejně jako vastus lateralis a vastus intermedius) spojuje femur s tibií,

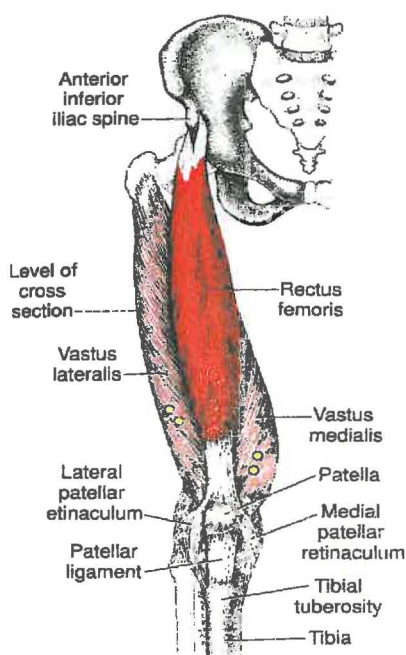
m. rectus femoris spojuje pánev s tibií.

Začátek svalu:

Distální část linea intertrochanterica a labium mediale lineae asperae

Úpon svalu:

Všechny 4 hlavy (M. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. vastus intermedius) se spojují nad patelou, a upínají se na patelu, která je svou přední plochou do úponové šlachy zavzata.



Obr. 10: Lokalizace elektrod na m.vastus lateralis et medialis (Travell, Simons 1983)

Funkce:

Extense kolenního kloubu.(Čihák, 2001). M. quadriceps femoris jako celek vyvine moment síly přes 40kg což asi dvojnásobek síly flexorové. Z toho asi 1/5 připadá na m.rectus femoris. Mm. vasti jsou důležité pro stabilizaci kolenního kloubu. Největší tendenci k poruchám má m. vastus medialis (velmi snadno atrofuje např. při bolestech v koleně při poškození menisků). Účinnost m. rectus femoris je závislá na postavení kyčle. Při flektované kyčli je jeho extenční účinek na koleno menší než při kyčli extendované. M. quadriceps femoris jako celek je důležitý pro mechanismus chůze. Postupuje-li švihová noha dopředu, provádí (m. rectus femoris) synchronně flexi v kyčli a extensi v koleně. Mm. vasti zajišťují stabilitu oporné nohy při přenášení váhy. Je-li funkce m. quadriceps femoris oslabena, chůze je možná, jsou-li zachované flexory kolene. Je ale ohrožena stabilita oporné nohy, která musí být pevně uzamčena skupinou flexorů kolen (funkční zámek kolena, Věle, 1997).

Pro naše měření jsme vybrali vastus medialis právě pro jeho výraznou stabilizační funkci kolenního kloubu. Inerce elektrody mediálně nad kraniální okraj kolenního kloubu.

4. M.guadriceps femoris vastus lateralis

Začátek svalu:

superiorní část linea intertrochanterica a labium laterale lineae asperae.

Úpon svalu:

Viz. M. vastus medialis

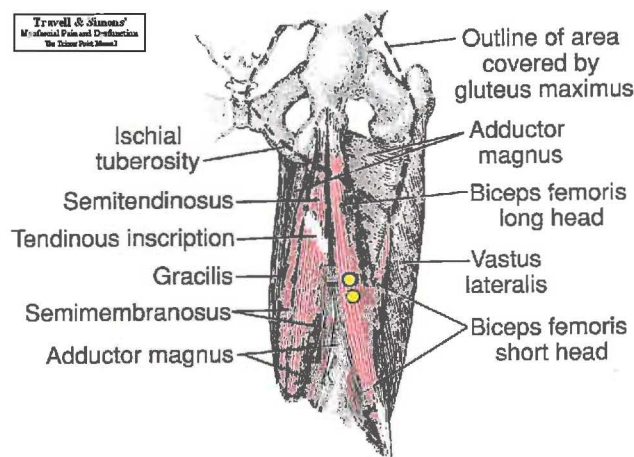
Funkce:

Mm. vastí extendují bérce. M. vastus lateralis má ještě malou rotační komponentu.

Mm. Vastí zajišťují stabilitu oporné nohy při přenášení zátěže. (Véle 2006)

Lokalizace elektrod viz obr. Inerce elektrody laterálně cca 10 cm od kraniálního okraje kolenního kloubu.

5. Musculus biceps femoris – caput longum – dvouhlavý sval stehenní – dlouhá hlava



Začátek svalu:

M. biceps femoris je dlouhý vřetenovitý sval, uložený na zadní a laterální straně

stehna. Sval má dvě hlavy. Dlouhá hlava – caput longum – začíná na tuber ischiadicum společně s m. semitendinosus a s m. semimembranosus.

Obr. 11: Lokalizace elektrod na m. biceps femoris – caput longum

(Travell, Simons 1983)

Sestupuje distálně k laterálnímu okraji bérce, přičemž se spojuje s krátkou hlavou svalu. Krátká hlava – caput breve – odstupuje od střední třetiny labium laterale lineae asperae. Po spojení obou hlav kříží sval zevní hlavu m. gastrocnemius.

Úpon svalu:

silnou šlachou se upíná na hlavičce fibuly.

Funkce:

Dlouhá hlava je vlastně dvoukloubový sval, který provádí extenzi a addukci stehna. Obě hlavy flektují bérce (kolenní kloub) a ohnuté bérce flektují zevně.

Elektrody ve střední části caput longum bicepsu na zadní straně stehna.

6. Musculus tensor fasciae latae – napínač stehenní povázky

Začátek svalu:

na zevní ploše kyčelní kosti až k spina iliaca anterior superior. Sestupuje laterodistálně

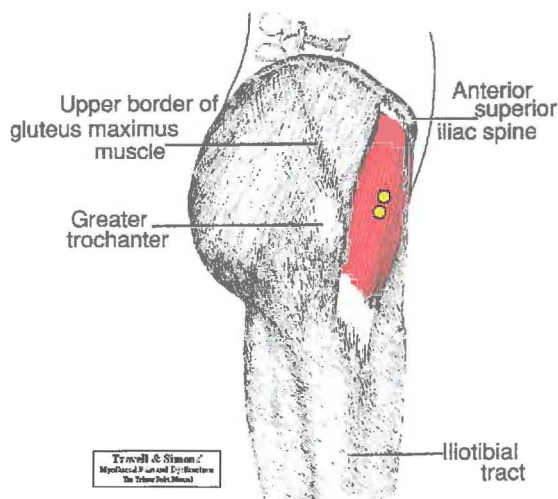
Úpon svalu:

tractus iliotibialis. Tractus iliotibialis je aponeuroticky zesílený pruh stehenní fascie, rozeprtý podél zevní strany stehna od předního okraje crista iliaca na drsnatinu na zevní ploše laterálního kondylu týbie. Má charakter plochého a tenkého šlašitého úponu m. tensor fasciae latae. Podle inervace se řadí k hýžďovým svalům, ačkoliv je od nich posunut značně ventrálně.

Funkce:

Sval napíná tractus iliotibialis a tím přispívá k extenzi v kolenním kloubu ve vzpřímeném postoji. Účastní se flexe, abdukce a slabé vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Tenzor je funkčně blízký m. gluteus medius.

Elektrody těsně pod ventrální částí crista iliaca v místě hlavy m. tensor fasciae latae.



Obr12: Umístění elektrod na m. tensor fasciae latae (Travell, Simons 1983)

7. Musculus adductor longus – dlouhý přitahovač

M. adductor longus se rozšiřuje směrem k úponu, je přístupný z přední strany stehna.

Začátek svalu:

Kost stydká mezi tuberculum pubicum a horním okrajem symfysy.

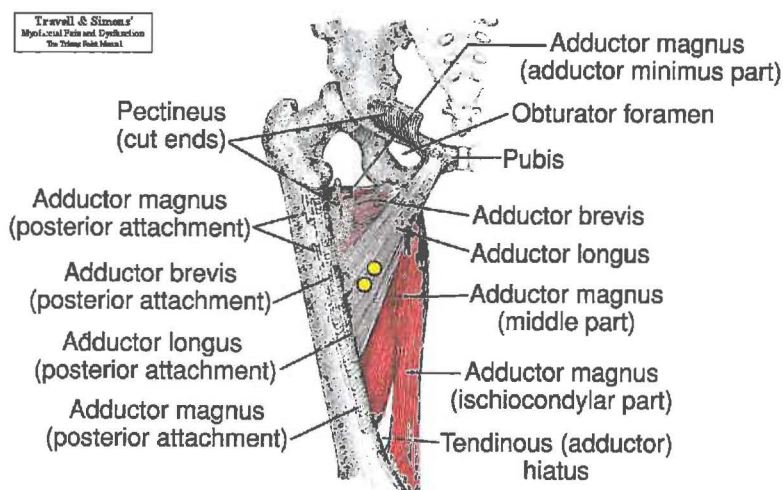
Úpon svalu:

Střední úsek labium mediale lineae asperae.

Funkce:

Addukce, pomocná flexe a zevní rotace kyčelního kloubu.(Čihák, 2001). Adduktory jsou v určitém antagonistickém vztahu k m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae. Adduktory působí statickou stabilizaci stoje a ovlivňují dynamickou stabilizaci chůze. Jsou téměř trvale aktivní pro nízký práh excitability, a mají proto tendenci k retrakci, podobně jako m. iliopsoas (Véle, 1997). Při reflexním plazení provádějí adduktory stehna spolu s m. gluteus medius vzpřimovací funkci pánve. K zajištění mírné zevní rotace stehna jsou adduktoři a zevní rotátoři kyčelního kloubu ve vyrovnané kokontrakci (Vojta, 1995).

Elektrody byly umístěny 6–8 cm od tuberculum ossis pubis podél šlachy svalu.



Obr13: Lokalizace elektrod na m. adductor longus (Travell, Simons 1983)

Pozn.: umístění elektrod na těle probandky viz příloha č.3

7. Výsledky práce

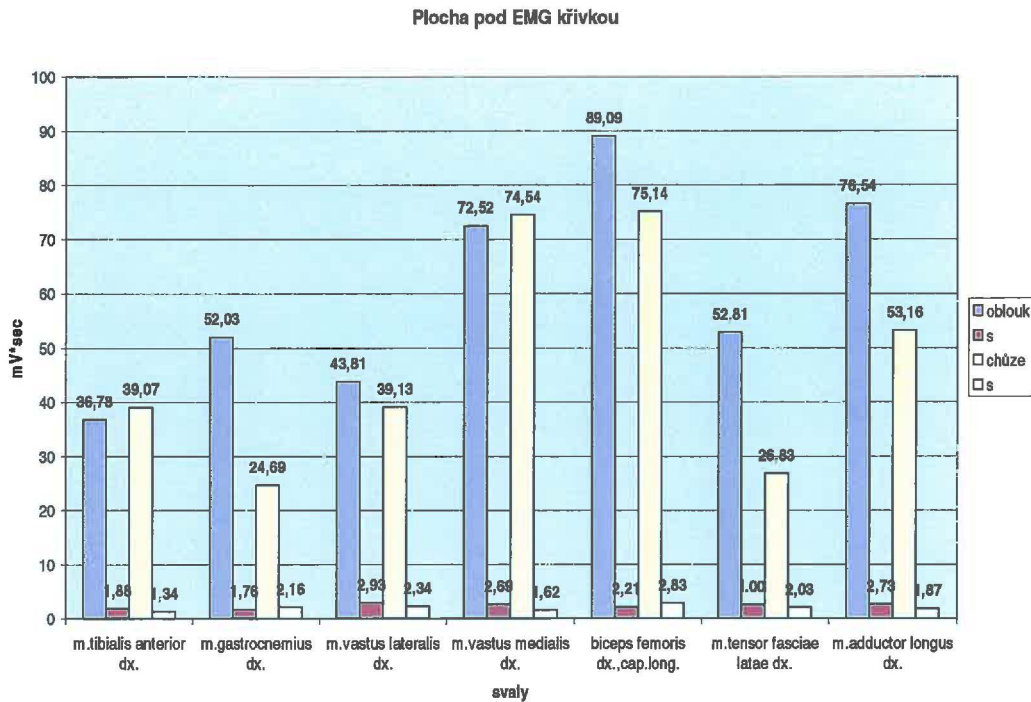
Výpočet průměrné plochy pod EMG křivkou cyklu dvojoblouku a cyklu dvojroku přináší tabulka č. 1. Je nutné upozornit na vztah mezi plochou pod křivkou a skutečnou prací svalu. Tato souvislost je uvedena v metodice práce v kapitole Metodologická poznámka. Hodnoty plochy pod křivkou tedy pouze relativně charakterizují práci svalu v konkrétním místě snímání elektrodou (s vědomím, že elektrody byly lokalizovány podle simulace pohybu při uvažované funkci svalu). Uváděná veličina $mV \cdot sec$ má pomocný charakter Výpočet plochy pod EMG křivkou a vyplývá z obdélníkové metody stanovení plochy pod křivkou.

| | Výpočet plochy pod křivkou [mV*sec] | | | | |
|---|--|-------------|------|------------|------|
| | sval | oblouk n=45 | s | Chůze n=60 | s |
| 1 | m.tibialis anterior dx. | 36,78 | 1,88 | 39,07 | 1,34 |
| 2 | m.gastrocnemius dx. | 52,03 | 1,76 | 24,69 | 2,16 |
| 3 | m.vastus lateralis dx. | 43,81 | 2,93 | 39,13 | 2,34 |
| 4 | m.vastus medialis dx. | 72,52 | 2,69 | 74,54 | 1,62 |
| 5 | biceps femoris dx.,cap.long. | 45,09 | 2,21 | 38,14 | 2,83 |
| 6 | m.tensor fasciae latae dx. | 68,16 | 2,57 | 35,79 | 1,73 |
| 7 | m.adductor longus dx. | 28,65 | 2,71 | 21,69 | 2,52 |

Tabulka č. 1.: Výpočet plochy pod EMG křivkou

Sumarizaci charakteristiky svalové práce přináší rovněž graf č.1. Signifikantní nárůst svalové práce v průběhu jednoho pohybového cyklu při jízdě na lyžích oproti jednomu dvojroku volné bipedální chůze nacházíme u svalů: m. gastrocnemius dx., m. tensor fasciae latae dx., m. adductor longus dx.

Procentuální zhodnocení jakožto hodnoty maximálního peaku nebyly zpracovány. Zdůvodnění je uvedeno v bodě č. 3: Metodologické poznámky, viz výše.



Graf č.1.: Průměrná plocha pod EMG křivkou

7.1. Carvingový oblouk

Grafy a kinogramy byly zařazeny v této části práce přímo do textu. Je to z důvodu přehlednosti a možnosti konfrontace textu s grafy a jednotlivými pozicemi v získaných kinogramech.

Průběh pohybu při carvingovém oblouku je znázorněn na kinogramu Obr.9. Graf 1 ukazuje timing jednotlivých svalů. Na grafu je vyznačen jeden „dvojoblouk“, to je od okamžiku rovnoměrného zatížení obou lyží před náklonem lyží na levé hrany při zahájení oblouku doleva do stejného okamžiku následujícího cyklu. Pohyb je rozdělen na 31 jednotlivých pohybových sekvencí. Každá sekvence trvá 0,09 sec . Jeden pohybový cyklus tedy trvá 2,8 sec. Timing jednotlivých svalů je následující:

Musculus tibialis anterior pravé dolní končetiny se aktivuje na začátku oblouku doprava (pozice 16), jeho aktivita přetrvává během celého oblouku a klesá v přechodové části mezi oblouky (pozice 13, 26). Jeho aktivita není bilaterálně shodná. V oblouku doleva se aktivuje až po překlopení lyží na levé hrany (pozice 3), v průběhu překlápění jeho aktivita naopak klesne.

Aktivita musculus gastrocnemius pravé dolní končetiny mírně klesá při zahájení oblouku doleva (pozice 1), v průběhu oblouku mírně stoupá, jeho činnost kulminuje v nejnižší poloze lyžaře během oblouku a při přenosu váhy lyžaře na obě končetiny opět snižuje aktivitu

(pozice 9). Opětovný nástup je patrný na začátku přechodové fáze mezi obloukem doleva a doprava (pozice 13) a pokles v nejnižší fázi oblouku.

Musculus vastus lateralis pravé dolní končetiny má v oblouku doleva shodný průběh aktivace s m. tibialis anterior dx, jen ho ve své činnosti lehce předbíhá. Nástup aktivity na začátku oblouku doleva (pozice 0), pokles aktivity je těsně před polohou lyží zpět na plochách mezi oblouky (pozice 12). V oblouku doprava není aktivován.

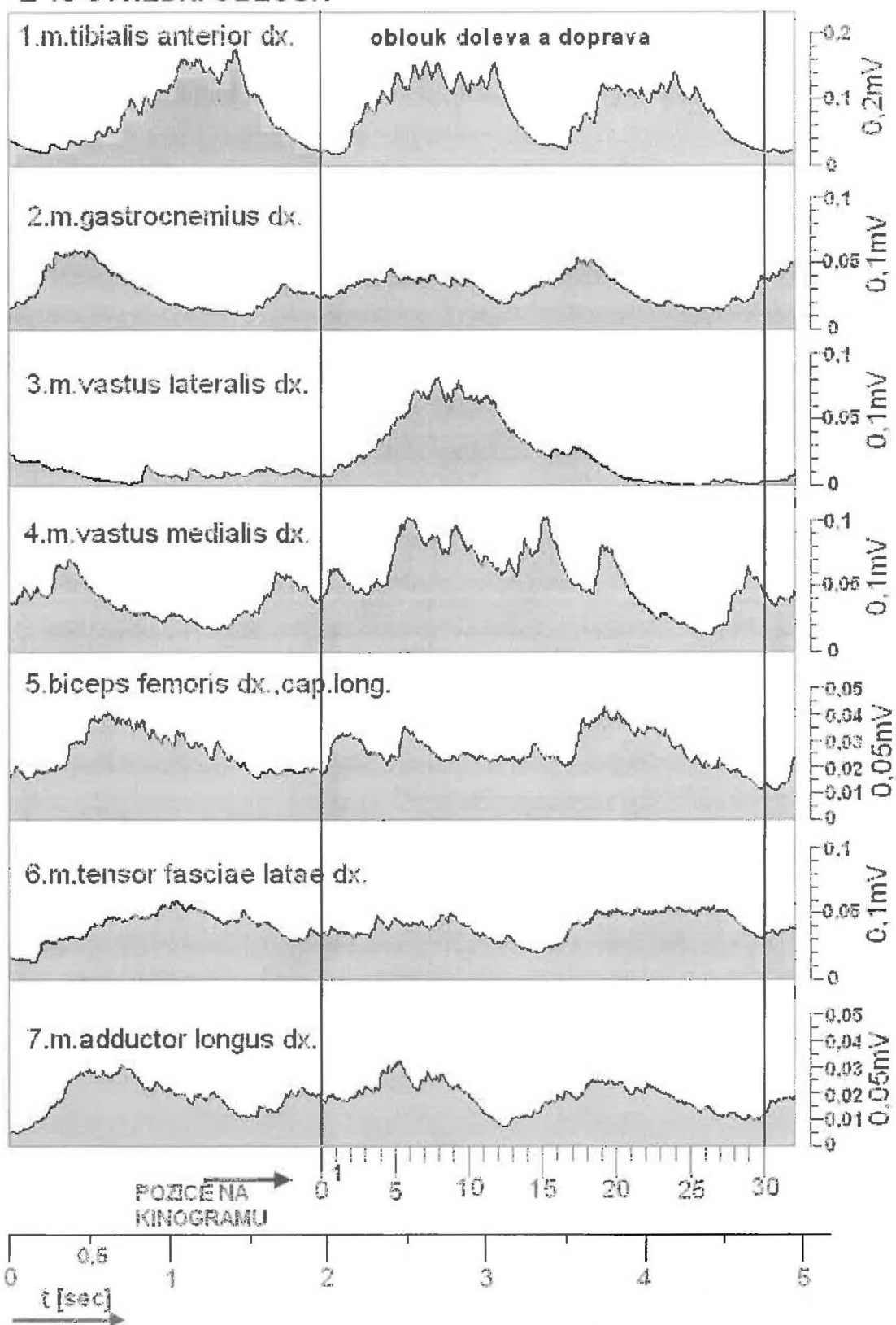
Musculus vastus mediális pravé dolní končetiny je v průběhu celého pohybového cyklu. Zvýšený nástup aktivity je patrný v pokročilejší fázi oblouku, kdy dochází k akceleraci sníženého postoje (pozice 4). Pokles aktivity nastává při dokončovací fázi oblouku doleva (pozice 10), kdy začíná odlehčování lyží. Rychlá aktivita je ještě patrná při položení lyží na plochy mezi obloukem doleva a doprava (pozice 13) a při překlopení lyží na pravé hrany na začátku oblouku doprava (pozice 17). Snižování aktivity je patrné ve finální fázi oblouku doprava při odlehčení lyží.

Také musculus biceps femoris pravé dolní končetiny je aktivní v průběhu celého pohybového cyklu. Zvýšení aktivity je patrné na začátku oblouku na obě strany (pozice 0, 16). Snižování aktivity je v obou obloucích patrné ve fázi, kdy jsou obě lyže již postaveny na hrany a zatíženy (pozice 7, 22).

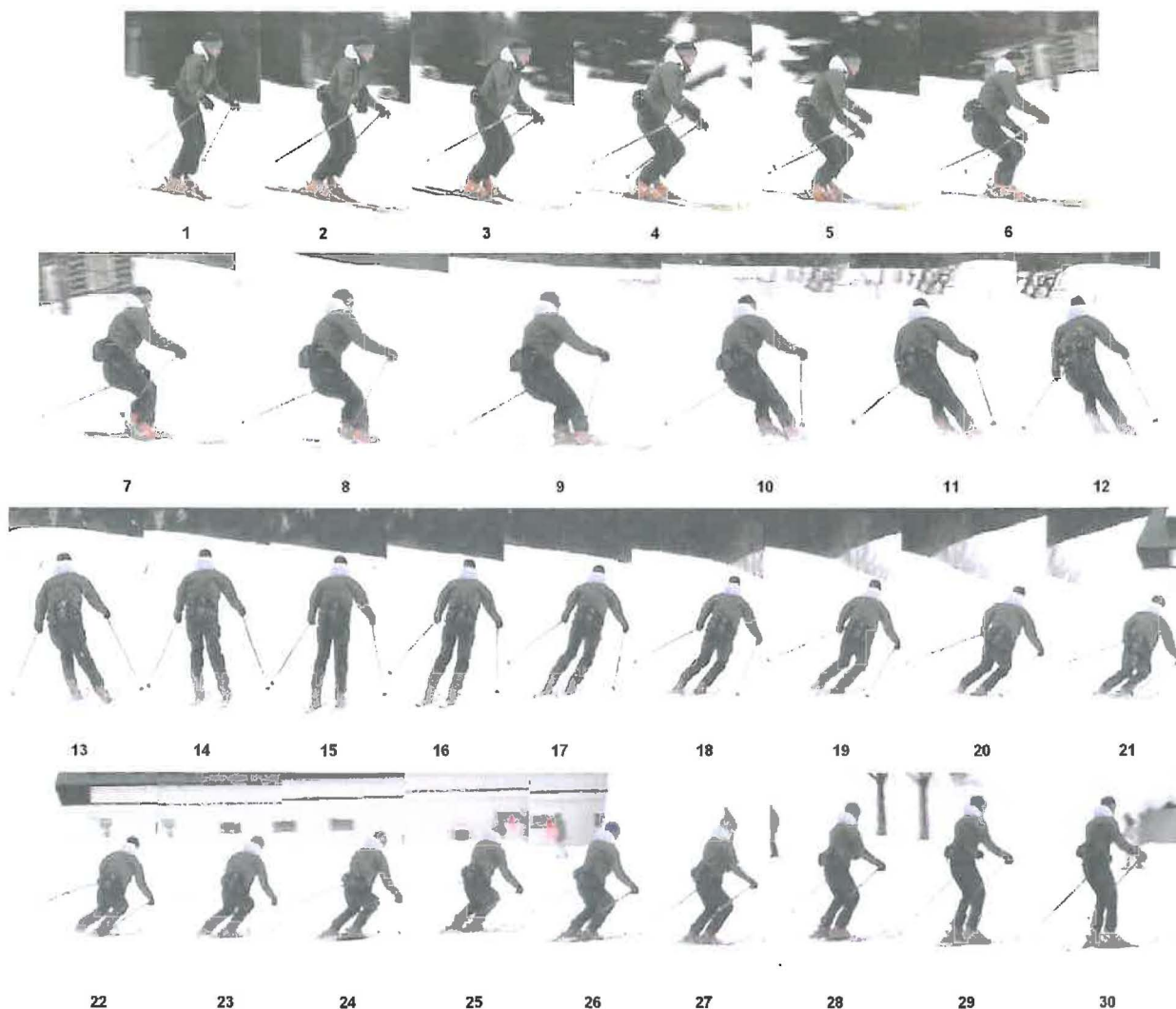
Musculus tensor fasciae latae pravé dolní končetiny je ve své aktivitě téměř konstantní. Pokles aktivity je patrný na začátku konečné fáze oblouku doleva (pozice 9), začátek aktivity je na začátku oblouku doprava (pozice 15).

Musculus adductor longus pravé dolní končetiny snižuje aktivitu ve fázi snižování v oblouku doleva (pozice 6), na konci oblouku doleva a při překlopení lyží z levých hran na plochy a na pravé hrany (pozice 12) zvyšuje sval aktivitu až do doby, kdy jsou lyže na pravých hranách dostatečně zatíženy (pozice 22), potom aktivitu opět snižuje.

E 16 STŘEDNÍ OBLOUK



Graf 2.: EMG záznam aktivity vybraných svalů ve středním oblouku



Obr. 14: Kinogram středního oblouku

7.1.1. Kineziologická analýza jednotlivých fází carvingového oblouku

Oblouk si pro snazší analýzu rozdělíme do třech fází:

1. Fáze zahájení oblouku
2. Fáze maximálního zatížení lyží
3. Fáze odlehčení a přechodu do dalšího oblouku

Pozn.: Přechod mezi jednotlivými fázemi se nedá určit s úplnou určit, jelikož se odečítá z pohybu probíhajícího v podmínkách zevního prostředí.

Oblouk doleva

Fáze zahájení oblouku začíná v momentě, kdy se lyže z jízdy po plochách po spádnicí dostávají na souhlasné hrany, tj. v oblouku doleva na hrany levé (obr.:15). Doba trvání této fáze je přibližně 0,27 sec.

Oblouk doleva je zahájen překlopením lyží na levé hrany. V tomto oblouku je pravá dolní končetina tzv. vnější v oblouku. T. zn. že v této fázi je na ní menší zatížení, protože oblouk je zahajován na lyži vnitřní, což je v tomto případě levá. Na začátku je aktivní m. vastus lateralis dx, který v tuto chvíli stabilizuje kolenní kloub, který je aktivně rotován směrem do oblouku, tj. doleva, shodně s m. biceps femoris dx a těsně následován m. gastrocnemius dx. Ostatní svaly aktivitu plynule zvyšují až po přechodu do druhé fáze.



Obr15.: 1. fáze oblouku doleva

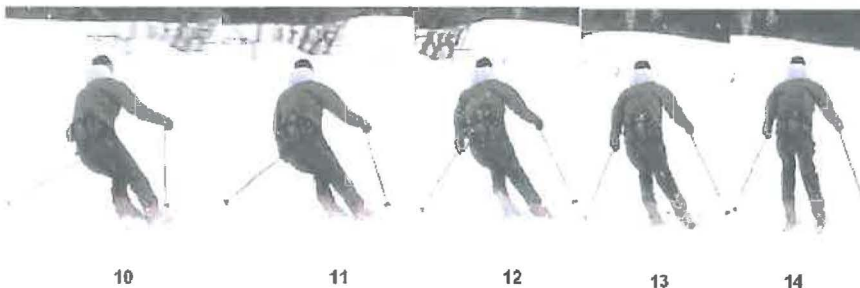
Fáze maximálního zatížení lyží je delší než fáze první. Trvá přibližně 0,54 sec. Začíná při stabilizovaném zatížení obou lyží na levých hranách. Během této fáze se zvyšuje působení sil na lyžaře až do maxima. Od tohoto okamžiku se svaly začínají zapojovat plynule a zvyšují svou aktivitu až do konce druhé fáze (obr. 16).

Počátkem druhé fáze oblouku doleva se začne aktivovat m. tibiális anterior dx, který udržuje pronační postavení pravé nohy po překlopení lyží na levé hrany. Pracuje tedy jako stabilizační sval. Jeho kontrakce je nyní excentrická. Během druhé fáze oblouku se zvětšují rozsahy pohybu v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech do tzv. trojflexe. V maximální flexi těchto kloubů DKK končí druhá fáze oblouku. M. tensor fasciae latae dx v oblouku doleva snižuje aktivitu shodně s m. adductor longus dx v okamžiku těsně před koncem druhé fáze, kdy dochází ke změně polohy pánve a DKK a proto není udržována poloha proti působení zevních sil. M. vastus lateralis se aktivuje v průběhu druhé fáze při flexi kolenních kloubů z čehož je patrné, že jeho funkce extenzoru kolenního kloubu zde není primární, ale spíše spolupůsobí spolu s m. vastus medialis při stabilizaci kolene ve fázi zatížení lyže. Stejně tak m. biceps femoris nenaznačuje funkci flexoru kolene, ale spíše stabilizaci.



Obr. 16:2. fáze oblouku doleva

Třetí fáze oblouku doleva trvá přibližně 0,45 sec. Těžiště těla se posouvá zpět nad lyže a dolní končetiny jsou extendovány do semiflekčního postavení. Lyže se z levých hran naklápí zpět na plochy. V této fázi se snižuje tlak vyvíjený lyžařem na lyže a snižují se síly na lyžaře působící. Prudce klesá aktivita m tibialis anterior, který již nefixuje chodidlo, ale nechává ho se pasivně vrátit do nulového postavení. Extenzi v hlezenním kloubu v této fázi zajišťuje m gastrocnemius. Na konci třetí fáze, kdy na lyžaře nepůsobí dostatečně vnější síly, aby se mohl pasivně vrátit do polohy na plochách lyží, se do extenze kolene zapojí m vastus laterális. Aktivita m vastus mediális je v celém průběhu oblouku doleva spíše chaotická, i když aktivaci v extenční fázi můžeme také pozorovat. M.tensor fasciiae latae dx. stabilizuje pánev při stoji vzpřímeném symetrickém, proto vidíme jeho aktivitu na konci přechodové třetí fáze, kdy není tlak proti gravitaci. M. biceps femoris dx. vykazuje konstantní aktivitou v přechodové části oblouku svojí stabilizační funkci na pravé koleno.

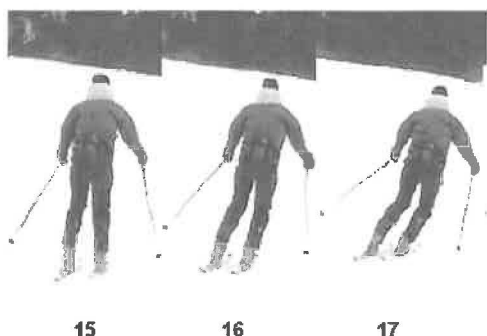


Obr: 17: 3. fáze oblouku doleva

Oblouk doprava.

V tomto oblouku je pravá dolní končetina tzv. vnitřní v oblouku. Oblouk doprava začíná překlopením hran lyží z ploch na pravou stranu (obr.18). Doba trvání fáze zahájení je shodná se stejnou fází v oblouku doleva. Střídá se zde aktivita m gastrocnemius dx a m tibialis anterior dx. Dochází k úplnému do končení extenze a na konci

extenze kolenního kloubu k inverzi v kloubu hlezenním koncentrickou kontrakcí m tibialis anterior. M vastus laterális svou mírnou aktivitou pomůže zastabilizovat kolenní kloub ve fázi překlopení lyží na pravé hrany. Dalšího pohybu v oblouku doprava se již neúčastní.



Obr.: 18.: 1. fáze oblouku doprava

Druhá fáze trvá opět přibližně stejnou dobu jako v oblouku doleva. Od stabilizace na pravých hranách až po maximální trojflexi kloubů DKK. Ve fázi maximální zátěže má m. biceps femoris dx. výraznou aktivitu. M. biceps femoris aktivně udržuje koleno a kyčel v semiflexi. Odlišnost výše jeho aktivity vyplývá z rozdílného úhlu flexe v kyčli na vnitřní a vnější straně oblouku. Aktivita m. Vastus medialis dx vykazuje v tomto okamžiku charakter excentrické kontrakce. Obdobná aktivace m.adductor longus pravé dolní končetiny v obou obloucích potvrzuje stabilizační funkci adduktorové skupiny při udržování postury. M. adductor longus dx udržuje šíři stopy v obloucích, jeho zapojení je symetrické při obloucích na obě strany. Pravidelnost tohoto adduktoru na obě strany ukazuje na jeho oboustranné zapojení. Kineziologicky zobrazuje současnou techniku zatáčení na lyžích, uskutečňovanou jízdou po dvou lyžích.



Obr. 19: 2. fáze oblouku doprava

Fáze přechodu do dalšího oblouku je zde delší než u oblouku doleva. Trvá přibližně 0,63 sec. Příčinou může být zvyšování rychlosti během jízdy, protože nedochází k brždění ve

smykové fázi. Fáze začíná postupným extendováním DKK a překlápěním lyží zpět na plochy. Chodidlo se na plosku vrací pasivně, bez kontroly m tibialis anterior dx, jehož funkce v této fázi oblouku klesá. Opět v konečné fázi návratu lyží na plosky zvýší aktivitu m. vastus mediális, aby rotoval koleno vnitřně a vrátil ho do neutrálního postavení. Klesá aktivita m adduktor longus, protože se opět zmenšuje síla působící na lyžaře, avšak činnost přetrvává jako stabilizace pravé DK. V oblouku doprava ukazují aktivace pravostranného m. tensor fasciae latae jízdu po obou dolních končetinách tj. aktivní držení těla proti gravitaci.



Obr. 20: 3. fáze oblouku doprava

7. 2. Krokový cyklus

Průběh pohybu při kroku byl znázorněn na kinogramu obr.10. Graf 2 znázorňuje aktivitu jednotlivých svalů. Na grafu je znázorněn jeden krokový cyklus, tj. od kontaktu pravé paty s podložkou přes odval chodidla pravé dolní končetiny, švihovou fázi, do dalšího kontaktu pravé paty s podložkou. Pohyb je rozdělen do 26 sekvencí, doba trvání jedné sekvence je 0,04 sec. Doba trvání jednoho pohybového cyklu je 1,04 sec. Timing sledovaných svalů je následující:

Musculus tibialis anterior pravé dolní končetiny je aktivní těsně před kontaktem pravé paty s podložkou, potom aktivita mírně klesá (pozice 3) a v průběhu došlapu opět pozvolna stoupá (pozice 4–12). Na začátku odvíjení pravého chodidla od podložky snižuje svoji aktivitu až do doby kyvu pravé nohy před střední čáru (pozice 25). Zde se opět aktivuje a do doby kontaktu pravé paty s podložkou (pozice 29).

Musculus gastrocnemius pravé dolní končetiny má při došlapu pravé paty na podložku aktivitu nejnižší, aktivita se zvyšuje na začátku odvalu pravého chodidla od podložky (pozice 7) a nejvyšší je při odrazu pravého palce od podložky (pozice 15), potom opět pozvolna klesá v průběhu fáze kyvu až do kontaktu pravé paty s podložkou (pozice 29).

Musculus vastus lateralis pravé dolní končetiny se začíná aktivovat při kontaktu celého pravého chodidla od podložky (pozice 6), aktivita stoupá až do fáze těsně před odrazem pravé nohy od podložky (pozice 15). Potom klesá ve fázi kyvu, mírná aktivita opět objeví na začátku extenze pravé dolní končetiny (pozice 22), kdy je konstantní až po došlap.

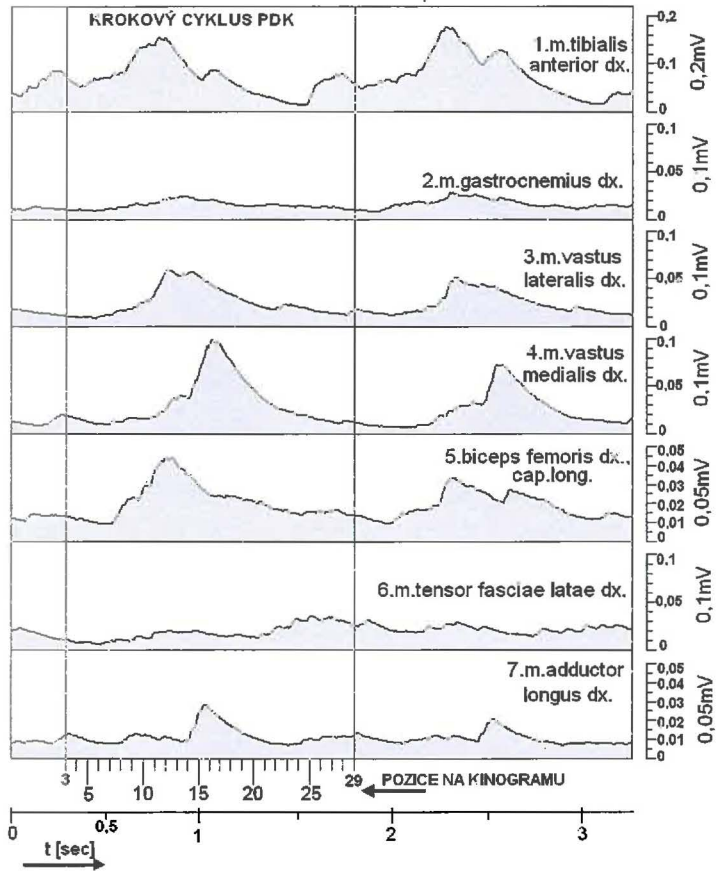
Musculus vastus medialis pravé dolní končetiny je ve fázi zpožděn za m. vastus lateralis. Jeho aktivita začíná při odvalu pravé paty od podložky (pozice 9), stoupá po odraz pravé nohy od podložky (pozice 17), potom klesá až do momentu kontaktu celého pravého chodidla s podložkou.

Musculus biceps femoris pravé dolní končetiny se začíná aktivovat shodně s m. vastus medialis dx (pozice 9), jeho aktivita kulminuje těsně před odrazem pravého palce od podložky (pozice 13) před poklesem aktivity m. vastus lateralis dx, a poté klesá až do chvíle odvalu pravé paty od podložky.

Musculus tensor fasciae latae se aktivuje ve švihové fázi pravé dolní končetiny, je fázi, kdy je opora pouze na levé noze (pozice 21), nejnižší aktivitu vykazuje ve fázi kontaktu celé pravé nohy s podložkou (pozice 6). Nástup aktivity opět při odvalu paty pravé dolní končetiny od podložky až do momentu odrazu (pozice 15), kdy začne aktivita opět klesat do doby ukončení první části švihové fáze kroku, kdy se pravá dolní končetina dostává na úroveň levé (pozice 20).

Musculus adductor longus pravé dolní končetiny má během krokového cyklu konstantní aktivitu. Zvýšení aktivity zaznamenáváme při odrazu pravého palce (pozice 14), po odrazu začne aktivita klesat v pasivní části švihové fáze až do momentu, kdy se obě dolní končetiny dostanou na stejnou úroveň (pozice 22). Potom je aktivita opět konstantní.

CHŮZE KROK E7



Graf 3.: EMG záznam aktivity sledovaných svalů v krokovém cyklu



Obr. 21.: Kinogram krokového cyklu

7.2.1. Kineziologická analýza jednotlivých fází krokového cyklu pravé dolní končetiny

Fáze opory: začíná kontaktem paty s podložkou a končí odrazem špičky od podložky (obr. 22). M tibialis anterior je aktivní v první fázi, kdy brzdí špičku při došlapu. M gastrocnemius se aktivuje v druhé fázi, při odvalu chodidla od podložky. M vastus laterális a mediális extendují koleno po došlapu celého chodidla na podložku až po odvíjení paty, kdy se aktivuje m biceps femoris koncentricky. Excentricky pracuje společně s mm vasti jako stabilizátor kolene. V kyčli dochází k extenzi 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. Během počátku kontaktu nohy s opornou bází se aktivují flexory kolene, tato aktivace při střední části opory mizí. Ke konci se aktivuje m adductor longus.



Obr. 22 : Fáze opory

Švihová fáze:

zpočátku se aktivují při flexi v kyčli mm. vasti , m. tensor fasciae latae, m. biceps femoris. Flexory kolene se aktivují i při extenzi v koleni aby se zpevnila končetina při dopadu na opornou bází. Ve druhé polovině švihu se aktivujem adductor longus. V koleni dochází v první polovině k flexi a ve druhé polovině k extenzi. Při extenzi se aktivují mm.vasti. V kotníku dochází k dorziflexi a mírné everzi nohy. Aktivní je m. tibialis anterior. Uprostřed se aktivita sníží a zvýší se až v konečné fázi před kontaktem paty s opornou bází (obr 23).

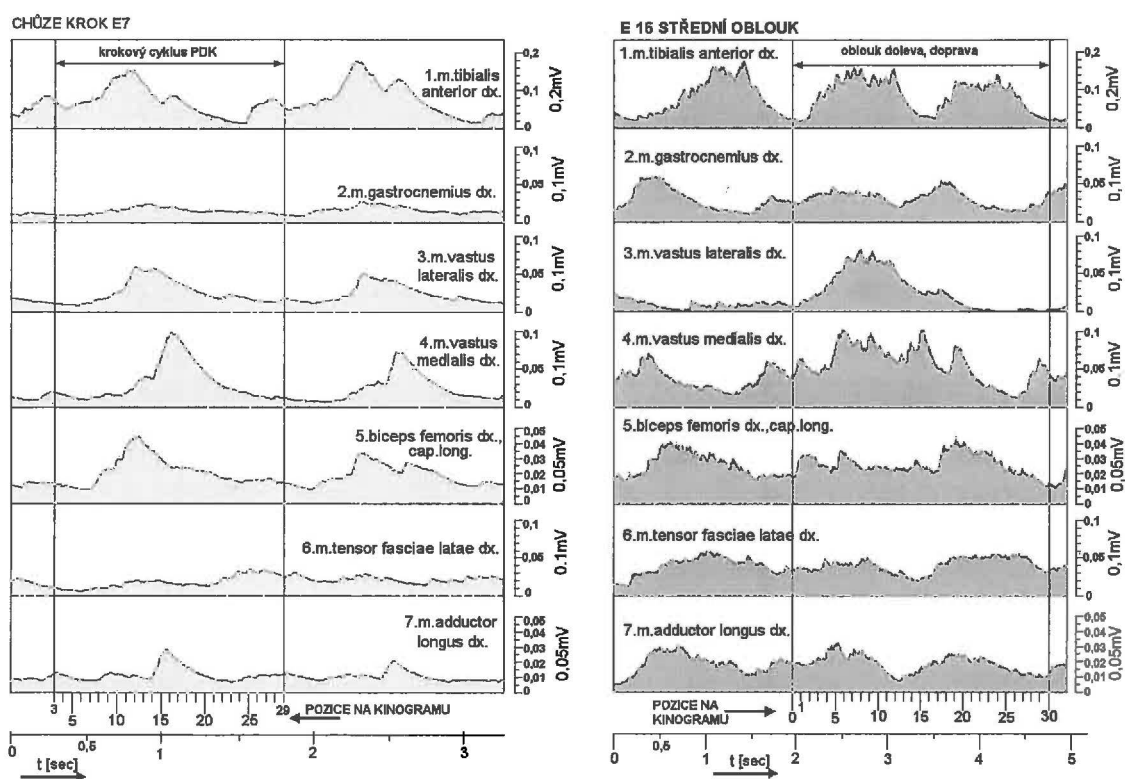


Obr. 23: Švihová fáze

8. Diskuse

8.1. Porovnání aktivity měřených svalů v oblouku doleva a doprava a krokového cyklu

Aktivita m vastus laterális a m tibialis anterior v oblouku doleva je v čase posunuta kraniokaudálně. Svaly se aktivují ve fázi téměř shodně v reakci na vzrůstající síly, které působí na lyžaře během fáze maximálního zatížení. Trojflexe popsaná v oblouku není shodná s trojflexí při bipedální lokomoci, tj. po odrazu od palce odrazové dolní končetiny, ale reakcí na působení zevních sil na lyžaře v průběhu oblouku. M. tensor fasciae latae je aktivní jako stabilizátor pánve i bez odlehčení pravé dolní končetiny, jak je tomu při chůzi. Svaly pohybující kolenním kloubem v oblouku doleva, kdy je pravá dolní končetina více zatížená – tzv. vnější, se aktivují ve fázi téměř shodně, tedy v reakci na narůstající síly na tělo působící. Při chůzi je patrná střídavá práce měřených svalů.



Graf 4.: Porovnání EMG křivek chůze a oblouku na carvingových lyžích

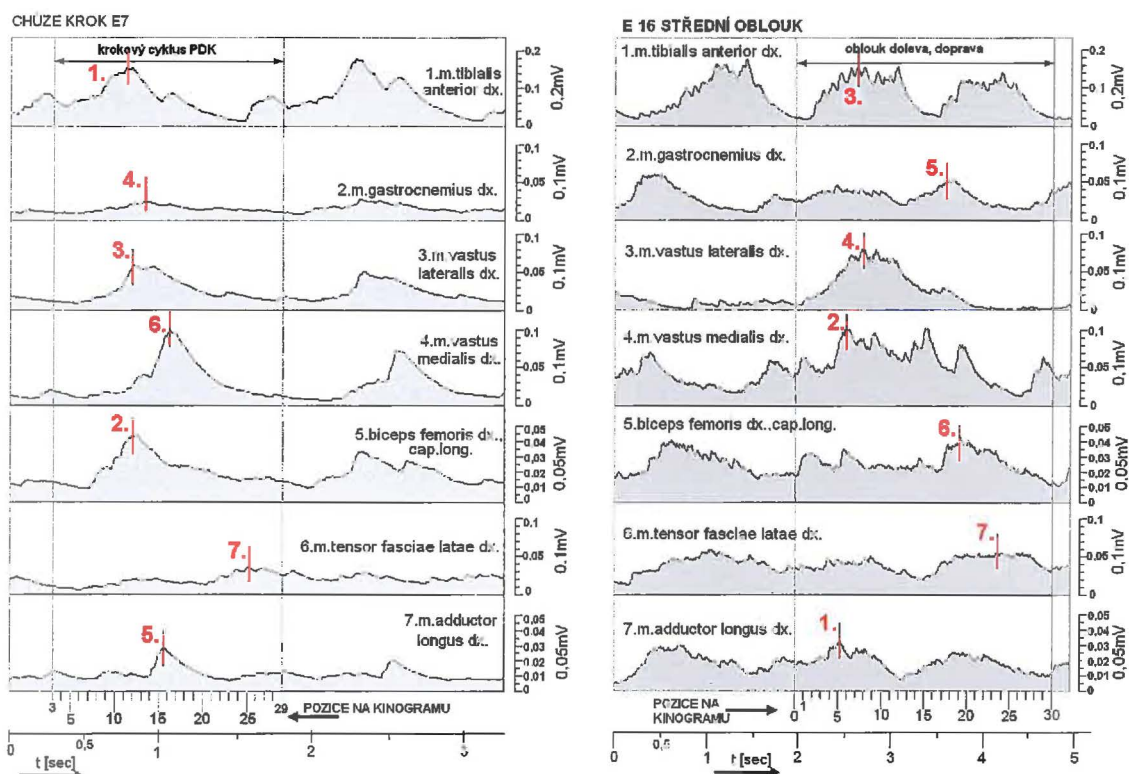
8.2. Porovnání EMG křivek chůze a oblouku na carvingových lyžích

Pro porovnání maximální aktivity jsme vytvořili tabulku pořadí maximálních peaků u obou aktivit. Tabulka č. 2 ukazuje průměrné pořadí dosažení maximálního peaku u 60 dvojkroků chůze a u 45 dvojoblouků na carvingových lyžích.

| Sval | průměrné pořadí nejvyššího peaku | |
|------------------------------|----------------------------------|------------|
| | oblouk n=45 | chůze n=60 |
| m.tibialis anterior dx. | 3 | 1 |
| m.gastrocnemius dx. | 5 | 4 |
| m.vastus lateralis dx. | 4 | 3 |
| m.vastus medialis dx. | 2 | 6 |
| Biceps femoris dx.,cap.long. | 6 | 2 |
| m.tensor fasciae latae dx. | 7 | 7 |
| m.adductor longus dx. | 1 | 5 |

Tabulka č. 2: Pořadí maximálních peaků aktivity svalů

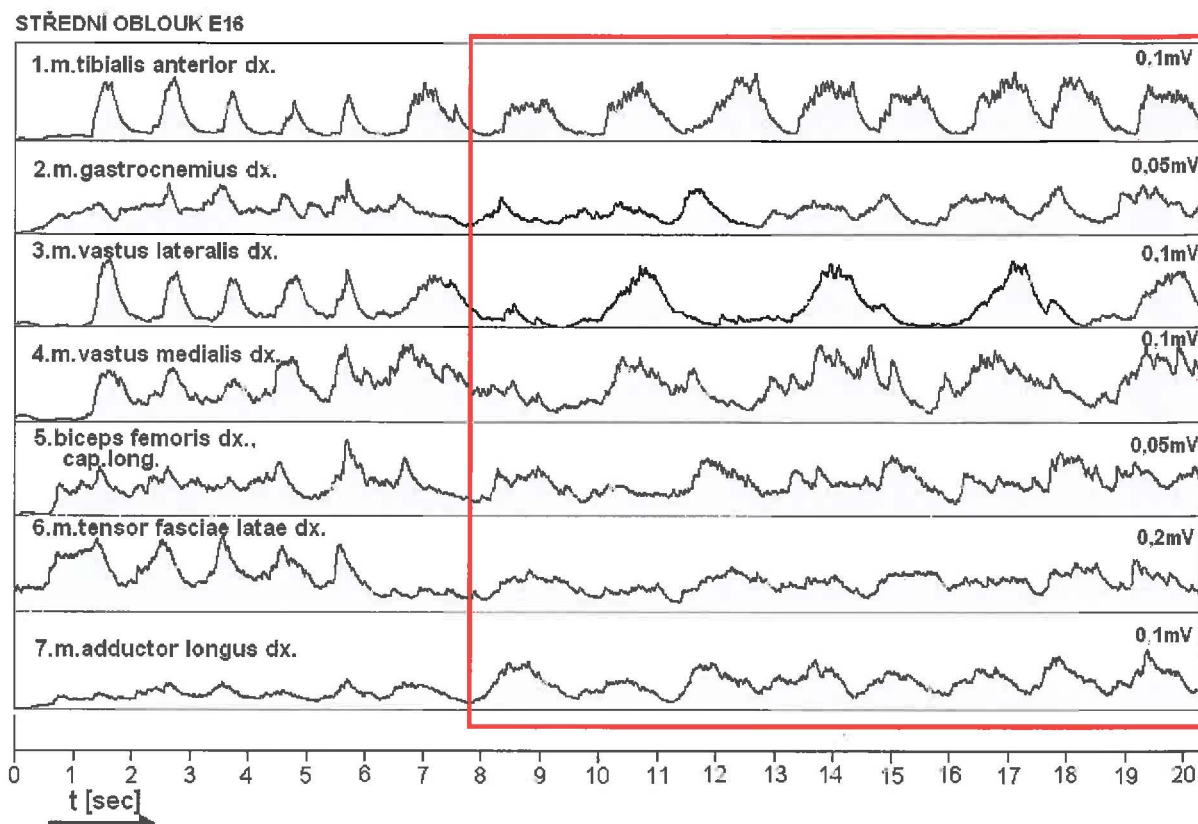
Ilustrace určení maximálního peaku ukazuje graf č.5.



Graf č. 5: Ilustrace určení maximálního peaku.

Při vizuálním porovnání nacházíme výrazně hladší průběh u EMG chůze. Je vidět poměrně lineární nárůst a pokles aktivity motorických jednotek vysvětlitelný převažující prostorovou sumací aktivity neuronů.

Naproti tomu roztřesený, nevyhlazený charakter EMG křivky při oblouku na lyžích by odpovídal roztřesenému až sakadovanému charakteru svalové práce. Podobný charakter křivky poukazuje často na svalovou inkoordinaci nebo na to, že jsou nároky na sval příliš veliké. Z kinogramu oblouku však vidíme, že se jedná naopak o koordinačně velmi dobře zvládnutou pohybovou dovednost při jízdě na lyžích. Bude se proto jednat pravděpodobně o



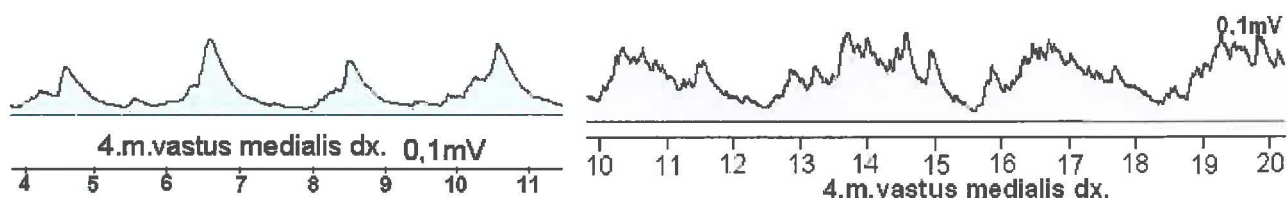
Graf č. 6: Aktivita měřených svalů při jízdě ve středním oblouku s vyznačeným úsekem stabilizace hybného stereotypu

časovou sumaci aktivity motorických jednotek – vyšší kmitočet výbojů motorických jednotek způsobuje takovýto charakter křivky (Véle, 2006) a mohl by být indicií poukazující na relativně větší posturální charakter práce zapojených svalů.

U m. vastus lateralis dx. je rozdíl v charakteristice křivky evidentní. EMG křivka na lyžích kopíruje průběh a timing křivky při chůzi, její nevyhlazenost ukazuje spíše na posturální zapojení. Můžeme usuzovat, že svaly oscilují kolem určité polohy nutné pro zajištění postury (viz m. tensor fasciae latae dx. a m. adductor logus dx.). Při udržování postury mají motorické jednotky svůj vlastní rytmus výbojů, reagující na svého protihráče a na změny požadavků z vnějšího prostředí. A právě měnící se vnější podmínky budou zřejmě příčinou dalšího nalezeného fenomenu.

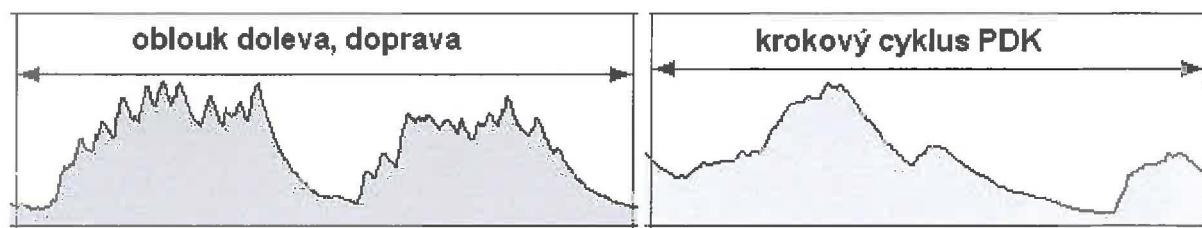
Na červeně vyznačené části grafu č. 6. vidíme část z 20 sec záznamu, kdy po úvodním odpichu a rozjezdu zřejmě došlo ke stabilizaci hybného respektive posturálního stereotypu. Nacházíme značnou podobnost svalové aktivace v jednotlivých obloucích. Roztřesený charakter křivky tedy asi neukazuje na svalové přetížení nebo inkoordinaci, ale spíše na větší posturální charakter působení svalů než při chůzi.

Při porovnání práce svalu při chůzi a při jízdě na lyžích – viz výřez z grafů E7 a E16 na obrázku č. 24. je rozdíl ve vyhlazenosti křivky naprosto evidentní.



Obr.24 : Výřez z grafů EMG

Posturálně lokomoční rozpor našich dvou sledovaných aktivit lze pochopit i z rozdílné posturální situace. Při chůzi působící setrvačnost pomáhá při udržování rovnováhy v pravolevém směru. V předozadní, sagitální rovině hybné soustavy je rovnováha zajištěna vlastní dynamikou pohybu. K dispozici je pevná, relativně neklouzavá podložka, umožňující pevnou oporu pro formulaci punctum fixum na distální části dolní končetiny. Charakter EMG křivky je výrazně hladší, jak vidíme na obrázku č.25. I když termín lokomoční charakter práce svalu není zatím odborně kodifikován, v tomto případě nejlépe popisuje charakter práce svalu.



Obr. 25.: Porovnání charakteru EMG křivky při chůzi a v oblouku

Fylogeneticky daná funkce plosky má vlastně vytvářet pevnou neklouzavou oporu pro propulzní sílu hybné soustavy.

Při jízdě na lyžích je posturální situace jiná, zvláště dle požadavků aktuálně progresivní techniky jízdy, vyžadující jízdu po obou lyžích. Zároveň neexistuje neklouzavá opora. Pro udržování rovnováhy je nevýhodné postavení nohou vedle sebe bez střídání nároku a odrazu jako při chůzi, tento nedostatek řeší pevná bota a vázání, čímž je z lyží vytvořeno „dlouhé

skluzné chodidlo“, tedy téměř součást hybné soustavy člověka. Tím se mění situace pro m. tibialis anterior (zde dx.), který by při stožení na zemi bez lyží dokázal svojí aktivací ve spolupráci s m. peroneus longus zvednout špičku nohy ze země při stožení na patě.

Díky lyžím dokáže naopak vytvořit tzv. náklek, tedy přemístit kolena vpřed s doprovodnou flexí v kyčlích a kolenou, zde pozice 3 – 13 a 17 – 27. Na pozicích 14 a 28 vidíme, že lyžařka započala již pohyb vzhůru, kam jí m. tibialis anterior „pouští“ a jeho aktivace klesá.

Je možné, že evolučně nepřírozený skluz, nikoliv tedy pevná opora, je příčinou nelineárního nábory EMG potenciálů. Navíc v podmínkách, kde je nutno neustále vyrovnávat drobné terénní nerovnosti.

9. Závěr:

Podářilo se prokázat odlišný charakter práce dolní končetiny při volné bipedální chůzi a při oblouku na carvingových lyžích.

Hypotéza č. 1 je potvrzena. Jedná se rozhodně o dva odlišné kineziologické obsahy pohybu. Průměrné pořadí maximálních peaků EMG souhlasí mezi oběma aktivitami pouze u m. tensor fasciae latae dx. Navíc m. tibialis anterior dx. vykazuje v obloucích na rozdíl od chůze dva výrazné rovnocenné vrcholy. Timing nástupu aktivace, hodnocený podle běžně užívané metodiky (10% relativního maximálního peaku) je odlišný.

Hypotézu č. 2 považujeme s opatrností rovněž za potvrzenou¹. Uvažujeme tak na základě dostupných forem evaluace EMG křivky, kdy nevyhlazená křivka při jízdě na lyžích zřejmě ilustruje nelineární nábor motorických jednotek. Celkový oscilující charakter křivky kolem určitých aktuálních úrovní amplitudy nepovažujeme za inkoordinaci či za extrémní zatížení svalů na základě:

- a) vysoké technické vyspělosti probandky, dlouholeté závodnice;
- b) expertně posouzeného vysokého standardu aktuálního provedení oblouků při jízdě;
- c) pravidelně se opakujících tvarů EMG křivek v průběhu měřených oblouků.

¹Pozn.: Vzhledem k souvislostem uvedeným v práci, především v kap. 6. 2. Metodologická poznámka a v souvislosti s úrovní poznání o objektivizaci práce hybné soustavy není možné se vyjádřit, zda je hypotéza bez výhrad platná nebo nikoliv. Snesené důkazy dle našeho názoru spíše hypotézu potvrzují.

Kolem určité aktuální úrovně amplitudy oscilující křivka EMG je důležitým důkazem toho, že sval udržuje určitou polohu ve spolupráci se svými protihráči, resp. může pracovat v izometrickém režimu proti určité zátěži (gravitace). Což opět orientuje naši představu směrem k posturálnímu charakteru svalové práce.

Neukázalo se však, že by převažující posturální působení svalu celkově zvedlo hladinu křivky a drželo ji na úrovni vyšší amplitudy bez fáze relaxace, jak ukázaly předcházející pilotní výzkumy. Domníváme se, že snížení amplitudy EMG křivky při jízdě na lyžích bylo způsobeno vysokou koordinační úrovní pohybu probandky. Tato domněnka musí být potvrzena dalším výzkumem.

Dosud jsme se nesetkali se srovnávací analýzou chůze a oblouků na lyžích přímo v terénu. Tento výzkum in vivo, v přirozených podmínkách, je velice obtížný. I přes odlišné charakteristiky zaznamenaných křivek EMG od křivek z klinického prostředí se ukázalo využití klinických postupů, běžných pro evaluaci křivky i výkladu timingu jako velice přínosné. Obtížnost výzkumu v terénu tkví nejen v nestálosti přírodních podmínek, které kladou značné nároky na výzkumný tým. Velmi obtížná je i interpretace získaných výsledků měření. Ta spočívá především na konfrontaci s teorií. Naše výsledky a závěry jsou předkládány s velkou rezervou a s vědomím, že případová studie musí být doplněna dalšími podobnými výzkumy.

Úkol č. 1 jsme splnili vyhledáním dostupných materiálů popisujících carvingový oblouk a chůzi.

Úkol č. 2 jsme splnili, tím že jsme našli probandku, která na lyžích závodila 15 let a netrpí žádnými zdravotními potížemi, jež by mohly změnit pohybový stereotyp. Vycházeli jsme z předpokladu, že kineziologický obsah její jízdy je v souladu s principy lidské motorické ontogeneze. V opačném případě by dlouhodobé provádění pohybové činnosti vedlo k přetížení a patologii zúčastněných struktur. U této probandky jsme změřili EMG aktivitu sledovaných svalů a získali potřebné údaje pro další rozbor.

V úkolu č. 3 jsme zvolili svaly pravé dolní končetiny participující při bipedální lokomoci a zároveň dostupné pro umístění elektrod pro povrchové snímání elektromyografické aktivity.

V úkolu č. 4 jsme vybrali střední carvingový oblouk. Tento oblouk je ve svém provedení dostatečně plynulý, aby bylo možné pozorovat timing aktivity snímaných svalů.

Úkol č. 5 jsme splnili terénním měřením. Měření bylo provedeno na sjezdové trati bez rušivých vnějších vlivů tak, aby nedocházelo k vzniku artefaktů a výstupní hodnoty byly relevantní.

V úkolu č. 6 jsme pomocí přístroje schopného snímat EMG aktivitu sledovaných svalů v terénu změřily probandku při prosté chůzi na pevné povrchu.

V úkolu č. 7 jsme uvedli a rozebrali naměřené údaje odečtené ze vzniklých grafů zpracovaných počítačovým programem. Práci jsme doplnili obrazovými časově synchronizovanými kinogramy zachycujícími průběh pohybu.

Terénní EMG sledování dovolí objektivizovat a konkretizovat pojem koordinace u sledovaného lidského pohybu in vivo. Výsledkem měření je „koordinační mapa“ neboli kineziologický obsah pohybu technicky vyspělého závodníka, platná pro vybranou sledovanou oblast. Výsledky měření byla intraindividuálně porovnány s bazální formou lidské lokomoce.

S určitou opatrností potvrzená odlišnost práce sledované části hybné soustavy mezi volnou bipedální chůzí a zatáčením na carvingových lyžích v intencích středního oblouku dovoluje charakterizovat jízdu na carvingových lyžích jako pohybovou činnost převážně posturálního charakteru. Zatímco volná bipedální chůze je nejtypičtější lidsky druhovou formou lokomoce s převažujícím charakterem fázické svalové práce.

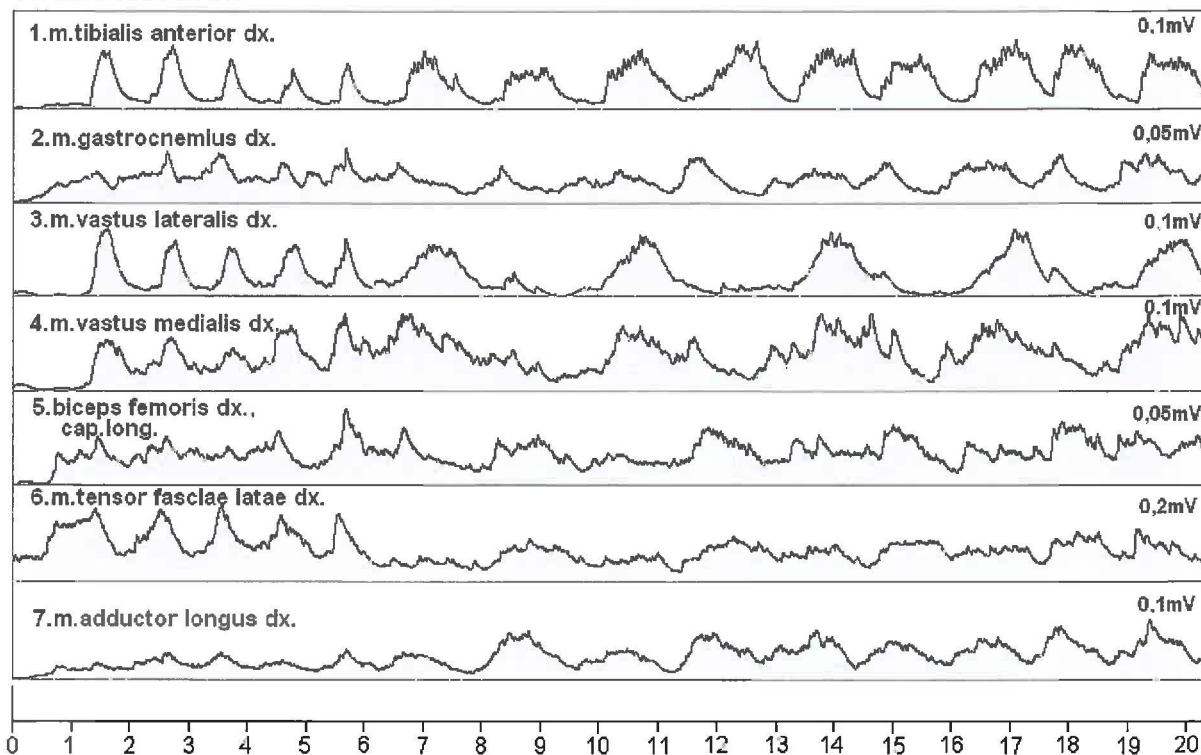
Závěry platí pro sledovanou probandku, která je vyspělou lyžařkou s expertně posouzenou vysokou úrovní koordinace při jízdě na lyžích. Případné další potvrzení, a to i na začátečních by pomohlo formulovat nové didaktické zásady pro výuku této pohybové aktivity s akcentem na vybudování a fixaci správného převážně posturálního stereotypu.

10. Seznam zkratek:

| | |
|-----------|----------------------------|
| M nebo m. | musculus |
| Mm | musculí |
| C | cervikální |
| Th | thorakální |
| L | lumbální |
| S | sakrální |
| EMG | elektromyografie |
| PEMG | povrchová elektromyografie |
| CNS | centrální nervová soustava |
| Dx | dexter |
| Sin | sinister |
| DK | dolní končetina |
| DKK | dolní končetiny |
| Obr. | Obrázek |
| Tab. | Tabulka |
| Cap. | Caput |

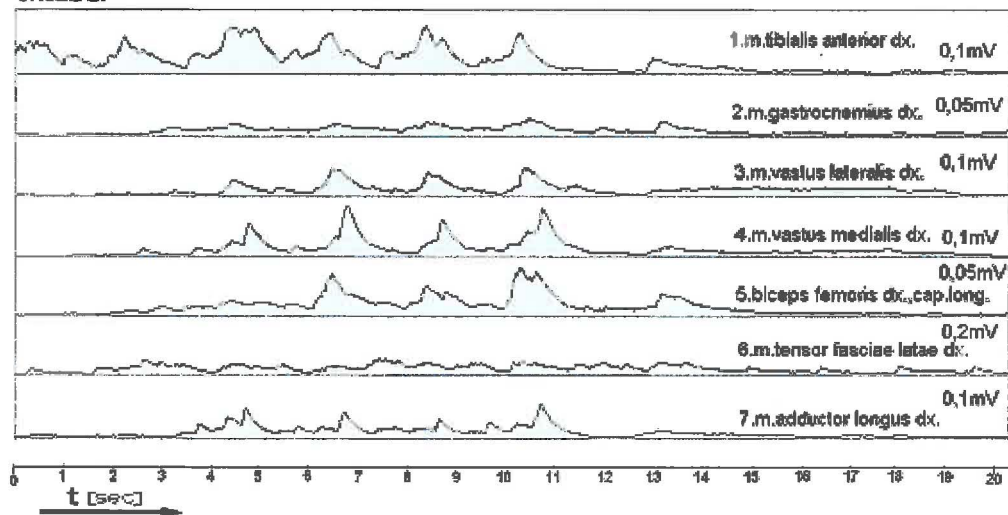
11. Přílohy

STŘEDNÍ OBLOUK E16

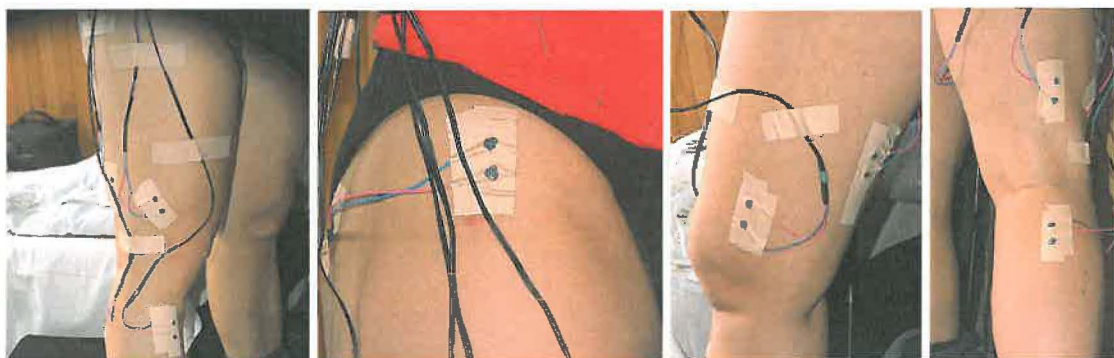


Příloha č. 1: EMG záznam jízdy na lyžích, ze které byl popisován oblouk.

CHŮZE E7



Příloha č. 2: EMG záznam chůze, ze které byl popisován krokový cyklus



Příloha č. 3: Umístění povrchových elektrod na PDK probandky.



Příloha č. 4: Umístění přístroje KAZE 5 v bederní oblasti probandky.

12. Seznam použité literatury, další zdroje informací

APUL *Základní kurz „C“, zdokonalovací kurz „B“*. Interní materiály Asociace Profesionálních Učitelů Lyžování. Špindlerův Mlýn, 2005.

ČÁSTKA, K., KOLOVSKÁ, I., VOTÍK, J. *Jak dokonale zvládnout carving*. Praha: Grada Publishing, 2005.

ČEPELÁK, V. *Poznámky ke kročné technice*. FTVS UK Praha, 1964.

DE LUCA, CJ. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *The International Society for Biomechanics* [online] 1993. Internet: www.delsys.com.

DE LUCA, CJ. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve* 1993, 16 (2), s. 210–216.

DYLEVSKÝ, I. *Kineziologie*. Praha: Alberta, s.r.o., 1994.

DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing, 2000.

FLEISCHMANN, J. LINC, R. *Anatomie člověka*. Praha: SPN, 1983. s. 297.

GATTERMANN, E. *Ski Lehrplan Carven*. BLV Munchen, Wien, Zurich, 1997.

HAJNIŠ, K. *Anatomie člověka*. Praha: UK, 1994.

HINTERMEISTER, ROBERT A.; O'CONNOR, DENNIS D.; LANGE, GREGORY W.; DILLMAN, CHARLES J.; STEADMAN, J. RICHARD: Muscle activity in wedge, parallel, and giant slalom skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 29(4):548-553, April 1997.

JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing, 1996

JANDA, V. *Vyšetřování hybnosti*. Praha: Avicenum, 1981.

JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: ID VPVZ, 1982.

JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků v Brně, 1984.

JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VÉLE, F. *Funkce hybného systému*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1966.

KADAŇKA Z. BEDNAŘÍK J. VOHÁŇKA S. *Praktická elektromyografie*. Brno: IDVPZ, 1994.

KARAS V., OTÁHAL S. *Úvod do biomechaniky svalové činnosti při tělesném pohybu člověka*. Praha: SPN, 1972.

KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton. 1999.

- KOLÁŘ, P. Neurofyzilogické podklady řízení pohybového systému. Přednáška. 1. LF Praha, 11. 3. 2000.
- KOLÁŘ, P.: Habilitační práce: *Senzomotorická diagnostika u bolestí zad a kořenových syndromů L a S1*. Praha: UK FTVS, 1996.
- KOLÁŘ, P.: Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č. 4, s. 142 – 147.
- KOLÁŘ, P.: The sensomotor nature of postural functions. Its fundamental role in rehabilitation on the motor system. *The Journal of Orthopedical Medicine*, 1999, č.2, s. 40 – 45.
- KOLÁŘ, P.: Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 4, s. 152 – 164.
- KOLÁŘ, P.: Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č.4, 1996, s. 152 – 155.
- KOLEKTIV AUTORŮ. *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada Publishing, 1997.
- KRAČMAR, B. Exploitation of reflexive locomotion theory by qualitative analysis of sports activity. *Acta Universitatis Carolinae Kinantropologica*. Vol. 37, 2 – 2001, s. 38 – 46.
- KRAČMAR, B. Funkční centrace kloubů při nastavení výchozí polohy při nácviu oblouků na lyžích. *Česká kinantropologie 2002*, č. 1, s. 74 – 92.
- KRAČMAR, B.: *Několik poznámek k článku „ Vybraná cvičení pro nácvik carvingu“ 1 Tělesná Výchova Sport Mládeže. 2004, ročník 70, č. 1, s. 20 – 23.*
- KRAČMAR, B.: *Přirozená metoda výuky na sjezdových lyžích. Tělesná Výchova Sport Mládeže. 2004, ročník 70, č. 8, s. 10 – 13.*
- KRAČMAR, B. Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti. In: *Sborník příspěvků mezinárodní konference Pohyb a zdraví*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2001, s. 296 –300.
- KRAČMAR, B.: Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti. *Rehabilitácia*, 2001, č. 3, s. 157 – 170.
- KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzilogie*. Praha: Karolinum, 1995.
- LÁNIK, V. *Kineziológia*. Martin: Osveta, 1990.
- 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.
- PŘÍBRAMSKÝ, M. *Česká škola kročné techniky*. Praha, SLČR, 1997.
- PŘÍBRAMSKÝ, M. *Lyžování. Základní lyžařská průprava, alpské lyžování, carving*. 1. vyd.. Praha: Grada Publishing, s.r.o., 1999.

- PŘÍBRAMSKÝ, M., a kol. *Česká škola lyžování – Sjíždění a zatáčení na lyžích*. 1. vyd.. Praha, SLČR, 1996.
- PŘÍBRAMSKÝ, M., VAVERKA, F. *Technika a biomechanika sjezdových disciplín*. Učební texty FTVS UK, Praha, UK 1989.
- RIEDER, M., FIALA, M. *Skiers fitness*. Aachen: Meyer a Meyer, 2003.
- RODOVÁ D., MAYER M., JANURA M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabil. Fyz. Lék.* 2001, č. 4, s. 173-177.
- RODOVÁ D. Vztah mezi elektromyografickým signálem a silou. *Fyzioterapie* 2001, č. 1, s.2. specializovaných překlady. Kanoistika. Praha: Olympia, 1987. s. 21 – 39.
- ROSCHINSKY, J. *Carving – Fascination on skis*. Oxford: Meyer a Meyer, 2004.
- SRBKOVÁ, K. Diplomová práce: *Kineziologická analýza činnosti vybraných svalových skupin při běhu na lyžích klasickou a volnou technikou*. Praha, FTVS UK, 2006
- THOMAS, J. R., NELSON, J. K. *Research methods in physical activity*. 3. vyd. Champaign (IL) : Human Kinetics, 1996. 487 s. ISBN 0–88011-481–9.
- TRAVELL, J. G., SIMON, S. D. G. *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual. Vol. 1*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1999.
- TREMEL, J. *Lyžování dětí*. Praha: Grada Publishing, 2004.
- TROJAN, S. a kol.: *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Grada Publishing, Praha, 1996.
- TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J. *Centrální mechanismy řízení motoriky*. Praha: Avicenum, 1992.
- VACKOVÁ, P. Diplomová práce: *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Praha: FTVS UK, 2004.
- VAŘEKA, I. Principy vývojové kineziologie ve Vojtově metodě reflexní lokomoce. *Fyzioterapie*, 2000, č. 3, s. 2.
- VAVERKA, F. *Základy biomechaniky lyžování*. Učební texty. Olomouc, UP 1989.
- VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995.
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997.
- VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton 2006.
- VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada, 1993.
- VOJTA, V., PETERS, A.: *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing, 1995.
- YANCENDA, J., ROSS, T. *High – performance skiing*. ISBN 0 – 88011 – 713 – 3

ZWIECK,EB. KOLLMITZER,P. Zeit Frequenzanalysen (TFA) des oberflächen EMGs des M. soleus beim Gehen. *EMG Meeting 94* – Beilage, Berlin, 1994.

Další zdroje informací

internetové adresy

<http://www.btinternet.com/~diptone/arp/bioski.htm>

<http://www.uni-konstanz.de/isbs/Abstracts/colja-istok.pdf>

<http://www.psia-rm.org/pdf/Adaptive/FuncSkiing.pdf>

<http://physiotherapy.curtin.edu.au/resources/educational-resources/exphys/98/alpineskiing.cfm>

http://141.201.100.47:90/cd_labor/fileadmin/projects/Analysis_of_alpine_skiing_techniques.pdf

<http://www.carv.cz>

<http://old.roosei.cz/carving.php#theory>

www.delsys.com.

<http://encyklopedie.seznam.cz/heslo/196986-carving>

http://www.cesa.vutbr.cz/archiv/2003_2004/inst/prednasky/carving.html