

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Studijní obor - Kinantropologie

DISERTAČNÍ PRÁCE

2013

Mgr. Radka Bačáková

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Studijní obor - Kinantropologie

Disertační práce

Deskripce kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru při specifické sportovní lokomoci (šplh, chůze, shyb)

Description quadrupedal locomotion diagonal pattern in specific sport activity (rope climbing, walking, pull-up)

Vedoucí disertační práce:

doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracovala:

Mgr. Radka Bačáková

2013

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité prameny a literaturu.

Mgr. Radka Bačáková.....

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

Jméno a příjmení:

Číslo OP:

Adresa:

Datum vypůjčení:

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení a trpělivost při zpracovávání disertační práce. Dále bych chtěla poděkovat všem, kteří se podíleli na měření k této práci.

Mgr. Radka Bačáková

ABSTRAKT

Název práce:

Deskripce kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru při specifické sportovní lokomoci (šplh, chůze, shyb)

Cíl práce:

Cílem práce je nalezení a deskripce kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru při šplhu na laně a jeho pohybový vzor porovnat s pohybovým vzorem chůze a shybu.

Metoda:

Tato práce je zpracována formou deskriptivně-asociační studie s prvky kvantitativní a kvalitativní analýzy. Pro získání dat byla použita povrchová elektromyografie a 2D plošná video-analýza.

Výsledky:

Při asynchronní střídavé práci horních končetin (šplh na laně bez přírazu) se nám podařilo nalézt koordinační parametry doprovodného pohybu dolních končetin v kvadrupedálním lokomočním diagonálním vzoru. Symetrická práce horních končetin (shyb) nemá odezvy u dolních končetin v kvadrupedálním lokomočním diagonálním vzoru.

Klíčová slova:

elektromyografie (EMG), kvadrupedie, zkřížený vzor, šplh, shyb, chůze

ABSTRACT

Title:

Description quadrupedal locomotion diagonal pattern in specific sport activity (rope climbing, walking, pull-up)

Aim of work:

The aim is to find a description kvadrupedal locomotion diagonal pattern with rope climbing and its motion pattern compared with the motion pattern of walking and pull-up.

Methods:

This work is descriptively-association study with quantitative and qualitative analysis. The dates were measured by surface electromyography and 2-D video-analysis.

Results:

Alternating activation of upper extremities (rope climbing without the lower extremities), we proved that the movement supporting lower extremities is quadrupedal locomotion diagonal pattern. Symmetric work of upper extremities (pull-up) is not in response at lower extremities quadrupedal locomotion diagonal pattern.

Key words:

Electromyography (EMG), quadrupedal, diagonal pattern, rope climbing, pull-up, walking

OBSAH

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1. Teoretická východiska práce | 14 |
| 1.1 Rešerše literatury..... | 14 |
| 1.2 Evoluce suchozemských obratlovců | 17 |
| 1.3 Evoluce končetin..... | 19 |
| 1.4 Kineziologie končetin člověka..... | 23 |
| 1.4.1 Kineziologie horní končetiny..... | 23 |
| 1.4.2 Kineziologie dolní končetiny..... | 24 |
| 1.5 Evoluce člověka | 25 |
| 1.6 Vznik rodu homo..... | 29 |
| 1.7 Vzorce lokomoce primátů..... | 30 |
| 1.7.1 Pozemní kvadrupedie..... | 30 |
| 1.7.2 Stromová kvadrupedie | 31 |
| 1.7.3 Šplhání | 31 |
| 1.8 Obecné poznatky k lidskému pohybu v kontextu lokomoce | 31 |
| 1.9 Popis lidské chůze..... | 34 |
| 1.9.1 Kvadrupedální zkřížený krokový cyklus v režimu lidské bipedální chůze..... | 35 |
| 1.10 Hybné stereotypy..... | 38 |
| 1.11 Chůze..... | 42 |
| 1.12 Shyb..... | 46 |
| 1.13 Šplh..... | 48 |
| 1.14 Elektromyografie | 53 |
| 1.14.1 Faktory ovlivňující EMG signál | 55 |
| 1.14.2 Elektrody..... | 55 |
| 1.14.3 Omezení metody povrchové EMG | 56 |
| 2. Cíl, hypotézy a úkoly práce | 58 |

| | | |
|-------|---------------------------------------------------------------|-----|
| 2.1 | Cíl práce | 58 |
| 2.2 | Hypotézy | 59 |
| 2.3 | Úkoly práce | 60 |
| 3. | Metodika práce | 61 |
| 3.1 | Popis sledovaného souboru | 61 |
| 3.2 | Použité metody | 61 |
| 3.3 | Sběr dat | 63 |
| 3.4 | Analýza dat – statistické zpracování dat | 64 |
| 3.4.1 | Maximální korelace činnosti dvou svalů | 65 |
| 3.4.2 | Výpočet časového posunu vzájemné činnosti dvou svalů | 65 |
| 3.4.3 | Výpočet periody pohybu | 65 |
| 3.4.4 | Fázový posun | 66 |
| 3.5 | Měřené svaly | 66 |
| 4. | Výsledky | 72 |
| 5. | Diskuse | 92 |
| 5.1 | Intraindividuální porovnání výsledků | 92 |
| 5.1.1 | Kineziologické souvislosti tří sledovaných forem pohybu | 92 |
| 5.2 | Interindividuální porovnání výsledků | 96 |
| 6. | Závěr | 101 |
| 7. | Seznam literatury | 104 |
| 8. | Přílohy | 115 |

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

HK – horní končetina

HKK – horní končetiny

PDK – pravá dolní končetina

LDK – levá dolní končetina

PHK – pravá horní končetina

LHK – levá horní končetina

EMG – elektromyografie

MČR – mistrovství České republiky

m. - musculus

sin.; s. - sinister

dx.; d. - dexter

p. ant. – pars anterior

c. l. – caput longum

c. m. – caput medialis

VYSVĚTLENÍ POUŽÍVANÝCH POJMŮ

timing – pořadí počátků rozhodujících nástupů a konců aktivace vybraných svalů

propulze – překotný pohyb ve směru lokomoce (dopředu u chůze, vzhůru při šplhu a shybu)

loкомоce – pohyb

přirozená lidská lokomoce – chůze, plazení – počátek onotogeneze

kvadrupedální lokomoční diagonální vzor – fylogeneticky kódovaný pohybový vzor vycházející z režimu lokomoce suchozemských tetrapodů. Akci přední končetiny odpovídá akce kontralaterální končetiny zadní s definovaným fázovým posunem. U lidské chůze se v rámci jeho individuální variability blíží fázový posun horní a kontralaterální dolní končetiny polovině krokového cyklu, protože horní končetiny bez opory o podložku postrádají propulzní a antigravitační funkci.

pohybový vzor – zřetězení aktivace svalových skupin v určitém pořadí (timing), při provádění cílených pohybů

ÚVOD

Ontogenetický vývoj pletence ramenního je vývojově předřazen vývoji pletence a tato dominance platí neurologicky i v dospělém věku. To znamená, že běžnou lokomoci dospělého člověka, tedy chůzi, zajišťuje sice primárně pletenec pánevní svým zapojením v uzavřeném kinetickém řetězci (punctum fixum je zde formováno distálně), přesto se zdá, že dominantní z pohledu řízení CNS je pletenec ramenní (např. rytmus pohybu - při únavě při běhu do kopce běžec může regulovat rytmus běhu vědomým udržováním rytmu pohybu paží).

V předložené práci chceme prokázat, že při lokomočním působení horních končetin jsou v tomto režimu organizovány i dolní končetiny. Jako komparační základní pohyb člověka jsme při výzkumu vybrali chůzi, kde je zkřížený vzor již prokázán. Jedná se o pohyb prostřednictvím dolních končetin, které pracují v uzavřeném kinetickém řetězci se současným kontralaterálním doprovodným pohybem horních končetin v otevřeném kinetickém řetězci (punctum fixum je zde posunuto proximálně) ve zkříženém lokomočním vzoru. S tímto bazálním pohybem člověka jsme porovnávali šplh na laně bez pomoci dolních končetin (bez přírazu). Chůze je lokomoce polarizovaná ve prospěch dolních končetin (resp. pletence pánevního), o šplhu by se dalo říci, že je to lokomoce polarizovaná ve prospěch horních končetin (resp. pletence ramenního), ale ne úplně, protože to není pro člověka přirozené a běžné, jak je tomu u velkých nehumánních primátů. Proto dolní končetiny nevytvářejí vyrovnávací pohyb jako horní končetiny při chůzi, ale vlastně „kráčejí“ po pomyslné rovině ve vertikálním směru. Při tomto pohybu pracují v uzavřeném kinetickém řetězci končetiny horní a dolní končetiny v doprovodném pohybu v otevřeném kinetickém řetězci. Pohyb horních končetin je střídavý. Jako další komparační pohyb jsme zvolili shyb na hrazdě nadhmatem opakovaně (svis, shyb), kde se horní končetiny zapojují též v uzavřeném kinetickém řetězci a dolní končetiny pracují v otevřeném kinetickém řetězci. Hlavní a podstatný rozdíl pro naši práci je, že horní končetiny pracují současně a ne střídavě, jak je tomu u šplhu. Zároveň je shyb nejčastějším tréninkovým prostředkem závodníků ve šplhu na laně, což nemusí korespondovat s koordinačními ukazateli cílového pohybu – šplhu.

Šplh na laně bez přírazu je pohyb velmi fyzicky náročný hlavně z hlediska funkční zdatnosti pletence horních končetin. Z těchto důvodů jsme museli probandy vybírat z řad závodníků v tzv. olympijském šplhu.

Naši studii je možno zařadit do oblasti základního výzkumu. Ze získaných výsledků a případných verifikací hypotéz se nám může ukázat vazba mezi obratlovci, kteří se pohybují po dvou a po čtyřech končetinách (člověk vs nonhumánní primáti). Následně se budeme moci vyjádřit k možnosti doporučení sportovních a rekreačních aktivit, při kterých bude pletenec ramenní, případně všechny čtyři končetiny zapojeny do lokomoce v uzavřených kinetických řetězcích (Nordic Walking, in-line bruslení s holemi, lezení na umělé stěně, běh na lyžích atd.).

1. Teoretická východiska práce

1.1 Rešerše literatury

Obecné poznatky z evoluční biologie ve smyslu postneodarwinismu pocházejí od Flegra (2005), přitom pilířem obecné paleontologie i v současnosti zůstává Romer (1970).

Vývojovými souvislostmi fylogeneze lopatkového pletence pro reflexní pohybovou terapii s důrazem na teleokineziologickou výlučnost lopatkového pletence se zabývá Krobot a kol. (2004) a Kapandji (1970, 1998). Krobot – zjistil typologicky pět druhů scapuly, jeden z nich je vhodný pro specifickou fázickou činnost – střelbu hokejisty. Kapandji (1987) popisuje výlučnost ramenního kloubu jako kloubu sférického, vhodného pro lidskou manipulaci s předměty v maximálním možném rozsahu (velký pohybový rozsah má např. *Gibbon Lar*, ale jeho ramenní kloub je užíván především k lokomoci, brachiaci – (Vančata, 2003)).

Lokomočním typem, lokomočními adaptacemi a lokomočním chováním primátů se zabývá Vančata (2003, 2005). Lokomoční typ vyjadřuje strukturální a funkční základ a potenciální možnosti určitého typu lokomoce, lokomoční adaptace schopnosti přizpůsobit se ontogeneticky i fylogeneticky určitému typu podmínek. Lokomoční chování vyjadřuje míru schopnosti přizpůsobit se a rozvíjet se s daným typem lokomoce a výkonného lokomočního systému v daném typu prostředí (ekosystému) (Vančata, 1981, 1996). Vančata (1982, 1991, 1996) ve svých studiích rozebírá lokomoci nonhumánních primátů a evoluci lokomoce směrem k chůzi člověka. Uvádí dva základní směry polarizace lokomoce v evolučním procesu primátů a to směrem k pletenci ramennímu (zavěšování, brachiace) a směrem k pletenci pánevnímu (chůze, poskoky, běh). Lokomoci bez polarizace nazývá jako bazální resp. variabilní kvadrupedii (Vančata, 1982, 1991, 1996). Ve své publikaci *Paleontologie* (Vančata, 2003) se zabývá evolucí a původem hominoidů, hominidů, počínaje evolucí hominoidů. Zmiňuje zde o fylogenezi člověka a jeho předků, hominoidů, hominidů.

Vojta (1993, 1995) se detailně věnoval problému ontogeneze, diagnostice patologií a léčbě. Došel k tomu, že centrální řízení zapojování jednotlivých svalů je geneticky kódováno a při zdravém vývoji jedince se aktivuje spontánně ve správném pořadí a ve

správných motorických vzorech. Práci Vojty (1993, 1995) v současnosti rozvíjí Kolář (1996, 1998, 1999, 2001, 2011). V jeho studiích je vysvětlena podstata pohybu člověka. Velmi přínosná je Kineziologie Véleho (2006), která pojednává o svalových řetězcích a smyčkách.

Dylevský (2007) vychází z evoluce struktur a jimi generovaných pohybových aktivit, z pohybu na molekulární úrovni a z mikrokinéziologie tkání a orgánů. Text obecné kinéziologie je zaměřený zejména na pohyb člověka.

Funkcí svalového řetězce se podrobně zabývá Véle (1995, 1997, 2006) ve svých pracích, vycházejí při tom z Benninghoffa (1944). Udává mimo jiné i to, že funkce ramenního pletence je podřízena funkci ruky, která může sekundárně distoproximálně ovlivnit i funkci ramene.

Véle (2006) se ve své knize zabývá procesy, které probíhají nejen ve výkonném pohybovém aparátu a v CNS, který pohybový aparát řídí, ale i v logistickém systému, který obě soustavy zásobuje energií v normálních i patologických podmínkách.

Problematiku pohybu - fyzické zátěže - můžeme rozdělit do dvou kategorií:

1. reakce - jako okamžitá odpověď na fyzickou stimulaci, 2. adaptace - jako výsledek dlouhodobé stimulace či jako důsledek opakovaných reakcí (Kučera, Dylevský, 1997).

Trojan a kolektiv (2005) se ve své publikaci zabývají teorií motoriky, centrálními mechanismy řízení pohybu a také se zde krátce věnují elektromyografii a polyelektromyografii a dalším přístrojovým metodám.

Problematiku dotýkající se pojmů, jako je zajištění postury a pohybu, centrace kloubu, segmentální stabilita, přenos těžiště k punctu fixu atd., se zabývá např.

Rašev (1999) nebo Panjabi (1992).

Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce zpracovala ve své diplomové práci Vacková (2004). Rozebírá obecné poznatky o vzniku kvadrupédie a o vývoji kvadrupédie v rámci obratlovců. Poznatky srovnává s režimem pohybu ve vybraných sportovních odvětvích. Fylogenetickými aspekty lokomoce člověka se dále zabývá Liška (2010).

Kineziologické aspekty sportovní lokomoce rozebírá ve své monografii Kračmar (2002). Poukazuje na některé neurologické souvislosti a modifikuje postulát o centrálním řízení pohybu na oblast sportovní lokomoce člověka.

Pletenec ramenní v lokomoci rozebírá ve svém příspěvku Vystrčilová (2006), dále Kračmar a kolektiv (2007). Srovnání různých forem lokomoce realizované prostřednictvím pletence ramenního zpracoval ve své disertační práci Novotný (2007). Srovnává simulaci dětského spontánního plazení - tulenění, se simulací brachiace nonhumánních primátů, lezení na umělé stěně a záběr vpřed na kajaku. Jako obecnou pohybovou matici pro lokomoci pletencem ramenním popisují Kračmar a kolektiv (2007), kdy simulaci spontánního dětského plazení provádí dospělý člověk formou spontánního plazení. Lokomocí prostřednictvím pletence ramenního se ve své práci věnoval Pišvejc (2006), který hledal odezvy kvadrupedálního lokomočního zkříženého vzoru u dolních končetin při jízdě na slalomovém kajaku, tedy při lokomoci realizované výhradně pletencem ramenním. Chrástková (2009) a Kmoch (2011) se věnovali aktivitě svalů při běhu na běžeckých lyžích. Kvítková (2010) v diplomové práci srovnává krokový cyklus zvolených zástupců bipedů a kvadrupedů a současně porovnává aktivity svalu m. latissimus dorsi a m. gluteus medius během různých druhů lokomoce. Její výsledky ukazují, že charakter zapojení vybraných svalů u bipeda je v případě horních končetin stabilizační, protože pracují v otevřeném kinetickém řetězci. Kvadruped se pohybuje v uzavřeném kinetickém řetězci a vybrané svaly jeho končetin mají lokomoční funkci stejně jako vybrané svaly dolních končetin bipeda. Přičemž u kvadrupedů s dokončenou posturální addukcí převažuje u předních končetin spíše funkce posturální a decelerační, u končetin zadních spíše funkce lokomoční.

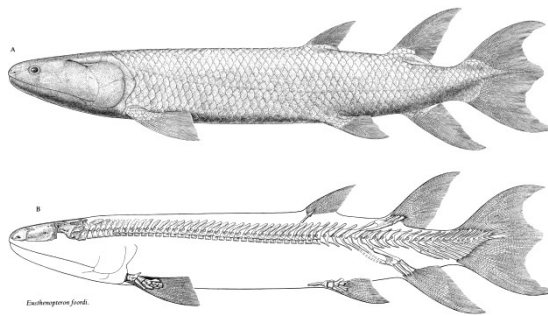
1.2 Evoluce suchozemských obratlovců

V této kapitole se velmi stručně dotkneme počátku evoluce živočišných druhů dobývajících souš v době středního a spíše pozdního devonu před přibližně 400 milióny let. Uvedení kapitoly je nutné pro ujasnění pozice ramenního pletence člověka v systému fylogeneze lidské lokomoce. Obdobné zařazení pletence pánevního bude orientačně naznačeno v kapitolách o fylogenezi lokomoce nonhumánních primátů i vývojové větve směřující k *Homo sapiens sapiens* (14 miliónů let). Rozhodujícím mezníkem pro lidskou lokomoci realizovanou pletencem ramenním, která je předmětem výzkumu této práce, je, jak bude níže uvedeno, devonský přechod obratlovců z vody na souš a s tím spojená transformace párových ploutví vodních obratlovců v končetiny pro pohyb na pevném povrchu (Köppl, 2009).

Poznámka:

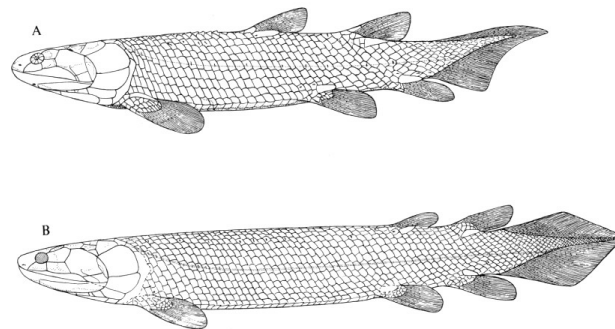
Kapitola úzce souvisí s dávným sporem kreacionistů a evolucionistů. Kreacionisté (tedy ti, kteří vysvětlují vznik člověka i vývojově nižších forem živočišných druhů zásahem uvědomělého subjektu, vyšší moci a využívají ke svému výkladu světa různých náboženství pracujících se stvořením, kreací světa, více viz (<http://www.sysifos.cz/index.php?id=hledat&vyraz=kreacionismus>) žádají pro vyvrácení svého paradigmatu, aby evolucionisté (zastánci teorie evoluce živočišných druhů původně dle Darwina, dnes vyznavači tzv. postneodarwinismu) (Patsiaouras, Fitchett, 2009, Flégr, 2006) přinesli důkaz v podobě longitudinální vývojové řady obratlovců. To se samozřejmě nemůže podařit, protože paleontologické nálezy v podobě otisků kostěné stavby dávných živočichů v horninách jsou velice sporé a historickými vlivy z valné většiny ztracené. Přesto vzniká určitá mozaika, která zřejmě nikdy nebude kompletně vyplněna, ale přesto čím dál více poukazuje na určité vývojové trendy. Vždy se však naleznou bílá místa využitelná pro sakrální spekulace. Následující text se tak vlastně bude týkat i rozhodujícího střetu názorů kreacionisticko-evolucionistických, tedy přechodu vyšších živočišných druhů (obratlovců) z vody na souš, ačkoliv již dále nebude zmiňován.

V uvažovaném období středního a pozdního devonu byla nastartována kolonizace souše budoucími suchozemskými kvadrupedy (Young, 2006), (George, Blicek, 2011). Do té doby byli strunatci a obratlovci obyvateli pouze vodního prostředí pradávných oceánů a moří. Na konci vývoje vyšších vodních živočichů se nacházejí plagiosmata, paryby a ryby. Zvláštní vývojovou větví, která se in vivo vzácně dochovala dodnes, jsou ryby



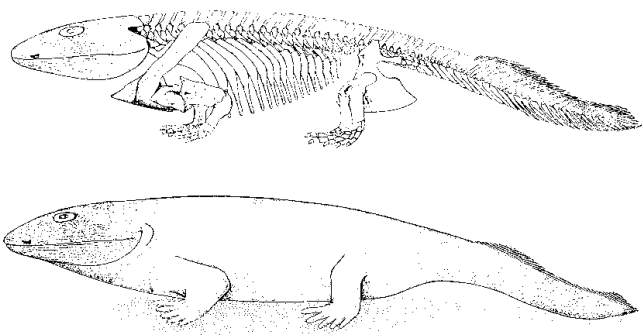
lalokoploutvé. Jejich paleontologickými představiteli například jsou *Eusthenopteron fordi* na obrázku č. 1 nebo *Osteolepis macrolepidota* či *Gyroptychius agassizi* na obrázku č. 2.

Obr. č. 1 Rekonstrukce jedince *Eusthenopteron fordi* (Jarvik, 1948)



Obr. č. 2 Restaurace *Osteolepis macrolepidota* - A, *Gyroptychius agassizi*- B dle paleontologických otisků jedinců nalezených ve Skotsku (Jarvik, 1948)

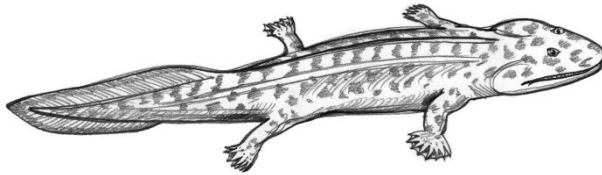
Z prvních nálezů raných tetrapodů byla lalokoploutvým rybám, které žily prokazatelně ve vodě, nejbližší *Ichthyosega*, v Grónsku objevený devonský tetrapod, viz obrázek



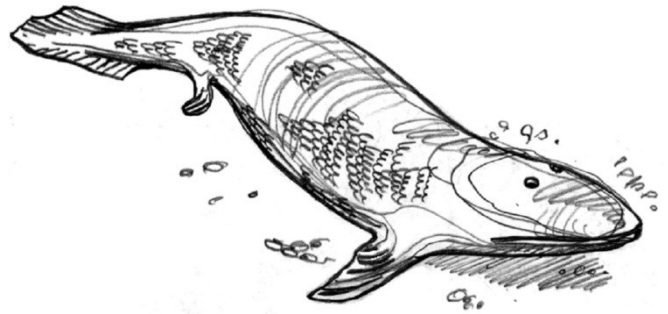
č. 3. Žila ve stejné době jako *Acanthostega*, objevená později (jejíž rekonstrukce nemohla být na základě nedostatečných nálezů provedena) (Clack, 2011).

Obr. č. 3 Restaurace primitivního tetrapoda *Ichthyostega* s odhadem délky 1 m (Jarvik, 1948)

Některé jedinečné znaky druhu *Ichthyostega*, jako je ušní aparát, poukazují na život ve vodním prostředí. Ale její páteř, žebra a končetiny poukazují spíše pro život na souši. Zajímavá je sedmiprstá noha. Další tetrapod *Acanthostega* měla čtyři končetiny dokonce s osmi prsty. Byly nalezeny primitivnější znaky než u jejího přibližného současníka *Ichthyostegy*, jako je například ploutevní paprsek kolem horního a dolního lemu ocasu, žábry, ale i vzduchový měchýř. Tedy spíše znaky řadící *Acanthostegu* vývojově před *Ichthyostegu*. Zato třmínek v ušním aparátu směřoval na rozdíl od *Ichthyostegy* spíše k tetrapodům. Přední končetiny byly ještě uzpůsobeny spíše pro vodní prostředí. Rekonstrukce primitivního obojživelníka *Acanthostegy* nebyla na základě sporadického paleontologického materiálu provedena (Callier et al., 2009), viz obr. č. 4 a).



a)



b)

Obr. č. 4 a) - spekulativní odhad podoby *Acanthostega gunnari* (Callier et al., 2009); b) - *Tiktaalik* (Shubin et al., 2006)

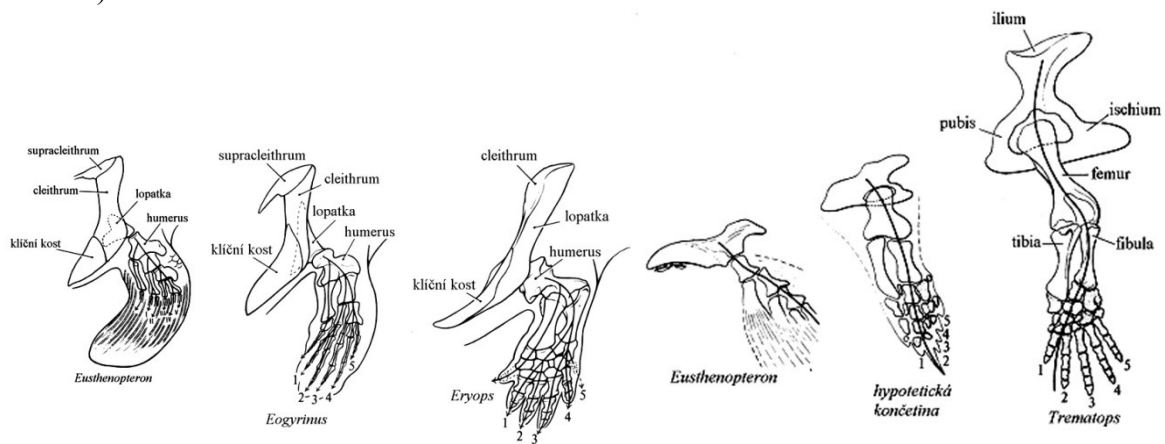
Bezesporu zatím nejvíce univerzálním spojovacím článkem vodních obratlovců a suchozemských tetrapodů je *Tiktaalik* (Shubin et al., 2006), obr. 4 b).

Kanadský paleontologický nález ze svrchního devonu řadí *Tiktaalika* mezi ryby. Pletenec ramenní (lopatkový) je ještě napojen na lebku a žaberní oblast je ještě více kostně podpořena než například u lalokoploutvé ryby *Panderichthys*, což znamená potvrzení života ve vodě (Boisvert, 2005).

1.3 Evoluce končetin

Transformace párových ploutví v končetiny (Vorobyeva, 2009) probíhala v nedefinovatelných fylogenetických situacích a podmínkách. Je možné pouze spekulovat proč se tak dělo. Jedna z teorií zmiňuje lokomoci v mělké vodě (Pridmore, 1995).

Ale jasným výsledkem bez ohledu na důvody transformace je evoluční posun a transformace párových ploutví v končetiny znázorněný na obr. č. 5 (Gregory, Raven, 1942).



Obr. č. 5 Transformace párových ploutvů v končetiny (Gregory, Raven, 1942)

Funkce transformovaných předních končetin

Původní pravolevé vlnění trupu a ocasní ploutve, které vytvářelo propulzi pro pohyb vpřed u vodních živočichů, vytvořilo základ organizace pohybu na souši, viz obr. č. 6.



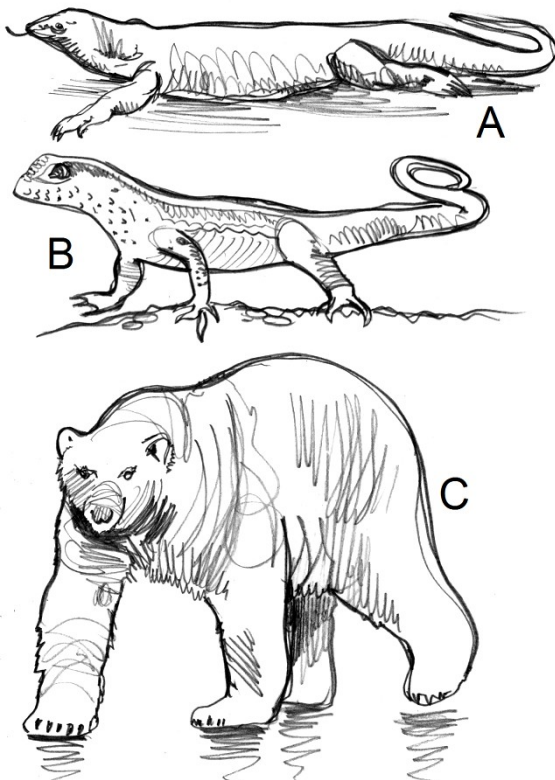
Obr. č. 6 Postup transformace lokomoce a končetin suchozemských čtvernožců z vlnitých pohybů trupu vodních obratlovců (doplněno a překresleno dle Romer, 1970)

Transformované párové ploutve začaly pracovat jako opora pro pohyb na pevném povrchu, který si v jeho dávných počátcích můžeme představovat jako pouhé odstrkování. Končetina uchopí terén, přitahuje se k němu a poté se odráží do směru pohybu. Nepůsobí proti gravitaci (nejprimitivnější forma lokomoce suchozemských tetrapodů - plazení, při kterém se trup sune po podložce) (Coatesa, 1996). Ekvivalent tohoto pohybu nacházíme u lokomoce obojživelníků (žáby, mloci) (Sigurdson, Green, 2011).

Je možno říci, že se jedná o nejnižší formu kvadrupedální lokomoce v kontextu fylogeneze lokomoce suchozemských obratlovců (Callier et al., 2009). Poté dochází k určité semiaddukci, kdy trup ztrácí kontakt s podložkou. Lokomoce vykazuje již progresivnější parametry, které se týkají efektivity vynaložené práce pro lokomoci na pevném povrchu. U trupu bez kontaktu s podložkou odpadají ztráty způsobené třením o podložku. V semiaddukci ale vzrůstají energetické nároky na zajištění postury, kdy trup musí být udržován v pozici bez kontaktu s podložkou. Energetické nároky jsou způsobeny zapojením adduktorových svalových skupin, kdy je eliminováno působení gravitace na páce ne zcela addukované končetiny pod trup jedince. Teprve dokončení addukce vytváří podmínky pro ekonomicky optimální formu postury a lokomoce.

Končetiny addukované pod tělo nemusejí de facto pracovat s momentem síly na páce semiaddukované končetiny. Vzniká energeticky výhodná postura, kdy končetiny dokonale addukované pod trupem jedince generují antigravitační působení ve formě vzpěru, nikoliv jako reakci na pákové poměry nedokončené addukce končetin, jak je znázorněno na obrázku číslo 7.

Příkladem dokonalé abdukce pod trup jsou například koně, psi, kočky apod. Nedokončenou addukci pak nacházíme například u varanů, ještěřů (Clemente et al., 2011), (Kubo, Benton, 2009).



Obr. č. 7 Addukce končetin ve fylogenezi lokomoce suchozemských obratlovců

Na obr. č. 7 - A vidíme abdukované končetiny u primitivního plaza, trup je v kontaktu s podložkou (*Varanus komodoensis Ragunan*).

Na obr. č. 7 - B jsou již semiaddukované končetiny ještěřa, trup se dostává mimo kontakt s podložkou, mechanicky stále nevýhodné podmínky pro udržování postury (*Leiocephalus lunatus*).

Na obr. č. 7 - C nacházíme již zcela addukované končetiny u savce, snižují se nároky na udržení postury (*Ursus maritimus*).

Tento tetrapod byl větší (asi 1,5 m), měl poměrně flexibilní ramenní pletenec, ale omezeně pohyblivý loketní spoj dovoloval jen poměrně malý předozadní pohyb – pádlování (Romer, 1966). *Ichtiostega* i *Acanthostega* mají zachovaný ocasní ploutvový lem, z čehož vyplývá, že vodní prostředí bylo pro ně dominující. U končetin chybí karpální a tarzální elementy. To znamená, že oba obojživelníci nemohli ohýbat terminální segmenty končetin a nemohli zvedat tělo. Jejich pohyb na souši mohl být proto pouhým posunem těla, který dnes vidíme například u mořských obřích želv (Dylevský, 2007).

Vývoj končetin se tedy odehrával u živočichů převážně pobývajících ve vodě.

Evoluci končetin shrnul ve své publikaci Dylevský (2007). Uvádí zde, že se zásadně liší postup evoluce přední a zadní končetiny, především jejich pletenců. Přední končetiny byly zpočátku napojeny na zadní okraj lebky. Pro pohyb na souši bylo nutné oddělit kosti pletence od lebky, zmnožit počet elementů pletence a posunout je kaudálně. Celý pletenec je už u obojživelníků k trupu kotven pouze svalovým závěsem (Clack et al., 2012).

Pánevní pletenec je evolučně relativně stabilní. Zadní končetiny jsou k trupu připojeny horizontálně uloženým pánevním pletencem (celý osifikuje chondrogenně), který se napojuje na příčné výběžky křížových obratlů. Už *Ichtiostega* má pánev složenou ze tří kostí a má dobře diferencované acetabulum. Změna párových ploutví v kráčivé končetiny není izolovaný vývojový proces týkající se pouze končetin, resp. párových ploutví. V devonském období dochází zároveň s vývojem kráčivých končetin i ke zvětšení pletenců končetin, oploštění žeber (přestavba hrudníku) a k vývojovým proměnám lebky, páteře a většiny orgánových soustav (Dylevský, 2007). Nové poznatky ohledně transformace ploutví v končetiny přináší Clack (2009).

Dle Dylevského (2007) je tedy velmi pravděpodobné, že se u vodních živočichů nejdříve vytvořil suchozemský plán těla a teprve následně došlo k přestavbě párových ploutví na kráčivé končetiny s prsty (stále ještě u vodních živočichů). Zjednodušeně by se dalo říci, že „ryby nevystoupily na souš“, ale rybám narostly končetiny a „ryby

začaly chodit“, zpočátku pouze po dnu mělkých vodních nádrží (Dylevský, 2007). Což ovšem dodnes není potvrzeno a lze to chápat pouze jako fylogenetickou spekulaci.

1.4 Kineziologie končetin člověka

Dylevský (2009) ve své publikaci shrnul poznatky i o kineziologii končetin. Horní a dolní končetina mají shodný stavební plán a také svým původem se nijak podstatněji neliší - vývojově odpovídají párovým hrudním a břišním ploutvím. Rozdíly ve stavbě a tvaru obou končetin vyplývají z jejich rozdílné funkce (Dylevský, 2009).

1.4.1 Kineziologie horní končetiny

Podle Véleho (2006) jsou horní končetiny uchopovacím a manipulačním orgánem člověka a slouží k sebeobsluze, práci i ke komunikaci. Úchopovou funkci mají i končetiny primátů, a to přední i zadní. Širokou škálu úchopů u makaků popisuje například Macfarlane, Graziano (2009). Evoluci lidské horní končetiny přibližují Larson et al. (2009) a Williams et al. (2010). Z fosilních pozůstatků zápěstí a ruky odvozují Kivell et al. (2011) funkci úchopu horní končetiny již u australopitéků. Churchill a Rhodes (2009) popisují manipulační funkci horní končetiny ve fylogenezi rodu *Homo*. Aktivně se účastní při udílení nebo přijímání kinetické energie a pro spolehlivou činnost vyžadují posturální spolupráci osového orgánu pro zajištění stabilizace pohybu těla při manipulaci. Véle (2006) uvádí, že vazba mezi funkcí horních končetin a osovým orgánem je volnější, než je tomu u dolních končetin. Dále popisuje, že obě horní končetiny tvoří párový uchopovací orgán, takže pracují jako uzavřený funkční řetězec. Velmi často pracují obě současně a to hlavně při manipulaci, avšak dominantní končetina (nejčastěji pravá) má vedoucí roli a druhá končetina spíše podporuje její funkci (Vélé, 2006). Horní končetiny se tak ve své fylogenezi (z pohledu funkce manipulace) vymanily ze zkříženého vzoru, sloužícího lokomoci ať kvadrupedální nebo bipedální. Toto je potvrzeno i v článku Delden et al. (2009). Obdobně se přední končetiny vyvázaly z kvadrupedálního lokomočního vzoru u ptáků, tam ovšem za účelem lokomoce v odlišném prostředí (Vacková, 2004)

Horní končetina je v podstatě komunikační orgán – orgán, který nám umožňuje spojení s okolím i s vlastním tělem. S výjimkou útlého dětství ztratila horní končetina většinu svých lokomočních funkcí. Pro končetinu je proto typický manipulační pohyb - jemně odstupňovaný a typově diferencovaný (Dylevský, 2009).

Ladd (2009) zmiňuje, že pletenec horní končetiny, kterým je končetina připojena k trupu, je mimořádně pohyblivý. Jde vlastně o řetězec různě pohyblivých článků. Kořenový kloub horní končetiny – ramenní kloub – je nejpohyblivějším kloubem těla a pomocí loketního kloubu mění končetiny svoji délku. Horní končetina je v podstatě teleskopicky se zkracující a prodlužující systém článků. Samostatnou kapitolou je obrovská pohyblivost ruky s velmi jemně odstupňovaným rozsahem pohybů a s pohybem, který „vytvořil člověk“ – opozice palce. Dominantní manipulační funkci horní končetiny odpovídá nejen subtilní stavba skeletu a úprava kloubních spojů, ale i charakteristické uspořádání svalových skupin. Mohutné vícekloubové svalové jednotky převládají v bezprostředním okolí pletence končetiny a na paži. Pro předloktí jsou již typické štíhlé, ploché a vícekloubové svaly sdružující se do funkčních vrstev a skupin. Krátké svaly vlastní ruky jsou koncentrovány pouze do dlaně a na hřbet ruky zasahující jen dlouhé svaly (šlachy) z předloktí. Svaly ruky, zvláště svaly palce, mají ze svalů horní končetiny nejmenší motorické jednotky, a tak mohou generovat i nejjemnější diferencovaný pohyb. Ruka je především orgánem úchopu (špetky) a manipulace (Véle, 2006; Delden et al., 2009).

Horní končetiny jsou svojí funkcí sice mnohem méně vázány na osový systém těla než končetiny dolní, ale přesto se neobejdou bez jeho základní stability, která teprve umožňuje cílenou manipulaci (Dylevský, 2009).

1.4.2 Kineziologie dolní končetiny

Dle Véleho (2006) dolní končetiny zajišťují lokomoci, posturální aktivitu a oporu v pohybové soustavě při přijímání nebo udílení kinetické energie. Dále uvádí, že v případě poruch horních končetin mohou nahradit i jejich funkci při manipulaci.

Úchopovou funkci zadních končetin šimpanzů zmiňuje Frey a Povinelli (2012). Posturu a chůzi primátů popisuje Myatt et al. (2011).

Véle (2006) dělí pohyb dolních končetin do tří oblastí podle hlavních kloubů: oblast kyčle, kolene a nohy.

Dolní končetina je orgánem opory a lokomoce vzpřímeného těla po dvou končetinách. To znamená, že ve srovnání s horní končetinou má dolní končetina sice stejné základní

články, ale robustnější kostru, mohutnější svalové skupiny a omezenou pohyblivost jednotlivých kloubů, která je daná za větší stabilitu. Dominantní funkcí dolní končetiny je lokomoce vzpřímeného těla (Dylevský, 2009).

Fylogenezi lidské dolní končetiny detailně zmiňuje Tardieu (2010).

Největšími vývojovými změnami prošla na dolní končetině noha. Primární funkcí nohy většiny dnešních primátů je – podobně jako u ruky – úchop (Frey, Povinelli, 2012).

Noha primátů je vysoce pohyblivá a také taktilně velmi citlivý orgán. Teprve lidská noha je podstatně méně pohyblivá a je adaptována především na stoj a chůzi.

Manipulační a úchopové funkce nohy jsou ale velmi výrazně rozvinuty ještě u dětí, především v kojeneckém a batolecím věku. Noha spolu s rukou jsou prvními orgány, kterými dítě „ohmatává“ vnější svět. Schopnosti úchopu, manipulace a jemného diskriminačního čítí je postupně redukována – noha se stává výlučným orgánem lokomoce (Gravano, 2011).

V lokomočním cyklu je lidská noha pružný přenosový článek, kterým je propulzní síla bérce expandována na podložku. Pružnost chůze i stoje je zajištěna především příčnou a podélnou klenbou nohy (Dylevský, 2009). Tato forma struktury je datována do období zvýšení efektivity chůze rodu *Homo* (Jungers, 2009).

1.5 Evoluce člověka

Lidstvo představuje na stromě obratlovců velmi malou větev (Roček, 2002). Život se vyvíjí přes 3,5 mld. let, lidoopi a lidé se objevili pouze před několika miliony let (Keverne In Haug, 1993). Paleoantropologie se zabývá vznikem a vývojem člověka na základě kosterních pozůstatků z různých geologických období, během nichž se lidé a šimpanzi oddělili na vývojové linii rodu *Homo* (Vančata, 2003). V paleoantropologii se užívají dva termíny, které se často pletou (Carrol, 1988). Termín hominoid zahrnuje velké lidoopy a lidi. Fosilie představující hominoida je příbuzná člověku, ale může být více příbuzná šimpanzům, gorilám nebo orangutanům. Hominid má užší vymezení, patří sem zástupci, kteří jsou blíže příbuzní lidem, než kterýmkoli jiným žijícím druhům. Fosilie hominida je bližší člověku než šimpanzovi nebo gorile (Mareš, 1994). Hominidi se dělí do dvou hlavních větví: australopithekové (vymřelá větev) a zástupci

rodu *Homo*, kam patří celá řada vymřelých druhů a jeden žijící: *Homo sapiens sapiens* (Campbell, Reece, 2008).

Důležité znaky evoluce člověka (Campbell, Reece, 2008):

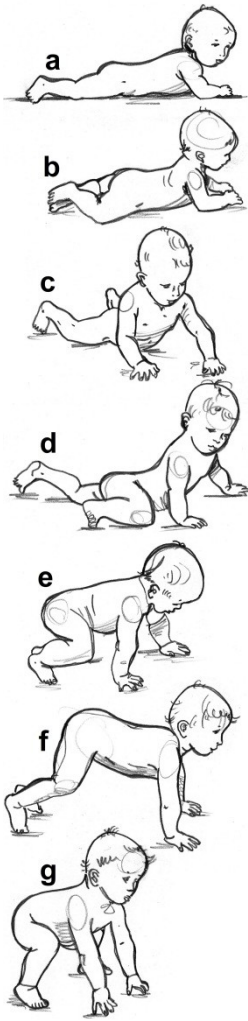
- velikost mozku, tvar čelisti, vzpřímený postoj, rozdíl ve velikosti mezi pohlavími se zmenšuje, změny v sociálním životě.

Člověk (*Homo sapiens sapiens*) jako tvor biologický a společenský se stavbou orgánů a jejich funkcí v podstatě neliší od ostatních vyšších primátů a jako takový je předmětem zkoumání věd biologických (Quintana-Murci et al., 1999). V taxonomii má označení *Homo sapiens sapiens* v rámci rodu *Homo*, čeledi *Hominidae*, řádu *Primates* atd. (Dennell, 2010). Člověk je však současně objektem zkoumání i věd společenských, a to jako tvůrce lidské civilizace a kultury. Dle Mulgana (1998) již Aristotelés charakterizoval člověka termínem *zoon politikon*, tj. tvor společenský. Lidská společnost přivodila prudký rozvoj psychiky kvalitativním skokem, neboť kromě genetických informací přenáší z pokolení na pokolení nejrůznější informace zprostředkované výchovou jak ústním, tak později písemným způsobem (Rosypal et al., 1987).

Souhrn poznatků se tak neustále rozšiřuje a individuální zkušenosti jsou násobeny zkušenostmi předchozích generací, zvláště od dob vynálezu písma, později knihtisku, internetu. Je-li dítě zbaveno výchovy, nerozvine potenciální schopnosti intelektuální, typické pro člověka, a ustrne na úrovni tvora biologického, jak o tom svědčí pozorování dětí od narození izolovaných od lidské společnosti (Rosypal et al., 1987).

Lidská lokomoce pletencem ramenním

Úkolem této kapitoly je uvést souvislosti lidské lokomoce realizované pletencem ramenním (oproti lokomoci prováděné pletencem pánevním). V souvislosti s fylogenezí obratlovců se naskýtá jako nejlepší varianta srovnání s typy lokomoce (ve smyslu neaddukované, semiaddukované a addukované) ta verze, která charakterizuje lidskou lokomoci realizovanou pletencem ramenním jako lokomoci zcela neaddukovanou, jak uvádí Adolph et al. (2011).



Paradigma plazení jako původní formu lidské lokomoce realizované pletencem ramenním nastolil v podmínkách střední Evropy Vojta (Vojta, Peters, 1995), ač sám to takto fylogeneticky neformuloval.

Ve své ontogenezi člověk rovněž prochází procesem postupné addukce končetin pod tělo, jak je znázorněno na obrázku č. 8.

Obr. č. 8 Průběh addukce končetin pod trup v lidské ontogenezi:

a – abdukce končetin mezi 3. a 4. měsícem,

b – abdukce končetin ve 4. měsíci,

c – semiaddukce horních končetin v 5. měsíci

d – addukce horních končetin v 6. měsíci

e – addukce horních a semiaddukce dolních končetin v 8. měsíci

f, g – addukce horních i dolních končetin pod trup v 9. měsíci

(upraveno podle Kolář et al., 2011)

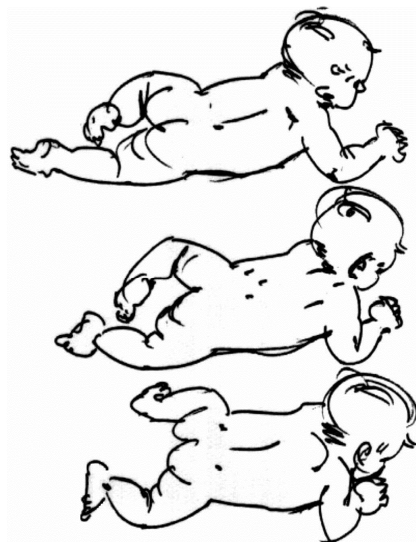
Smyslem této addukce však není kvadrupedie, ale je to cesta k vertikalizaci a rozvoji bipedální chůze v prvním roce života. V průběhu posturální ontogeneze v prvním roce života dochází na

horních končetinách k typicky lidskému pohybovému stereotypu – k úchopu a k manipulaci s předměty. Je to druhově pouze lidský fenomén a rozvoj lokomoce v kvadrupedálním rámci není člověku fylogeneticky předurčen.

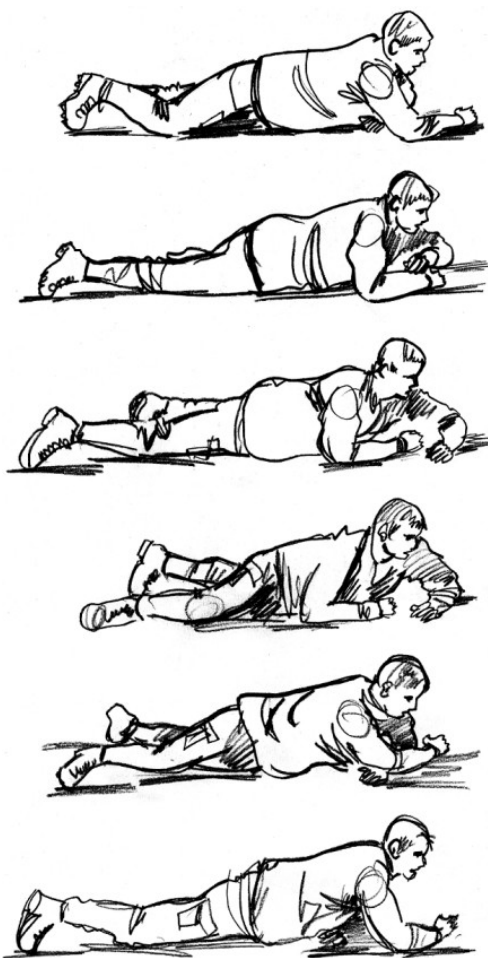
Lokomoce pletencem ramenním tak zůstává u člověka fixována jako pozůstatek vývoje tetrapodů na své nejnižší úrovni (Lacquaniti et al., 2012).

Je vyvolatelná uměle formou reflexní lokomoce podle Vojty (Vojta, Peters, 1995), a to od kojenecké doby po celou dobu života. Ukázka spontánního pohybu formou plazení u osmitýdenního kojence bezprostředně po aplikaci reflexního plazení je znázorněna na obrázku číslo 9.

Spontánní plazení je užíváno v armádním výcviku i v boji jako nejúčinnější složka pohybu vojáků v bojových podmínkách s minimalizací vertikálního rozměru čelního profilu bojovníka (Newman et al., 2012), viz obrázek číslo 10.

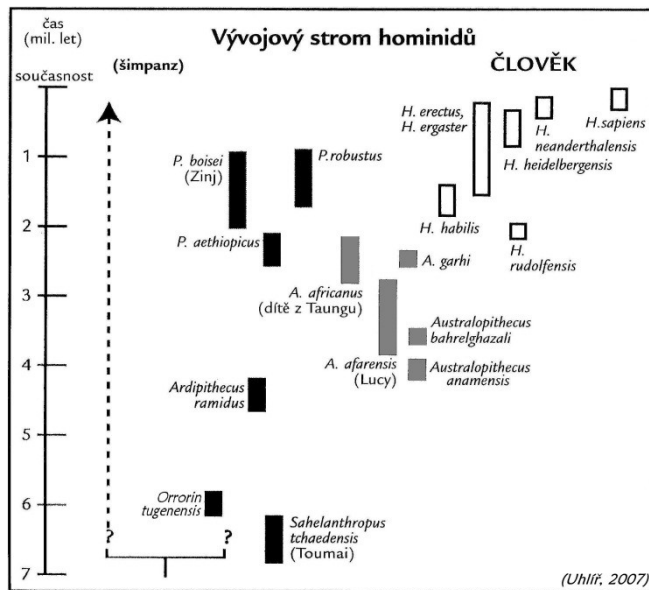


Obr. č. 9 Propulzní působení horní končetiny u spontánního plazení u osmitýdenního kojence po provokaci fylogeneticky uloženého pohybového programu prostřednictvím stimulace spouštěových bodů v rámci Vojtovy reflexní lokomoce (reflexního plazení)



Obr. č. 10 Pohyb vojáka po povelu „Plížení plazením vpřed!“

1.6 Vznik rodu homo



Obr. č. 11 Vývoj hominidů dle Uhlíře (2007).

Vzhledem k tomu, že fosilní pozůstatky raných forem rodu *Homo* jsou velmi neúplné a prakticky nemáme žádný relevantní nález alespoň částečně zachovaného skeletu, badatelé se soustředí především na zuby a čelisti a také na několik relativně zachovaných lebek,

což působí velké komplikace při korektní definici rodu *Homo*. Bezprostřední předchůdce rodu *Homo* i jeho první zástupci museli nutně mít celou řadu starobylých znaků podobných australopitékům (Vančata, 2005).

Nejstarší zástupce skupiny robustních australopitéků je *Australopithecus africanus* (*Australopiték africký*), který žil v jižní Africe v období před 3–2,8 milionu let. Můžeme u něj již nalézt všechny základní znaky, které nalézáme u robustních australopitéků, ale ještě v nerozvinuté podobě (Conroy, 1997). Nejblížeším předkem rodu *Homo* byl pravděpodobně *Australopithecus garhi* z východní Afriky, druh australopitéka, který žil před 2,6 milionu let a který se od ostatních australopitéků lišil stavbou těla a dalšími vlastnostmi skeletu, do jisté míry podobnými rodu *Homo* (Clarke, 2008). *Australopithecus garhi* měl zároveň i některé starobylé znaky na lebce, například poměrně dlouhé čelisti a velké zuby třenové i stoličky. Navíc byl menší než zástupci rodu *Homo* a velikostí těla se příliš nelišil od australopitéků. Počítačová rekonstrukce ukazuje, že mozek měl kapacitu minimálně 450 cm³. Tento druh homininů měl dlouhé stehenní kosti, a tím i dolní končetiny, ale stále ještě poměrně dlouhý humerus a radius. *Australopithecus garhi* byl téměř jistě výrobce kamenných nástrojů. Kostí nalezené in situ s nálezy tohoto druhu homininů nesou totiž zřetelné stopy po odřezávání masa pomocí kamenných nástrojů (Vančata, 2005).

První zástupci rodu *Homo* se podle všeho objevují nedlouho po objevení se druhu *Australopithecus garhi*, zhruba před 2,4 milionu let. Nejstarší nálezy člověka máme z

východní Afriky a pocházejí až z druhé poloviny devadesátých let 20. století. V jižní Africe se objevuje rod *Homo* až později. Rané formy rodu *Homo* starší dvou milionů let jsou poměrně vzácné. V období od 2 do 1,7 milionu let se vyskytují rané formy rodu *Homo* společně s robustními australopitéky. Tito *hominini* byli větší než australopitéci, v průměru o deset nebo i více centimetrů, a také měli větší mozek. Typická je i velká variabilita a mozaikovitost nových znaků, lidských, a starobylých znaků podobných různým druhům australopitéků (Vančata, 2005).

1.7 Vzorce lokomoce primátů

Primáti se vyznačují rozsáhlým repertoárem lokomočních principů. Primáti jsou schopni chodit nebo stát na zadních končetinách, běhat a chodit po čtyřech. Mohou šplhat po stromech, houpat se a skákat ve větvích. I když je většina primátů schopná všech zmíněných lokomočních způsobů, častěji dávají podle druhu přednost jen některým. Často jsou tyto principy voleny podle životního prostředí, kdy jsou druhy žijící převážně v korunách stromů specializováni na brachiaci nebo skoky a druhy žijící převážně na zemi více zaměřeni na bipedální nebo kvadrupedální chůzi (Liška, 2010).

Lokomoce primátů se dělí na pronográdní a antipronográdní. Pro pronográdní lokomoci je charakteristická horizontální pozice trupu. Při antipronográdním způsobu lokomoce převažuje vertikální pozice trupu. Tento způsob lokomoce je typický pro lokomoci gibbonů, orangutánů nebo chůzi člověka (Vančata, 2003).

Vančata (2003) dělí lokomoci do pěti typů:

- kvadrupedii pozemní,
- kvadrupedii stromovou,
- vertikální lpění a skoky,
- stromovou nebo kombinovanou antipronográdní lokomoci,
- bipedii.

1.7.1 Pozemní kvadrupedie

Patří sem palmigrádní, digitigrádní kvadrupedie, kotníkochoďectví a pěstní chůze (Richmond et al., 2001).

Kotníkochodec se pohybuje po dorzální straně středních článků prstů, vyskytuje se u šimpanzů, goril a bonobů (Gaisler, Zima, 2007). Při pěštní chůzi se primáti opírají o dorzální plochu proximálních falangů a je typickou pro orangutana při pohybu po zemi. Palmigrádní primáti našlapují celou plochou dlaně i prstů. Digitigrádní se opírají jen o dlaň a hlavičky metakarpů, zástupce je např. pavíán (Vančata, 2003).

1.7.2 Stromová kvadrupedie

Při tomto způsobu lokomoce probíhá pohyb v sagitální rovině a končetiny jsou drženy pod horizontálně orientovanou osou trupu (Richmond et al., 2001).

Přední i zadní končetiny se nacházejí v úchopové pozici. Mezi zástupce tohoto typu lokomoce lze zahrnout lemury, kočkodany a některé jihoamerické opice (Vančata, 2003).

1.7.3 Šplhání

Šplhání a ručkování je typické pro lokomoci opic žijících se listím stromů. Listožravé opice používají zadních končetin pro odraz od větví stromů a přední končetiny využívají k zachycení při dopadu, po kterém následuje kontakt nohou. Mnoho druhů opic používá při pohybu ve větvích chápavého ocasu, kterým se mohou chytat větví, podobně jako by měli pátou končetinu. Přední končetiny tak mají volné pro manipulaci s potravou. Větve se zachytí obtočením chápavého ocasu (Vančata in Liška, 2010).

1.8 *Obecné poznatky k lidskému pohybu v kontextu lokomoce*

Jedná se o lokomoci pomocí čtyř končetin, které se vyvinuly při přechodu obratlovců na souš z původních párových ploutví ryb. Je to převažující forma lokomoce suchozemských tetrapodů (Romer, 1970).

O pohybu neživého hmotného objektu vznikající působením síly se zmiňuje Véle (2006). Pohyb člověka se liší od pohybu neživých hmotných objektů jednak tím, že má vlastní vnitřní zdroj síly a jednak tím, že je řízen teleologicky za účelem dosažení konkrétního zamýšleného cíle. Uvádí, že charakteristickým rysem pohybu člověka je rytmické střídání pohybových fází, např. flexe-extenze apod. Dále popisuje rytmus při chůzi jako rytmus pohybu o určité harmonické frekvenci, který je provázen emotivním

zážitkem a ovlivňuje psychiku a tím i pohybové chování osobnosti a bývá často sdílen skupinou jedinců (Véle, 2006).

Véle (2006) dále říká, že aktivní pohyb je základním projevem života, probíhá podle fyzikálních zákonů a je účelově řízen nervovou soustavou reagující na podněty z vnitřního i zevního prostředí, přičemž účel pohybu je ovlivňován nejen potřebami organismu pro udržení jeho integrity, ale i psychickými funkcemi, a slouží k zásahům do zevního i vnitřního prostředí ve smyslu konstruktivním, ale i destruktivním, vedoucím dokonce až k autodestrukci sama sebe motivované psychikou. Dle Véleho (2006) se člověk může pohybovat i pasivně působením vnější síly (např. při jízdě dopravním prostředkem) a tento pohyb může při náhlé akceleraci nebo deceleraci organismus ohrozit až porušit jeho integritu. Organismus je schopen se vlastní silou bránit proti účinku zevní síly, aby nedošlo k poškození struktury. Z účelově řízeného pohybu lze usuzovat na činnost řídicí nervové soustavy. Náplní kineziologie je analýza pohybu člověka jak z hlediska mechanického, tak ideokinetického (Véle, 2006).

Charakteristickým rysem vývoje člověka je poměrně dlouhá ontogeneze. Ta probíhá podle fylogeneticky fixovaných principů a je pro každého zdravě se vyvíjejícího jedince svojí posloupností totožná. Výsledkem ontogenetického vývoje, práce řídicích mechanismů a efektorů pohybové soustavy je bipedální lokomoce člověka - chůze. Chůze je typickým projevem člověka, tvořící souvislosti s rozvojem schopností člověka (Liška, 2010).

Panch (1997) uvádí, že se všeobecně předpokládá, že lokomoční pohyb živočichů je řízen centrálním motorickým programem, zakódovaným v programech neuronální sítě. Dále uvádí, že chůze, běh, let, plavání jako lokomoční pohyb jsou zajišťovány generátorem pohybu jako rytmická reciproční činnost dvou antagonistických svalových skupin. Dylevský (1994) se zmiňuje, že u živočichů s rozvinutým kortexem je generátor pohybu aktivován z oblasti retikulární formace středního mozku (mesencefalická lokomoční oblast) s určením typu lokomoce – chůze, běh, cval, sprint. U vyšších živočichů bazální ganglia sestupují z pozice nejvyššího motorického ústředí do role koordinátora reflexních – neúmyslných pohybů s pohyby úmyslnými (Dylevský, 1994). Předpokládá se, že reflexní režim pracující na úrovni spinální míchy upravuje motorický program pohybového generátoru na podkladě aferentní signalizace tak, aby lokomoce byla sladěna s terénem, po kterém se uskutečňuje (Králiček, 1995).

Chůzi člověka jako typickou lokomoci spatřujeme jako střídavý pohyb dolních končetin doprovázeného synkinetickým pohybem horních končetin a trupu. Tato lokomoce (tj. cílený pohyb za účelem přemístění jedince z místa na místo) je člověku vrozená. Jedinec se jí neučí, ale v průběhu ontogeneze se tato schopnost rozvíjí na podkladě vrozených programů a sociálního prostředí. Od první optické orientace novorozence až po ukončení vývoje hrubé motoriky ve čtvrtém roce života se rozvíjejí stále vyšší formy lokomoce až k dosažení volné bipedální chůze. V průběhu vývoje získáváme svůj vlastní stereotyp chůze, pevně svázaný s držení těla. Základní typy chůze uvádí Janda (1966). Každodenní fixací a automatizací stereotypu chůze je znemožněno pozdější přebudování jejího charakteru (Vacková, 2004).

Člověk je prostřednictvím kvadrupedálního zkříženého lokomočního vzoru uzpůsoben pro pohyb v zevním prostředí. Vystává zde výrazný protiklad pohybů podle umělého souřadnicového systému vytvořeného pro potřeby ortopedické a popisně anatomické. Tomuto pojetí mechanického pohledu podle předepsaných pohybových schémat odpovídá gymnastické názvosloví i přežívající systém cvičení v naší institucionální tělesné výchově, navazující na tradice turnérství a následně Sokola. Podle Lewita (1998) je pohyb v mantinelech, které jsou nám druhově určeny, v rámci vrozených pohybových programů výhodný. Svaly zde pracují v maximální facilitaci. Tomuto pojetí odpovídá Kabatova diagonální metoda a Vojtova reflexní lokomoce v protikladu ke geometricky přesné souřadnicové soustavě poloh a pohybů podle ortopedických měřítek.

Pohyb je řízen podle místa zátěže pohybového systému. Plasticita kortexu však dokáže měnit pohybová schémata tak, že pozmění vrozený pohybový vzor. Véle (1995) zdůrazňuje schopnost člověka pohybovat se mimo vrozená pohybová schémata. Člověk je „specializován na univerzálnost“, je obdařen mezi živočichy nejvyšší mírou pohybové adaptace. Cennou se proto jeví bohatost pohybových stereotypů zejména u sportovců - vícebojařů. Schopnost adaptace prostřednictvím učení umožňuje dosáhnout symetrie a synchronizace pohybu kontralaterálních končetin. Člověk tak výrazně modifikuje pohyb ve srovnání s vrozeným pohybovým vzorem (Kračmar, 2002 in Pišvejc, 2006).

1.9 Popis lidské chůze

Horní končetina sleduje pohyb vpřed kontralaterální dolní končetiny při současné flexi v ramenním a loketním kloubu. Druhostranná paže je extendována v rameni i v lokti a sleduje pohyb vzad druhostranné dolní končetiny. Kyvadlový pohyb kyčle probíhá následovně: při došlapu na patu je kyčelní kloub v částečné flexi. Při přenosu těla přes stojnou končetinu se extenduje. Následná flexe probíhá ve fázi švihové. Kolenní kloub je v extenzi v okamžiku dotyku podložky patou. Když se dostává noha do kontaktu s podložkou, koleno je mírně flektováno. Při přenosu těžiště přes opornou plochu nohy se dostává do dorzální flexe. Pata se zvedá a noha přechází do flexe plantární při současném udržování pravého úhlu v hlezenním kloubu v průběhu celého odvíjení nohy. Tato součást mechanismu chůze zcela koresponduje s odrazovou fází kroku našich zvířecích předků. Pohyb dolních končetin je fázově posunut přibližně o $\frac{1}{2}$ fáze krokového cyklu. Chůzi podrobněji rozebírá Janda (1984). U člověka, kde se při chůzi horní končetiny pohybují v otevřeném kinetickém řetězci a na horní končetiny nejsou kladeny antigravitační nároky, tento posun vymizel.

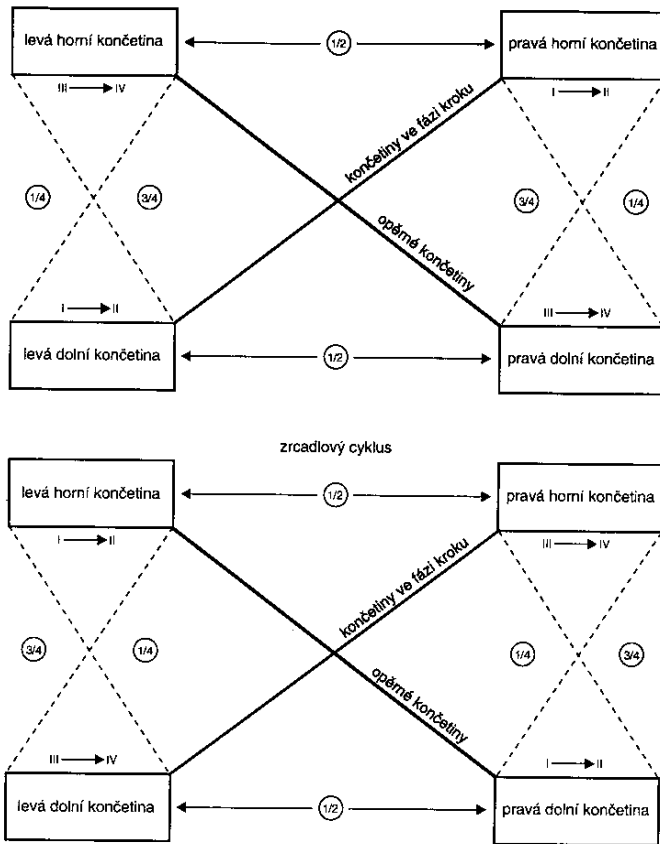
Pohyb dolních končetin sestává z fáze stojné, trvající asi 62 % krokového cyklu (dvojkrok) a z fáze švihové v trvání asi 38 % cyklu. Fáze dvojí opory pak trvá přibližně 12 % cyklu (Dungl, 1989). Svalovou činností končetin je tělo se ztrátou rovnováhy akcelerováno vpřed, aby ve fázi opory byla dynamická rovnováha opět získána. Těžiště se při chůzi pohybuje v rovině sagitální po sinusoidě, kdy nejnižší bod je definován do fáze dvojí opory a bod nejvyšší do poloviny jednooporového postavení. Vertikální pohyb souvisí s anatomickou strukturou a s antigravitační složkou lokomočního pohybu (Vojta, 1993). Rozsah pohybu do stran v rovině horizontální je určen individuální šířkou báze. Protisměrná rotace hrudníku proti pánvi v horizontální rovině souvisí se synkinetickými pohyby trupu a horních končetin, které rovnovážně celý proces vyrovnávají a jejichž původ spatřujeme v charakteru bazální dědičné pohybové struktury, vycházející z fylogenetického vývoje (Vacková, 2004).

1.9.1 Kvadrupedální zkřížený krokový cyklus v režimu lidské bipedální chůze

První suchozemští obratlovci se pohybovali stejně jako ve vodním prostředí vlněním trupu. Teprve pomocí pevných končetin se však stal pohyb na souši efektivní. Vývoj kvadrupedální lokomoce v průběhu fylogenetického vývoje formoval strukturální změny částí těla zprostředkujících lokomoci. Rozhodujícím obdobím byly vývojové přechodové druhy jako *Ichthyostega* a blízcí předchůdci (Kračmar, 2002).

Krokový cyklus u člověka je výsledkem proběhlé ontogeneze podle zděděných genetických informací. Jeho kvadrupedální forma je fylogenetickou vzpomínkou na vývojové fáze, předcházející vývojový stupeň australopitéků. Krokový cyklus je lokomoční pohybový vzor, který tvoří základní pohybový atribut lidského druhu a svojí charakteristikou a kineziologickým obsahem jej odlišuje od ostatních živočišných druhů. V průběhu svého pohybového vývoje prochází jedinec fázemi rozvoje lokomoce. Od nástupu centrálních koordinačních mechanismů řízení polohy a pohybu – tj. asi od 4 - 6 týdnů po narození – lze v lokomoční aktivitě spatřovat koordinační charakteristiku v podobě krokového cyklu, určeného pro řízení pohybu všech čtyř končetin. Krokový cyklus představuje pro každou končetinu definovaný pohyb, vyjádřený ve čtyřech fázích: flekční, relaxační, opěrné a odrazové. Tyto fáze recipročně navazují a jsou organizovány tak, že shodné fáze probíhají přibližně stejně u diagonálně protilehlých končetin, s mírným předstihem horních končetin a jsou organizovány zkříženě (Vojta, 1993). Vojta popisuje souvislost a fázický posun pohybu při kvadrupedální lokomoci u devítiměsíčního dítěte. Homolaterální končetiny se v krokovém cyklu pohybují odděleně o jednu čtvrtinu nebo o tři čtvrtiny fáze posunuty, stejnojmenné, tzn. horní nebo dolní končetiny jsou posunuty o polovinu fáze. Vojta (1993) rovněž popisuje rozdíl mezi opěrnými body v lokomoci nižších obratlovců a člověka. U člověka se opora při reflexním plazení nachází na epikondylu humeru čelistní horní končetiny a na mediálním kondylu femuru záhlavní dolní končetiny, zatímco u nižších obratlovců je opora na kořenu přední končetiny a na plosce flektované nohy zadní končetiny. Pohyb v kořenových kloubech člověka je ve větším rozsahu (Kračmar, 2002).

Kvadrupedální zkřížený krokový cyklus je sledovatelný v různých fázích ontogeneze a je z jejího hlediska obecný. Od lezení po čtyřech vrcholů pohybový vývoj v chůzi



s koordináčně definovaným synkinetickým pohybem horních končetin. Krokový cyklus je i součástí globálního vzoru umělé člověka jedince je důležitá pro potvrzení předpokladu, že lokomoční pohyb vizuálně podobný globálnímu vzoru reflexní lokomoce bude mít i velmi podobný kineziologický obsah. Při sledování jízdy na kajaku nebo lezení na umělé stěně máme možnost odvodit kineziologický obsah této

lokomoce z propracovaného a mezinárodně uznávaného Vojtova lokomočního principu, který je úspěšně využíván diagnosticky a terapeuticky (Kračmar, 2002).

Obr. č. 12 Krokový cyklus ve zkříženém vzoru. Fáze cyklu pohybu vpřed v recipročním znázornění. I. – fleční fáze, II. – relaxační fáze, III. – opěrná fáze, IV. – odrazová fáze; $1/4$ - čtvrtina časové jednotky, $1/2$ - polovina časové jednotky, $3/4$ - tři čtvrtiny časové jednotky (Vojta, Peters, 1995)

| chod koně | PDK | LDK | PHK | LHK |
|-----------|-------|-------|-------|-------|
| | opora | odraz | flexe | opora |
| | opora | odraz | flexe | opora |
| | opora | odraz | relax | opora |
| | odraz | flexe | opora | odraz |
| | opora | flexe | opora | odraz |
| | opora | relax | opora | odraz |
| | odraz | opora | opora | flexe |
| | odraz | opora | opora | flexe |
| | odraz | opora | relax | opora |
| | flexe | opora | odraz | opora |
| | flexe | opora | odraz | opora |
| | relax | opora | odraz | opora |

Obr. č. 13 Přehledné znázornění kvadrupedálního diagonálního lokomočního vzoru dle chodu koně.

Na obr. č. 13 jsou končetiny označeny podle lidské nomenklatury jako končetiny horní a dolní (Pravá dolní končetina – PDK, levá dolní končetina – LDK, pravá horní končetina – PHK, levá horní končetina – LHK). Ačkoliv se u kvadrupeda jedná o končetiny přední a zadní. Flekční fáze krokového cyklu je označena jako „flexe“, relaxační fáze jako „relax“, opěrná fáze jako „opora“, odrazová fáze jako „odraz“. Na rozdíl od kvadrupedů je u člověka kvadrupedální vzor modifikován tak, že mizí fázový posun o $\frac{1}{4}$, resp. o $\frac{3}{4}$ krokového cyklu uvedeného v obrázku dle Vojty. Horní (přední) končetiny nejsou do lokomoce zapojeny přímo, ale jako vyrovnávací prvek. Kvadrupedální vzor tak nabývá diagonálně synchronního charakteru s fázovým posunem $\frac{1}{2}$.

Demonstraci na koni jsme zvolili z důvodu vyšší formy kvadrupedální lokomoce na dokonale addukovaných končetinách pod trup (viz. obr. č. 7). Kůň je domestikované zvíře, na kterém lze dobře provádět kineziologickou analýzu.

1.10 Hybné stereotypy

Janda a kol. (1966) souhrnně zpracovali problematiku tvorby, stability a změny hybných stereotypů. Při bližším zkoumání tělesného pohybu musíme zákonitě narazit na otázku, jak je pohyb v rámci lidského organismu zajišťován.

Véle (1995, 1997) uvádí, že u člověka a i u jiných živých organismů je pohyb zajišťován pohybovou soustavou. Tato soustava má své jedinečné postavení a je vázána na specificky druhově lidské anatomické struktury. Véle (2006) dále mluví o tom, že vlastní iniciací pohybu je jeho představa generována v CNS. Hybnost vytváří efektorová součást pohybového systému - svalstvo, které je anatomicky a funkčně svázáno především s podpurným systémem skeletu (kostní a artikuloligamentózní aparát) a jehož činnost v čase je řízena CNS.

Funkce svalstva je často chápána jako souhrn výsledků silového působení jednotlivých svalů, svalových skupin. Běžný popis činnosti svalů při sportu a tělesné výchově jakož i v běžném životě odpovídá popisu práce na principu reciproční inervace, kdy facilitovaný (resp. inhibovaný) sval inhibuje (resp. facilituje) svého odpovídajícího antagonistu a antagonistu takto ovlivňuje zpětně agonistu. Narážíme však na obtíže v případech, že při pohybu zjišťujeme zapojení svalů, které s pohybem zdánlivě nesouvisí. Zároveň známe pohyby, při kterých svaly, vzájemně označované jako antagonistické, pracují v synergické časoprostorové charakteristice, označované jako koaktivace (Kolář, 1966). Zapojování anatomicky vzdálených svalů spatřujeme při globálních pohybových vzorech, ať přirozených nebo uměle vyvolaných, v nichž Vojta (1993) popisuje aktivaci dokonce celého příčně pruhovaného svalstva. Janda (1984) uvádí elektromyografickou prokazatelnost aktivity ve všech svalech těla a ne jen u těch, jež vykonávají daný pohyb. Jednotlivé svaly se aktivují v celých skupinách, řetězcích (Kolář, 1998, 1999) podle intenzity překonávaného odporu a podle aktuální posturální situace.

Řízení motoriky na úrovni supraspinální (tedy až kortikální) neprobíhá jako řízení pohybů jednotlivých svalových skupin, ale jako řízení a regulace vztahů mezi svalovými skupinami, jako řízení celých pohybů. Jsou zde tušeny vztahy korové činnosti s motivační složkou iniciující určitý cílený pohyb, mající zřejmě svůj vývojový ekvivalent v optické orientaci v raných stádiích pohybové ontogeneze. Janda (1966)

cituje Bennighoffa (1944) při zmínce o formulování myšlenky o svalových řetězcích. Kabatova terapie pracuje se synergistickými a antagonistickými funkčními svalovými řetězci v diagonálním uspořádání, vyplývajících z vývojově nejstarších komplexních pohybových stereotypů, vychází tak především z krokového a úchopového mechanismu (Janda, 1966).

Janda (1984) se zmiňuje o značné redukci pestrosti pohybových projevů a sestavením pohybového režimu člověka v hrubých obrysech dokonce jen jako chůzi po tvrdém terénu, stoj a sed. Janda (1984) také hovoří o dynamickém hybném stereotypu - dynamiku vysvětluje jako vývoj stereotypů v čase, učení, vyhasínání – jako o pouze dočasně neměnné soustavě podmíněných a nepodmíněných reflexů, které vznikají na podkladě stereotypně se opakujících podnětů. Tvorba nových hybných stereotypů vyžaduje velké zatížení kortikálních motorických center. Při úmyslné tvorbě a přebudování pohybového stereotypu se dostáváme do oblasti motorického učení. Při mnohonásobném identickém provádění pohybu dochází k postupné fixaci a automatizaci funkčních spojů. Tato fixace stereotypů dovoluje jejich snadnější vyvolání a snižuje psychické vypětí zcela v souladu s jednotlivými fázemi motorického učení, řízení fixovaných pohybových stereotypů se přesouvá do subkortikální oblasti, provedení pohybu se automatizuje a nevyžaduje volní kontrolu. Pro sportovní pohyb je nutné dosáhnout co nejvyššího stupně fixace hybného stereotypu tak, aby bylo možno pohybové činnosti provádět zcela automaticky i v proměnlivých podmínkách, což souvisí se IV. fází motorického učení. Vysoká fixace hybného stereotypu dovoluje udržet účelnou techniku pohybu i při nástupu únavy.

Véle (1995) a Morrisona a kol. (2009) uvádějí, že pohybová výbava člověka, jejíž pomocí řešíme každodenní situace, je souhrnem jednotlivých složitějších a jednodušších pohybových stereotypů. U každého individua se jedná o výbavu v danou chvíli konečného počtu pohybových stereotypů, které jsou kombinovány a zřetězovány podle okamžité potřeby. Na výrazné ochuzení množství a výběru pohybových stereotypů vlivem civilizačních faktorů upozorňuje Véle (1995).

Kračmar (2002) ve své monografii spatřuje z hlediska sportovního tréninku dvě důležité kineziologické souvislosti:

1) efektivní fixace hybných stereotypů se děje pouze pohybem, odpovídajícím požadavkům na konečnou a dokonalou techniku sportovního pohybu, tedy specifickými tréninkovými prostředky. Výběr tréninkových prostředků pro nácvik techniky pohybu by měl maximálně kopírovat techniku závodního provedení (abstrahujeme zde kompenzační a regenerační motoriku). Všechna ostatní řešení mají tím menší efekt, čím jsou obecnější. Dokonalá koordinace svalové souhry je obecně důležitější pro výkonnostní perspektivy než např. hrubý nárůst síly. Nespecifické posilování dokáže zvýšit absolutní svalovou sílu, rozvíjí však i ty svalové skupiny, které na prováděný pohyb adaptovány být nemusely. Důležitější je však to, že nebyla posilována koordinace zapojení jednotlivých svalů a svalových skupin, což pro trénink techniky pohybu není ideální. Kračmar (2002) se zde zcela ztotožňuje s tvrzením Vojty (1993), Jandy (1984), Koláře (1998, 1999) o centrálním řízení hybných procesů. Jedinou možnou cestou ke zlepšení kvality pohybu je udržení svalové balance, správného držení těla a optimálního zatížení kloubů.

Při každém jiném průběhu pohybu, který neodpovídá technice pohybu účelné pro závodní provedení, nejsou posilovány potřebné hybné stereotypy. Průpravná a modifikovaná cvičení se naopak hodí jako sběrný trychtýř do raných stádií vytváření představ o pohybu v úvodních fázích motorického učení (Kračmar, 2002).

2) V průběhu fylogeneze i ontogeneze člověka jsou vytvořeny základní pohybové programy, které zcela korespondují s lidskou druhovou anatomickou strukturou. Tyto programy tvoří jakousi pohybovou matici (Véle, 1997). Tato pohybová matrice je pro každého člověka shodná a vyznačuje se řadou bazálních zákonitostí, vztahů a řídí se stejnými pravidly. Na ně navazují hybné stereotypy, v nichž se odehrává veškerá individuální pohybová rozmanitost lidské populace. Zde spatřujeme pohybovou individualitu konkrétního jedince. Pohybové programy a vzory dynamicky podléhají geneticky naprogramovanému vývoji – uchopit hračku se učit nemusíme, hybné stereotypy pak podléhají procesu (motorickému) učení – udělení falše při podání v míčových hrách se učit musíme (Kračmar, 2002).

Dále Kračmar (2002) formuloval ve své monografii obecné principy pro sportovní lokomoční pohyb člověka. Uvádí zde některé zásady, které jsou rozhodující pro následnou kvalitu pohybu, jako je správné nastavení výchozí polohy, atitudy. Dále uvádí, že rozhodující je nastavení režimu koaktivace svalových skupin v oblasti krční

páteře. Zmiňuje se zde i o vytváření hybných stereotypů pomocí specifických tréninkových prostředků.

Vlastnostem nervové soustavy odpovídá nepřímá korelace mezi stupněm fixace a schopností přeučit se chybný stereotyp. Přebudování starých reflexních mechanismů, pohybových vzorů jako chůze, držení těla, úchop bez elevace ramene, je podle Jandy (1966) nemožné. V průběhu hybného stereotypu je zřejmě nejdůležitější úvodní část. Vojta (1995) a Kolář (2009) shodně uvádějí, že v lokomočních pohybech hraje rozhodující úlohu „nastavení“ svalových skupin. Čas a pořadí nástupu aktivace synergistických a antagonistických svalových skupin rozhoduje o kvalitě provedeného pohybu. Toto tvrzení klinicky potvrzuje Janda (1966).

Fylogenetická specializace hybných stereotypů horních a dolních končetin souvisí s bazálním odlišením *Homo sapiens* od ostatních živočichů jako druhu. Vzpřímený postoj, „osvobození“ horní končetiny od gravitace pro pracovní činnost, která formovala člověka jako „specialistu na univerzálnost“ a dala tak základ rozvoje inteligence, to vše si vyžádalo rozdílnou specializaci horních a dolních končetin, reprezentované rozdílnou morfologickou stavbou. Ta je pak základem pro rozdílné hybné stereotypy. Spatřujeme tak pro člověka charakteristickou chůzi doprovázenou synkinetickými pohyby horních končetin a trupu, jak popisuje Janda (Janda, 1966). Pro horní končetinu nacházíme v běžném životě obvyklou úchopovou funkci s jedinečnou opozicí palce, zajišťovanou pletencem ramenním. V tomto kloubu spatřuje Véle (1997) důležitou schopnost manipulace. Horní končetina tak zprostředkovává kontakt organismu se zevním prostředím. Umožňuje jí to pevné spojení s trupem pomocí kloubu sternoklavikulárního a ohromný sférický rozsah pohybu v kloubu ramenním. Zkracování končetiny zajišťuje loketní kloub a jemnou vysoce diferencovanou činnost provádí akrální část – ruka. Této skutečnosti odpovídá rozvoj naprosto přesné a jemné koordinaci pohybů ruky. Na opačném konci, v metatarsofalangových kloubech jsou jemné koordinované a izolované pohyby – abdukce, addukce, extenze prstů – plně zachovány jen v počátcích ontogeneze člověka. U dospělých jsou umožněny již jen v omezeném rozsahu u prvního a pátého prstu. Izolovanou dorzální flexi prstu provede jen palec, u ostatních prstů dochází k synkinézy (Janda, 1984).

Vzájemnou fylogenetickou i ontogenetickou reciprocitu lokomoční a úchopové funkce dolních a horních končetin nacházíme ve zvláštních situacích. Při poškození horních

končetin jsme svědky neobyčejného rozvoje úchopové a manipulační funkce nohy na vysoké manipulační úrovni při malování bezrukých. Neobyčejná plasticita a dynamická schopnost přestavby kortexu a subkortikálních úrovní řízení pohybu umožňuje i opačný případ. Lidé umí chodit po ruce, šplhat po laně bez dopomoci nohou, pohánět vozík při diparéze dolních končetin. Domníváme se, že např. lokomoční pohyb na vodě spadá do této skupiny zpětně adaptovaných a rozvíjených funkcí (Véle, 2006).

Termín „lidská volná bipedální chůze“ je pohyb člověka, kdy horní končetiny jsou volné; bipedální znamená po dvou. V dalším textu budou užívány relevantní synonyma jako volná bipedální chůze, lidská chůze, chůze. Ani vyšší primáti nevykazují vysoce ekonomické ukazatele chůze jako člověk.

Vysoká ekonomika chůze člověka je podporována specifickou lidsky druhovou strukturací: lidská noha, příčná i podélná klenba nohy, tvar pánve a délka dolních končetin, dvojitě esovité prohnutí páteře. Plosky nohy vybraných vyšších nonhumánních primátů a člověka. Úchopová funkce palce v opozici proti ostatním prstům je ztracena. Palec je zato efektivně zapojen při dokončení odrazu nohy v efektivní lidské bipedální lokomoci. Obrázek v příloze č. 13 na obrázku č. 55.

1.11 Chůze

Chůze je hlavním hybným stereotypem, který nás odlišuje od ostatních živočichů (Janda et al., 1966). V rámci fylogenetického a ontogenetického vývoje chůzi předcházely i jiné druhy lokomoce. Jako příklad různých lokomočních principů nebo stádií lze jmenovat plazení, lokomoce po čtyřech až po první bipedální chůzi. Vlastní bipedální chůze je jakýmsi základem normální pro člověka typické lokomoce, která byla vytvořena během ontogeneze člověka na fylogeneticky fixovaných principech a je pro každého jedince charakteristická (Kolář et al., 2009). Přesto již dnes můžeme pochybovat, jestli je chůze jediným základním lokomočním projevem člověka. Začínají se objevovat názory, že pro člověka moderního typu (tedy vymezeného od *Homo neandertalensis*), ale i pro jeho předky, druhy směřující k větvi *Homo*, mohl být dalším základním pohybovým vzorem lokomoce prostřednictvím pletence pánevního běh. A to běh především vytrvalostní používaný především při lovu. Předci člověka mohli využívat dokonalé termoregulace odpařováním potu a zvěř mohli vytrvalostním během doslova uštvat (Bramble, Lieberman, 2004).

V protikladu s chůzí zde nedochází k došlapu na patu, ale k dvojité práci kotníku. Došlap na přední část chodidla pokračuje tlumením dopadu (kdy nemusí a může dojít k impaktu s podložkou, ale tlumenou, sekundární) a následuje odraz chodidla pro další krok.

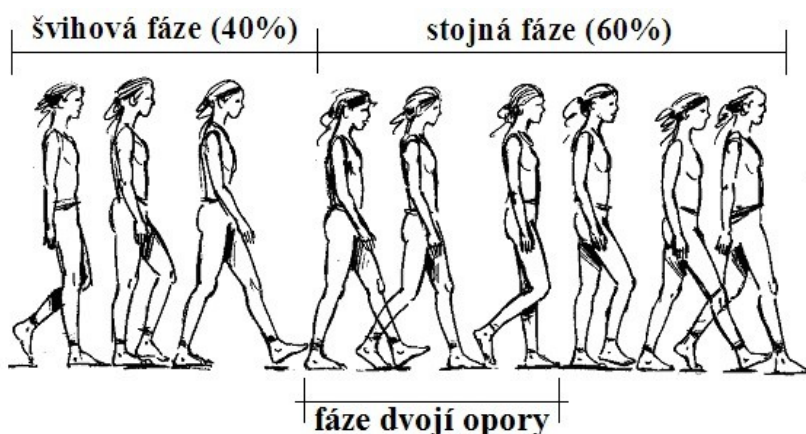
Vojta (2010) uvádí, že člověk používá k pohybu vpřed zkřížený vzor chůze. Tento fakt je evidentní i při prostém pozorování zmiňovaného pohybu, totéž platí i pro běh.

Véle (2006) tvrdí o chůzi, že probíhá jako rytmický translatorní pohyb těla kyvadlového charakteru. Zmiňuje zde, že začíná v určité výchozí poloze, dále prochází obloukem přes nulové postavení do jedné krajní polohy a pokračuje do druhé krajní polohy. Véle (2006) uvádí, že se dále nepohybuje zpět jako kyvadlo, ale dále dopředu, protože se jeho upevnění mezi tím posunulo a tím se celý systém rytmicky posunuje vpřed. Tento princip při běhu již tak zcela neplatí, větší vliv má setrvačnost rychleji prováděného pohybu více podporující udržování rovnováhy.

Dynamiku lidské chůze aktuálně popisuje Šentija et al. (2012) dále též Rodrigo et al. (2008).

„Dle Véleho (2006) pro každou dolní končetinu existují tři zřetelně oddělené pohybové fáze:

- a) švihová fáze: končetina postupuje vpřed bez kontaktu s oporou bází,
- b) oporná fáze: končetina je po celou dobu ve styku s opornou bází,
- c) fáze dvojí opory: obě končetiny jsou zároveň ve styku s opornou bází.“



Obr. č. 14 Hlavní fáze chůze z pohledu levé dolní končetiny (Kračmar, 2002)

Véle (2006) zmiňuje, že švihová fáze (na obr. č. 14) je náročná na udržení vodorovné polohy pánve, ta má tendenci na straně švihové nohy poklesnout. K tomuto poklesu dochází na základě ztráty jednoho ze dvou bodů opory odpoutáním švihové nohy od země a podepřena zůstává pouze oporovou nohou, proto dochází k mírnému poklesu pánve na straně švihové nohy a tento pokles je nutno vyrovnat aktivitou abduktorů oporné nohy, ale i aktivitou m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové nohy i bilaterálně aktivitou mm. glutei medii. Následující dotyk švihové nohy kontaktem její paty s opornou plochou zabrání počínajícímu pádu. Dále Véle (2006) uvádí, že 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. Prodloužením délky kroku se zvětší rozsah torze a sníží laterální výchylka těžiště při propulzi. Dle Véleho (2006) dochází:

- v kyčelním kloubu k flexi a mírné zevní rotaci, addukce na počátku přechází v abdukci ke konci, zejména při delším kroku;

- v koleně dochází v první polovině flexi a ve druhé k extenzi;

- v kotníku dochází k dorziflexi a mírné everzi nohy.

Podle Véleho (2006) je stojná fáze (viz obr. č. 14) uváděna v okamžiku nárazu paty švihové nohy na opornou plochu, čímž zabrzdí postupující pád. Tento kontakt nohy s opornou bází se postupně rozšiřuje. Vychází z paty a postupuje na celou plantu a nožní klenbou se dynamicky uchopuje členitá plocha oporné báze tak, aby vznikl pevný a spolehlivý kontakt. To se podle Véleho (2006) projevuje střídáním supinace a pronace nohy a tím i změnami nožní klenby tak, aby se zajistila pevná opora pro působení reaktivní síly. Končetina, která původně brzdila pád, se od tohoto okamžiku stává končetinou opornou. Dále tvrdí, že na tuto část navazuje propulzní pohyb provázený odvinutím paty plantární flexí nohy, čímž se z oporné končetiny stává končetina odrazová, která je zdrojem propulzní síly zvedající tělo mírně vzhůru a dopředu. Odvinutím palce, který zakončuje propulzní část pohybu a oporná končetina se stává končetinou švihovou, tím tato fáze končí. Véle (2006) tvrdí, že v páteři dochází k torznímu pohybu a lehkému přesunu trupu na stranu oporné nohy. Průmět těžiště (COP) pro stabilizaci polohy prochází středem oporné nohy. Při této fázi dochází dle Véleho (2006) k těmto pohybům v jednotlivých kloubech:

- 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;

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

- v kotníku a na noze dochází k plantární flexi, která je zdrojem propulze a potom následuje mírná dorziflexe. Připojuje se hyperextenze metatarzofalangeálních kloubů. K oporné ploše přilne noha a uchopuje ji ve fázi opory a to proto, aby mohla zajistit spolehlivou oporu pro působení reaktivní síly. Dochází při tom ke střádavé pronaci a supinaci nohy. Velké nerovnosti ploch mohou vést až ke sklouznutí s následnou subluxací v kotníku spojenou s poškozením kloubního pouzdra a ligament.

Véle (2006) se zmiňuje, že při fázi dvojí opory se obě končetiny dotýkají oporné báze a tvoří přechod mezi fází švihovou a opornou (obr. 14) fází spojenou s propulzí. Tato fáze odlišuje chůzi od běhu. Při chůzi se odvíjí špička na stojné noze a zároveň dochází ke kontaktu paty s podložkou na noze švihové. Při běhu fáze dvojí opory chybí.

Jednotlivé úseky jsou při chůzi popisovány jako kroky (step) trvající od kontaktu jedné paty s podložkou ke kontaktu druhé paty s podložkou. Dvojkrokem (stride) jsou dle Véleho (2006) nazývány dva kroky a to od kontaktu jedné paty ke kontaktu téže paty s podložkou. V této fázi je těžiště těla na nejnižší úrovni a představuje nulovou polohu kyvadla, na kterou navazují jednotlivé fáze chůze (propulzní, švihová a brzdící).

Svaly, které plní současně několik funkcí, jsou zdrojem síly pro lokomoci člověka. Podle Véleho (2006) tyto svaly vytvářejí startovací impulz pro trup, dále dodávají propulsní impulz zvedající tělo šikmo vzhůru pro posun vpřed, stabilizují vertikální polohu i pohyb těla, uchopují terén pro zajištění opory a brání počínajícímu pádu působenému gravitací. Chodce lze dokonce podle jeho chůze identifikovat i přesto, že je rytmus a charakter pohybů těla při chůzi pokládán téměř za strojově shodný. Dále Véle (2006) upozorňuje na jednotlivé individuální detaily lokomočního pohybu, které vznikají učením spojeným s adaptačními mechanismy. Značnou individualitu při chůzi si Véle (2006) vysvětluje vlivem zevního a vnitřního prostředí nebo i různými patogenními vlivy.

Pohyb horních končetin popisuje Carpinella et al. (2010) jako švihový a to v opačném smyslu než příslušné dolní končetiny. Tento pohyb pokládá za pasivní a vyvažovací, ale je při chůzi dokázán aktivní pohyb m. deltoideus zejména v jeho zadní části a též m. teres major.

V následující kapitole se budeme zabývat shybem. Do této práce je zařazen jako pohyb vůči šplhu opačný, v jistém slova smyslu. Při shybu jsou horní končetiny aktivovány současně, symetricky, synchronně, na rozdíl od šplhu. Dále je to též nejčastější tréninkový prostředek lezců na laně. Vysvětlujeme zde i některé terminologické pojmy a to pro důvod, že práci může číst i někdo bez tělocvikářského vzdělání.

1.12 Shyb

Visy a pohyby do visů

Podle Appelta (1989) jsou visy pohyby celého těla na náradí. Hlavním znakem visů je působení na náradí tahem zdola. Dále Applet (1989) uvádí, že při visech spočíváme na náradí částmi paží (rukama), nebo částmi nohou nebo oběma současně. Pod místem závěsu se nachází celé tělo nebo jeho podstatná část.

Appelt (1989) dělí visy dle následujících způsobů.

1. Podle spočínutí části těla na náradí rozlišujeme:

- a) visy prosté – tělo visí na náradí jen za paže nebo nohy,
- b) visy smíšené – tělo visí na náradí buď za paže a současně za nohy nebo za paže a nohy se opírají o základnu nebo o náradí.

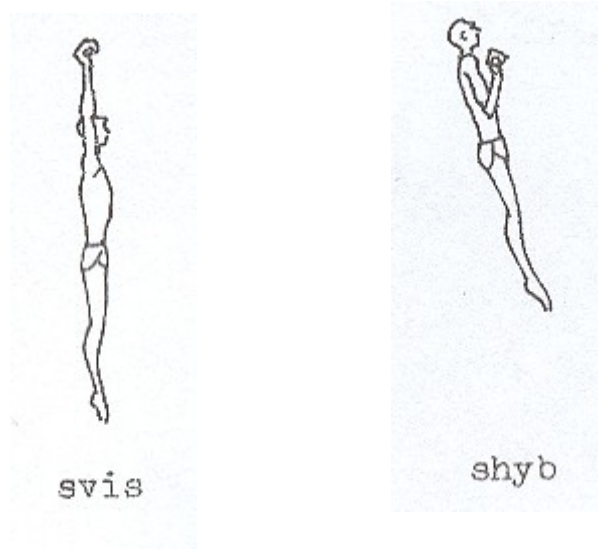
2. Podle toho, v jaké poloze tělo je vzhledem k náradí, rozlišujeme:

- a) visy vpředu – mohou být zaujímány předpažením a tělo se může přivrátit k náradí přední částí trupu nebo nohou,
- b) visy vzadu – mohou být zaujímány zapažením a tělo se může přivrátit k náradí zadní částí trupu nebo nohou.

3. Podle velikosti úhlu v lokti při visech za ruce rozlišujeme:

- a) svis – paže jsou napjaty,
- b) shyb – paže jsou skrčeny,

c) mírný shyb – paže jsou v loktech pokrčeny (Appelt, Libra, 1994).



Obr. č. 15 Svis a shyb na hrazdě (Appelt, Libra, 1994)

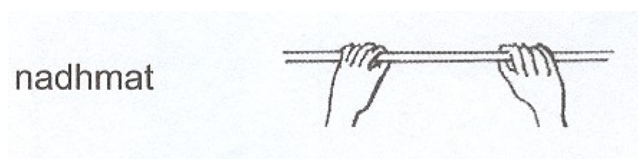
Způsob držení náradí – hmaty dle Appelta (2004):

1. v postavení čelném:

- a) nadhmat
- b) podhmat
- c) dvojhmat

2. v postavení bočním:

- a) vněhmat
- b) vnitřhmat



Obr. č. 16 Držení náradí v postavení čelném, nadhmatem (Appelt et al., 2004)

Poznámka:

Pro náš projekt není rozhodující, zda se při shybu a při šplhu jedná o nadhmat či o podhmat. Ačkoliv poloha akrálních částí končetin zásadně ovlivňuje provedení celého pohybu – například využití diagonál dle Kabata (Holubářová, 2006), v této práci se jedná o komplexní posuzování kvadrupedie jakožto lokomočního principu. Jsme si vědomi, že při olympijském šplhu začíná úchop polohou ruky, která při shybu odpovídá spíše podhmatu. Kontakt je ukončován polohou ruky odpovídající spíše nadhmatu při shybu. Toto zcela koresponduje s poznatky o pohybu horní končetiny při lokomoci prostřednictvím pletence ramenního, kdy propulzní (kráčivý) pohyb horní končetiny začíná před tělem při zevní rotaci v ramenním kloubu a končí při odrazu vnitřní rotací v ramenním kloubu.

Kapitolu o šplhu jsme zde zařadili, abychom čtenáři přiblížili postavení a důležitost šplhání a lezení v životě člověka a přiblížili techniku samotného šplhu na laně.

1.13 Šplh

Dle Appelta a Libry (1987) je ručkování, lezení a šplhání pohyb celého těla na náradí, jejichž hlavním znakem je postupování po náradí pomocí paží nebo pomocí paží a dalších částí těla.

Podle účasti částí těla na postupu po náradí rozlišujeme:

- a) ručkování – postupování po náradí pomocí paží (rukou)
- b) lezení – postupování po náradí pomocí paží a nohou,
- c) šplhání – ručkování nebo lezení na šplhacím náradí (lana, tyče).

Podle směru postupování po náradí rozlišujeme šplhání vzhůru a dolů (Appelt, Libra, 1987).

Dle Tyrše (1926) je všechno šplhání ručkováním se změnou visu (podporu), které provádíme buď s pomocí nohou (s přírazem) nebo bez jejich pomoci (bez přírazu). Lze šplhat na tyči (stožáru) či na laně.

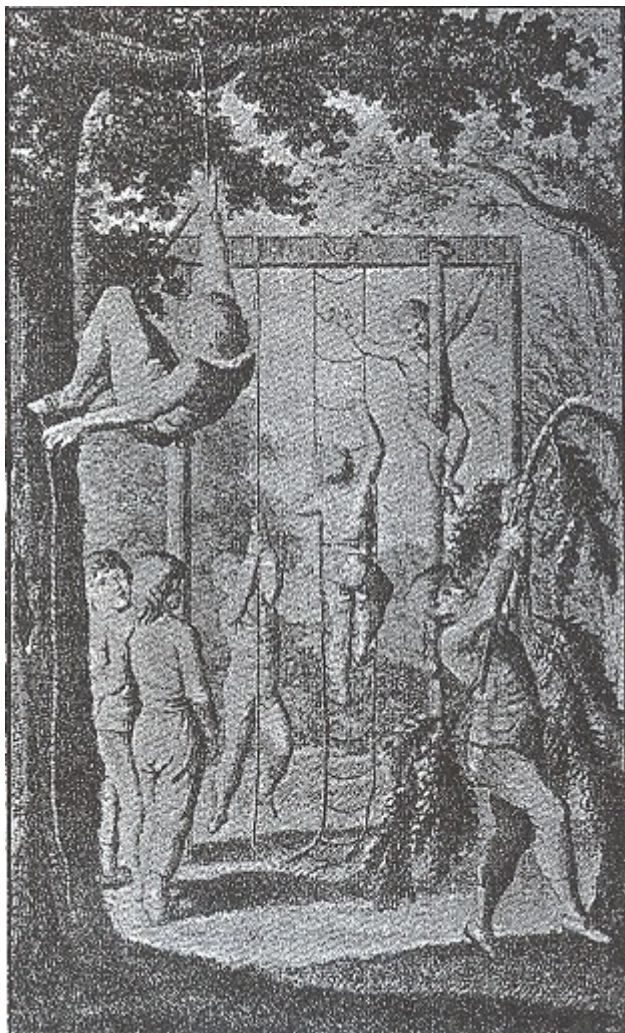
Kožíšek (1921) uvádí, že šplhání je cvičení velice vydatné, při něm působí hlavně svaly „přitahovací“ na vnitřní straně paží, na prsou a stehnech; přispívá tedy k všestrannému výcviku a mělo by se usilovně pěstovat.

Kos (1960) se zmiňuje o tom, že šplhání je velmi prospěšné cvičení, kterým cvičenci získávají pro život důležité návyky, rozvíjející sílu a houževnatost. Dále uvádí, že při šplhu posilujeme všechny svalové skupiny, především svalstvo horních končetin a pletence pletního, kromě toho uvádíme v činnost i menší svalové skupiny, které jsou jinak velmi málo a k tomu ještě staticky zaměstnány. Dále podle Kosa (1960) je při šplhu znesnadněné dýchání a to při napětí svalstva trupu, které způsobuje sevření hrudníku. Proto Kos (1960) doporučuje vyrovnávat šplh cviky pro posílení zádového svalstva a protahování svalstva prsního.

„Šplhání na laně je obtížnější než šplhání na tyči. Tento způsob šplhu provádíme jen s vyspělými cvičenci. Šplháme pokud možno dlouhými záběry paží. Ruka, která je ve

shybu, musí být stále ve výši obličej, jakmile by přešla do svisu, bylo by přehmátnutí příliš těžké. Práce paží podporuje pohyb nohou ve specifickém režimu“ (Kos, 1960).

Šplh všeobecně a v nejširším slova smyslu znamená každý pohyb člověka svisle nebo šikmo vzhůru a ovšem i dolů nebo pohyb konaný ve visu posunem rukou, tj.



ručkováním, čili zachycováním se za ruce a zároveň i pomocí přichytu nebo opory nohou. Ke šplhavému pohybu vzhůru patří i vhodné ukončení pohybu, např. při výšplhu na stromy, vzepření nebo výmyk do koruny stromů a pohyb zpět, např. sešplh, smyk nebo konečně i seskok dolů. Další možností je přelézat ze stromu na strom a podobně. To přichází samozřejmě nejen při výšplhu na stromy, nýbrž i při lezení dětí na nábytek a jiné předměty a to zejména v nárad'ovém tělocviku (Smotlacha, 1930).

Obr. č. 17 Soubor zařízení ke šplhu visu a hupu na ohnuté větvi dle Guts-Muthse (1793), je zde zachycen přirozený původ cvičení na jejich původním místě – v přírodě

Šplh byl do tělocviku zaveden Guts-Muthsem, který ho převzal z tělesného cvičení filantropistů, které pochází z přirozených tělesných zálib a cvičení mládeže, ale i z praktického života. U Guth-Muthse se nejdříve šplhalo na strom, jako u starších filantropistů, a nácvik se prováděl na kmeni, tyči, laně, provazu, žebříku apod. (Smotlacha, 1930).

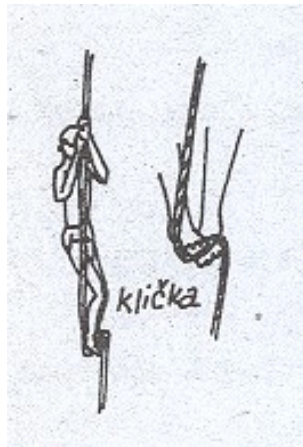
Dnes už se v tělesné výchově šplhá jen na tyčích a lanech. Šplhat lze na kmeni např. obmykem, ale i na dnešních tyčích a lanech s přírazem – za pomoci dolních končetin

nebo bez přírazu – bez opory dolních končetin, kdy se pohyb na tyči nebo na laně nahoru provádí ručkováním ve shybu vzhůru.

Šplhání na laně nebo na tyči rozlišujeme podle Appelta a Libry (1987):

- šplhání s přírazem – pohyb po šplhacím nářadí pomocí rukou a nohou; zvláštní způsob přírazu na laně je šplhací klička; příraz na tyči může být proveden buď jako příraz obounož nebo jako příraz chodidly,

- šplhání bez přírazu – pohyb po šplhacím nářadí pouze pomocí paží. Nohy se obvykle pohybují v přednožení nebo střídavě jako doprovodný pohyb paží (Appelt, Libra, 1987). Ačkoliv není upřesněno, jak dolní končetiny konají doprovodný pohyb pro lokomoci pomocí paží, lze se domnívat, že fenomén možného kvadrupedálního principu lokomoce byl zřejmě nepoznán vizuálně zaznamenán. Šplhání s dopomocí s přírazem zapojuje DKK nepřírozně (posturálně) do lokomoce a nedovoluje dále zkoumat neurofyziologické charakteristiky řízení lokomoce, realizované prostřednictvím pletence ramenního.



a)



b)



c)

Obr. č. 18 Šplhání s přírazem a) na laně kličkou, b) přírazem obounož na tyči, c) přírazem chodidly na tyči (Appelt, Libra, 1987)



a)



b)

Obr. č. 19 Šplh bez přírazu a) DKK v přednožení – těžší varianta (Appelt, Libra, 1987), b) DKK libovolně v doprovodném pohybu k HKK – lehčí varianta provedení pohybu

Ve šplhu na laně bez přírazu lze i soutěžit. Dnes tento sport, ač se nazývá olympijský šplh, už není součástí novodobých olympijských her, ale o soutěžní sport se stále jedná.



Obr. č. 20 Fáze ukončení LHK (LHK opouští lano) v rámci jednoho sáhu



Obr. č. 21 Fáze přenosu (nápřahu) LHK v rámci jednoho sáhu



Obr. č. 22 Fáze úchopu LHK v rámci jednoho sáhu



Obr. č. 23 Fáze shybu (přítahu) LHK v rámci jednoho sáhu

Šplh na laně, bez pomoci dolních končetin (DKK), je lokomoční způsob pohybu, při kterém se horní končetiny (HKK) pravidelně střídají v aktivaci a relaxaci svalů pletenců HK. Jednotlivé fáze šplhačského kroku (sáhu) jsou 4 – úchop, shyb (přítah), ukončení, přenos (nápřah).

Fáze *ukončení* (obr. č. 20) je ve chvíli, kdy ruka, která je níže, opustí lano a následuje fázi *přenosu*. HK se při fázi *přenosu* (*nápřahu*) (obr. č. 21) a následného *úchopu* (obr. č. 22) úplně nenapíná (nejde do extenze). Propínání (extenze) v loketním kloubu je známkou únavy a vysílení a hrozí pád.

Shyb (*přítah*) (obr. č. 23) je důležité vést co nejbližší k ose těla, při nedodržení tohoto pravidla se lezec brzy unaví. Shyb musí být dotažen až na úroveň obličeje. Když není shyb proveden alespoň na úroveň hlavy, je to známka vysílení a opět hrozí nedošplhání nebo pád dolů.

Dolní končetiny jsou v otevřeném kinetickém řetězci a pohybují se švihově v opačném smyslu než příslušné horní končetiny.

Po celou dobu šplhání je důležité udržet rytmus pohybu (což je podobné běhu přes překážky v atletice). Je potřeba mít dost sil i na zpáteční cestu, tedy nešplhat nahoru až na pokraj svých sil. Existují dva základní typy lezců na laně. Jedni, kteří lezou dlouhým a pomalejším „šplhačským“ krokem a druzí, kteří používají kratší krok, avšak s větší frekvencí jednotlivých kroků. Mezi nimi se nachází škála přechodových provedení.

1.14 Elektromyografie

Keller (1999) a Dufek (1995) podávají obecné informace o elektromyografické vyšetřovací metodě. Merletti a Parker (2004) ve své velmi rozsáhlé a obsáhlé publikaci popisují jednotlivé metody měření EMG, vyhodnocování a též zde uvádějí možnosti využití EMG metody. Uvádějí i některé příklady zajímavých výzkumů, které byly provedeny pomocí EMG. Další praktické informace jsou v knize Kadaňky a kol. (1994). Aplikací elektromyografie v kineziologii a dalších oborů se zabývá De Luca (1994). Možnosti využití povrchové EMG a vztah mezi naměřeným EMG signálem a svalovou silou popisuje Rodová (2001).

Následující kapitola je zcela odlišného charakteru. Nepopisuje zkoumaný pohyb, ani jeho fylogenetická a ontogenetická východiska. Soustředí se na rozhodující výzkumnou metodu disertačního projektu, která se pokouší objektivizovat koordinační kritéria sledovaných lokomočních pohybů.

Elektromyografie má větší množství technik, které lze využít k testování centrálního i periferního nervového systému (Kadaňka et al. 1994). Elektromyografie se zpočátku soustředovala na vyšetřování svalů a periferních nervů. S rozvojem poznatků fyziologických spolu se zdokonalováním i vyšetřovací techniky se možnosti této metody postupně rozšiřovaly.

Nejen lokomoce, ale i elementární pohyb je výsledkem složitých procesů probíhajících ve svalu i v nejrůznějších oblastech nervosvalového systému. Proto při vyšetření pohybových poruch využíváme celého spektra vyšetřovacích technik, které testují celý senzomotorický systém. Vyšetřujeme vedení impulsu v periferních nervech a jeho přenos na sval. Jehlovými elektrodami pak lze registrovat elektrické potenciály, které

jsou základem vlastní kontrakce svalových vláken. Registrací odpovědí vyvolaných stimulací na větší vzdálenost je možno testovat celé dlouhé dráhy, příp. elementární i složitější reflexy (Keller, 1999).

Elektromyografie je souhrnné označení pro skupinu elektrofyzilogických metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva.

Skupina metod proto, že se pod označením EMG rozumí některé zcela odlišné postupy, jako jsou například indukční studie periferních nervů, vyšetření svalů jehlovou elektrodou, vyšetření blink-reflexu. Někdy hovoříme odděleně o indukčních studiích, které umožňují získávat informace o vedení periferních nervů, a o elektromyografii jako takové, která v tomto zúženém slova smyslu znamená pouze vyšetření svalů. Jde o elektrofyzilogické metody, protože zachycují elektrické projevy činnosti nervového systému a svalů – elektrické děje na membránách nervových a svalových buněk.

Všechny elektromyografické metody vycházejí ze stimulace a záznamu aktivity z periferních nervů či ze svalu. Některé z metod však umožňují posoudit i činnost určité omezené části centrálního nervového systému. Tato část se obvykle podílí na tvorbě příslušného reflexního oblouku a takto modifikuje získanou odpověď (např. R2 odpověď při vyšetření blink-reflexu). Jinou možností projevu centrálních struktur v EMG nálezech je ovlivnění některého z parametrů sledovaných při vyšetření (např. firing rate – frekvence pálení motorické jednotky při volní kontrakci svalu) (Dufek, 1995).

Elektromyografie je grafické znázornění elektrické aktivity kosterních svalů. Lze snímat z povrchu těla a z extracelulárního prostoru svalu. Jedná se tedy vždy o sumační respektive interferenční obraz (Otáhal, 2001).

Dle Havlíka (2008) je elektromyografie diagnostická metoda, umožňující snímání bioelektrických signálů generovaných činnostmi kosterního svalstva.

Elektromyografie (EMG) patří mezi vyšetřovací techniky, které lékařům nebo jiným odborníkům napomáhají hodnotit funkční stav pohybového systému a jeho inervace nebo jiné charakteristiky neurofyzilogického řízení pohybu. K vyšetření se používá přístroj zvaný elektromyograf. Je opatřen elektrodami, zesilovačem, procesorem a obrazovkou. Při vyšetření lékař nebo jiný odborník používá jedné ze dvou technik podle charakteru vašeho onemocnění nebo podle charakteru vyšetřovaného fenoménu

pohybové soustavy. Techniky se nazývají konduktivní (povrchová – pozn. aut.) a jehlová. Vyšetření pomáhá lékařům rozlišit jednotlivé druhy nervosvalových onemocnění (Kasperová, 2004).

1.14.1 Faktory ovlivňující EMG signál

Hodnota jednotlivých parametrů elektromyografického signálu je ovlivněna nejen fyziologickými faktory (počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken, hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu, množství tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami, stabilita náboru, rychlost pálení apod.). Důležitý je ale i vliv faktorů metodického postupu detekce a zpracování signálu (De Luca, 1993).

V oblasti detekce se jedná především o elektrodovou konfiguraci, která je dána velikostí, tvarem, lokalizací elektrod a jejich vzdáleností. Za optimální pro biomechanické aplikace elektrod De Luca považuje: vzdálenost mezi elektrodami 10 mm, velikost elektrody – délka 10 mm, šířka 1 mm. Obvyklá lokalizace elektrod je ve střední linii svalu přes největší bříško svalu (případně mezi motorický bod a šlachou) s detekčním povrchem orientovaným kolmo k průběhu svalových vláken (De Luca, 1993).

1.14.2 Elektrody

Elektrody dělíme podle své funkce na stimulační a registrační a podle charakteru použití na povrchové a jehlové. Registrační elektrody bývají kovové kruhové, obdélníkové nebo čtvercové disky. Aktivní elektroda má označený kabel a umísťuje se do bodu, ze kterého chceme snímat a referenční elektroda je druhým vstupem zesilovače. V blízkosti těchto elektrod je třeba u některých systémů snímání EMG signálu umístit elektrodu zemnicí, která je také propojena s přístrojem. Zemnicí elektroda může být pásková nebo disková o větší kontaktní ploše (dnes je toto již překonáno – pozn. aut.). K zachování optimálních vodivých vlastností je třeba udržovat elektrody čisté a s hladkým povrchem. Kůže pod elektrodami se musí očistit, odmastit a pak se na ní aplikuje vodivý gel (Keller, 1999). Optimální je použití jemného abraziva.

Vyšetření jehlou může být pomocí různých typů jehlových elektrod (monopolární, koncentrická monopolární, koncentrická bipolární, single fibre, atd.). Délka jehly se obvykle pohybuje od 20 do 65 mm (Dufek, 1995).

Všechny elektrody je nutno udržovat v čistotě a suchu, aby se zabránilo korozi a uchovala se jejich dostatečná vodivost (Keller, 1999).

1.14.3 Omezení metody povrchové EMG

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 nejuvěrněji 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 (Kračmar, 2007):

1. Kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření na jedné osobě bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi měřeními (pocení, odlepení elektrody). Nevýhodou je minimální možnost zobecnění výsledků. Tuto skutečnost můžeme částečně eliminovat různými formami normalizace měření.
2. Při analýze pohybové aktivity je vhodné vybrat probanda s vysokou mírou koordinace pohybu a s pevně fixovaným hybným stereotypem, kde je předpoklad vysoké hodnoty autokorelace EMG křivky při opakování činnosti.
3. Zapojení velkého počtu motorických jednotek vyplývající ze vzájemné interference způsobuje deformaci křivky, přibližně od zapojení padesáti procent motorických jednotek nestoupá křivka dále lineárně, není možné poměrné posouzení svalové práce. Můžeme však konstatovat, jestli se svalová práce u jednoho svalu zvětšila nebo zmenšila mezi dvěma různými činnostmi. Normalizace zjištění výšky amplitudy v klidovém stavu nebo při maximální volní kontrakci sledovaného svalu popisovaný negativní fenomén minimalizuje.
4. Bezvýznamná je snaha o poměrné posouzení svalové práce mezi dvěma 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). A to jak u jednoho probanda, tak mezi jednotlivými probandy.

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 versus excentrická.

2. Cíl, hypotézy a úkoly práce

2.1 Cíl práce

Cílem práce je detekovat formu pohybového vzoru šplhu na laně bez dopomoci dolních končetin v komparaci s pohybovým vzorem volné bipedální chůze a shybu na hrazdě.

Cíl práce je formulován na základě empirického pozorování zapojení pletenců ramenního i pánevního do lokomoce člověka. Při chůzi vykonávají paže doprovodný pohyb kontralaterálně synchronizovaný s dolními končetinami. Pletenec pánevní je při tom zdrojem propulzního působení.

Při šplhu na laně je naopak zdrojem propulze pletenec ramenní, dolní končetiny přitom vykonávají kontralaterálně doprovodný (nikoli vyrovnávací) pohyb bez volní kontroly sportovce, který implikuje dynamický průběh nároku dolních končetin při chůzi, ačkoliv se končetiny nachází v otevřeném kinetickém řetězci. Chůze je zvolena jako komparativní pohyb; jedná se o nejvíce fixovaný lokomoční pohyb člověka.

Doprovodný pohyb paží probíhá rovněž bez volní kontroly, automaticky. Olympijský šplh zvládne jen pár jedinců, je to pohyb velmi náročný na funkční zdatnost horních končetin a trupu. Ve vztahu k chůzi se jedná o pohyb polarizačně opačný. V práci je kladen důraz právě na doprovodný pohyb dolních končetin, které nevytvářejí propulzi, pracují v otevřeném kinetickém řetězci. Při chůzi se v této roli nacházejí končetiny horní. Jedná se o fenomén polarizačně opačný, kdy je zaměněna aktivita horních a dolních končetin v uzavřeném kinetickém řetězci a horních a dolních končetin v otevřeném kinetickém řetězci. Dalším komparativním pohybem vůči šplhu byl zvolen shyb na hrazdě. A to z tohoto důvodu, že v uzavřeném kinetickém řetězci pletence ramenního horní končetiny nepracují ve střídavém režimu, ale synchronně a symetricky. Zároveň je to nejvyužívanější tréninkový prostředek závodníků ve šplhu na laně.

2.2 Hypotézy

H1

Při střídavém zapojení horních končetin do lokomoce (šplh na laně) budou dolní končetiny aktivovány v režimu kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru ve smyslu „Vysvětlení používaných pojmů“ na s. 11 v druhové variantě rodu *Homo* (jako je tomu při chůzi u horních končetin).

H2

Při symetrické práci horních končetin (shyb) nedojde k zapojení dolních končetin do režimu kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru.

ZDŮVODNĚNÍ HYPOTÉZ

H1 Při šplhu na laně jsou dolní končetiny mimo volní kontrolu sportovce. Jejich pohyb v průběhu šplhu tvarově nápadně připomíná chůzi se svými koordinačními atributy. Lze se tak domnívat, že tato část pohybové soustavy pracuje bez volní kontroly v režimu kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru podobně jako horní končetiny při chůzi. Situace je v této kombinaci (pletenec ramenní v propulzní funkci, pletenec pánevní ve funkci vyrovnávací) oproti chůzi o to silnější, že při lokomoci je funkce pletence ramenního z neurologického hlediska dominantní vůči pletenci pánevnímu (kraniokaudální princip zrání CNS v rámci posturálně pohybové ontogeneze člověka). Zásadní tvarový rozdíl v pohybu horních a dolních končetin spatřujeme v tom, že horní končetiny pouze vyrovnávají torzní pohyby dolních končetin a pánve při chůzi, protože toto jejich působení nijak nenavazuje na původní kvadrupedální lokomoci a díky chybějící opoře k tomu ani nemají vytvořené podmínky. Na druhou stranu dolní končetiny se při šplhu pohybují jako při chůzi, protože je zde návaznost na pohybovou ontogenezi člověka, která pro pletenec ramenní a paže byla v průběhu ontogeneze opuštěna. Druhově lidská varianta bazální formy lokomoce se liší od kvadrupedů s addukovanými končetinami pod trup především v tom, že nedochází k fázovému posunu kontralaterálního diagonálního působení předních (horních) a zadních (dolních) končetin přibližně o $\frac{1}{4}$ nebo o $\frac{3}{4}$ fáze krokového cyklu. Tato souhra je víceméně synchronní.

H2 Při shybu nenastává střídavá práce horních končetin a pletenců ramenních, není proto důvod, aby byl provokován prostřednictvím dominantního pletence ramenního (z

hlediska neurofyziologického řízení pohybu) kvadrupedální lokomoční diagonální vzor, ačkoliv nervosvalová aktivita je předpokládána pro útlum práce dolních končetin tak, aby kvalita provedení pohybu byla pokud možno dokonalá.

2.3 Úkoly práce

1. Provést rešerši odborných a vědeckých materiálů a formulovat teoretická východiska.
2. Na základě zjištěných skutečností formulovat vědeckou otázku a hypotézy
3. Stanovit design výzkumu.
 - a) Stanovit vhodný typ lokomoce člověka prostřednictvím pletence ramenního bez propulzního působení dolních končetin.
 - b) Vybrat vhodný přístupný výzkumný soubor.
 - c) Vybrat vhodné svaly pro posouzení režimu práce pohybové soustavy.
4. Realizovat terénní výzkum.
5. Zpracovat a interpretovat data.
6. Formulace závěrů
 - a) pro teorii,
 - b) pro praxi.

3. Metodika práce

3.1 Popis sledovaného souboru

Při hledání obecných zákonitostí pohybu člověka ve smyslu kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru narážíme na určité obtíže. Při hledání pohybové aktivity, kde bude pracovat pletenec ramenní čistě v lokomočním režimu a pletenec pánevní bude zapojen v otevřeném kinetickém řetězci bez dalšího omezení, jako je tomu u horních končetin při chůzi, byl nalezen šplh na laně bez opory dolních končetin. Tuto aktivitu je schopna vykonávat pouze velmi omezená část populace s dostatečnou funkční zdatností pletence ramenního. Proto je nutno sledovanou aktivitu monitorovat u populace závodníků v olympijském šplhu, pro které tako lokomoce není problém.

Sledovaný soubor byl vybrán expertním posouzením (nezávislé posouzení tří trenérů) z populace výkonnostních sportovců specifické disciplíny. Populaci tvoří závodníci v tzv. olympijském šplhu - šplh na 8 metrovém laně bez přírazu, tzv. olympijským způsobem. Sledovaný soubor tvoří 5 probandů z 20 pravidelně se nominujících účastníků MČR ve výše jmenované disciplíně (nominace viz příloha č. 12). Osobní rekordy probandů jsou nejhůře do 8 sec a nejlepší výkon sezony, ve které proběhlo měření, nesmí být horší než 8,5 sec. Všichni probandi jsou praváci. Nesledovanou proměnnou je výška, váha, věk. V olympijském šplhu soutěží doposud jenom muži. Úmyslem projektu je získat informace o vnitřní organizaci pohybu. Kvalitu pohybu nám zajistí výkonnost probandů na úrovni reprezentace a jejich somatometrické údaje pro tento výzkum nejsou podstatné, protože se jedná pouze o režim organizace lokomočního vzoru. Všichni probandi nebyli čtrnáct dní před měřením ani po měření nemocni, a zároveň se v současné době neléčili s žádným onemocněním pohybového aparátu. Prošli sportovní zdravotní prohlídkou se závěrem: zdrav a schopen vyšší fyzické zátěže (vrcholového sportu).

Každý měřený proband podepsal informovaný souhlas. Vzor tohoto souhlasu je spolu se schváleným projektem práce etickou komisí v kapitole přílohy – příloha č. 1.

3.2 Použité metody

Jedná se o intraindividuální srovnávací analýzu s cílem sledovat změny kvality pohybu. Intraindividuální charakter sledování vyplývá z možností sledovací metody – EMG

umožňuje posoudit především timing svalů a jeho změny v různých pohybech v individuálně proměnných podmínkách konkrétního sledovaného probanda.

Sledovanou proměnnou byla odpověď dolních končetin při dvou základních režimech práce pletence ramenního. Pletenec ramenní byl zatěžován ve dvou definovaných limitních formách pohybu:

a) střídavá, reciproční forma pohybu lokomočního charakteru – šplh na laně, dolní končetiny pracují v otevřeném kinetickém řetězci,

b) symetrická, souhlasná práce horních končetin a pletence ramenního – shyb na hrazdě, dolní končetiny pracují v otevřeném kinetickém řetězci.

Oba pohyby byly též porovnány s chůzí jako s bazálním pohybem člověka.

Byla použita interindividuální srovnávací analýza, kdy jsme porovnávali timing nástupů aktivace vybraných svalů jednotlivých probandů u všech zvolených pohybů – šplh, chůze, shyb.

Nesledované proměnné jsou čas, délka kroku (ponecháno na rozhodnutí a pocitech probanda), únava, která nenastupuje díky malému počtu opakování a vysoké úrovni trénovanosti probandů. Tyto parametry nejsou pro výzkum důležité, protože účelem výzkumu je získat informace o režimu organizace pohybu při specifické formě lokomoce.

Výběr sledovaných proměnných vyplývá z charakteru výzkumu coby základního – nepotřebujeme znát jemné rozdíly na základě doprovodných metrických měření, ale potřebujeme potvrdit či vyvrátit fenomén kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru na základě pořadí (timingu) nástupů aktivace vybraných svalů.

Data jsme získávali pomocí povrchového elektromyografického měření synchronizovaného s videozáznamem. Měřeno bylo sedm povrchových svalů na sedmikanálovém přístroji pro EMG měření, osmý kanál byl použit pro synchronizaci EMG záznamu a videozáznamu. Přístroj pro terénní měření EMG záznamu je blíže popsán v příloze č. 11. Videozáznam byl zaznamenán pomocí videokamery SONY HDR-SR12 High Definition (Series highlights: 5.6 MP ClearVid™ CMOS sensor, BIONZ™ image processor, 1920 x 1080 Video, 10.2 MP still image capture, Face Detection technology for video, hybrid recording, 120GB HDD, 3.2" touch panel).

3.3 *Sběr dat*

Všech pět probandů bylo naměřeno v rozmezí od 9. do 21. listopadu 2010. Toto období bylo zvoleno záměrně z důvodu přípravy probandů na blížící se mistrovství ČR v olympijském šplhu, které se konalo 4. 12. 2010. Měření probíhalo vždy v tělocvičně v Praze v Tróji – tělocvična loděnice UK FTVS. Teplota v tělocvičně byla od 16 do 17 °C. Šplhalo se na klasickém laně 4,5 metru dlouhém o průměru 32 mm. Závěsná hrazda na ribstole (žebřiny) byla použita pro shyby a chůzi jsme měřili na délku tělocvičny. Byli zde měřeni všichni probandi za shodných podmínek.

Sledované pohyby:

Šplh

Jedná se o šplh na laně bez přírazu (bez opory dolních končetin o lano) svisle vzhůru. Pohyb dolních končetin je mimo volní kontrolu sportovce (pro závodníky je rozhodující dosažený čas), není stanovena žádná technika ani její popis („závodníkům je jedno jak, ale hlavně rychle“). Žádný z probandů nebyl upozorněn, že základem sledování je doprovodný pohyb dolních končetin. Každý proband vyšplhal pětkrát s pěti minutovými pasivními pauzami mezi jednotlivými pokusy, abychom zamezili nástupu únavy. Jejich běžné tréninkové zatížení je i dvanáct opakování šplhu na šestimetrovém laně.

Chůze

Chůze člověka ve volném (individuálně přirozeném) tempu. Měření chůze probíhalo v pěti opakováních s dvouminutovou pasivní pauzou. Byla měřena vzdálenost 20 m.

Shyb

Shyb nadhmatem opakovaně na horizontální hrazdě zavěšené na žebřinách. Tento cvik je pro populaci závodníků ve šplhu na laně jedním ze základních tréninkových prostředků, proto nebyl z naší strany zadán žádný pokyn, jak má shyb vypadat (vše jsme nechali na individuálním provedení probandů, abychom nenarušili jejich pohybový stereotyp). I zde proběhlo pět opakování měření s pauzou pět minut, abychom zabránili nástupu únavy. Každé měření obsahovalo šest shybů.

3.4 Analýza dat – statistické zpracování dat

Synchronizace EMG záznamu a videozáznamu byla provedena v počítačovém programu Dartfish.

Komplexní analýza EMG záznamů byla provedena pomocí počítačového programu Matlab. Zajímala nás hlavně maximální kroskorelační matice EMG záznamů jednotlivých svalů při jednom určitém pohybu a příslušné fázové posuny, ze kterých byl následně určen timing (pořadí) rozhodujících nástupů aktivace jednotlivých svalů při zvoleném pohybu.

Prostřednictvím počítačového programu Matlab byly vyhodnoceny maximální kroskorelační koeficienty u měřených svalů při zvolených pohybech (šplh, shyb a chůze). V závislosti na max. kroskorelačních koeficientech byly určeny fázové posuny, které stanoví pořadí rozhodujících nástupů aktivací jednotlivých svalů. Toto pořadí bylo intraindividuálně porovnáno u jednotlivých pohybů (šplh, shyb a chůze) a získané výsledky byly interindividuálně porovnány mezi jednotlivými probandy.

Uvažujeme-li cyklický, periodicky se opakující pohyb (běh, chůze, jízda na kole, pádlování apod.), pozorujeme u EMG záznamu periodicky se opakující hodnoty napětí z jednotlivých svalů. Vzhledem k určité podobnosti EMG záznamu s goniometrickými funkcemi jsme se rozhodli provést jednoduchou úvahu, která vychází z vlastností korelace dvou goniometrických funkcí. Velikost korelace nezávisí na amplitudě, ale závisí na frekvenci a fázi harmonické funkce. Dostatečně dlouhé úseky harmonické funkce mají při různé frekvenci tendenci k nulové korelaci. Pro různé fázové posuny dvou harmonických funkcí se shodnou frekvencí má korelační koeficient podobný průběh jako funkce sinus (Hojka et al., 2010).

Z hlediska zpracování a vyhodnocení diskrétního signálu existuje pět základních domén: časová, prostorová, frekvenční, autokorelační a waveletová (Todd, Wynn, 2000).

Pro porovnání činnosti dvou a více svalů je výhodné náležitým způsobem zpracovat EMG záznam. Klíčovým předpokladem je rektifikace (usměrnění), čili převedení záporných hodnot na kladné. Použití filtrů (horní a dolní propust') pro minimalizaci ovlivnění záznamu frekvencemi mimo zkoumané rozpětí. Tyto filtry snižují amplitudu frekvencí mimo zkoumané frekvenční rozpětí, čímž zabraňují nežádoucím jevům

(interference, šum), aby znehodnotily EMG záznam. Při povrchovém EMG jsou snímané frekvence nižší než 100 Hz, protože kůže se chová jako low-pass filtr (Merletti, Parker, 2004).

3.4.1 Maximální korelace činnosti dvou svalů

Pokud dva svaly pracují u daného pohybu fázicky, měl by jejich maximální korelační koeficient dosahovat při posunutí jednoho signálu vůči druhému vysokých hodnot – 0,7 a více (Mehta et al., 2009). Pokud dvojice svalů pracuje jako tonický – tonický nebo fázický – tonický, měla by být jejich původní korelace nízká. Jejich maximální korelace v časovém posunu by měla přesahovat hodnotu 0,6. U pohybů, kde se svaly zapojují v určitých fázích pohybu tonicky a v určité fázi pohybu fázicky nejsou uvedené meze směrodatné (Hojka et al., 2010).

3.4.2 Výpočet časového posunu vzájemné činnosti dvou svalů

Z výše uvedené úvahy vyplývá, že pro každé dva svaly EMG záznamu bude existovat časový posun t takový, že korelace signálu x posunutého o t_s a signálu y bude maximální. Tento koeficient budeme nazývat časovým posunem činnosti svalu y za svalem x . Pro každou periodu pohybu by měl takový koeficient existovat (tzn. $0 \leq t_s \leq T$; kde T je perioda pohybu) (Hojka et al., 2010). Toto tvrzení je znázorněno ve vztahu:

$$t_s(y, x) = \tau \quad \tau = \max_{\tau} \text{cor} [x(t+\tau), y(t)] \quad \tau \in \langle 0; T \rangle$$

(kde je τ (tau) a t_s – časový posun; T je perioda pohybu; x, y jsou EMG signály)

3.4.3 Výpočet periody pohybu

Aby měl výpočet periody smysl, musíme uvažovat pouze cyklický nebo cyklicky se opakující pohyb. Vzájemnou periodu činnosti dvou svalů dostaneme součtem časových posunů činností svalů $t_s(x, y)$ a $t_s(y, x)$. Tento výpočet odráží skutečnost, že korelace signálů se postupným posunem po ose x jednoho signálu vůči druhému mění. Jedenkrát za periodu nastane maximum této korelace $t_s(y, x)$. Analogicky zkoumáme časový posun prvního signálu vůči druhému $t_s(x, y)$ (Hojka et al., 2010). Výslednou periodu činností dvou svalů dostaneme jako součet:

$$T(x, y) = T(y, x) = t_s(x, y) + t_s(y, x)$$

(kde T je perioda pohybu; t_s je časový posun; x, y jsou EMG signály)

Druhou možností výpočtu periody je určení časového posunu mezi globálními maximy funkce $cor(x, y, t)$ na určitém intervalu. Zde se ukazuje nejvýhodnější využití autokorelační křivky $cor(x, x, t)$. Výhodné je určovat periodu pohybu jako medián časových vzdáleností dvou globálních maxim na intervalu několika autokorelačních křivek. Výhodou druhého přístupu je výrazně vyšší přesnost určení periody – určená mnohem nižším rozptylem souboru period počítaných druhou metodou (Hojka et al., 2010).

3.4.4 Fázový posun

V některých specifických případech cyklických pohybů nám nevystačí pouhé porovnání časového posunu, protože sledované pohyby mají různou periodu. Pokud u takových pohybů chceme porovnávat timing zapojení jednotlivých svalů, nabízí se možnost porovnávat relativní časový posun vztažený vůči periodě pohybu. Fázový posun svalové činnosti $\varphi(x, y)$ definuje Li a Caldwell (1996) jako podíl časového posunu činnosti dvou svalů $t_s(y, x)$ a periody činnosti dvojice svalů $T(x, y)$:

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

(kde f je fázový posun, t_s je časový posun, T je perioda pohybu; x, y jsou EMG signály)

Využití fázového posunu při vyhodnocení pohybu je výhodné při zkoumání fázování pohybu a zkoumání zapojení dvojice agonista – antagonisty v jednotlivých fázích cyklu. Další výhodou uvedeného fázového posunu je pozorování změn v časování pohybu po aplikaci terapie, což se naší práce netýká (Hojka et al., 2010).

3.5 Měřené svaly

V této práci nás zajímá aktiva svalů dolních končetin při šplhu na laně bez přírazu a bez volní kontroly dolních končetin probandem. Je evidentní, že rozhodujícími přístupnými svaly pro povrchovou EMG budou ty, které umožňují propulzní činnost horních končetin. Pokoušíme se však detekovat kvadrupedální zkřížený lokomoční vzor, tedy, jak jsou podvědomě zapojeny dolní končetiny. Proto byly zvoleny svaly převážně dolní

končetiny, kontralaterálně k dvěma svalům na horní polovině těla, které tvoří marker pro zapojení horních končetin. Jedním z markerů byl zvolen m. latissimus dorsi jako hlavní záběrový sval, dle Kračmar (2007). Svaly dolních končetin převládají záměrně, protože při pohledu na probanda při šplhu to vypadá, jako když jeho dolní končetiny, které jsou mimo volní kontrolu probanda, „kráčejí“ ve směru pohybu. Tento jev jsme chtěli porovnat právě s chůzí (jako pohybem z hlediska lokomoce opačně polarizovaným oproti šplhu a nalézt zde podobnost ve zkříženém lokomočním vzoru). Shyb, jakožto nejčastější tréninkový prostředek šplhu na laně, zde zastupuje pohyb prostřednictvím pletence ramenního, ale horní končetiny pracují synchronně a ne střídavě jako u šplhu.

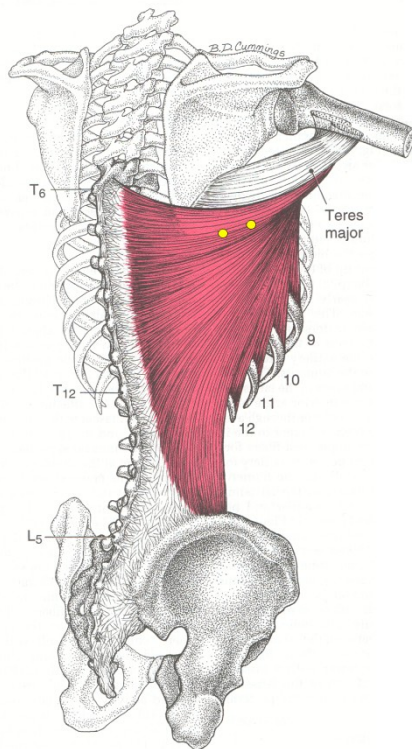
Vybrané svaly:

1. musculus latissimus dorsi dexter
2. musculus deltoideus dexter, pars anterior
3. musculus gluteus medius sinister
4. musculus quadriceps femoris sinister, rectus femoris
5. musculus biceps femoris sinister, caput longum
6. musculus gastrocnemius sinister, caput medialis
7. musculus tibialis anterior sinister

Při měření svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie máme dvě zásadní omezení. Jedno je výběr svalů, které mohou být jen povrchové – jak vyplývá z názvu metody. A druhé omezení je počet elektrod, které máme k dispozici – sedm kanálů pro měření svalové aktivity (sedm svalů) a osmý kanál je určen pro synchronizaci EMG záznamu s videozáznamem.

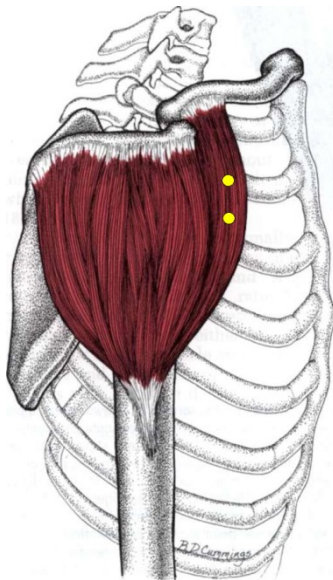
Ilustrační snímky nalepených svalů jednoho z vybraných probandů jsou umístěny v příloze č. 2.

Musculus latissimus dorsi dexter



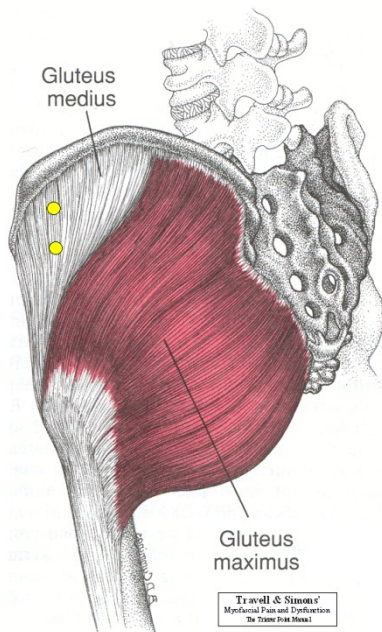
Obr. č. 24 *Musculus latissimus dorsi dexter s lokalizaci elektrod (upraveno dle Travell, Simons, 1999)*

Musculus deltoideus dexter, pars anterior



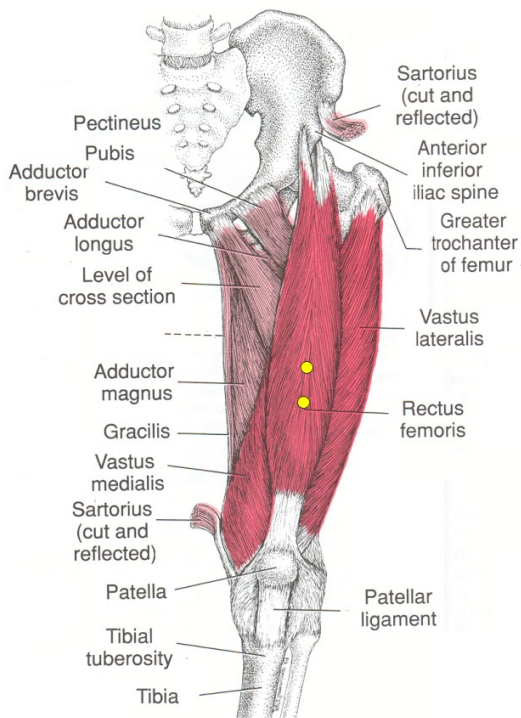
Obr. č. 25 *Musculus deltoideus dexter, pars anterior s lokalizaci elektrod (upraveno dle Travell, Simons, 1999)*

Musculus gluteus medius sinister



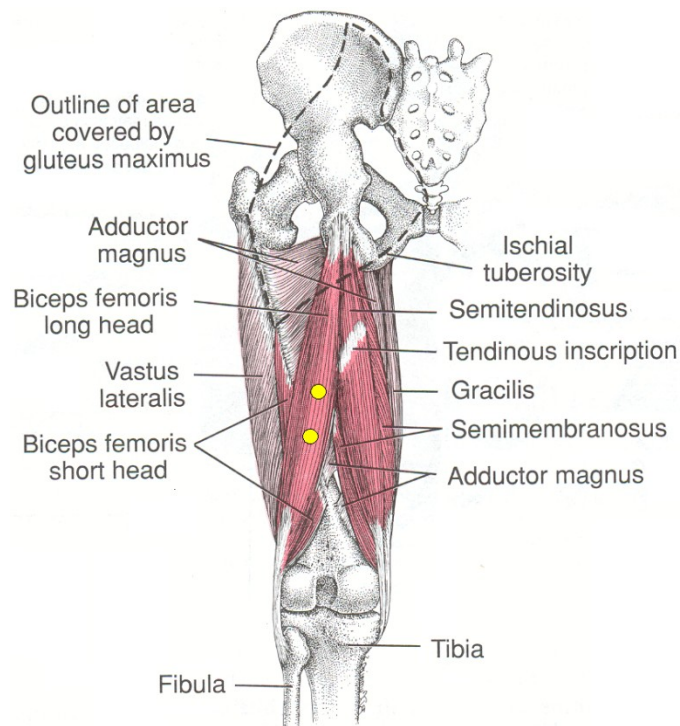
Obr. č. 26 *Musculus gluteus medius sinister (upraveno dle Travell, Simons, 1999)*

Musculus quadriceps femoris sinister, rectus femoris



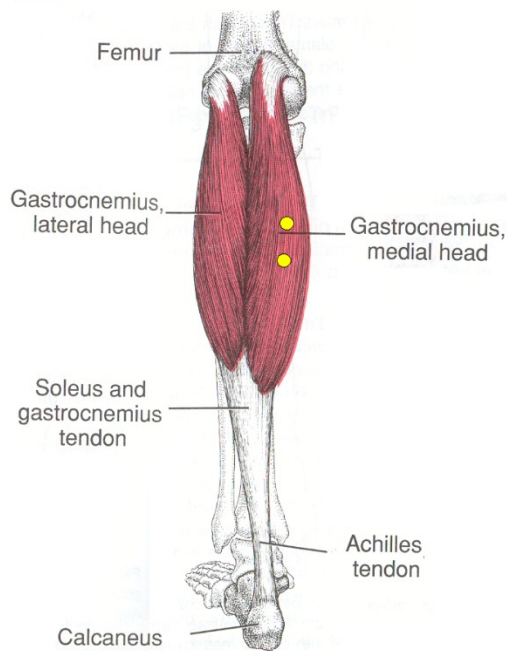
Obr. č. 27 *Musculus quadriceps femoris sinister, rectus femoris (upraveno dle Travell, Simons, 1999)*

Biceps femoric sinister, caput longum



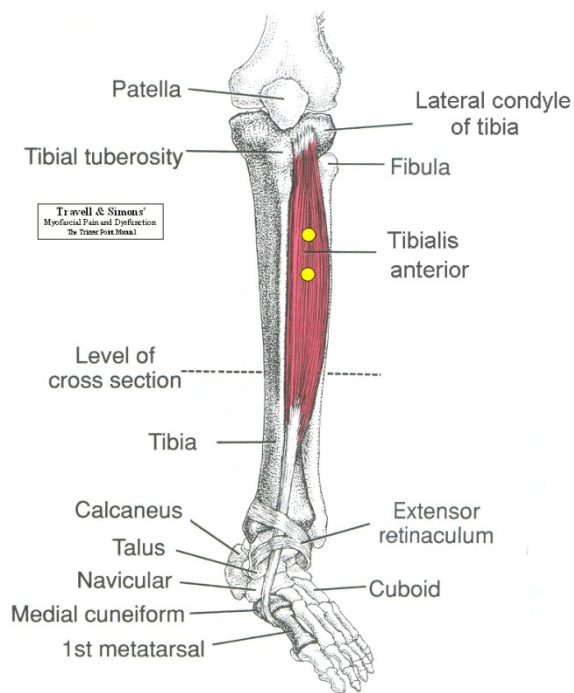
Obr. č. 28 *Musculus biceps femoric sinister, caput longum (upraveno dle Travell, Simons, 1999)*

Musculus gastrocnemius sinister, caput medialis



Obr. č. 29 *Musculus gastrocnemius sinister, caput medialis (upraveno dle Travell, Simons, 1999)*

Musculus tibialis anterior sinister



Obr. č. 30 *Musculus tibialis anterior sinister (upraveno dle Travell, Simons, 1999)*

4. Výsledky

Uvádíme intraindividuální vyhodnocení výsledků jednotlivých probandů při zvolených pohybech chůze, šplh a shyby.

V následujících maticích jsou užívány zkratky sinister - sin. a s. a pro dexter - dex. a d.

Na následujících obrázcích vidíme dvě matice. V horní části se jedná o matici maximálních kroskorelačních koeficientů v určitém fázovém posunu. Ve spodní části vidíme zmíněné fázové posuny, které jsou důležité pro určení pořadí nástupu aktivace svalu. Důležitý je první řádek této matice, protože zde je pořadí vztaženo k referenčnímu svalu m. latissimus dorsi sin. Při cyklickém pohybu je možné přepočítat pořadí aktivity svalů z intervalu $\langle -0,5;0,5 \rangle$ na interval $\langle 0;1 \rangle$, po vynásobení stem lze tyto intervaly vyjádřit v procentech a to na interval $\langle 0;100 \rangle$ procent. Tato procenta jsou nanesena na osy. Při vyjádření v procentech se vyhneme rozdílům v délce krokových cyklů jak u jednotlivých pohybů (při intraindividuálním sledování), tak i u jednotlivých probandů (při interindividuálním sledování).

Proband č. 1

Chůze

Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 1,11 sec. (s.d. 0,007).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,55 | 0,49 | 0,65 | 0,56 | 0,56 | 0,51 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,37 | 0,36 | 0,31 | 0,27 | 0,30 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,47 | 0,72 | 0,69 | 0,69 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,84 | 0,84 | 0,73 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,82 | 0,84 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,90 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | -0,02 | 0,45 | -0,49 | 0,07 | -0,25 | 0,03 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | -0,16 | 0,37 | -0,11 | 0,05 | -0,28 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | 0,07 | -0,09 | 0,27 | -0,12 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | -0 | 0,30 | -0,09 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,32 | -0,07 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,39 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Obr. č. 31 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při chůzi u probanda č. 1. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Šplh

Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 1,425 sec. (s.d. 0,018).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,55 | 0,52 | 0,79 | 0,61 | 0,50 | 0,48 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,66 | 0,65 | 0,80 | 0,84 | 0,55 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,76 | 0,75 | 0,60 | 0,65 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,71 | 0,58 | 0,65 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,86 | 0,81 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,77 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | -0,45 | 0,29 | -0,11 | 0,39 | 0,47 | 0,46 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | -0,06 | -0,45 | -0,24 | -0,16 | 0,22 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | -0,42 | 0,07 | 0,15 | -0,44 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,49 | -0,44 | -0,41 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,07 | 0,03 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,04 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Obr. č. 32 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při šplhu u probanda č. 1. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Shyb

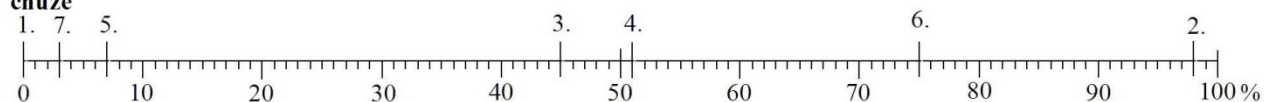
Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 2,87 sec. (s.d. 0,083).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,60 | 0,86 | 0,71 | 0,78 | 0,75 | 0,85 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,61 | 0,54 | 0,60 | 0,60 | 0,62 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,70 | 0,82 | 0,75 | 0,80 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,67 | 0,65 | 0,64 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,70 | 0,69 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,60 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | 0,03 | 0,04 | -0,14 | -0,12 | -0,08 | 0,03 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | -0,04 | -0,09 | -0,24 | -0,16 | 0,04 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | -0,11 | -0,17 | -0,16 | -0,05 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,04 | -0,07 | 0,10 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,02 | 0,19 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,21 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

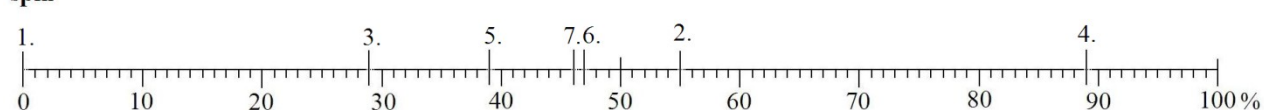
Obr. č. 33 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při shybu u probanda č. 1. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Čísla (1-7) v následujících osách jsou svaly: 1. - m.lat.dors.dx., 2. - m.delt.dx., p.ant., 3. - m.glut.med.sin., 4. - m.rect.fem.sin., 5. - m.bic.fem.sin., c.l., 6. - m.gast.sin., c.m., 7. - m.tibl.ant.sin.

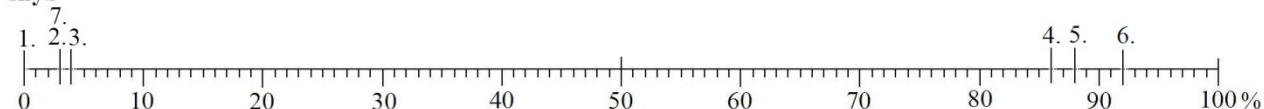
chůze



šplh



shyb



Obr. č. 34 Grafické znázornění časového rozložení timingu svalů probanda č. 1 v rámci jednoho průměrného pohybového cyklu. 100% odpovídá časově normalizované délce průměrného pohybového cyklu.

Proband č. 2

Chůze

Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 1,045 sec. (s.d. 0,168).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,62 | 0,78 | 0,79 | 0,43 | 0,76 | 0,78 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,42 | 0,46 | 0,32 | 0,35 | 0,28 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,71 | 0,44 | 0,66 | 0,62 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,51 | 0,71 | 0,76 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,66 | 0,47 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,88 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | -0,03 | -0,01 | -0,05 | -0,35 | 0,36 | 0,02 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | 0,04 | 0,26 | 0,26 | 0,01 | -0,35 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | -0,04 | -0,36 | 0,36 | 0,03 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,06 | 0,37 | 0,01 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,33 | -0,01 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,35 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Obr. č. 35 *Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při chůzi u probanda č. 2. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.*

Šplh

Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 1,325 sec. (s.d. 0,222).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,61 | 0,75 | 0,69 | 0,56 | 0,51 | 0,39 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,68 | 0,53 | 0,75 | 0,63 | 0,69 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,60 | 0,56 | 0,55 | 0,69 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,77 | 0,63 | 0,57 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,58 | 0,66 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,57 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | -0,28 | 0,35 | -0,12 | -0,49 | 0,43 | -0,26 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | -0,09 | -0,30 | -0,02 | 0,14 | 0,29 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | -0,40 | -0,37 | 0,08 | 0,48 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,14 | -0,03 | -0,47 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,14 | -0,11 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,12 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Obr. č. 36 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při šplhu u probanda č. 2. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Shyb

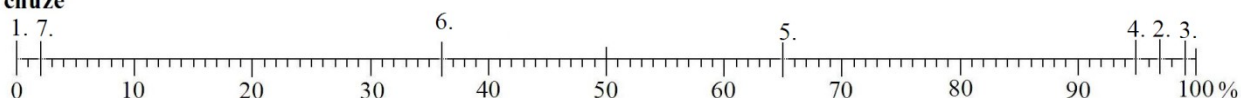
Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 1,755 sec. (s.d. 0,576).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,70 | 0,77 | 0,58 | 0,75 | 0,70 | 0,48 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,80 | 0,67 | 0,59 | 0,70 | 0,33 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,61 | 0,68 | 0,67 | 0,35 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,51 | 0,47 | 0,42 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,74 | 0,49 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,58 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | 0,08 | 0,04 | -0,23 | 0,12 | -0,23 | 0,46 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | -0,10 | -0,29 | 0,06 | -0,36 | 0,39 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | -0,36 | 0,09 | -0,31 | 0,38 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,21 | -0,10 | -0,37 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,35 | 0,27 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,42 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

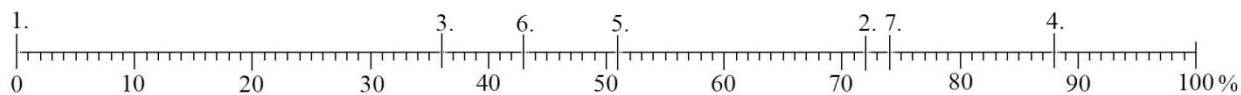
Obr. č. 37 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při shybu u probanda č. 2. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Čísla (1-7) v následujících osách jsou svaly: 1. - m.lat.dors.dx., 2. - m.delt.dx., p.ant., 3. - m.glut.med.sin., 4. - m.rect.fem.sin., 5. - m.bic.fem.sin., c.l., 6. - m.gast.sin., c.m., 7. - m.tib.ant.sin.

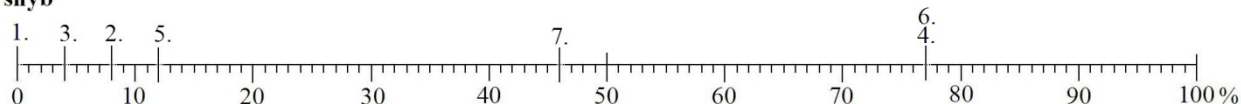
chůze



šplh



shyb



Obr. č. 38 Grafické znázornění časového rozložení timingu svalů probanda č. 2 v rámci jednoho průměrného pohybového cyklu. 100% odpovídá časově normalizované délce průměrného pohybového cyklu.

Proband č. 3

Chůze

Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 0,895 sec. (s.d. 0,005).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,33 | 0,42 | 0,43 | 0,34 | 0,26 | 0,55 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,64 | 0,67 | 0,66 | 0,80 | 0,78 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,50 | 0,62 | 0,77 | 0,65 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,74 | 0,70 | 0,54 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,53 | 0,42 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,71 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | 0,36 | 0,40 | -0,05 | -0,08 | -0,23 | 0,40 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | 0,03 | 0,06 | -0,01 | 0,30 | -0,05 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | -0,03 | 0,00 | 0,31 | 0,01 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,03 | 0,23 | -0,11 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,34 | 0,00 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,32 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Obr. č. 39 *Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při chůzi u probanda č. 3. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.*

Šplh

Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 0,98 sec. (s.d. 0,164).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,63 | 0,78 | 0,59 | 0,53 | 0,93 | 0,74 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,54 | 0,78 | 0,73 | 0,60 | 0,72 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,76 | 0,48 | 0,80 | 0,64 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,65 | 0,41 | 0,39 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,81 | 0,60 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,80 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | -0,30 | 0,48 | 0,43 | 0,28 | -0,25 | 0,23 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | -0,39 | -0,33 | 0,47 | 0,31 | -0,22 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | -0,48 | -0,20 | 0,27 | -0,26 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,19 | 0,29 | 0,03 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,22 | -0,49 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,47 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Obr. č. 40 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při šplhu u probanda č. 3. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

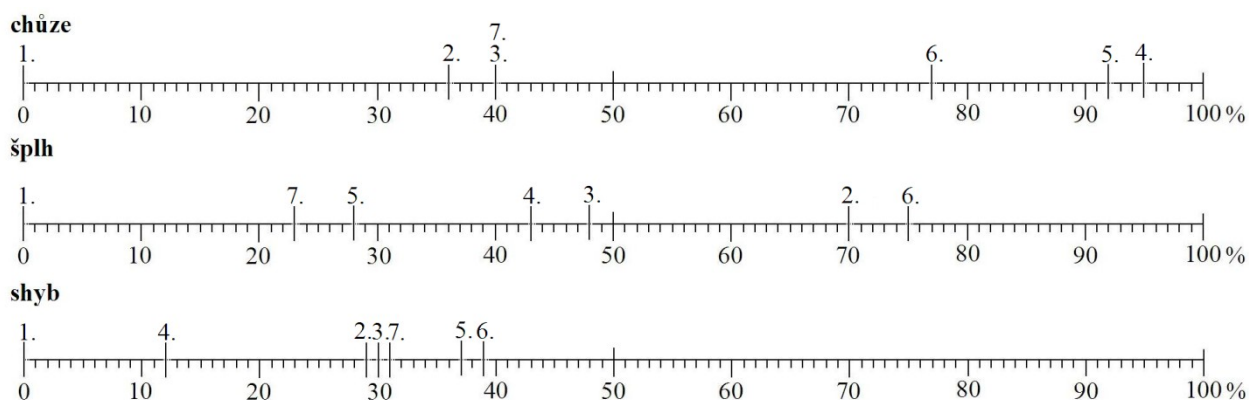
Shyb

Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 2,235 sec. (s.d. 1,021).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,35 | 0,37 | 0,47 | 0,38 | 0,40 | 0,43 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,76 | 0,38 | 0,72 | 0,65 | 0,73 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,66 | 0,68 | 0,73 | 0,73 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,41 | 0,46 | 0,53 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,64 | 0,63 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,64 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | 0,29 | 0,30 | 0,12 | 0,37 | 0,39 | 0,31 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | 0,17 | 0,33 | 0,00 | 0,13 | 0,17 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | 0,10 | 0,01 | -0,03 | 0,11 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,04 | 0,03 | -0,06 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,14 | 0,15 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,00 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Obr. č. 41 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při shybu u probanda č. 3. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Čísla (1-7) v následujících osách jsou svaly: 1. - m.lat.dors.dx., 2. - m.delt.dx., p.ant., 3. - m.glut.med.sin., 4. - m.rect.fem.sin., 5. - m.bic.fem.sin., c.l., 6. - m.gast.sin., c.m., 7. - m.tib.ant.sin.



Obr. č. 42 Grafické znázornění časového rozložení timingu svalů probanda č. 3 v rámci jednoho průměrného pohybového cyklu. 100% odpovídá časově normalizované délce průměrného pohybového cyklu.

Proband č. 4.

Chůze

Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 0,99 sec. (s.d. 0,124).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,58 | 0,62 | 0,50 | 0,69 | 0,53 | 0,38 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,65 | 0,52 | 0,66 | 0,80 | 0,60 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,47 | 0,55 | 0,65 | 0,51 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,56 | 0,39 | 0,46 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,68 | 0,69 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,76 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | -0,26 | 0,39 | -0,36 | 0,12 | 0,37 | 0,36 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | 0,31 | 0,49 | 0,38 | -0,34 | 0,29 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | 0,21 | -0,28 | 0,02 | -0,32 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,12 | -0,30 | 0,04 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,28 | -0,04 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,38 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Obr. č. 43 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při chůzi u probanda č. 4. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Šplh

Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 1,26 sec. (s.d. 0,028).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,81 | 0,78 | 0,56 | 0,73 | 0,72 | 0,50 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,83 | 0,67 | 0,73 | 0,92 | 0,45 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,79 | 0,67 | 0,86 | 0,52 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,62 | 0,42 | 0,55 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,63 | 0,58 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,66 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | -0,17 | -0,17 | -0,15 | -0,39 | -0,19 | 0,30 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | -0,01 | 0,50 | 0,23 | -0,03 | -0,47 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | -0,49 | 0,25 | -0,18 | 0,07 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,12 | 0,31 | -0,02 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,04 | 0,12 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,02 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Obr. č. 44 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při šplhu u probanda č. 4. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Shyb

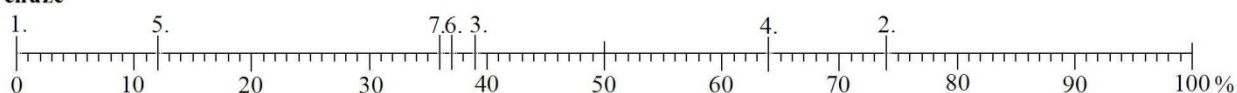
Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 1,615 sec. (s.d. 0,314).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,62 | 0,76 | 0,74 | 0,69 | 0,63 | 0,47 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,58 | 0,68 | 0,37 | 0,66 | 0,43 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,70 | 0,75 | 0,46 | 0,51 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,57 | 0,69 | 0,66 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,35 | 0,55 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,65 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | 0,43 | 0,05 | -0,49 | 0,06 | 0,23 | 0,19 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | 0,21 | 0,05 | -0,23 | -0,20 | 0,02 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | 0,41 | -0,01 | 0,05 | 0,45 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,42 | -0,35 | -0,16 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,05 | 0,37 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,19 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

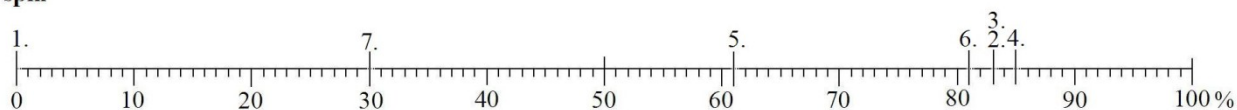
Obr. č. 45 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při shybu u probanda č. 4. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Čísla (1-7) v následujících osách jsou svaly: 1. - m.lat.dors.dx., 2. - m.delt.dx., p.ant., 3. - m.glut.med.sin., 4. - m.rect.fem.sin., 5. - m.bic.fem.sin., c.l., 6. - m.gast.sin., c.m., 7. - m.tib.ant.sin.

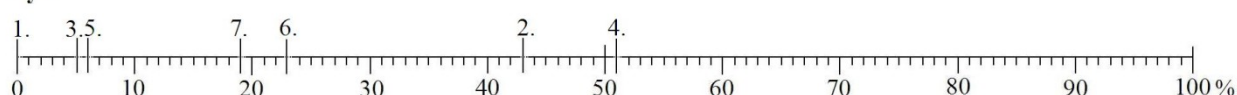
chůze



šplh



shyb



Obr. č. 46 Grafické znázornění časového rozložení timingu svalů probanda č. 4 v rámci jednoho průměrného pohybového cyklu. 100% odpovídá časově normalizované délce průměrného pohybového cyklu.

Proband č. 5

Chůze

Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 1,05 sec. (s.d. 0,02).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,68 | 0,63 | 0,91 | 0,87 | 0,85 | 0,80 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,51 | 0,57 | 0,51 | 0,64 | 0,50 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,67 | 0,65 | 0,71 | 0,73 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,85 | 0,88 | 0,76 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,83 | 0,76 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,68 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | 0,25 | 0,05 | 0,04 | -0,09 | 0,36 | -0,01 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | 0,29 | 0,25 | 0,11 | -0,41 | -0,11 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | -0,03 | -0,15 | 0,26 | -0,37 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,12 | 0,31 | -0,03 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,44 | 0,07 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,35 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Obr. č. 47 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při chůzi u probanda č. 5. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Šplh

Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 1,1 sec. (s.d. 0,17).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,55 | 0,62 | 0,65 | 0,55 | 0,76 | 0,65 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,82 | 0,86 | 0,54 | 0,67 | 0,95 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,73 | 0,56 | 0,56 | 0,73 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,57 | 0,58 | 0,82 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,39 | 0,51 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,72 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | 0,22 | 0,16 | 0,45 | 0,05 | 0,04 | 0,42 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | -0,02 | 0,23 | -0,13 | -0,23 | 0,23 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | 0,33 | 0,04 | -0,40 | 0,34 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,32 | 0,50 | -0,02 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,09 | 0,35 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,38 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Obr. č. 48 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při šplhu u probanda č. 5. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Shyb

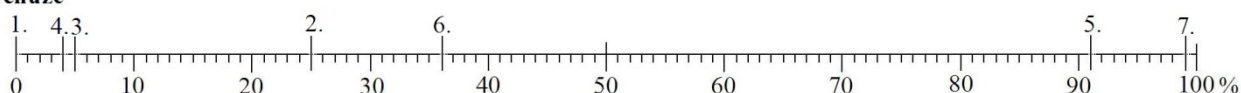
Délka jednoho průměrného krokového cyklu je 1,61 sec. (s.d. 0,43).

| maximální korelace | | | | | | | |
|--------------------|----------------------|------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------------|----------------------|
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 1 | 0,80 | 0,75 | 0,54 | 0,80 | 0,69 | 0,38 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 1 | 0,64 | 0,44 | 0,68 | 0,45 | 0,45 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 1 | 0,56 | 0,78 | 0,44 | 0,34 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,37 | 0,43 | 0,44 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,60 | 0,35 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0,36 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| fázový posun | | | | | | | |
| | 1- m.lat.dors.dx. | 2- m.delt.dx. | 3- m.glut.med.sin. | 4- m.rect.f.sin. | 5- m.bic.f.sin. | 6- m.gast.sin. | 7- m.tib.ant.sin. |
| 1-m.lat.d.d. | 0 | 0,06 | -0,16 | -0,26 | -0,10 | -0,30 | -0,30 |
| 2-m.delt.d. | 0 | 0 | -0,17 | -0,30 | -0,15 | -0,24 | -0,06 |
| 3-m.glu.me.s. | 0 | 0 | 0 | -0,07 | 0,04 | 0,00 | -0,33 |
| 4-m.rect.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,13 | -0,02 | -0,18 |
| 5-m.bic.f.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | -0,07 | -0,19 |
| 6-m.gast.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,29 |
| 7-m.tib.a.s. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

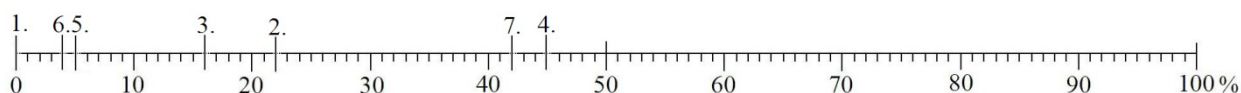
Obr. č. 49 Matice maximálních kroskorelačních koeficientů jednotlivých svalů s fázovými posuny při shybu u probanda č. 5. Jako referenční sval je uvažován m. latissimus dorsi pro jeho rozhodující propulzní roli při lokomoci pletencem ramenním.

Čísla (1-7) v následujících osách jsou svaly: 1. - m.lat.dors.dx., 2. - m.delt.dx., p.ant., 3. - m.glut.med.sin., 4. - m.rect.fem.sin., 5. - m.bic.fem.sin., c.l., 6. - m.gast.sin., c.m., 7. - m.tibl.ant.sin.

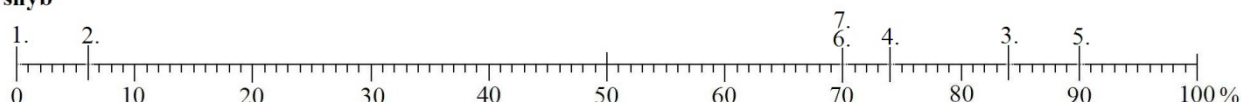
chůze



šplh



shyb



Obr. č. 50 Grafické znázornění časového rozložení timingu svalů probanda č. 5 v rámci jednoho průměrného pohybového cyklu. 100% odpovídá časově normalizované délce průměrného pohybového cyklu.

Interindividuální porovnání jednotlivých probandů při zvolených pohybech chůze, šplh, shyby

V následujících obrázcích jednotlivá čísla označují svaly dle následující legendy:

- 1 - musculus latissimus dorsi dexter
- 2 - musculus deltoideus dexter, pars anterior
- 3 - musculus gluteus medius sinister
- 4 - musculus rectus femoris sinister
- 5 - musculus biceps femoris sinister, caput longum
- 6 - musculus gastrocnemius sinister, caput medialis
- 7 - musculus tibialis anterior sinister

Pro interindividuální vyhodnocení jsme vybrali oba dva svaly horní poloviny těla a to m. deltoideus, pars anterior (ventrální flexe paže - předpažení) a m. latissimus dorsi (extenze paže). Ze svalů na dolní končetině a pánvi jsme zvolili m. rectus femoris (flexe v kyčelním kloubu) a m. biceps femoris (napomáhá i při extenzi v kyčli).

V následujících obrázcích (interindividuální porovnání timingu nástupů aktivace svalů), jsou barevně vyznačena čísla následujících svalů. Číslo 2 – zelená – m. deltoideus dx., pars anterior, číslo 4 – oranžová – m. rectus femoris sin., číslo 1 – žlutá – m. latissimus dorsi dx. a číslo 5 – modrá – m. biceps femoris sin., caput longum.

Chůze

| Proband č. 1. | Proband č. 2. | Proband č. 3. | Proband č. 4. | Proband č. 5. |
|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| | | 2 | | |
| | | 3 7 | | |
| | | 3 7 | | 2 |
| | | 6 | | 6 |
| | 2 | 5 | | 5 |
| 2 | 3 | 4 | 2 | 7 |
| 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 7 | 7 | | 5 | 4 |
| 5 | 5 | | 7 | 3 |
| 3 | 6 | | 6 | |
| 4 | 4 | | 3 | |
| 6 | | | 4 | |

Tab. č. 1. Timing nástupů jednotlivých svalů u všech pěti probandů při chůzi, pořadí je znázorněno vždy ve sloupci od shora dolů.



Obr. č. 51 Ilustrační kinogram chůze jednoho z měřených probandů

Šplh

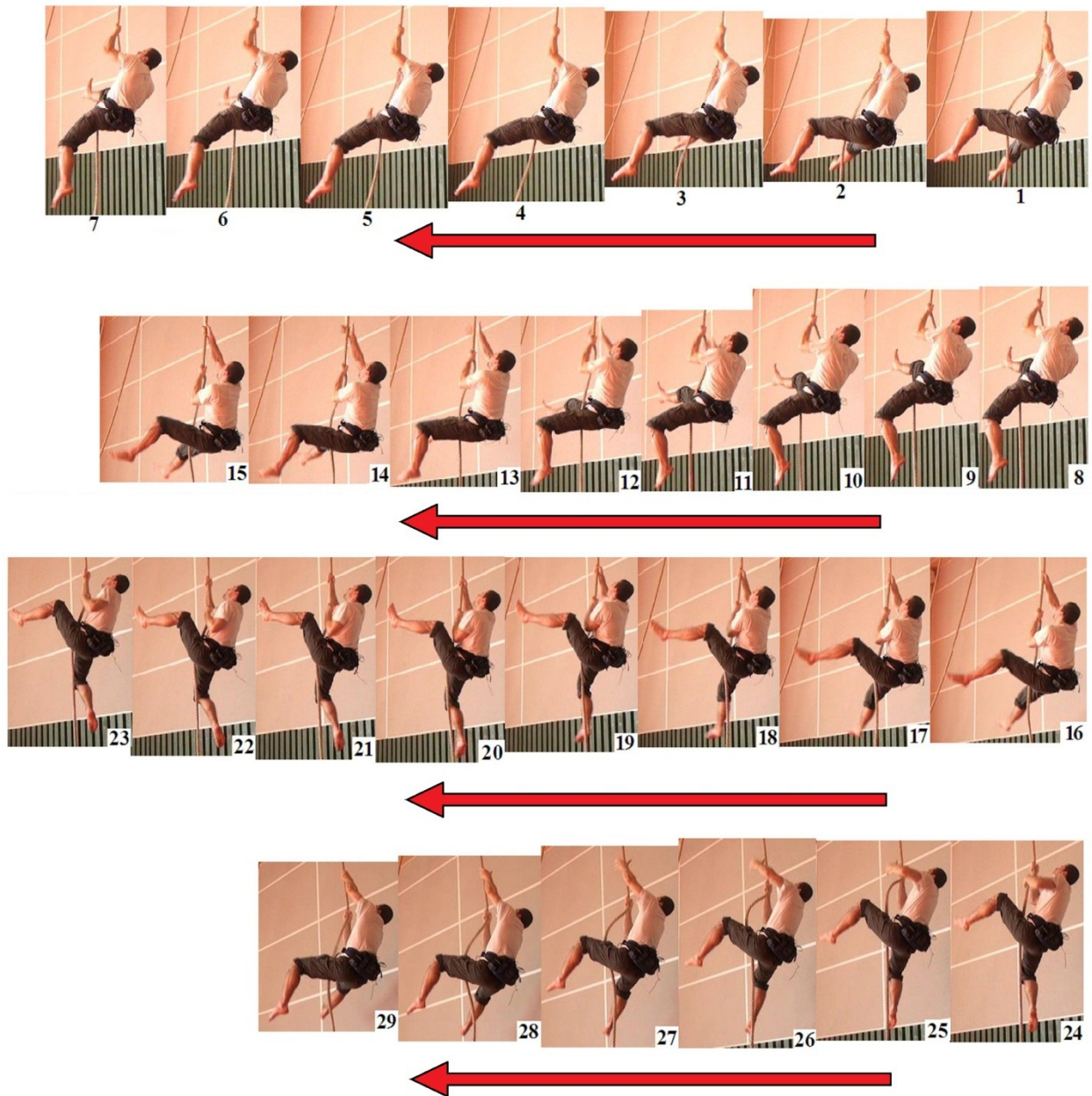
V následujících obrázcích (interindividuální porovnání timingu nástupů aktivace svalů), jsou barevně vyznačena čísla následujících svalů. Číslo 2 – zelená –

m. deltoideus dx., pars anterior, číslo 4 – oranžová – **m. rectus femoris sin.**, číslo 1 –

žlutá – **m. latissimus dorsi dx.** a číslo 5 – modrá – **m. biceps femoris sin., caput longum**.

| Proband č. 1. | Proband č. 2. | Proband č. 3. | Proband č. 4. | Proband č. 5. |
|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| | 2 | | 2 3 | 2 |
| 2 | 7 | 2 | 2 3 | 7 |
| 4 | 4 | 6 | 4 | 4 |
| 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 3 | 3 | 7 | 7 | 6 |
| 5 | 6 | 5 | 5 | 5 |
| 7 | 5 | 4 | 6 | 3 |
| 6 | | 3 | | |

Tab. č. 2. Timing nástupů jednotlivých svalů u všech pěti probandů při šplhu, pořadí je znázorněno vždy ve sloupci od shora dolů.



Obr. č. 52 Ilustrační kinogram šplhu na laně bez přirazu s libovolnou prací dolních končetin jednoho z měřených probandů

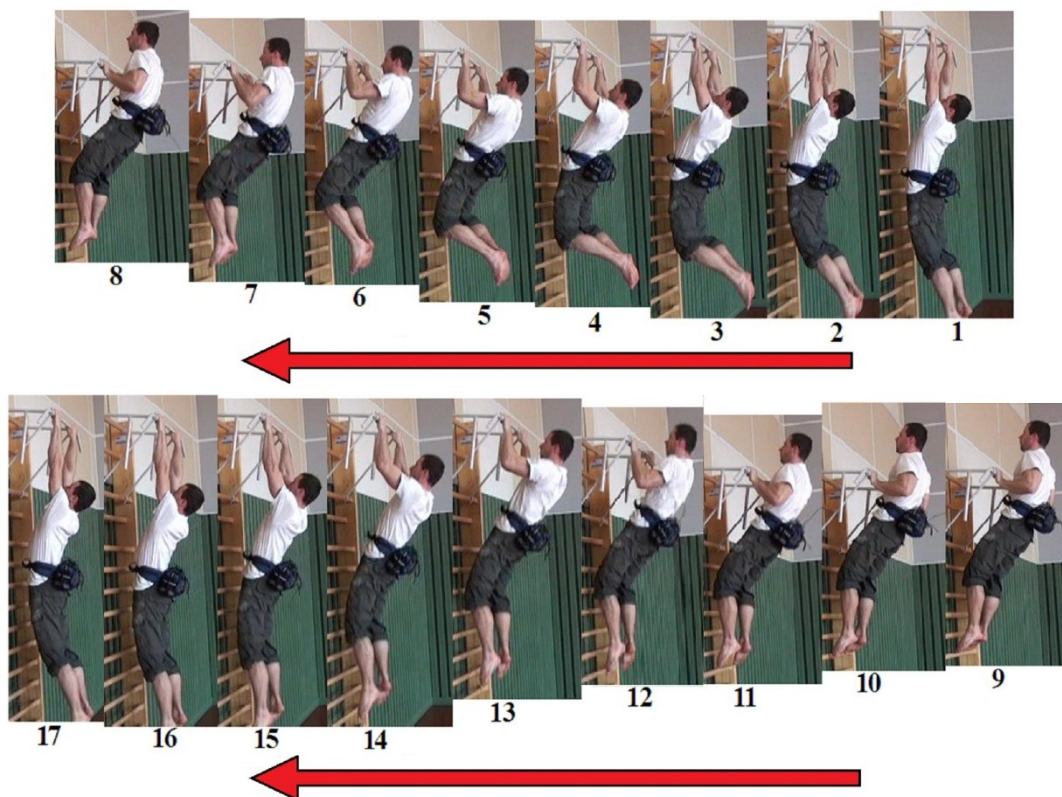
Shyb

V následujících obrázcích (interindividuální porovnání timingu nástupů aktivace svalů), jsou barevně vyznačena čísla následujících svalů. Číslo 2 – zelená –

m. deltoideus dx., pars anterior, číslo 4 – oranžová – **m. rectus femoris sin.**, číslo 1 – žlutá – **m. latissimus dorsi dx.** a číslo 5 – modrá – **m. biceps femoris sin., caput longum.**

| Proband č. 1. | Proband č. 2. | Proband č. 3. | Proband č. 4. | Proband č. 5. |
|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| 7 2 | | | | 2 |
| 7 2 | 2 | 2 | | 76 |
| 3 | 5 | 3 | | 76 |
| 4 | 7 | 7 | | 4 |
| 5 | 4 6 | 5 | 2 | 3 |
| 6 | 4 6 | 6 | 4 | 5 |
| 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | 3 | 4 | 3 | |
| | | | 5 | |
| | | | 7 | |
| | | | 6 | |

Tab. č. 3. Timing nástupů jednotlivých svalů u všech pěti probandů při shybu, pořadí je znázorněno vždy ve sloupci od shora dolů.



Obr. č. 53 Ilustrační kinogram shybu na hrazdě jednoho z měřených probandů

5. Diskuse

Při diskuzi nelze vycházet z porovnání se světovou literaturou přístupnou v dostupných databázích (Web of Science, Ebsco, aj.). Nebyly dohledány publikace s relevantním obsahem. Na základě této skutečnosti je možno konstatovat, že myšlenka kvadrupedálního charakteru uspořádání nervosvalového řízení pohybu při lidské lokomoci prostřednictvím pouze pletence ramenního nebyla dosud publikována.

5.1 *Intraindividuální porovnání výsledků*

Referenčním svalem, ke kterému jsme vše vztahovali, byl zvolen m. latissimus dorsi dx. jako hlavní záběrový sval pro lokomoci prostřednictvím pletence ramenního. Tato volba vznikla, protože námi měřené dva ze tří pohybů jsou lokomoce prostřednictvím pletence ramenního - šplh na laně bez pomoci dolních končetin (bez přírazu) a shyby opakovaně, které jsme porovnávali s chůzí.

U všech probandů je na první pohled timing nástupů aktivity vybraných svalů zcela odlišný. Při důkladném intraindividuálním porovnání nalezneme jisté podobnosti v timingu u jednotlivých probandů, hlavně u chůze a šplhu na laně bez pomoci dolních končetin. Při pohledu i na rozložení timingu nástupů aktivity svalů na časové ose jednoho průměrného krokového cyklu, který je vyjádřen v procentech (0-100%), vidíme rozdíl jak již ve zmíněném pořadí (timingu) svalové aktivity, tak v rozložení nástupů aktivity na časových osách viz obr. č. 34, 28, 42, 46, 50.

V příloze č. 3 můžeme vidět příklad intraindividuálního porovnání chůze a šplhu ve shodném momentě – nástupu aktivity svalu m. deltoideus dx. p. ant. u probanda č. 5. Na těchto dvou snímcích jsou vidět značné podobnosti těchto pohybů a též projev zkříženého lokomočního vzoru.

5.1.1 **Kineziologické souvislosti tří sledovaných forem pohybu**

Na základě semiautomatického sledování průběhu EMG křivek všech probandů (uvedených v příloze č. 6 až 10) prezentujeme některé souvislosti, ozřejmující koordinační charakteristiky těchto pohybů. Z uvedených souvislostí můžeme odvozovat neurofyzilogickou organizaci pohybu v kontextu fylogeneze a posturálně pohybové ontogeneze. Pro tento projekt je zásadní posouzení, zda se jedná o pohyb v režimu

kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru (ve smyslu znění kapitoly 1.9.1) nebo mimo něj.

Individualita každého probanda vyžaduje individuální zhodnocení koordinačních souvislostí sledovaného pohybu.

Proband č. 1 (viz příloha č. 6)

Při chůzi je zde souhra (koaktivace) svalu m. latissimus dorsi s kontralaterálními svaly pánve a dolní končetiny, kromě svalu m. gastrocnemius, caput medialis. M. gastrocnemius se střídá se svalem m. tibialis anterior – což je koordinační marker chůze. Podobně se střídá propulsní působení svalů m. latissimus dorsi a m. deltoideus, pars anterior při šplhu na laně, protože zde pletenec ramenní, na rozdíl od chůze, zajišťuje lokomoci. M. latissimus dorsi je aktivován při záběru, m. deltoideus je aktivován při fázi nároku – fázická činnost.

Při šplhu chybí odpověď na předpokládanou podobnou aktivitu kontralaterálního svalu m. latissimus dorsi a m. deltoideus, pars anterior, což je důkazem diagonálního lokomočního vzoru. U tohoto probanda je dalším důkazem kvadrupedálního diagonálního vzoru součinnost kontralaterálních svalů: m. latissimus dorsi – m. rectus femoris; m. deltoideus, pars anterior – m. gastrocnemius, caput medialis, opět bez výraznější odpovědi na aktivaci těchto svalů na levé horní končetině. Zde nalézáme fenomén chůze ve střídavé aktivaci svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius, caput medialis. I když se při šplhu nejedná o lokomoci rozvíjenou lidskou posturálně pohybovou ontogenezi, přesto zde k tomuto fenoménu dochází. Je zřejmé, že se na dolní končetině uplatňuje chůzový vzor, který je právě výsledkem zmíněné ontogeneze a reaguje tak na aktivaci kontralaterální horní končetiny.

Při shybu pracují tyto dva svaly m. tibialis anterior a m. gastrocnemius, caput medialis společně, chybí diferenciací svalových funkcí nutných pro lokomoci. Souhra svalů m. latissimus dorsi a m. deltoideus, pars anterior rovněž ukazuje na to, že se nejedná o lokomoci (v kontextu s její přirozeností), chybí diferenciací svalových funkcí pro nárok a záběr.

Odpověď kontralaterálních svalů pánve a dolních končetin je zřejmě odpovědí na synchronní práci horních končetin.

Proband č. 2 (viz příloha č. 7)

Při chůzi se objevuje obdobná diagonální souhra jako u probanda číslo 1. Rovněž střídání svalů m. gastrocnemius, caput medialis a m. tibialis anterior. Souhru svalů m. latissimus dorsi a m. deltoideus, pars anterior nelze prokázat.

Při šplhu vidíme diferenciaci svalů m. latissimus dorsi a m. deltoideus, pars anterior, kdy m. latissimus dorsi je aktivován ve fázi záběru (přítahu) a m. deltoideus, pars anterior je aktivován ve fázi nároku. Diferenciace funkce svalů m. gastrocnemius, caput medialis a m. tibialis anterior nelze prokázat.

Při šplhu má sval m. tibialis anterior funkci fázickou a *při shybu* tonickou. Opět se zde ukazuje shoda aktivace kontralaterálních svalů díky synchronní práci horních končetin.

Proband č. 3 (viz příloha č. 8)

Při chůzi nacházíme obdobnou synchronizaci dvou svalů m. deltoideus, pars anterior a m. latissimus dorsi s měřenými kontralaterálními protějšky na pánvi a dolní končetině, kromě svalu m. gastrocnemius, caput medialis, který vykazuje chůzový fenomén střídání se svalem m. tibialis anterior. Opět tento fenomén propulzní dolní končetiny se projevuje u horní končetiny *při šplhu*, kdy na rozdíl od chůze je svalová funkce svalu m. latissimus dorsi (aktivován při fázi záběru) a m. deltoideus, pars anterior (aktivován při fázi nároku) diferencována v čase. Diagonální charakter kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru spatřujeme v synchronizaci aktivace svalu m. deltoideus, pars anterior a kontralaterálního svalu m. gluteus medius, což *při shybu* nenacházíme (opět se nejedná o lokomoci v intencích fylogeneze lokomoce obratlovců). Střídavé zapojení svalů ovládajících plantu (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius, caput medialis) je u tohoto probanda nejtransparentnější a jasně ukazuje na fenomén chůze v oblasti planty *při šplhu* bez pomoci dolních končetin.

Proband č. 4 (viz příloha č. 9)

I zde se při chůzi objevuje shodný fenomén synchronizace svalu m. latissimus dorsi (m. deltoideus, pars anterior se nedá posoudit) s kontralaterálními svaly pánve a dolní končetiny, se střídáním aktivace svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius, caput medialis. *Při šplhu* jsme našli střídání aktivity svalů m. latissimus dorsi a m. deltoideus, pars anterior, ale s jiným fázickým posunem než u ostatních probandů, ale diferenciaci svalových funkcí poukazující na krok je při lokomoci evidentní. Je zde

velmi výrazná synchronizace svalů m. deltoideus, pars anterior a kontralaterálního m. gluteus medius. Posouzení vztahu svalů m. gastrocnemius, caput medialis a m. tibialis anterior *u shybu* není možné, protože aktivace svalu m. tibialis anterior vykazuje nízkou úroveň síly EMG záznamu nebo posturální charakter aktivace.

Proband č. 5 (viz příloha č. 10)

U chůze se objevují obdobné fenomény jako u předchozích probandů a to synchronizace sledovaných svalů pravé horní končetiny a levé dolní končetiny a střídání aktivace svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius, caput medialis. *Při šplhu* jsme zaznamenali střídání svalů aktivace m. latissimus dorsi a m. gluteus medius. Zajímavá je odpověď svalu m. gluteus medius na zřejmě homolaterální sval m. latissimus dorsi, projevující se malými lokálními maximy mezi rozhodujícími lokálními maximy odpovídajícími na kontralaterálním svalem m. latissimus dorsi (na pravé horní končetině). Svaly m. biceps femoris, caput longum a m. gastrocnemius, caput medialis spolupracují pouze *u shybu*, ne u chůze ani u šplhu. Toto je podobné i u ostatních probandů a souvisí s dynamikou kroku, což je důkazem, že při shybu není nastartován krokový vzor, charakteristický pro kvadrupedální diagonální režim lokomoce.

Shrnutí kineziologického rozboru tří sledovaných forem lokomoce

U všech probandů nacházíme při šplhu na laně bez dopomoci DKK diferencovanou aktivaci svalů m. latissimus dorsi dx a m. deltoideus dx, pars anterior. Lze se domnívat, že obdobná diferenciací bude probíhat i při chůzi. Nelze ji však ve všech případech potvrdit, protože hodnota amplitudy u těchto svalů byla při chůzi často velmi nízká. Zato tuto zmíněnou diferenciací svalových funkcí svalů ovládajících HK nenacházíme při shybu. Diferenciací je markerem lokomočního charakteru práce končetiny, kdy první zmíněný sval zajišťuje propulzi (záběr) a druhý sval působí při nároku.

Obdobný fenomén poukazující na míru lokomočního zapojení nacházíme u svalů m. tibialis anterior sin a m. gastrocnemius sin, caput medialis. Diferenciací jejich svalové funkce je nalezena při šplhu a při chůzi. Při shybu funkce diferencována nebyla, vyskytla se dokonce i tonická forma aktivace a docházelo ke kokontrakcím.

Při šplhu nacházíme aktivační odpověď sledovaných svalů pánve a dolní končetiny na levé straně těla na aktivitu sledovaných svalů ovlivňující pravou horní končetinu. Při

předpokládané práci homolaterální, levé (neměřené) horní končetiny, kterou lze velmi kvalitně aproximovat fázovým posunem o polovinu pracovního cyklu, tato odpověď na levé straně těla nalezena nebyla. Při shybu však nalezena byla, což souvisí se synchronním zapojením obou pletenců ramenního do lokomoce.

Váha některých sledovaných jevů byla zeslabena nepravidelnou chybou náboru EMG potenciálů a technickými limity instrumentária, která se nachází na hladině 5%.

Pro naši práci je podstatnější interindividuální porovnání pohybů probandů.

5.2 Interindividuální porovnání výsledků

Tabulky číslo 1, 2 a 3 nám ukazují časové rozložení aktivace svalů všech probandů v průběhu pohybů – šplh, chůze a shyb. Barevně jsou označeny svaly, u kterých hledáme „následnosti“ kvadrupedálního zkříženého lokomočního vzoru.

Na obr. č. 51, 52 a 53 jsou kinogramy jednoho z měřených probandů (proband č. 5) pro ukázkou pohybu.

Chůze

Jak uvádí Véle (2006) chůze je považována za bazální pohyb člověka.

V naší práci vycházíme z Vojty (Vojta, Peters, 1995), kteří uvádějí, že chůze člověka probíhá v kvadrupedálním lokomočním diagonálním vzoru. Vše je podrobně popsáno v kapitole 1.9.1 a znázorněno na obrázku číslo 12.

Při chůzi jsou hlavním lokomočním prostředkem dolní končetiny, které pracují v uzavřeném kinetickém řetězci, a naopak pohyb horních končetin je pouze doprovodný, tudíž pracují v otevřeném kinetickém řetězci.

Na obr. č. 51 vidíme kinogram chůze. Na snímku 1 – 2 je proband ve fázi dvojí opory, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou. Pro levou dolní končetinu je oporná fáze od snímku č. 3 do snímku č. 5 a pro pravou dolní končetinu je tento úsek švihovou fází. Snímek 6 – 7 je opět fáze dvojí opory pro obě dolní končetiny. Následuje

výměna, kdy pravá dolní končetiny je v oporné fázi (snímky č. 8 – 10) a tudíž levá dolní končetiny je ve švihové fázi. A opět následuje fáze dvojí opory – snímek č. 11.

V tab. č. 1 je porovnán timing nástupů aktivace vybraných svalů u jednotlivých probandů. U všech probandů jsme našli společnou následnost modře vyznačeného svalu 5 – m. biceps femoris sin. c. l. a oranžově vyznačeného svalu 4 – m. rectus femoris sin. Tato následnost svalů odpovídá začátku švihové fáze měřené levé dolní končetiny, kdy dochází k dokončení odvinutí plosky od podložky a v tuto chvíli je aktivován m. biceps femoris sin. c. l. Na tento sval v průběhu švihové fáze levé dolní končetiny navazuje (u dvou probandů navazuje přímo, ostatní tři probandi mají vloženu ještě aktivitu jiného svalu/ů) m. rectus femoris sin, který přenáší LDK směrem vpřed. U třech z pěti probandů nacházíme aktivitu zeleně označeného svalu 2 – m. deltoideus dx. p. ant. a za ním následující žlutě označený sval 1 – m. latissimus dorsi dx. M. deltoideus dx. p. ant. pomáhá při pohybu PHK vpřed a m. latissimus dorsi dx. opačným směrem – vzad.

I když měříme shodný a navíc bazální pohyb (chůzi) u více probandů, tak z našich výsledků vyplývá, že timing nástupů aktivace vybraných svalů je rozdílný. Samozřejmě, že zde lze nalézt podobnosti (tab. č. 1), ale žádní dva probandi nemají úplně shodný timing nástupů aktivity vybraných svalů. Domníváme se, že je to dané rozdílně zafixovaným hybným stereotypem – Kračmar (2002), Janda et al. (1966) a také individuálními zvláštnostmi pohybu (chůze), které jsou pro každého jedince odlišné a typické.

Šplh

Již z 2D video-analýzy (kinogram na obr. č. 52) lze prokázat lokomoční zkřížený vzor při šplhu na laně bez přírazu s doprovodným pohybem dolních končetin. Chůze je lokomoce polarizovaná ve prospěch dolních končetin, o šplhu by se dalo říci, že je to lokomoce polarizovaná ve prospěch horních končetin, ale ne úplně, protože to není pro člověka přirozené a běžné, jak je tomu u velkých nehumánních primátů, proto dolní končetiny nevytvářejí vyrovnávací pohyb jako horní končetiny při chůzi, ale vlastně „kráčejí“ po pomyslné rovině ve vertikálním směru. Při chůzi je pohyb zajišťován prostřednictvím dolních končetin, kdy dolní končetiny pracují v uzavřeném kinetickém

řetězci a horní končetiny v otevřeném kinetickém řetězci. U šplhu je tomu přesně naopak. Tento pohyb je prováděn prostřednictvím horních končetin, tudíž v otevřeném kinetickém řetězci pracují dolní končetiny.

Ve fázi ukončení pravá horní končetina (která se bude připravovat na fázi přenosu – pohyb nahoru) na obr. č. 52 na snímku č. 10 zahajuje homolaterální pravá dolní končetina pohyb směrem dolů – tento snímek č. 10 se pro pravou dolní končetinu dá nazvat její kulminací. Při kulminaci pravé dolní končetiny se kontralaterální levá dolní končetina začíná pohybovat směrem vzhůru. Ve fázi přenosu – snímek č. 11 – 14, se pohybuje směrem vzhůru pravá horní končetina a levá dolní končetina. Na snímku č. 15 je zobrazena fáze úchopu pravé horní končetiny a již v tento okamžik je kontralaterální levá dolní končetina výš než homolaterální pravá dolní končetina. Následná fáze shybu pravé horní končetiny (snímek 16 – 21), kde kontralaterální levá dolní končetina se neustále pohybuje směrem vzhůru až do snímku č. 21, kde nastává kulminace levé dolní končetiny.

Z tab. č. 2 – porovnání timingu nástupů aktivace jednotlivých probandů, vidíme mezi barevně vyznačenými svaly jistou spojitost. U čtyř probandů (proband č. 1, 2, 4 a 5) můžeme pozorovat velice podobný timing vyznačených svalů. Aktivita pohybu začíná zeleně vyznačeným svalem 2 m. deltoideus dx. p. ant. (fáze přenosu a úchopu), jako druhý se aktivuje oranžově vyznačený sval 4 m. rectus femoris sin. (přednožení dolní končetiny, pohyb dolní končetiny vzhůru), dále se aktivuje žlutě vyznačený sval 1 m. latissimus dorsi dx. – hlavní záběrový sval, aktivovaný při fázi shybu. A dále ve fázi ukončení se aktivuje sval vyznačený modře 5 m. biceps femoris sin. c. l. I u svalů barevně nevyznačených – hlavně sval 7 m. tibialis anterior sin. a sval 6 m. gastrocnemius sin. c. m. má u zmíněné čtveřice probandů shodný timing. Nejprve se zapojuje m. tibialis anterior a jako druhý m. gastrocnemius sin. c. m., ale v zařazení do celkového timingu pohybu jsou odlišnosti, které si vysvětlujeme individuálními odlišnostmi stylu šplhu, který není přesně dán. Dolní končetiny mají při šplhu opravdu jen doprovodný pohyb, proto zde nalézáme interindividuální rozdíly. Je to podobný jev, který popisuje Véle (2006) ve své kineziologii, kde zmiňuje, že se dá rozpoznat člověk, který jde proti nám a nevidíme mu do obličeje, podle stylu chůze. Náš vlastní osobní stereotyp pohybu též záleží na individuálních rozlišnostech držení těla (Janda, 1966).

V literatuře ani na internetu jsme nenalezli terénní měření EMG šplhu, proto zde chybí kontroverzní a kritická diskuse.

Shyb

U shybu, též jako u šplhu, jsou do lokomoce zapojeny horní končetiny, které pracují v uzavřeném kinetickém řetězci a dolní končetiny v otevřeném kinetickém řetězci. U tohoto pohybu se střídají dvě fáze – fáze svisu viz obr. č. 53 snímek č. 1 a 17 a fáze shybu snímek č. 2 – 16.

Při pohledu na tab. č. 3, kde najdeme interindividuální sledování timingu nástupů aktivace vybraných svalů u pěti zvolených probandů, jde o různorodé rozložení v čase (timing). Nalézáme zde pravidelnost v aktivaci zeleně označeného svalu 2 m. deltoideus dx. p. ant., který se aktivuje dříve než sval označený žlutou barvou 1 m. latissimus dorsi dx. – hlavní záběrový sval. U ostatních svalů pravidelnost nenalézáme. Domníváme se, že je to z těchto důvodů - svaly dolních končetin a trupu se snaží zabránit rozhoupání celého těla, protože při rozhoupání těla je provedení shybů velmi obtížné. Rozdíl v timingu měřených svalů dolních končetin je též spjat s libovolností pohybu dolních končetin. Při měření nebylo stanoveno, jak mají být dolní končetiny, zda v pokrčení či natažené. Proband dělal shyby opakovaně tak, jak je zvyklý z tréninku, čímž jsme se snažili nezasahovat do pohybového stereotypu probanda.

Lze nalézt podobnosti timingu nástupů aktivace vybraných svalů u šplhu a chůze. U čtyř z pěti probandů. Největší odlišnost je v pořadí aktivace stehenních svalů a to m. biceps femoris sin. c. l. a m. rectus femoris sin. U chůze jsou tyto svaly aktivovány opačně než u šplhu. Tento jev si odůvodňujeme tím, že hlavní rozdíl mezi těmito pohyby je v jejich bipolaritě, což znamená, že u chůze určují pořadí zapojení svalů dolních končetin, protože je to pohyb prostřednictvím dolních končetin a horní končetiny mají jen doprovodný, švihový, pohyb. A ještě navíc je chůze směrem vpřed a šplh je o 90 stupňů posunut a to směrem vzhůru, z čehož vyplývá i odlišné působení gravitace (šplh je proti gravitaci). Naopak u šplhu, jako pohybu prostřednictvím horních končetin, mají hlavní podíl na určení timingu svalů horní končetiny a dolní končetiny

se pohybují libovolně, ve zkříženém vzoru, do rytmu horních končetin. Další rozdíl je i ve směru pohybu. Chůze je ve vodorovném směru a šplh je ve svislém, kde nám při zanožování dolních končetin pomáhá i gravitace.

Pišvejc (2006) ve své diplomové práci posuzuje zapojení pohybové soustavy člověka do režimu kvadrupedální lokomoce při specifické lokomoci realizované přes pletenec ramenní (jízda na slalomovém kajaku). Pišvejcovi se v případové studii podařilo potvrdit následnosti dolních končetin při práci horních končetin ve zkříženém lokomočním vzoru při komparaci chůze člověka se sportovní lokomocí – přímé jízdě vpřed na slalomovém kajaku.

Podrobné rozpracování této problematiky v literatuře nebylo nalezeno.

6. Závěr

V této práci jsme popsali kvadrupedální lokomoční diagonální vzor u „polarizačně“ opačného pohybu typické lokomoce člověka (chůze) a u šplhu na laně bez pomoci dolních končetin (bez přírazu). Chůze je lokomoce polarizovaná ve prospěch dolních končetin, o šplhu by se dalo říci, že je to lokomoce polarizovaná ve prospěch horních končetin, která se však nenachází v intencích lidské posturálně pohybové ontogeneze. Zato je součástí fylogenetického vývoje suchozemských tetrapodů a jako taková je uložena jako základní pohybový program i u člověka (neprochází procesem druhově lidské posturálně pohybové ontogeneze). Jako referenční pohyb odlišného charakteru byl zvolen shyb na hrazdě nadhmatem opakovaně (svis, shyb), u kterého jsme předpokládali, že nebude realizován v kvadrupedálním lokomočním diagonálním vzoru. Zároveň je shyb nejčastěji používaný tréninkový prostředek v přípravě závodníků ve šplhu na laně v tzv. olympijském šplhu. Z důvodů velkých nároků na funkční zdatnost horních končetin při šplhu na laně bez přírazu jsme probandy vybírali z řad závodníků v olympijském šplhu.

Všechny stanovené úkoly byly splněny.

Provedli jsme rešerši odborných a vědeckých materiálů (nebyly nalezeny relevantní publikační výzkumy, které by zkoumaly neurofyziologickou organizaci pohybu člověka vytvářenou prostřednictvím pletence ramenního) a formulovali teoretická východiska. Na základě zjištěných skutečností jsme formulovali vědeckou otázku a hypotézy a stanovili design výzkumu (stanovit vhodný typ lokomoce člověka prostřednictvím pletence ramenního bez propulzního působení dolních končetin; vybrat vhodný přístupný výzkumný soubor; vybrat vhodné svaly pro posouzení režimu práce pohybové soustavy; realizovat terénní výzkum). Zpracovali a interpretovali jsme data a formulovali závěry, jak pro teorii, tak pro praxi.

Cíl práce jsme splnili. Popsali kvadrupedální lokomoční diagonální vzor u šplhu na laně a tento pohybový vzor jsme porovnali s pohybovým vzorem chůze a shybu.

Hypotézu H1 potvrzujeme. Při střídavém zapojení horních končetin do lokomoce (šplhu na laně bez přírazu) jsme našli kvadrupedální lokomoční diagonální vzor u dolních končetin při jejich doprovodném pohybu (podobně jako je tomu při chůzi u horních končetin). Zejména u aktivity m. rectus femoris sin. a m. biceps femoris sin.

c. l. u čtyř z pěti probandů. Odlišnosti v timingu nástupů aktivace vybraných svalů přisuzujeme individuálním odlišnostem provedení pohybu. Obdobně byl samozřejmě detekován kvadrupedální lokomoční diagonální vzor i při chůzi.

Hypotézu H2 potvrzujeme. Při symetrické práci horních končetin (shyb) nedošlo k zapojení dolních končetin v režimu kvadrupedálního diagonálního vzoru. Při shybu svaly dolních končetin a trupu pomáhají v zabránění rozhoupání celého těla, což je při shybu nežádoucí (jejich funkce je tedy spíše stabilizační). Nenacházíme zde jejich odpověď jako doprovodný pohyb v lokomočním zkríženém vzoru.

Závěr pro teorii

Na základě výše uvedených poznatků potvrzujeme fylogenetické souvislosti lokomoce člověka realizované pletencem ramenním s obecnými lokomočními vzory suchozemských tetrapodů. Pletenec ramenní u člověka prochází procesem posturálně pohybové ontogeneze s cílem vertikalizace a následně s funkcí stabilizace při bipedální lokomoci bez propulzního působení (po opuštění opory). Ontogeneze tak nevytváří specifický pohybový projev člověka pro kvadrupedii. Pokud je člověk přinucen realizovat lokomoci pouze prostřednictvím pletence ramenního, tato zůstává na úrovni primitivního pohybu prvních suchozemských tetrapodů. Dolní končetiny pak vykonávají spontánní doprovodný pohyb, který vykazuje podobné atributy jako při lidské chůzi (samozřejmě s rozdílným výsledkem ve smyslu antigravitačního působení, které samozřejmě při šplhu má úplně jiné parametry). Dolní končetiny však negenerují pohyb, který by byl ekvivalentem pohybu primitivní, neaddukované formy lokomoce pletence ramenního ve smyslu lokomoce prvních suchozemských tetrapodů, ale vykonávají pohyb, který odpovídá organizaci pohybu při bipedální chůzi. To vytváří předpoklad, že se tak děje proto, že člověk (dospělí probandi) již prošel procesem lidské posturálně pohybové ontogeneze a základním pohybovým programem pro lokomoci prostřednictvím pletence pánevního se stala bipedální chůze jako varianta lokomoce primátů polarizovaná směrem k pletenci pánevnímu. Při předpokládaném potvrzení na větším počtu probandů by pak vznikl základní model lokomoce člověka. Pro pletenec pánevní jako základní forma člověku přirozené lokomoce byla formulována chůze. A pro pletenec ramenní by se mělo jednat o nejprimitivnější formu lokomoce suchozemských obratlovců, kterou popsal Vojta jako neaddukované plazení, které v pohybovém projevu člověka nachází svůj ekvivalent jak ve Vojtově reflexní

lokomoci v poloze na břiše, ve spontánním plazení, tak i v rozmanitých formách sportovní lokomoce, kdy pletenec ramenní a horní končetiny vytvářejí propulzi pro pohyb vpřed, resp. vzhůru. Výsledky naší práce se tak dotýkají oblasti základního výzkumu.

Závěr pro praxi

Základní výzkum přináší zásadní teoretické poznatky pro další vědeckou práci, proto jejich využitelnost pro praxi je nízká. Přesto si dovoluujeme nastínit některé závěry, prakticky využitelné.

Při fyziologických podmínkách dochází k funkčnímu propojení dolních a horních končetin. Toto propojení je využíváno u všech sportovních aktivit a samozřejmě se objevuje při běžných pohybových aktivitách člověka. V práci jsme prokázali u tří rozlišných pohybových aktivit vzájemnou provázanost funkce horních a dolních končetin u chůze a šplhu v kvadrupedálním lokomočním diagonálním vzoru a u shybu v rámci stabilizace trupu a dolních končetin při pohybu. Pro sportovní a rekreační aktivity člověka doporučujeme provádět takové pohyby, při kterých budou do lokomoce zapojeny všechny končetiny v uzavřeném kinetickém řetězci. Jako je např.: nordic walking, in-line bruslení s holemi, lezení na umělé stěně, běh na lyžích apod. Při správném provádění zmíněných pohybů bude do lokomoce aktivně zapojeno více svalových skupin, spekulativně můžeme říci, že dojde ke zřetězení svalových smyček a tím zapojení více svalů pohybové soustavy do lokomoce. Toto zapojení působí nejen na pohybovou soustavu, ale významně i na kardiovaskulární a respirační systém. Toto tvrzení získává na aktuálnosti v současné době, kdy se lidský rod ve více civilizovaných oblastech nachází ve stavu hypokineze, tedy nedostatku přirozeného pohybu.

Jsme si vědomi, že výsledky naší studie jsou limitovány a to jak metodou povrchové elektromyografie, tak počtem probandů.

Bylo by vhodné ověřit zkřížený lokomoční vzor u dalších pohybů, ve kterých jsou horní končetiny přímo zapojeny do lokomoce v uzavřeném kinetickém řetězci.

7. Seznam literatury

1. ADOLPH, K. E., BERGER, S. E., LEO, A. J. Developmental continuity? Crawling, cruising, and walking. *LeoDevelopmental Science*. 2011, Vol. 14, No. 2, pp. 306–318.
2. APPELT, K., HORÁKOVÁ, D., NOVOTNÝ, L. *Názvosloví pro cvičitele*. Praha: Olympia, 1989. ISBN 80-7033-011-2.
3. APPELT, K., LIBRA, M. *Gymnastické názvosloví II. Názvosloví cvičení akrobatických a cvičení na nářadí*. Praha: SPN, 1987.
4. APPELT, K., LIBRA, M. *Gymnastické názvosloví. Cvičení na nářadí*. Jinočany: H&H, 1994. ISBN 80-85787-65-2.
5. APPELT, K., LIBRA, M., STEJSKAKOVÁ, I. *Základy názvosloví tělesných cvičení*. Praha: ATVS Palestra, 2004.
6. BENNIGHOFF, A. *Lehrbuch der Anatomie des Menschen*. Wien: Urban und Schwarzenberg, 1944.
7. BOISVERT, C. A. The pelvic fin and girdle of Panderichthys and the origin of tetrapod locomotion. *Nature*. 2005, No. 438, pp. 1145-1147.
8. BRAMBLE, D. M., LIEBERMAN, D. E. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*. 2004, No. 432, pp. 345-352.
9. CALLIER, V., CLACK, J. A., AHLBERG, P. E. Contrasting Developmental Trajectories in the Earliest Known Tetrapod Forelimbs. *Science*. 2009, Vol. 324, No. 5925, pp. 364-367.
10. CAMPBELL, N., A., REECE, J., B. *Biologie*. Brno: Computer Press, 2008.
11. CARPINELLA, I., CRENNNA, P., RABUFFETTI, M., FERRARIN, M. Coordination between upper- and lower-limb movements is different during overground and treadmill walking. *European Journal of Applied Physiology*. 2010, Vol. 108, No. 1, pp. 71-82.
12. CARROL, L., R. *Vertebrate paleontology and evolution*. New Yourk: Freeman, 1988. ISBN 0716718227.

13. CLACK, J. A. *Gaining Ground: The Origin and Early Evolution of Tetrapods*. Bloomington: Indiana University Press, 2002. 369 p. ISBN 0-253-34054-3.
14. CLACK, J. A. The Fin to Limb Transition: New Data, Interpretations, and Hypotheses from Paleontology and Developmental Biology Annual Review of Earth and Planetary. *Sciences*. 2009, Vol. 37, pp. 163-179
15. CLACK, J. A. A Carboniferous embolomere tail with supraneural radials. *Journal of Vertebrate Paleontology*. 2011, Vol. 31, No. 5, pp. 1150-1153.
16. CLACK, J. A., AHLBERG, P. E., BLOM, H., FINNEY, S. M. A new genus of Devonian tetrapod from North-East Greenland, with new information on the lower jaw of Ichthyostega. *Palaeontology*. 2012, Vol. 55, No. 1, pp. 73–86.
17. CLARKE, R. J. Latest information on Sterkfontein's Australopithecus skeleton and a new look at Australopithecus. *South African Journal of Science*. Vol. 104, No. 11/12, pp. 443-449.
18. CLEMENTE, CH. J., WITHERS, P. C., THOMPSON, G., LLOYD, D. Evolution of limb bone loading and body size in varanid lizards. *J Exp Biol*. 2011, Vol. 214, pp. 3013-3020.
19. COATESA, M. I. The Devonian tetrapod Acanthostega gunnari Jarvik: postcranial anatomy, basal tetrapod interrelationships and patterns of skeletal evolution. *Earth Sciences*. 1996, No. 87, pp. 363-421.
20. COATES, M. I., RUTA, M., FRIEDMAN, M. Ever since Owen: changing perspectives on the early evolution of tetrapods. *Ann. Rev. Ecol. Evol. Systemat*. 2008, Vol. 39, pp. 571–592.
21. CONROY, G., C. *Reconstructing Human Origins*. New York: W. W. Norton and Company, 1997.
22. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing, 2001.
23. DELDEN, A., L., E., Q., PEPPER, C., L., E., HARLAAR, J., DAFFERTSHOFER, A., ZIJP, N., I., NIENHUYS, K., KOPPE, P., KWAKKEL, G., BEEK, P., J. Comparing unilateral and bilateral upper limb training: The ULTRA-stroke program design. Study protokol. *BMC Neurology*

[online]. 2009, [12.11. 2010, 9:57 SCE] Dostupný z:

<http://www.biomedcentral.com/1471-2377/9/57>.

24. DE LUCA, C. J. The use of Surface Electromyography in Biomechanics. *The international Society for Biomechanics* [on-line]. 1993 [cit. 1.února 2008, 15:30 SEC] Dostupné z: <http://www.delsys.com/>.
25. DE LUCA, C. J. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*. 1993, Vol. 16, No. 2, pp. 210-216.
26. DENNELL, R. Palaeoanthropology: Early Homo sapiens in China. *Nature*. 2010, Vol. 468, No. 11, pp. 512–513.
27. DUFEK, J. *Elektromyografie*. Učební text. Brno: IDVPZ, 1995. ISBN 80-7013-208-6.
28. DYLEVSKÝ, I. *Kineziologie*. Praha: Alberta, s.r.o., 1994.
29. DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada Publishing, 2007.
30. DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing, 2009.
31. FLEGR, J. *Evoluční biologie*. Praha: Academia, 2005.
32. FLÉGR, J. *Zamrzlá evoluce aneb je to jinak, pane Darwin*. Praha: Academia, 2006. ISBN 978-80-200-1526-6.
33. FREY, S. H., POVINELLI, D. J. Comparative investigations of manual action representations: evidence that chimpanzees represent the costs of potential future actions involving tools. *Philos. Trans. R. Soc. B Biol Sci*. 2012, Vol. 367, No. 1585, pp. 4–9.
34. GAISLER, J., ZIMA, J. *Zoologie obratlovců*. Praha: Academia, 2007.
35. GEORGE, D., BLIECK, A. Rise of the Earliest Tetrapods: An Early Devonian Origin from Marine Environment. *PLoS ONE*. 2011, Vol. 6, No. 7.
36. GRAVANOVA, S., IVANENKO, Y. P., MACCIONI, G., MACELLARI, V., POPPELE, R. E., LACQUANITI, F. A novel approach to mechanical foot stimulation during human locomotion under body weight support. *Human Movement Science*. 2011, Vol. 30, No. 2, pp. 352–367.

37. GUTH-MUTHS. *Gymnastik für die Jugend*. 1793. In SMOTLACHA, F. Biologické základy záliby člověka ve šplhu a visu. Praha: 1930.
38. HAVLÍK, J. *Elektromyografie* [on-line]. [cit. 1. února 2008, 15:58 SEC]
Dostupné z:
http://noel.feld.cvut.cz/vyu/311t1/Lectures/08_Elektromyografie.pdf.
39. HOJKA, V., VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B. Metodika zpracování a vyhodnocení EMG. *Česká kinantropologie*. 2010, Vol. 14, No. 1, pp. 19-28.
40. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neurovaskulární facilitace*. 1. část. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1294-2.
41. CHRÁSTKOVÁ, M. *Speciální posilovací cvičení pro běžce na lyžích klasickou technikou*. Diplomová práce. Praha: UK FTVS, 2009. Vedoucí diplomové práce Tomáš Gnad.
42. CHURCHILL, S. E., RHODES, J. A. The Evolution of the Human Capacity for “Killing at a Distance”: The Human Fossil Evidence for the Evolution of Projectile Weaponry. *Vertebrate Paleobiology and Paleoanthropology*. Germany, Liepzig: Springer 2009. pp. 201-210. ISBN 978-1-4020-9698-3.
43. JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VÉLE, F. *Funkce hybného systému*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1966.
44. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků v Brně, 1984.
45. JARVIK, E. On the fish-like tail in the ichthyostegid stegocephalians. *Meddelelser om Grønland*. 1952, Vol. 114, No. 12, pp. 1-90.
46. JARVIK, E. On the morphology and taxonomy of the Middle Devonian osteolepid fishes of Scotland. *Kungliga Svenska Vetenskapsakademiens Handlingar*. 1948, Vol. 3, No. 25, pp. 1-301.
47. JUNGERS, W. L., HARCOURT-SMITH, W. E. H., WUNDERLICH, R. E., TOCHERI, M. W., LARSON, S. G., SUTIKNA, T., DUE R. A., MORWOOD, M. J. The foot of *Homo floresiensis*. *Nature*. 2009, No. 459, pp.81-84.

48. KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S. *Praktická elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví Brno, 1994.
49. KAPANJI, I. A. *The physiology of the joints*. The shoulder-Physiology of the shoulder. Edinburgh: E&S Livingstone, 1970.
50. KAPANDJI, I. A. *The fysiology of the joints: Lower Limb*. Vol. 2. New York: Churchill Livingstone, 1987.
51. KAPANJI, I. A. *The physiology of the joints*. In: The lower limb, Vol. 2. England: Churchill Livingstone, 1998.
52. KASPEROVÁ, M. *Elektromyografie neboli EMG* [online]. 2004 [cit. 1. února 2008, 16:32 SEC]. Dostupné z: <http://www.ordinace.cz/clanek/elektromyografie-neboli-emg/>.
53. KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.
54. KEVERNE, E., B. Sex diferencis in Primate Social Behavioral. In. HAUG, M. *The Development of sex differences and similarities in behaviorpp*. USA: Kluwer academic Publisher, 1993. pp. 227-240. ISBN 0-7923-2236-3.
55. KIVELL, T. L., KIBII, J. M., CHURCHILL, S. E., SCHMID, P., BERGER, L. R. Australopithecus sediba Hand Demonstrates Mosaic Evolution of Locomotor and anipulative Abilities. *Science*. 2011, Vol. 333, No. 6048, pp. 1411-1417.
56. KMOCH, J. *Komparativní analýza vybraných bruslařských způsobů v běhu na lyžích*. Diplomová práce. Praha: UK FTVS, 2011. Vedoucí diplomové práce Radka Bačáková.
57. KOLÁŘ, P. *Senzomotorická diagnostika u bolestí zad a kořenových syndromů L a S1*. Habilitační práce. Praha: UK FTVS, 1996.
58. KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998, Vol. 5, No. 4, pp. 142–147.

59. KOLÁŘ, P. The sensomotor nature of postural functions. Its fundamental role in rehabilitation on the motor system. *The Journal of Orthopedical Medicine*. 1999, Vol. 21, No. 2, pp. 40–45.
60. KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, Vol. 8, No. 4, pp. 152-164.
61. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2011.
62. KOS, B. *Lezení – šplhání*. Praha: Sportovní a turistické nakladatelství, 1960.
63. KOŽÍŠEK, F. *Šplhání*. Praha: Matice Sokola pražského, 1921.
64. KÖPPL, C. Evolution of sound localisation in land vertebrates. *Curr Biol*. 2009, Vol. 19, No. 15, pp. 635-9.
65. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Studie lokomočního pohybu při jízdě na kajaku. Praha: Triton, 2002.
66. KRAČMAR, B., VYSTRČILOVÁ, M., PSOTOVÁ, D. Sledování aktivity vybraných svalů u nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, Vol. 14, No. 3, pp. 101-106.
67. KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P. O., MRŮZKOVÁ, M., DUFKOVÁ, A., SUCHÝ, J. Lidská lokomoce přes pletenec ramenní. *Rehabilitácia*. 2007, Vol. 44, No. 1, pp. 3 – 13.
68. KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum, 1995.
69. KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P. Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, Vol. 11, No. 2, pp. 88-94.
70. KUBO, T., BENTON, M. J. Tetrapod postural shift estimated from Permian and Triassic trackways. *Palaeontology*. 2009, Vol. 52, No. 5, pp. 1029–1037.
71. KUČERA, M., DYLEVSKÝ, I. et al. *Pohybový systém a zátěž*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997. ISBN 80-7169-258-1.

72. KVÍTKOVÁ, Z. *Komparativní analýza bipedální a kvadrupedální lokomoce*. Diplomová práce. Praha: UK FTVS, 2010. Vedoucí diplomové práce Radka Bačáková.
73. LACQUANITI, F., IVANENKO, Y. P., ZAGO, M. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2012, [cit. 10 April 2012, 22:12 SCE]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.conb.2012.03.012>.
74. LADD, A. L. Upper-Limb Evolution and Development: Skeletons in the Closet: Congenital Anomalies and Evolution's Template. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2009, No. 91, pp. 19-25.
75. LARSON, S. G., JUNGERS, W. L., TOCHERI, M. W., ORR, C. M., MORWOOD, M. J., SUTIKNA, T., AWE, R. D., DJUBIANTONO, T. Descriptions of the upperlimb skeleton of Homo floresiensis. *Journal of Human Evolution*. 2009, Vol. 57, No. 5, pp. 555–570.
76. LEWIT, K. Některá zřetězení funkčních poruch ve světle koaktivních svalových vzorců na základě vývojové neurologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998, Vol. 5, No. 4, pp. 148 – 151.
77. MACFARLANE, N. B. W., GRAZIANO, M. S. A. Diversity of grip in Macaca mulatta. *Experimental Brain Research*. 2009, Vol. 197, No. 3, pp. 255-268.
78. MAREŠ, J. *Po záhadných stopách*. Praha: Orbis, 1994. ISBN: 80-235-0061-9.
79. MEHTA, R., CANNELLA, M., EBAUGH, D., SILFIES, S. *Validity of Surface Electrode Placement for Trunk Musculature*. ASB Conference [online]. 26. srpna 2009 [cit. 1. února 2010, 15:40 SEC] Dostupné na World Wide Web: <http://www.asbweb.org/conferences/2009/1207.pdf>.
80. MERLETTI, R., PARKER, A. P. *Electromyography. Physiology, Engineering and noninvasive Application*. USA: IEEE Press, 2004. ISBN 0-471-67580-6.
81. MORRISONA, S., HONGB, S. L., NEWELL, K. M. Upper frequency limits of bilateral coordination patterns. *Neuroscience Letters*. 2009, Vol. 454, No. 3, pp. 233–238.
82. MULGAN, R., G. *Aristotelova politická teorie*. Praha: OIKOYMENH, 1998.

83. MYATT, J. P., CROMPTON, R. H., THORPE, S. K. S. A New Method for Recording Complex Positional Behaviours and Habitat Interactions in Primates. *Folia Primatol.* 2011, No. 82, pp. 13-24.
84. NEWMAN, T., CROY, T., HART, J., SALIBA, S. The Effects of Prophylactic Ankle Bracing on Dynamic Reach Distance and Obstacle Course Performance in Military Cadets. *Military Medicine.* 2012, Vol. 177, No. 5, pp. 567-572(6).
85. NOVOTNÝ, P. O. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce ramenním pletencem.* Disertační práce. Praha: UK FTVS, 2007. Vedoucí disertační práce Bronislav Kračmar.
86. OTÁHAL, J. *Elektromyografie* [online]. 8. března 2001 [cit. 1. února 2008, 15:40 SEC] Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/kab/archiv/Elektromyografie.ppt>.
87. PANJABI, M. M. The stabilizing system of spine. *Journal of Spinal Disorders.* 1992, Vol. 5, No. 4, pp. 383 - 396.
88. PAUCH, Z. Analýza Parkinsonské chůze jako východisko pro reedukaci lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 1997, Vol. 4, No. 3, pp. 103 – 105.
89. PATSIAOURAS, G., FITCHETT, J. A. Veblen and Darwin: tracing the intellectual roots of evolutionism in consumer research. *Journal of Marketing Management.* 2009, Vol. 25, No. 7/8, pp. 729-744.
90. PIŠVEJC, I. *Princip kvadrupedální lokomoce při jízdě na kajaku.* Diplomová práce. Praha: UK FTVS, 2007. Vedoucí diplomové práce Bronislav Kračmar.
91. PRIDMORE, P. A. Submerged walking in the epaulette shark *Hemiscyllium ocellatum* (Hemiscyllidae) and its implications for locomotion in rhipidistian fishes and early tetrapods. *Zoology: Analysis of Complex Systems.* 1995, No. 98, pp. 278–297.
92. QUINTANA-MURCI, L., SEMINO, O., BANDELT, H. J., PASSARINO, G., MCELREAVEY, K., SANTACHIARA-BENERECETTI, A. S. Genetic evidence of an early exit of *Homo sapiens sapiens* from Africa through eastern Africa. *Nature Genetics.* 1999, Vol. 23, No. 12, pp. 437 – 441.

93. RAŠEV, E. Koordinačné cvičenie v liečbe segmentálnej instability chrbtice a váhonosných kĺbov ako proprioreceptívna posturálna terapia na posturomede podľa dr. Raševa. *Rehabilitácia*. 1999, Vol. 32, No. 1, pp. 14 - 25.
94. RICHMOND, B. G., BEGUN, D. R., STRAIT, D. S. Origin of human bipedalism: The knuckle – walking hypothesis revised. *Yearbook of physical anthropology*. 2001, No. 44, pp. 70 – 105.
95. ROČEK, Z. *Historie obratlovců*. Evoluce, fylogeneze, systém. Praha: Academia, 2002. ISBN 80-200-0858-6.
96. RODOVÁ D., MAYER M., JANURA M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, Vol. 8, No. 4, pp. 173-177.
97. RODRIGO, S. E., AMBRÓSIB, J. A. C., TAVARES DA SILVA, M. P., PENISI, O. H. Analysis of Human Gait Based on Multibody Formulations and Optimization Tools *Mechanics Based Design of Structures and Machines: An International Journal*. 2008, Vol. 36, No. 4, pp. 446-477.
98. ROMER, A. S. *Vertebrate paleontology*. 3. vydání. Chicago: University of Chicago Press, 1966. ISBN 0-716-71822-7.
99. ROMER, A. S. *The vertebrate body*. Philadelphia: Saunders, 1970.
100. ROSYPAL, S. et al. *Přehled biologie*. Praha: Státní pedagogické Nakladatelství, 1987.
101. SHUBIN, N. H., DAESCHLER, E. B., JENKINS Jr., F. A., The pectoral fin of Tiktaalik roseae and the origin of the tetrapod limb. *Nature*. 2006, No. 440, pp. 764-771.
102. SIGURDSEN, T., GREEN, D. M. The origin of modern amphibians: a re-evaluation. *Zoological Journal of the Linnean Society*. 2011, Vol. 162, No. 2, pp. 457–469.
103. SMOTLACHA, F. *Biologické základy záliby člověka ve šplhu a visu*. Praha: 1930.

104. ŠENTIJA, D., RAKOVAC, M., BABIĆ, V. Anthropometric characteristics and gait transition speed in human locomotion. *Human Movement Science*. 2012, Vol. 31, No. 3, pp. 672-682.
105. TARDIEU, C. Development of the human hind limb and its importance for the evolution of bipedalism *Evolutionary Anthropology: Issues, News, and Reviews*. 2010, Vol. 19, No. 5, pp. 174–186.
106. TLAMSA, J., FILIP, T. *Svět olympijského šplhu* [online]. 2010 [cit. 13.11.2010, 20:15 SEC]. Pravidla. Dostupné z: <http://www.svetsplhu.cz>.
107. TODD, K. M., WYNN, C. S. *Mathematical Methods and Algorithms for Signal Processing*. USA, New Jersey: Prentice Hall, 2000. ISBN 0-201-36186-8.
108. TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual*. Vol. 2. Baltimore: Williams & Wilkins, 1999.
109. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing, 2005.
110. TYRŠ, M. *Základové tělocviku*. Praha: Matice Sokola Pražského, 1926.
111. VACKOVÁ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Diplomová práce. Praha: UK FTVS, 2004. Vedoucí diplomové práce Bronislav Kračmar.
112. VANČATA, V. *Kandidátská disertační práce. Evoluce lokomoce a lokomočního aparátu hominoidů: vznik a vývoj bipedie hominidů*. Praha: Mikrobiologický ústav ČSAV, 1981.
113. VANČATA V. Chimpanzee locomotion and the implication for the origin of hominid bipedality. *Anthropos*. 1982, Vol. 21, pp. 41- 45.
114. VANČATA, V. The roots of hominid bipedality. 1991. In SENUT, B., COPPENS, Y. *Origines de la Bipédie chez les Hominidés (Cahiers de Paléoanthropologie)* Paris: C.N.R.S., 1991. pp.157-174.
115. VANČATA, V. Ontogeny of primate locomotion and origin of hominid bipedality. *Folia Primatologica*. 1996, Vol. 67, pp. 213-214.
116. VANČATA, V. *Paleontologie – přehled fylogeneze člověka a jeho předků*. Brno: Nauma, 2003. ISBN 80-86258-40-8.

117. VANČATA, V. *Paleontologie a evoluční antropologie*. Praha: UK Pedagogická fakulta, 2005.
118. VANČATA, V. Paleontologie a evoluční antropologie. In LIŠKA, M. *Fylogenetické aspekty lidské lokomoce*. Diplomová práce. Praha: UK FTVS, 2010. Vedoucí diplomové práce Bronislav Kračmar.
119. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995.
120. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997.
121. VÉLE, F. *Kineziologie*. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Praha: Triton, 2006.
122. VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada, 1993.
123. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing, 1995.
124. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. 3. vydání. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2710-3.
125. VOROBYEVA, E. I. Morphogenetic approach to the formation of paired limbs in the course of tetrapodization. *Biology Bulletin*. 2009, Vol. 36, No. 2, pp. 139-147.
126. VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P. Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, Vol. 13, No. 2, pp. 92–98.
127. WILLIAMS, E. M., GORDON, A. D., RICHMOND, B. G. Upper limb kinematics and the role of the wrist during stone tool production. *American Journal of Physical Anthropology*. 2010, Vol. 143, No. 1, pp. 134 – 145.
128. YOUNG, G. C. Biostratigraphic and biogeographic context for tetrapod origins during the Devonian: Australian evidence. *Alcheringa*. 2006, Vol. Spec., No. 1, pp. 409–428.

8. Přílohy

Příloha č. 1

Etická komise

INFORMOVANÝ SOUHLAS PROBANDA

Já, níže podepsaný(-ná):

.....

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

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

Byl (-la) jsem informován (-na) o tom, jakou formou bude výzkum probíhat. Byl (-la) jsem informován (-na) o způsobu dokumentace a prezentace výsledků této studie. Byl (-la) jsem informován (-na) o tom, že veškeré mnou poskytnuté osobní údaje budou dokumentovány, bez uvedení mého jména a příjmení. Bylo mi umožněno vše si rozvážit a zeptat se na vše, co považuji za podstatné. S postupem a výzkumnými metodami souhlasím.

V

Terapeut:.....

Proband:.....

Datum:.....

Podpis:.....

Podpis:.....

Informace sdělené probandovi: V rámci projektu budou snímány elektrické potenciály z vybraných svalů v oblasti pletence ramenního měřicí metodou povrchové elektromyografie. Měření bude probíhat tak, že se nejprve stanoví nejvhodnější umístění povrchové elektrody pomocí fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test dle Jandy, simulace požadovaného pohybu a současná palpce svalů). Následně bude povrch kůže očištěn lékařským líhem. Na místa styku elektrody s kůží bude aplikován gel Ten20 CONDUCTIVE speciálně vyvinutý pro snímání povrchového EMG. Elektrody budou zafixovány na pokožce lékařskou náplastí. Přístroj EMG KaZe05 bude mít proband umístěn v příručním zavazadle pásem kolem pasu. Výsledky budou zpracovány a vyhodnoceny anonymně. V prezentaci výsledků a jejich dokumentaci nebudou uveřejněny osobní informace (jméno, pohlaví, rok narození). O tomto procesu měření a způsobu prezentace výsledků bude každý proband informován před započatím výzkumu.



UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6 – Veleslavín
tel. +420 220171111
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné doktorské práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Deskripce kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru při specifické sportovní lokomoci (šplh, chůze, shyb)

Forma projektu: doktorská práce

Autor (hlavní řešitel): Mgr. Radka Bačáková

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

Popis projektu (max. 10 řádek)

Projekt se zabývá kineziologickým rozбором fyzické hybnosti vybraných svalů při sportovní lokomoci - primárně při chůzi, shybu a šplhu na laně bez přírazu. Získané výstupy mohou být přínosné k doporučení pro využití pohybové aktivity pro dlouhodobé udržování dobré fyzické kondice, doporučení sportovních a rekreačních aktivit, při kterých budou všechny čtyři končetiny zapojeny do lokomoce v uzavřených kinetických řetězcích, pro zefektivnění sportovní přípravy. Měření se uskuteční v terénu pomocí přenosného přístroje pro snímání povrchového EMG KaZe05. Použité měřicí zařízení je napájeno vlastními zdroji o napětí do 9V bez výkonných kondenzátorů. Nehrozí zde žádné nebezpečí úrazu elektrickým proudem.

Informovaný souhlas (příložen)

V Praze dne 1.11.2010

Podpis autora.....*Bačáková*

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: doc.MUDr. Staša Bartůňková, CSc.
Prof.Ing. Václav Bunc, CSc.
Prof.PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.
Doc.MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0166/2010

dne:..... 3.11.2010

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

.....*Bartůňková*
podpis předsedy EK

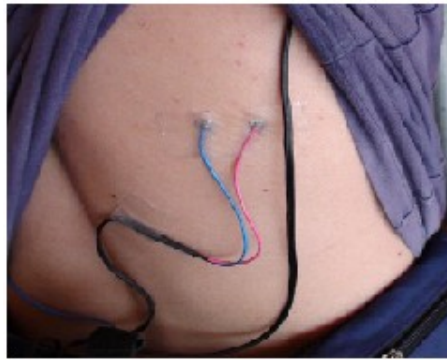
UNIVERZITA KARLOVA v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

Příloha č. 2

Fotografie nalepených elektrod probanda číslo 2 – tofi.



m. deltoideus



m. latissimus dorsi



m. gluteus medius



m. biceps femoris, caput longum



m. rectus femoris



m. gastrocnemius, caput medialis



m. tibialis anterior

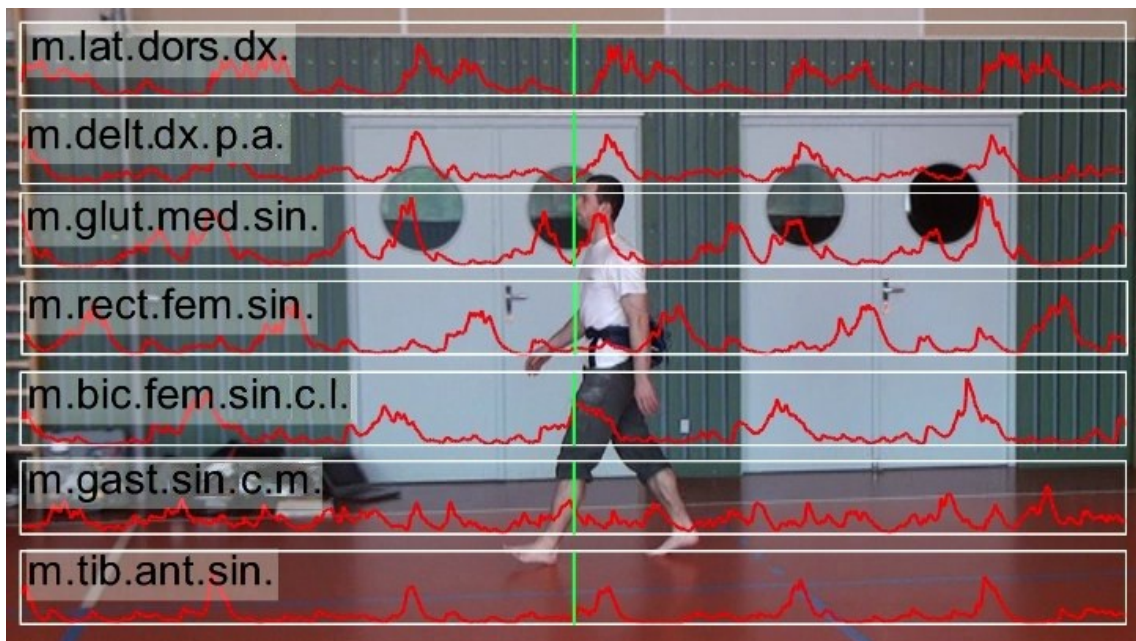
Příloha č. 3

Proband č. 5

Na následujících třech snímcích vidíme synchronizaci EMG záznamu a videozáznamu u vybraných pohybů (chůze, šplh, shyb). Aktuální pozice na EMG záznamu je u každého svalu vyznačena zelenou čárou. Právě tato pozice odpovídá obrázku z videozáznamu v pozadí.

Chůze

Nástup aktivity m. deltoideus dx. p. ant. při chůzi u probanda č. 5.



Příloha č. 4

Šplh

Nástup aktivity m. deltoideus dx. p. ant. při šplhu na laně bez přírazu u probanda č. 5.



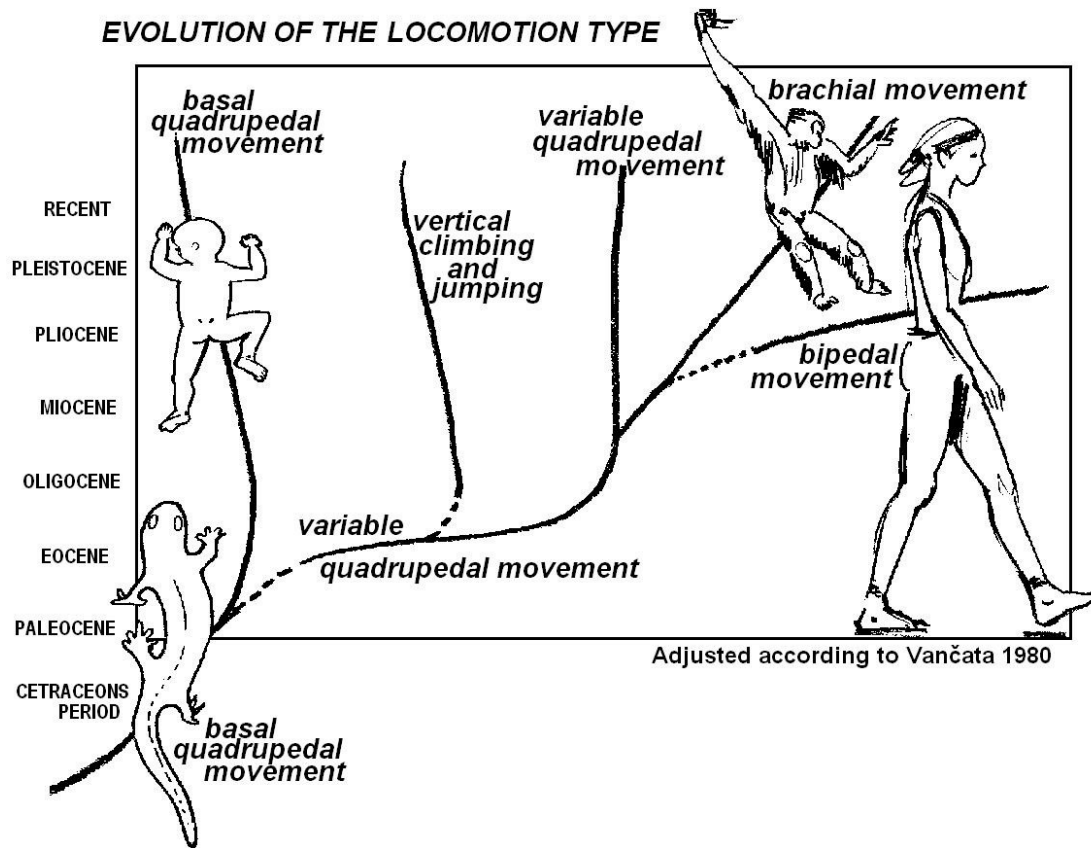
Shyb

Nástup aktivity m. deltoideus dx. p. ant. při shybu na hrazdě nadhmatem opakovaně (shyb, svis) u probanda č. 5.



Příloha č. 5

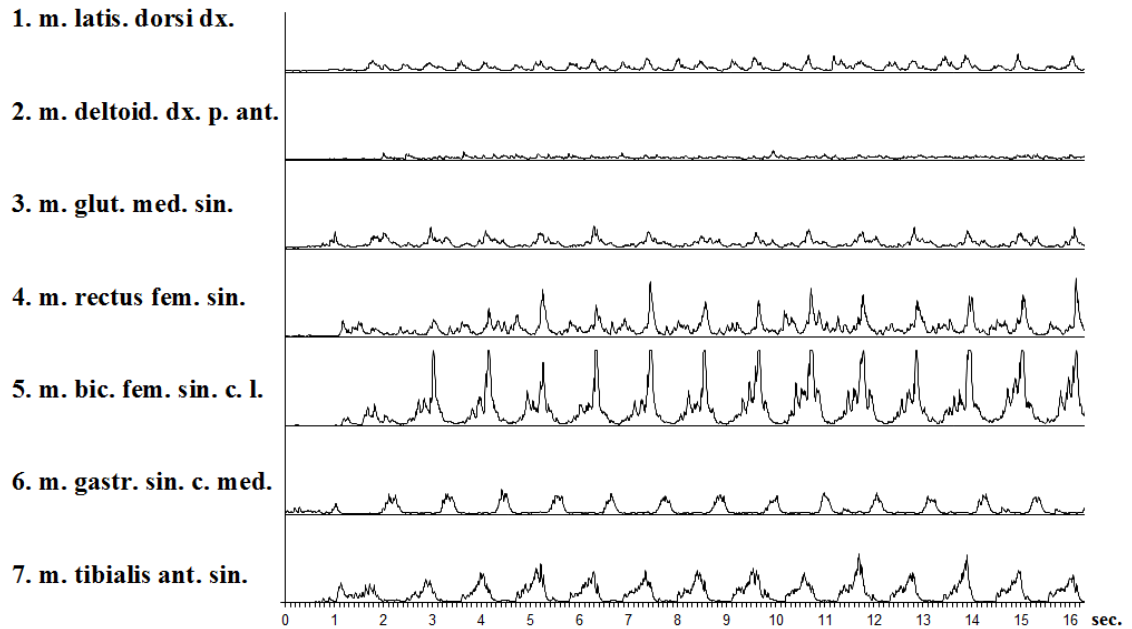
Fylogeneze lokomoce primátů podle Vančaty (1980 in Novotný, 2007)



Příloha č. 6

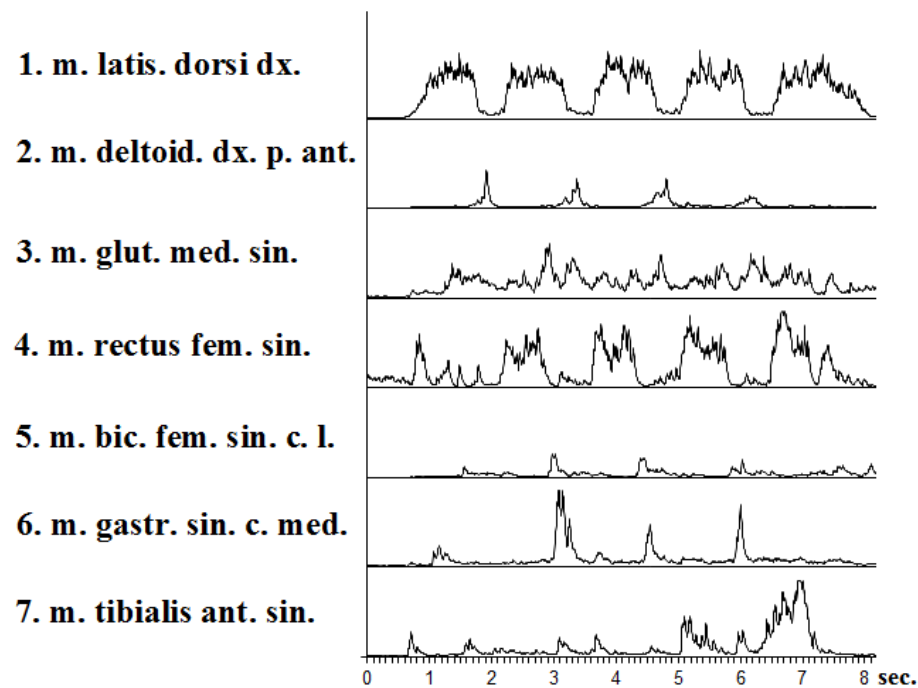
proband č. 1 – EMG záznam chůze

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $\langle 0; 0,05 \rangle$ do $\langle 0; 2 \rangle$ mV.



proband č. 1 – EMG záznam šplhu na laně bez přírazu

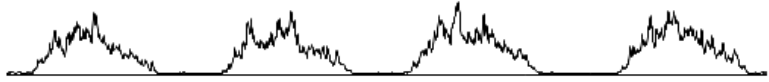
Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $\langle 0; 0,05 \rangle$ do $\langle 0; 2 \rangle$ mV.



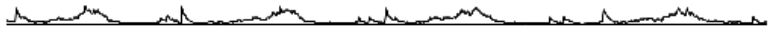
proband č. 1 – EMG záznam shybu opakovaně

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $<0; 0,05>$ do $<0; 2>$ mV.

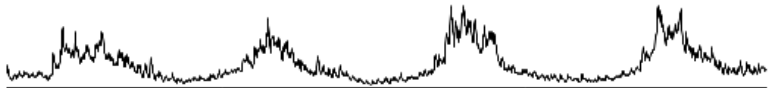
1. m. latis. dorsi dx.



2. m. deltoid. dx. p. ant.



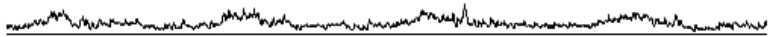
3. m. glut. med. sin.



4. m. rectus fem. sin.



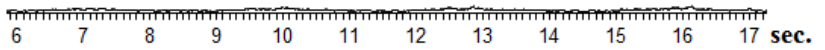
5. m. bic. fem. sin. c. l.



6. m. gastr. sin. c. med.



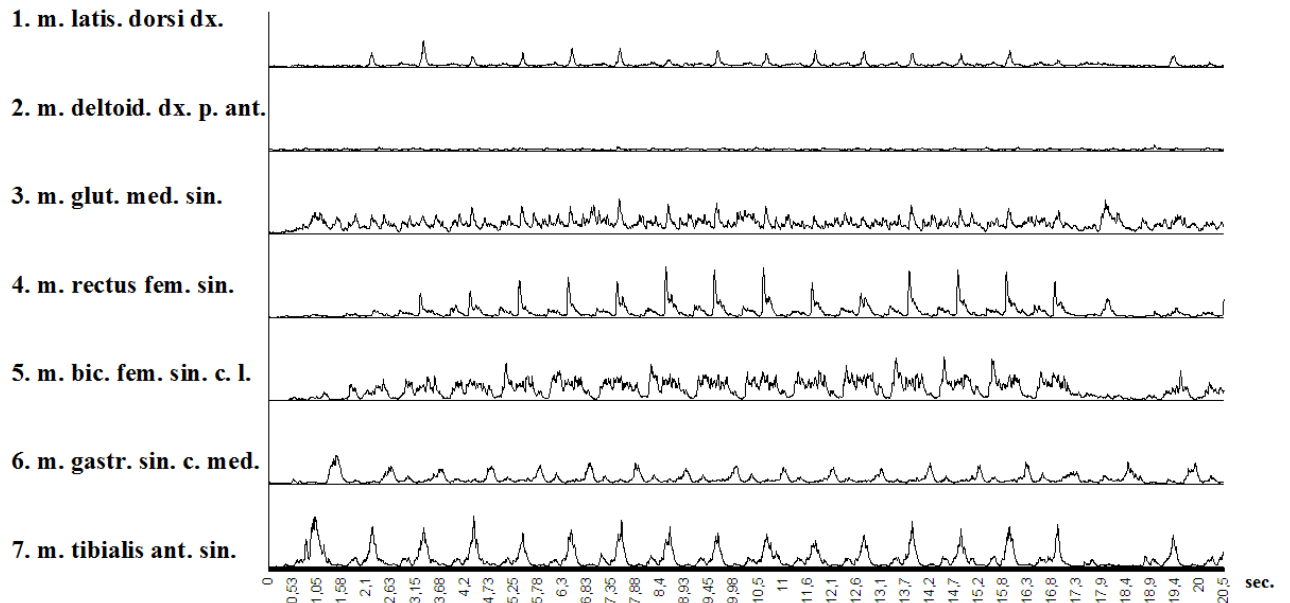
7. m. tibialis ant. sin.



Příloha č. 7

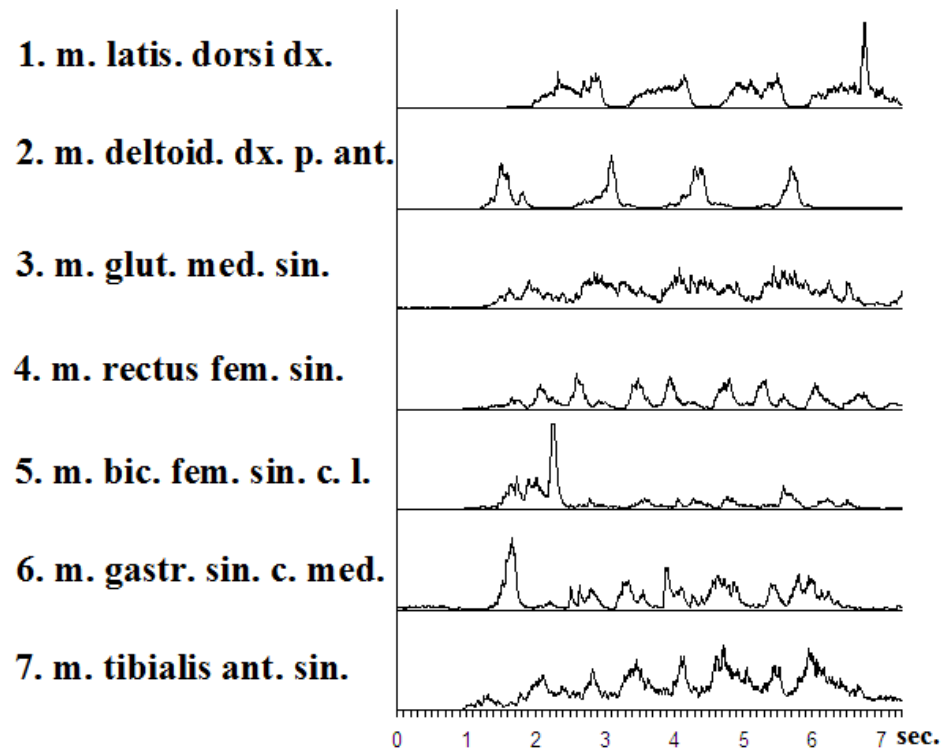
proband č. 2 – EMG záznam chůze

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $\langle 0; 0,05 \rangle$ do $\langle 0; 2 \rangle$ mV.



proband č. 2 – EMG záznam šplhu na laně bez přírazu

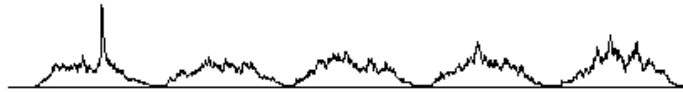
Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $\langle 0; 0,05 \rangle$ do $\langle 0; 2 \rangle$ mV.



proband č. 2 – EMG záznam shybu opakovaně

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $<0; 0,05>$ do $<0; 2>$ mV.

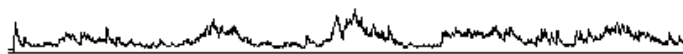
1. m. latis. dorsi dx.



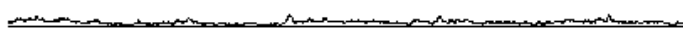
2. m. deltoid. dx. p. ant.



3. m. glut. med. sin.



4. m. rectus fem. sin.



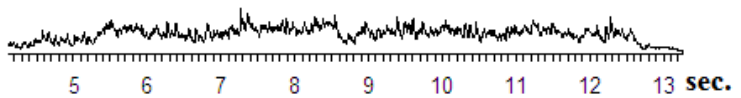
5. m. bic. fem. sin. c. l.



6. m. gastr. sin. c. med.



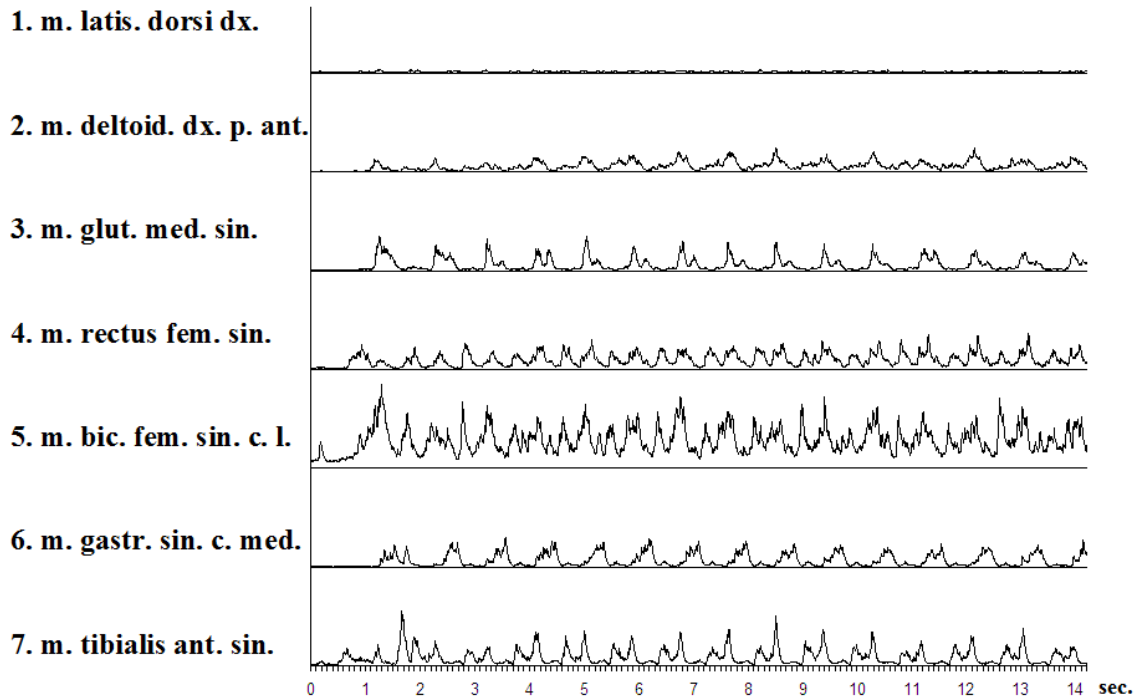
7. m. tibialis ant. sin.



Příloha č. 8

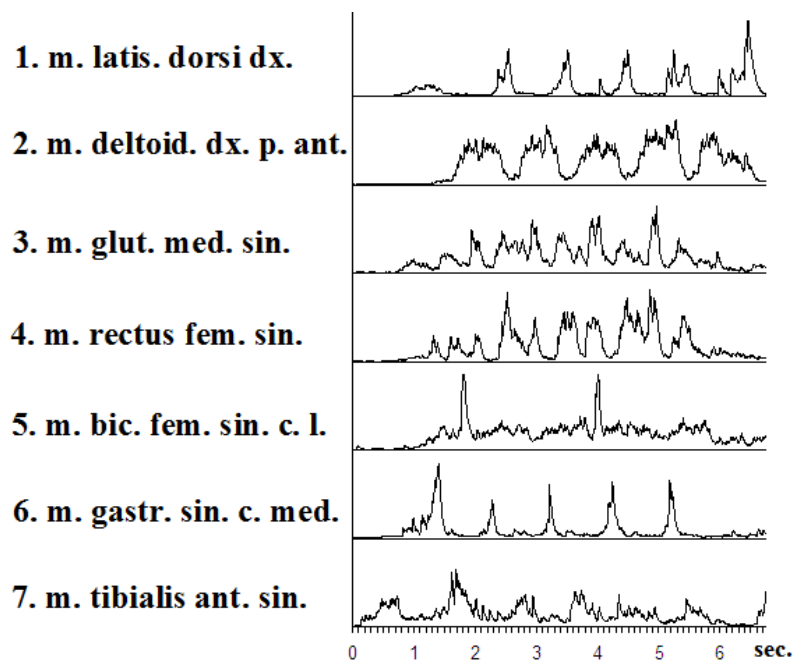
proband č. 3 – EMG záznam chůze

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $\langle 0; 0,05 \rangle$ do $\langle 0; 2 \rangle$ mV.



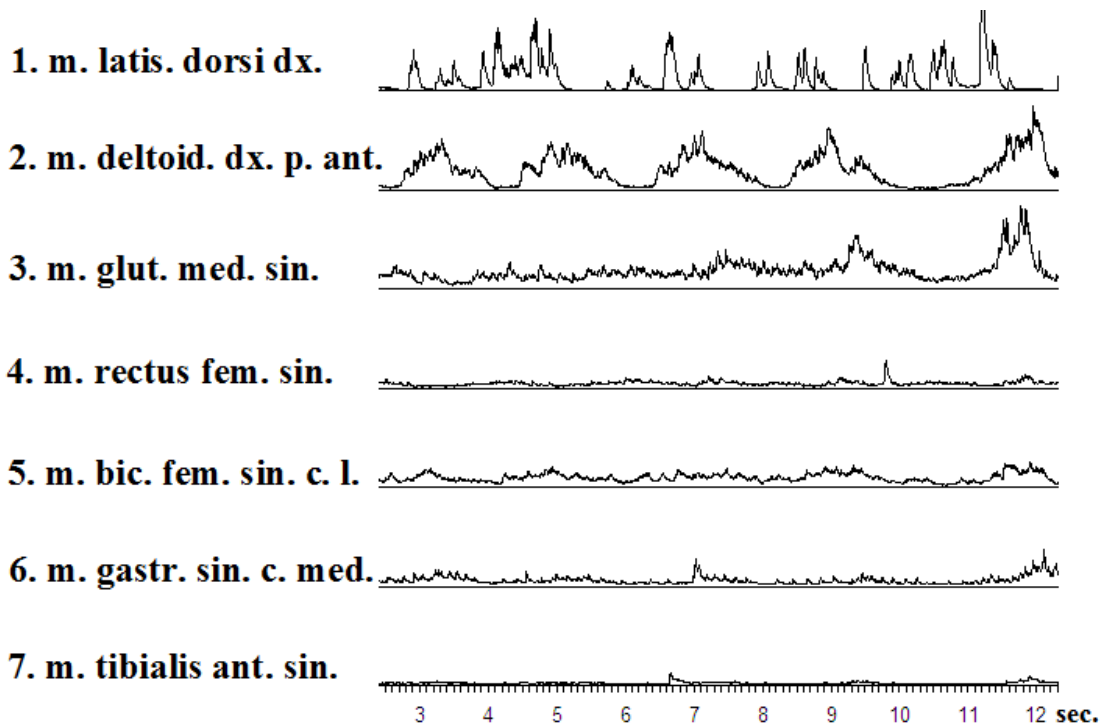
proband č. 3 – EMG záznam šplhu na laně bez přirazu

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $\langle 0; 0,05 \rangle$ do $\langle 0; 2 \rangle$ mV.



proband č. 3 – EMG záznam shybu opakovaně

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $<0; 0,05>$ do $<0; 2>$ mV.



Příloha č. 9

proband č. 4 – EMG záznam chůze

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $\langle 0; 0,05 \rangle$ do $\langle 0; 2 \rangle$ mV.

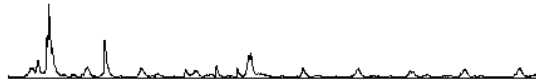
1. m. latis. dorsi dx.



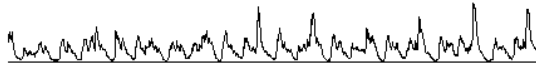
2. m. deltoid. dx. p. ant.



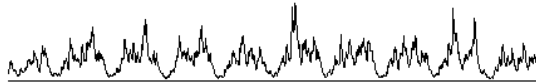
3. m. glut. med. sin.



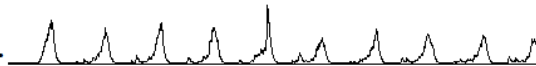
4. m. rectus fem. sin.



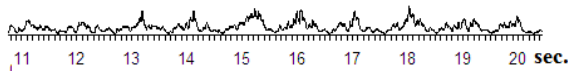
5. m. bic. fem. sin. c. l.



6. m. gastr. sin. c. med.



7. m. tibialis ant. sin.



proband č. 4 – EMG záznam šplhu na laně bez přirazů

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $\langle 0; 0,05 \rangle$ do $\langle 0; 2 \rangle$ mV.

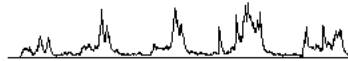
1. m. latis. dorsi dx.



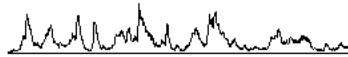
2. m. deltoid. dx. p. ant.



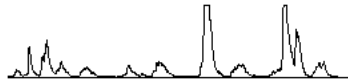
3. m. glut. med. sin.



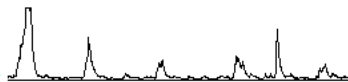
4. m. rectus fem. sin.



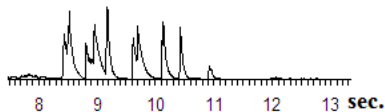
5. m. bic. fem. sin. c. l.



6. m. gastr. sin. c. med.



7. m. tibialis ant. sin.



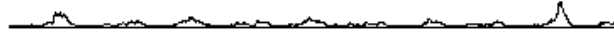
proband č. 4 – EMG záznam shybu opakovaně

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $<0; 0,05>$ do $<0; 2>$ mV.

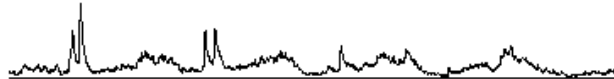
1. m. latis. dorsi dx.



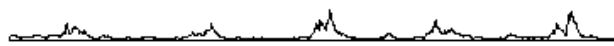
2. m. deltoidei dx. p. ant.



3. m. glut. med. sin.



4. m. rectus fem. sin.



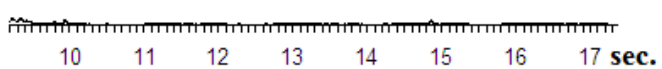
5. m. bic. fem. sin. c. l.



6. m. gastr. sin. c. med.



7. m. tibialis ant. sin.

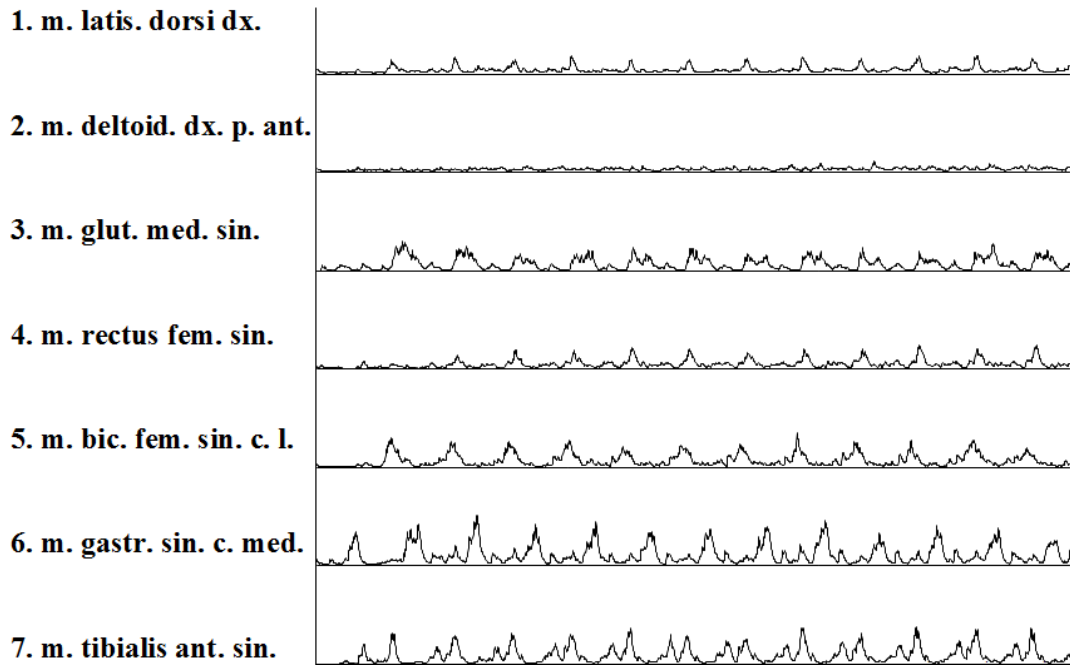


10 11 12 13 14 15 16 17 sec.

Příloha č. 10

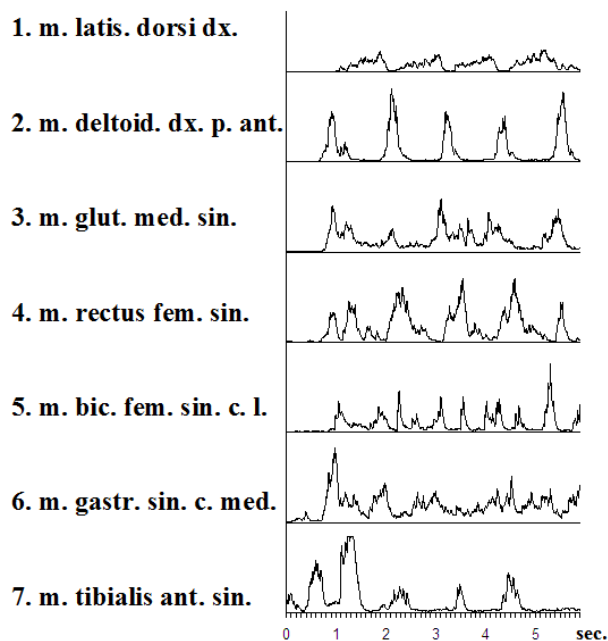
proband č. 5 – EMG záznam chůze

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $\langle 0; 0,05 \rangle$ do $\langle 0; 2 \rangle$ mV.



proband č. 5 – EMG záznam šplhu na laně bez přírazu

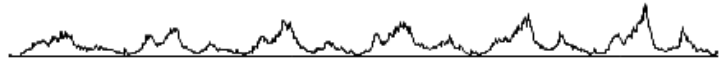
Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $\langle 0; 0,05 \rangle$ do $\langle 0; 2 \rangle$ mV.



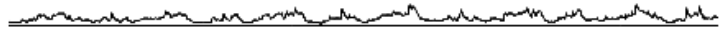
proband č. 5 – EMG záznam shybu opakovaně

Výška amplitudy EMG křivky (osa y) je regulována v intervalech od $<0; 0,05>$ do $<0; 2>$ mV.

1. m. latis. dorsi dx.



2. m. deltoid. dx. p. ant.



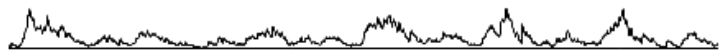
3. m. glut. med. sin.



4. m. rectus fem. sin.



5. m. bic. fem. sin. c. l.



6. m. gastr. sin. c. med.



7. m. tibialis ant. sin.

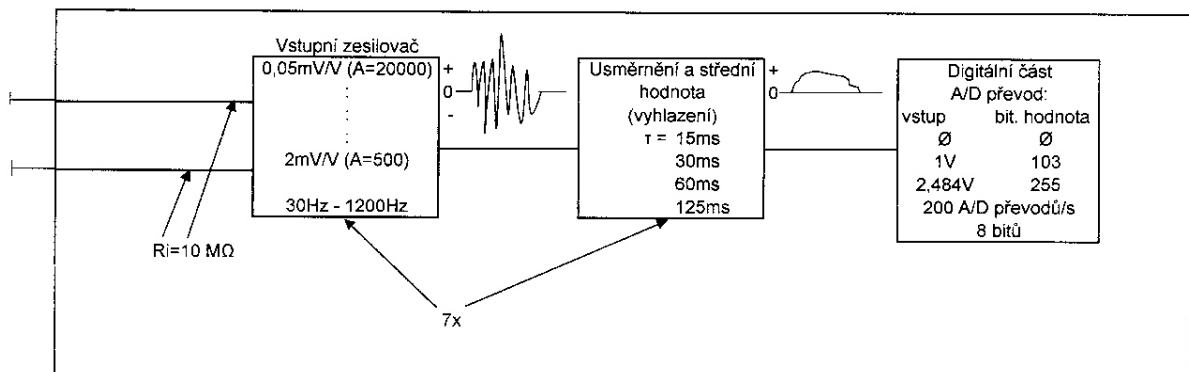


Příloha č. 11

Povrchová EMG

Přístroj vyvinutý na FTVS UK v Praze – KaZe05, pro měření povrchové elektromyografie v terénních podmínkách.

K dispozici je sedm kanálů pro přenos EMG potenciálů ze svalů s osmým kanálem pro synchronizaci EMG záznamu s videokamerou – zajištěným elektronickou klapkou. Vzorkování je 200 vzorků za sekundu, spodní filtr je 30 Hz a horní filtr 1200 Hz. Sedm dvojic plochých elektrod o průměru 7 mm se vzdálenostmi středů min. 10 mm, uzemnění na zápěstí. Regulace citlivosti je od 0,05 až do 2 mV. Usměrnění střední hodnoty – vyhlazení signálu, má čtyři možnosti nastavení a to 15 ms, 30 ms, 60 ms a 125 ms. Nastavitelná délka měření v intervalu 5 sec – 4 min 50 sec. Záznam z vnitřní paměti přístroje je po ukončení série 1 – 7 měření převeden do přenosného PC, upraven specifickým softwarem KaZe05 zpracovávajícím EMG signál a exportován do poslední verze programu Microsoft Excel. Blokové schéma přístroje lze vidět na obrázku č. 54.



Obr. č. 54 Schéma znázornění terénního přístroje pro EMG záznam KaZe05

Příloha č. 12

Pravidla soutěžní podoby olympijského šplhu

Pravidla jsou redukována pouze pro dostatečnou představu o zkoumaném pohybu.

Definice

Za olympijský šplh se považuje šplh na laně ze sedu na podlaze bez přirazu nohou do výše 8 m. Cílem závodníka je dosáhnout co nejlepšího času. Všechny jiné délky lana při použití stejné techniky lezení jsou považovány za další disciplíny šplhu na laně (4,5 m, 10 m, 14 m, 15 m, 20 m atd.) a neopravňují si název olympijský (Tlamsa, Filip, 2010).

Závodíště

1. Závodíště pro šplh na laně může být umístěno jak ve venkovních, tak i v uzavřených prostorech.
2. V závodním prostoru nesmí být překážky omezující výkon a bezpečnost závodníka.
3. Místo pro zaujetí startovní polohy závodníkem musí být viditelně označeno (průsečík podlahy a lana).
4. Spodní konec visícího lana musí na podlaze přesahovat minimálně o 20 cm.
5. Závodní délka lana se měří od podlahy po první závit cílového čidla. Lano se měří zatížené v rozsahu 50 – 70 kg (praxe).
6. Povolený průměr lana je 32 - 28 mm.
7. V průběhu závodu musí být k dispozici magnézium, případně i další prostředky k preparaci rukou proti skluzu.
8. Pro zajištění bezpečnosti závodníka se pod lano podsune duchna, která musí (především pro šplh do výše 8 m) mít dostatečné rozměry (délka, šířka, tloušťka).
9. Při šplhu nad 8 m musí být lezec jištěn horolezeckým způsobem (Tlamsa, Filip, 2010).

Měření času:

- a) elektronické měření,
- b) ruční měření (Tlamsa, Filip, 2010).

Příprava a zahájení pokusu závodníka

- a) Přípravná poloha – sed pod lanem, jednou rukou závodník drží lano, druhá ruka je v blízkosti startovního spínače (v případě ručního měření na podlaze). Zaujetím této polohy závodník dává startérovi najevo, že je připraven k zahájení pokusu.
- b) Startovní poloha – sed pod lanem, nohy zvednuty nad podložkou, jedna ruka drží lano, druhá drží sepnutý startovní spínač
- c) Startovní povely (vydává startér) (Tlamsa, Filip, 2010).

Průběh pokusu

Při zaznění třetího pípnutí závodník uvolní startovní spínač a zahájí pokus. Po celou dobu šplhu nesmí závodník sevřít lano nohama, udržuje alespoň minimální roznožení. Poloha a pohyb nohou je libovolný. Pokus končí dotykem ruky na cílové čidlo (Tlamsa, Filip, 2010).

Soutěžní kategorie

| | | | |
|----------------|-------------------|---------------|---------------|
| Kategorie I. | Starší žáci | 14 – 15 let | šplh na 4,5 m |
| Kategorie II. | Dorostenci | 16 – 18 let | šplh na 4,5 m |
| Kategorie III. | Muži | 19 – 40 let | šplh na 8 m |
| Kategorie IV. | Senioři | 41 let starší | šplh na 8 m |
| Kategorie V. | Ženy a dorostenky | 16 a starší | šplh na 4,5 m |

System závodů (Tlamsa, Filip, 2010):

- a) Velké ceny v olympijském šplhu – kvalifikace na MČR (mistrovství České republiky).
- Za Velkou cenu se považuje závod v olympijském šplhu, na kterém se soutěží dle těchto pravidel a je kvalifikací na Mistrovství České republiky.

- V závodě musí být umožněny minimálně tři soutěžní pokusy v každé vypsané kategorii.

- Kromě závodu na 8 a 4,5 metrovém laně je možné zařadit i jiné disciplíny šplhu (např. paralelní závod na 4,5 m, šplh na odlišné délce lana, šplh se zátěží atd.).

b) Mistrovství České republiky v olympijském šplhu.

- Pro účast na MČR je nutné se kvalifikovat v průběhu soutěžní sezóny.

- Kvalifikační kritéria jsou určena organizátorem závodu a schválena VVOŠ (výkonný výbor olympijského šplhu) před první Velkou cenou soutěžní sezóny.

- Kvalifikační kritérium je určeno - počtem účastí na velkých cenách, nejlepším dosaženým časem a pořadím v kvalifikačním žebříčku.

- V opodstatněných případech (zejména v případě zranění) organizátor závodu může udělit několik divokých karet.

- V závodě musejí být vypsané minimálně tři soutěžní pokusy pro každého závodníka, účast v dalších kolech je možné omezit dosaženými časy.

c) Ostatní závody

- Do této kategorie patří závody, které nesplňují podmínky Velké ceny nebo jsou jejich součástí pouze tzv. ostatní disciplíny šplhu na laně.

- Pravidla a systém závodu si určuje organizátor.

- Výsledky z těchto závodů lze zohlednit v případě udělování divoké karty pro MČR (Tlamsa, Filip, 2010).

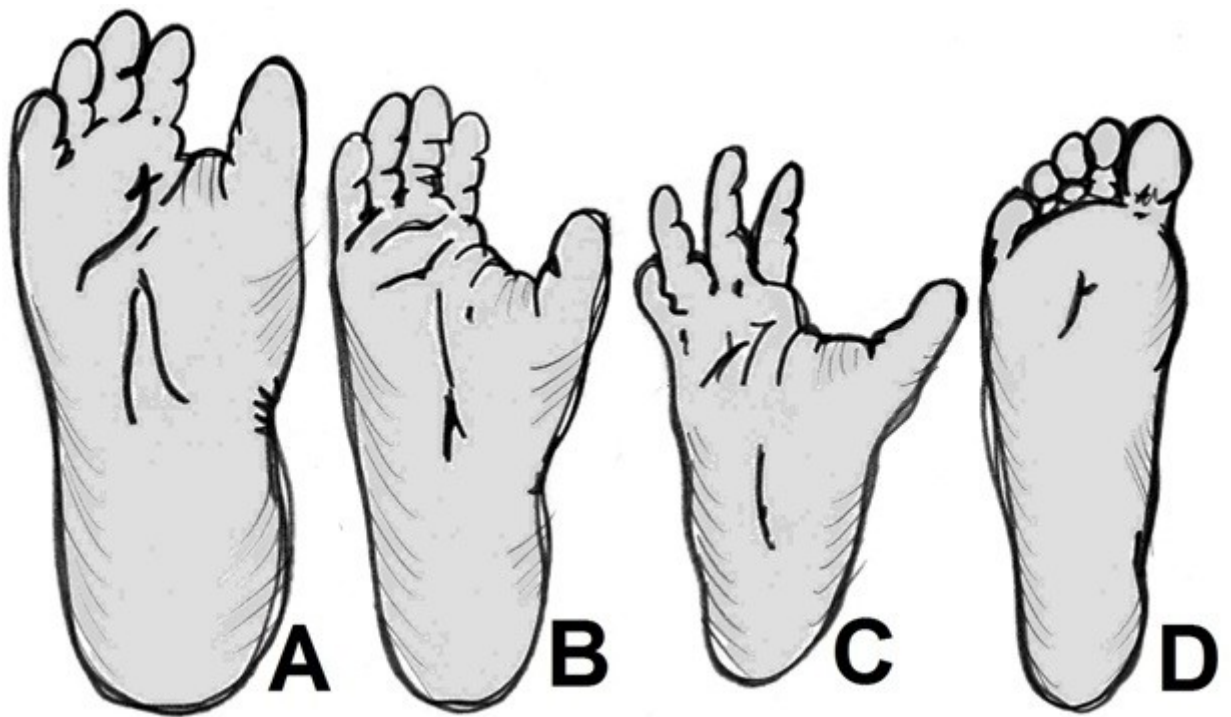
Příloha č. 13

A - Gorila pobřežní (*Gorilla gorilla*)

B - Gorila horská (*Gorilla beringei beringei*)

C - Šimpanz učenlivý (*Pan troglodytes*)

D - *Homo sapiens sapiens*



Obr. č. 55 *Ploska nohy – vývoj (Kračmar, 2002).*