

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Princip kvadrupedální lokomoce při jízdě na  
kajaku**

Diplomová práce

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

Vypracoval:  
Ivan Pišvejc

Praha, 24. 7. 2006

Prohlášení

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

V Praze dne: 24.7. 2006

.....



Podpis diplomanta



Děkuji vedoucímu práce Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení, cenné rady a připomínky, kterými mi pomohl k vypracování mé diplomové práce a zároveň za vypracování obrázků. Jedná se o ilustrace, u nichž není v textu uveden autor.

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

Jméno a příjmení:

Číslo občanského  
průkazu:

Datum vypůjčení:

Poznámka:

---

## ABSTRAKT

- Název:** Princip kvadrupedální lokomoce při jízdě na kajaku  
The principal of quadrupedal locomotion when riding a kayak
- Cíle práce:** Posouzení zapojení pohybové soustavy člověka do režimu kvadrupedální lokomoce při specifické lokomoci realizované přes pletenec ramenní.
- Metoda:** EMG měření v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.
- Výsledky:** Vyvozují podobnosti mezi kvadrupedálním zkříženým lokomočním vzorem a sportovní lokomocí při jízdě na kajaku.
- Klíčová slova:** sportovní lokomoce, lokomoce na slalomovém kajaku, kvadrupedální zkřížený lokomoční vzor, povrchová elektromyografie.

## OBSAH

1. ÚVOD	8
2. REŠERŠE LITERATURY	8
3. CÍLE A ÚKOLY PRÁCE	10
4. HYPOTÉZY	10
5. KANOISTIKA NA DIVOKÉ VODĚ	11
5.1. Charakteristika disciplin	11
5.2. Jízda na slalomové lodi	13
5.3. Technika přímého záběru na slalomové lodi	14
5.3.1. Přímý záběr	15
6. TEORETICKÁ VÝCHODISKA	20
6.1. Kvadrupedální zkřížený lokomoční vzor	20
6.1.1. Posturálně pohybová ontogeneze	20
6.1.2. Kvadrupedální lokomoce	22
6.1.3. Kvadrupedální zkřížený krokový cyklus u člověka	24
6.2. Chůze	26
6.3. Globální pohybové vzory	28
6.4. Centrace kloubu	33
6.5. Lokomoce při sportu	38
6.5.1. Pilotní studie	41
6.6. Hybné stereotypy	43
6.7. Elektromyografie	50
6.7.1. Teoretická podstata elektromyografie	50
6.7.2. Vznik signálu EMG	51
6.7.2.1. Nervová buňka	51
6.7.2.2. Synapse	51
6.7.2.3. Dráždění svalů	52
6.7.2.4. Klidový membránový potenciál	52
6.7.2.5. Akční potenciál	53
6.7.3. Povrchová elektromyografie (PEMG)	54
6.7.4. Zpracování záznamu PEMG	57
6.7.5. Normalizace	58

6.7.6. Artefakty	58
6.7.7. Požadavky na přístroj	59
6.7.8. Faktory ovlivňující EMG signál při PEMG	60
7. METODY PRÁCE	61
7. 1. Obecná charakteristika výzkumu	61
7. 2. Popis skupiny, na které byla analýza provedena	61
7.2.1. Popis polohy probanda v průběhu měření	62
7. 3. Popis místa měření	62
7. 4. Popis techniky měření a použitých instrumentů	62
7. 5. Prezentace způsobu vyhodnocení dat	63
7. 6. Design výzkumu	64
8. VÝSLEDKOVÁ ČÁST	69
9. DISKUZE	75
10. ZÁVĚR	77
11. SEZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH CITACÍ	79
OSTATNÍ ZDROJE	82
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	83
PŘÍLOHY	

## 1. ÚVOD

Vrcholová, výkonnostní, ale i rekreační sportovní činnost patří stejně jako každodenní motorika do motoriky lidské a platí pro ni stejné zákonitosti. V poslední době byly publikovány výsledky výzkumů dávající do souvislosti sportovní lokomoci s některými metodikami léčebné rehabilitace. Jedná se především o metodiku podle Vojty a Kabata, které vycházejí z principů lidské pohybové ontogeneze a jsou založeny na využití kvadrupedálního lokomočního vzoru. Kvadrupedální zkřížený lokomoční vzor je výsledkem dlouhé fylogeneze obratlovců.

Sportovní lokomoce je výrazně bohatší než lokomoce dospělého lidského individua v civilizované společnosti, kterou tvoří často pouze chůze a její modifikace. Sportovní lokomoce proto poskytuje širší prostor pro pochopení fylogenetických souvislostí motorického vývoje druhu *Homo sapiens* a je specifickou součástí pohybové výbavy člověka. Obecné neurologické a vývojově kineziologické poznatky z oblasti řízení a zajištění pohybu jsou v současnosti využívány v rehabilitační léčbě pacientů. Důsledná aplikace těchto poznatků do oblasti sportu a tělesné výchovy přinese zefektivnění sportovních činností a provádění sportovního pohybu v co nejvíce fyziologickém a pro zdraví nejvýhodnějším provedení. Toto samozřejmě platí i naopak. Některé principy sportovní lokomoce je možno velmi účinně aplikovat do dlouhodobých rehabilitačních plánů.

Předmětem této práce bude zkoumání souvislostí mezi zkříženým kvadrupedálním lokomočním vzorem a rovnou jízdou vpřed na slalomovém kajaku u vrcholového sportovce s následným porovnáním výsledků s chůzí.

## 2. REŠERŠE LITERATURY

Byly provedeny studie (Kračmar, 2002) ozřejmující souvislost jízdy na kajaku s reflexní lokomocí (reflexní plazení a otáčení), které prokazují že tato sportovní činnost je velmi blízká lidským vrozeným lokomočním programům. Tyto studie se zaměřily na zkoumání svalové aktivity horní poloviny těla. Uplatnění kvadrupedálního zkříženého lokomočního vzoru bylo jen předpokládáno na základě kineziologického rozboru jízdy, ale nebylo dokázáno výzkumem.

Jízdou na klidné vodě, tedy technikou záběru v rychlostní kanoistice, se podrobně zabývali v roce 1981 Wozniak a Gagin, v roce 2002 pak publikoval studii na toto téma Greg

Barton v roce 1990, Stecenko v roce 1987 analyzoval časovou charakteristiku bioelektrické aktivity svalů při přímém záběru rychlostních kajakářů. Záběr na rychlostním kajaku z hlediska časového rozložení úkonů při záběru vpřed popisuje ve své diplomové práci z roku 2003 Fučíková. Techniku záběru na sjezdovém kajaku stručně zachycuje Knebel v publikaci z roku 2000. Podrobně se jím zabývá Strnadová v diplomové práci z roku 2004. Jízdu na slalomovém kajaku analyzuje Kračmar v knize z roku 2002, záběr na C1 pak popisuje Rohan ve své práci z roku 1991. Prskavec zpracoval v roce 2001 názorný videozáznam slalomové techniky s komentářem. Obecně o kanoistice pojednává kniha Kračmara, Bílého a Novotného, vydaná v roce 2000.

Dále uvádím literaturu biologicko-medicínskou, související s tématem. Diplomová práce Vackové z roku 2004 je zaměřena na fylogenetický vývoj lokomoce obratlovců v souvislosti se sportovní lokomocí člověka. Vývojovou kineziologii rozpracovává Václav Vojta v knize Mozkové hybné poruchy v kojeneckém a dětském věku z roku 1984, dále publikuje podrobnou analýzu obsahu uměle vyvolatelných globálních pohybových vzorů v publikaci Vojtův princip z roku 1995. Velmi přínosný je soubor Véleho přednášek z roku 2005. Ty pojednávají o svalových řetězcích a smyčkách. Kračmar v knize Kineziologická analýza sportovního pohybu aplikuje poznatky vývojové kineziologie do oblasti sportu. Vývojem (a vývinem) nervové soustavy člověka s ohledem na vznik různých patologií se zabýval Lesný se svým kolektivem v knize z roku 1971. Velice důležité jsou také informace, týkající se řízení motoriky centrálním nervovým systémem. Ty popisuje Véle v Kineziologii pro klinickou praxi z roku 1997. Kineziologií jako nauce o uskutečňování pohybu člověka se kromě Véleho zabývá i Dylevský v knize z roku 1994. Biomechaniku reprezentují knihy Karase a Otáhala z roku 1972 a 1990. Funkční anatomii člověka se podrobně věnuje Dylevský s kolektivem v publikaci Funkční anatomie člověka, vydané v roce 2000. Pohybovým systémem z hlediska fyzioterapie a léčebné rehabilitace se zabývá velké množství autorů. V této práci byly jako zdroj informací použity publikace Lewita z roku 2003 a Jandy z roku 1996. Z neurologických pramenů publikace Trojana z roku 1992. Třetí skupinu tvoří literatura o elektromyografii. Obecné informace o této vyšetřovací metodě přináší Keller v knize z roku 1999. De Luca se v práci z roku 1994 zabývá aplikací EMG v kineziologii a jiných odvětvích. Rodová se svým kolektivem pak objasňuje ve své práci z roku 2001 současné možnosti využití povrchové elektromyografie a vztah mezi naměřeným EMG signálem a svalovou silou.

### 3. CÍLE A ÚKOLY PRÁCE

Cílem práce je časově a prostorově charakterizovat zapojování vybraných svalů při záběru vpřed na slalomovém kajaku u vrcholového kajakáře na základě neinvazního EMG měření v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.

Z uvedeného cíle vyplývají tyto úkoly:

1. Provést rešerši literatury týkající se problematiky jízdy na slalomovém kajaku.
2. Na podkladě literární rešerše srovnat vrozené pohybové vzory lidského individua, které se rozvíjejí v průběhu lidské ontogeneze s vybranou sportovní lokomocí.
3. Pomocí záznamu PEMG zjistit timing aktivity vybraných svalů v oblasti pánve a dolních končetin při jízdě na slalomovém kajaku.
4. Pomocí záznamu PEMG zjistit timing aktivity vybraných svalů v oblasti pánve a dolních končetin při chůzi
5. Kineziologicky charakterizovat svalovou koordinaci v průběhu kroku obou sledovaných aktivit a tuto koordinaci intraindividuálně porovnat. Poté formulovat závěry týkající se možného zapojení celého tělesného schématu do režimu kvadrupedální lokomoce.

### 4. HYPOTÉZY

CNS řídí pohyb člověka komplexně. Při lidsky druhově typické formě lokomoce – volné bipedální chůzi se tato skutečnost projevuje mimo jiné tak, že pohyb je automaticky realizován v kvadrupedálním zkříženém lokomočním vzoru. Chůze jako lokomoce zajišťovaná přes pletenec pánevní vychází z fylogeneticky determinovaných pohybových programů. Totéž můžeme tvrdit o lokomoci uskutečňované přes pletenec ramenní, což jasně dokázal Vojta. Vojta rovněž dokázal, že původní pohybové programy jsou vybavitelné a tudíž existují i u dospělého jedince. Při lokomoci uskutečňované přes pletenec ramenní – při záběru vpřed na kajaku - bychom tedy měli nalézt aktivitu na dolních končetinách, tak jako ji můžeme běžně pozorovat na končetinách horních při volné bipedální chůzi.

Při sezení na kajaku je téměř vyloučen výraznější pohyb v oblasti pánve a kyčelních kloubů, pánev tvoří pevné spojení jezdce s lodí.



Hypotéza č. 1 – Charakter práce měřených svalů funkčně bezprostředně vázaných ke kyčelním kloubům (m. biceps femoris sin. a m. semimembranosus sin.) nebude odpovídat kvadrupedálnímu zkříženému lokomočnímu vzoru. A to především proto, že pánev musí tvořit pevné spojení kajakáře s lodí. Sedačka je proto pevná, obepíná pánev a téměř znemožňuje její pohyb. Oba kyčelní klouby se nacházejí ve výrazné flexi, abdukci a zevní rotaci.

Hypotéza č. 2 – Předpokládáme, že timing aktivace ostatních měřených svalů při chůzi bude mít podobný charakter jako timing aktivace těchto svalů při rovné jízdě na slalomovém kajaku.

## **5. KANOISTIKA NA DIVOKÉ VODĚ**

Jízda na kajaku je činnost velmi stará. Již eskymáci využívali lodí k přepravě a lovu na vodním terénu. Postupně se kajak stal oblíbeným prostředkem nejrůznějších turistických plaveb a pronikl i do soutěží a postupně do vrcholového sportu. Technika pádlování byla zpočátku nesespecializovaná, základem byl pohon lodi vpřed a pádlo napomáhalo také lepší stabilitě. S rozvojem sportu a postupnou specializací na rozdílné disciplíny, slalom a sjezd na divoké vodě, které jsou velmi technicky náročné, kde je nutné se neustále přizpůsobovat měnícím se vodním podmínkám, se začala odlišovat i technika pádlování tak, aby byla co nejekonomičtější a nejúčelnější. K tomuto vymezení přispěl i vývoj nových materiálů pro stavbu lodí a pádel, stejně tak konstrukce nových tvarů listů a kajaků lépe přizpůsobených konkrétním vodním podmínkám.

Vodní slalom je sportem, jehož pohybové činnosti řadíme mezi tvořivé. Probíhá v prostředí, které se mění nejen jako vnější rámec pohybové činnosti, ale především z hlediska podmínek, které rozhodují o výběru přiměřených pohybových odpovědí. Výkon ve vodním slalomu je podmíněn optimálním sladěním pohybové struktury s funkcí organismu, adaptovaného na vysokou zátěž a vysokými nároky na psychiku závodníka (Rohan 1991).

### **5.1. CHARAKTERISTIKA DISCIPLIN**

Sjezd na divoké vodě je disciplína provozovaná ve vodním, často velice proměnlivém prostředí, vyžadující dokonalé zvládnutí techniky jednotlivých záběrů pro bezchybný průjezd technicky náročných pasáží závodní tratě. Všechny pohyby, nutné k

zvládnutí průjezdu trati vytváří značně složitý nervosvalový komplex. Pohybový projev technicky vyspělého závodníka ve vodním sjezdu i slalomu se vyznačuje prováděním pohybové činnosti souhrou svalových skupin, jejichž prostorová a časová synchronizace je budována mnohonásobným opakováním a neustálou korekcí v průběhu tréninkového procesu (Bílý, 2002). Výkon ve sjezdu je závislý především na technicko – koordinační připravenosti, psychické odolnosti a kardiorespirační zdatnosti závodníků.

Ve vodním slalomu a sjezdu jsou svaly horní části těla, stejně jako svaly horních končetin užívány dynamicky během cyklických a acyklických střídavých pohybů, dolní končetiny plní funkci opěrnou a udržují rovnováhu lodě (Kračmar, 2002).

Kardiorespirační schopnosti mohou přispívat k úspěchu v závodě pouze omezeně. Výkon je závislý na schopnosti aplikace nejúčelnější techniky záběru a techniky jízdy v podmínkách náročného vodního terénu a na odolnosti překonávat únavu z dlouhotrvající zátěže. Vrcholný sportovní výkon vodních slalomářů je z fyziologického fyzická aktivita, kde závodníci musí vynikat silou, rychlostí i vytrvalostí. Podíl jednotlivých faktorů je přibližně následovný: 26% technicko - taktická připravenost závodníka, 25% psychická odolnost (schopnosti regulovat aktuální psychické stavy ) a 49% fyzická připravenost, z toho 20% je podmíněno silou, 15% rychlostí a 14% vytrvalostí (Bílý 2002). Lze ji charakterizovat vysokým rozvojem kardiorespiračního systému, vysokou schopností přenosu a využití kyslíku i tvorbu energie prostřednictvím anaerobního metabolismu. Naproti tomu výkon ve sjezdu musí být podmíněn vysokou schopností jak submaximální zátěže pro sprint (tratě přibližně okolo dvou minut), tak schopností vytrvalostního charakteru s vysokým podílem aerobního, ale i anaerobního metabolismu (pro tratě - 20 – 30 min).

Přestože je sjezd na divoké vodě klasifikován jako vytrvalostní disciplína, z vlastní zkušenosti mohu říci, že většina tréninků na vodě je absolvována na vysoké tepové frekvenci, která se pohybuje nad anaerobním prahem (v mém případě, při závodě v délce 15-18min, TF dosahuje průměrně 180 t/min, anaerobní práh mám stanoven na 174 t/min). Z této skutečnosti vyplývá, že i ve sjezdu dochází k tvorbě velkého množství laktátu prostřednictvím anaerobního metabolismu.

Materiály o struktuře výkonu ve sjezdu na divoké vodě nejsou zpracovány. Rozhodně však vzroste poměr fyzické připravenosti závodníka. Z oblasti psychické připravenosti je nutná především silná vůle překonávat déletrvající zatížení a zvládnání předstartovních a startovních stavů v prostředí vrcholných závodů. Technická připravenost se váže nejen k technice pádlování samotné, ale hlavně k technice jízdy na divoké vodě, přejezdy vln,

zvládání vodních překážek (průjezdy vodními válci, objíždění kamenů), technice průjezdů zatáček a mělčin apod. Se stoupající obtížností vodního terénu klesá podíl síly a vzrůstá důležitost techniky a taktiky jízdy.

## 5.2. JÍZDA NA SLALOMOVÉ LODI

Jízda na kajaku je dynamická svalová činnost, skládající se z cyklických a acyklických úseků nestejné doby trvání. Činnost kajakáře je především složená z pohybů, které mají loď pohánět vpřed a z pohybů, které loď řídí. Čím vyšší je procento hnacích záběrů oproti řídicím, tím je účinnost pádlování vyšší. Všechny pohyby, nutné k zvládnutí průjezdu slalomové trati, vytváří značně složitý nervosvalový komplex. Tyto pohybové úkoly sportovci řeší pomocí řady dynamických stereotypů o vysoké plasticitě. Motoricky se na nich podílí především svalstvo trupu a paží. Pasivnější úlohu mají dolní končetiny, které kajakáře především fixují v lodi, a pomáhají při řízení a náklonech lodi. Stejně jako v jiných sportovních odvětvích, tak i ve slalomu na divoké vodě, je sportovní výkon tvořen několika základními složkami. Jsou to předpoklady somatické (antropometrické parametry), psychické, vynikající fyzická kondice a optimálně vyladěná sportovní forma, technika a taktika. Velký vliv na výkon má také kvalitní výstroj a výzbroj, prostředí a řada dalších faktorů, které ovlivňují výsledek v cíli.

Technikou pádlování rozumíme zapojování příslušných svalových skupin a ekonomičnost pohybu, ale stejně tak důležitá je technika jízdy na kajaku. Výběr optimální stopy, nejrychlejšího proudu a dokonalé projíždění a objíždění nejrůznějších překážek na trati.

Technikou pádlování se rozumí správné provedení jednotlivých záběrů a jejich plynulá návaznost. Pádlování je převážně cyklický pohyb. Při nekvalitně opakovaně prováděném záběru dochází k zapojování nesprávných svalových skupin a k postupné fixaci špatného hybného stereotypu, který může vést k svalovým dysbalancím a následným poruchám v držení těla a chybnému postavení v kloubech. Ty mohou být příčinou zdravotních komplikací.

Základním a nejpoužívanějším záběrem ve slalomu na divoké vodě je přímý záběr pro jízdu vpřed. Další záběry jsou záběry řídicí používané pro změnu směru lodi společně s dalšími technikami zatáčení. Nejpoužívanějšími řídicími záběry ve sjezdu jsou: obloukový záběr od špice a ve výjimečných případech tzv. kontra záběr neboli záběr vzad. Ve slalomu je navíc řazen mezi řídicí záběry široký záběr od zádě, vylehnutí – opora o pádlo, přitažení a závěs (Bílý, 2001). Pro nácvik techniky pádlování vybíráme nejméně náročný terén, klidnou

či mírně tekoucí vodu, abychom tak eliminovali chyby pádlování způsobené nevhodným terénem. Postupným cvičením dochází k fixaci techniky a k zautomatizování pohybu natolik, že je závodník schopen tento pohyb dokonale provádět i v těch nejnáročnějších podmínkách bez vědomé kontroly.

Také nedokonalá základní výzbroj může podstatně ovlivnit tech. pádlování. Týká se to nesprávné vzdálenosti opěrky na nohy, nesprávný výběr délky pádla, volba velikosti listu atd. Tímto problémem se však v této práci nebudu zabývat, avšak neopomím tím důležitost kvalitního vybavení.

### 5.3. TECHNIKA PŘÍMÉHO ZÁBĚRU NA SLALOMOVÉ LODI

Pro EMG analýzu byl v této práci vybrán základní – přímý záběr.

V následujících řádkách je popsána ideální technika pádlování. Je samozřejmé, že jen minimum závodníků je schopno pádlovat podle tohoto vzoru. Ve světě nenajdeme dva závodníky, kteří pádlují na pohled stejně. Každý si přizpůsobuje techniku svým možnostem (antropometrickým, silovým atd.). Hovoříme o jednotlivých stylech pádlování. Každý individuální styl by však měl dodržovat základní pravidla správného pádlování. Je to podobné jako obecný pohybový program chůze, který je v průběhu ontogeneze individualizován do jedinečného pohybového stereotypu.

Velmi důležitá je svalová koordinace při pádlování. Nemělo by docházet k jakýmkoli vedlejším pohybům zaviněným nesprávnou souhrou zapojovaných svalů. Vlivem špatné svalové koordinace může docházet k neustálé svalové tenzi během pádlování. Na jednotlivých pohybech by se měly podílet jen ty svaly, které se podílet mají. U ostatních by mělo dojít k cílenému povolení tenze a k jistému uvolnění. Jen tak může probíhat pravidelný odvod metabolitů z jednotlivých svalových partií. Pokud k tomuto nedochází, dojde brzy k svalové únavě, která zapříčiní různé křečovitě pohyby, dochází k snížení maximálního výkonu a postupně nás donutí skončit pohybovou činností. Zvláštností je, že i nejrůznější grimasy, spojené se zapojováním mimického svalstva v obličeji během závodu, mohou spustit zapojení svalových řetězců, které pro daný pohyb nepotřebujeme, a zbytečně tak dochází k plýtvání energie na funkci těchto svalů.

Při jízdě na kajaku se zabírá pádlem se dvěma listy. List pádla tvoří v tuto chvíli *punctum fixum*, vše ostatní - kajakář, loď, vybavení tvoří *punctum mobile*. Důležité:

směrem vpřed se ve fázi „nákroku“ pohybuje nezáběrová horní končetina proti značnému odporu.

### 5.3.1 Příímý záběr

Příímý záběr se skládá ze 4 fází, které na sebe bezprostředně navazují a záběr se jeví jako celek. Pro lepší pochopení však budu popisovat jednotlivé fáze odděleně (Bílý, 2002):

a) fáze zasazení b) fáze zatažení c) fáze přenesení d) fáze vytažení.

Pro větší názornost jsou obrázky vloženy přímo do textu.

#### Příprava na záběr

Závodník sedí ve vzpřímené poloze s trupem mírně nakloněným do směru pohybu. Tohoto předklonu by mělo být docíleno ohnutím v bocích. Ohýbání páteře či hlavy je nežádoucí. Hlava je držena zpříma, pohled směřuje asi metr před špicí lodi. Obě ruce jsou ve výši ramen, lokty mírně vytočeny vně. Osa ramenní je vytočena do směru pohybu. Záběrová, přední, paže je mírně pokrčena v loketním kloubu. Nezáběrová, zadní, paže svírá v loktu ostrý úhel -cca. 30° (obr. 1).



*Obr. 1 – Příprava na záběr*

#### a) Fáze zasazení

V okamžiku zasazení je záběrová paže téměř úplně propnuta v loketním kloubu. Snažím se list zasazovat co nejbliže ke špici a současně co nejbliže u lodi. Zasazení musí být rychlý aktivní pohyb, aby celý list vklouzl v jednom okamžiku tiše a čistě do vody. Snahou závodníka je, aby tato fáze byla zkrácena na minimální časový úsek a měla by v podstatě plynule přecházet ve fázi následující – zatažení (obr. 2).



*Obr. 2 – Fáze zasazení*

#### b) Fáze zatažení

Tato fáze navazuje bezprostředně na zasazení. V praxi plynule přechází jedna v druhou. Pro účinný záběr je nejdůležitějších prvních 10 – 20 cm jeho dráhy (Strnadová, 2004). Nutná je koncentrace, aby veškerá síla byla transformována do záběru. Nezáběrová paže slouží jako opora pro pohyb záběrové paže (obr. 3). Dráha záběru směřuje od špice, mírně šikmo od lodi pod úhlem přibližně 30°. Během vlastního záběru trup a ramena rotují. Vnitřní rameno se pohybuje vzad, vnější vpřed. Páteř působí jako osa rotace. Loď a celé tělo je jakoby tažena za pádlem (více než pádlo za loď). Nezáběrovou paže se pohybuje po

přibližně horizontální dráze a v průběhu rotace by neměla klesnout pod úroveň očí více než o 20 cm.



*Obr. 3 – Fáze zatažení*

c) Fáze vytažení

Tato fáze začíná v okamžiku, kdy se list záběrové paže dostane na úroveň těla respektive boků závodníka. List volně vyklouzne z vody za pomoci mírného nadzvednutí lokte a předloktí spodní paže (obr. 4)





*Obr. 4 – Fáze vytažení*

d) Fáze přenesení

Ve fázi přenosu dochází k rychlému přetočení pádla v tzv. volné ruce, a tím k nastavení listu k dalšímu záběru. Snahou závodníka je tuto fázi zkrátit na minimální časový úsek, neboť pouze v této fázi pádlo nemá jakýkoli kontakt s vodní hladinou a loď je proto nejméně stabilní (na divoké vodě hrozí možnost převrácení). Fáze přenosu slouží ke krátké regeneraci svalstva a přípravě na další záběr na opačné straně (obr. 5).





*Obr. 5 – Fáze přenesení, příprava na záběr na opačné straně*

Při správně provedené technice pádlování se loď pohybuje po nejdelší možné dráze požadovanou rychlostí. Základem pohybu lodi kupředu je rotace trupu a ramen. Osu rotace tvoří páteř. Jednotlivé záběry plynule navazují na sebe. Hlava a trup jsou drženy v jedné ose jakoby izolované od spodní části těla, která je neustále připravena reagovat na změny stability. Na vlastním záběru se podílejí především svaly zad (m.latissimus dorsi, m.trapezius), m.deltoideus a šikmé svaly břišní. Svaly paží (m.biceps brachii a m. triceps brachii) spíše hnací sílu přenášejí. Svaly paží se unaví mnohem dříve než velké svaly zad, a proto je třeba se zaměřit na využití velkých svalových skupin ramen a zad. Současně je nutné se naučit relaxovat ostatní svaly i během jízdy a zapojovat jen ty, které se účastní pohybu. Pro kvalitní přenesení veškeré síly do záběru je nutná neustálá přítomnost mysli při pádlování a koncentrace především na fázi zasazení – zatažení. Vědomé uvolňování svalstva při každém záběru dovolí krátkou relaxaci i během závodu.

K lepšímu přenosu síly na loď dále přispívá pohyb dolních končetin při jednotlivých záběrech který je minimální. V rychlostní kanoistice dochází k nejvýraznějšímu pohybu dolních končetin, rotace vychází z kyčelních kloubů. Během záběru dochází k předsunutí

jednoho kolene před druhé v takové míře, že vzniká mezera mezi kolenem jedné nohy a nataženou druhou končetinou. (Prskavec, 2001)

Stejně důležité, jako je kvalitní přenos síly z listu pádla na loď, je také zabezpečení toho, aby nedocházelo k různým ztrátám rychlosti způsobených zvýšeným odporem lodí. Loď by měla klouzat ve vodě bez sebemenších vedlejších pohybů. Neměla by se pohybovat nahoru ani dolů, ani do stran. Také naklánění lodě do stran, během jednotlivých záběrů, je velkou ztrátou rychlosti lodí. (Knebel, 2000).

## **6. TEORETICKÁ VÝCHODISKA**

### **6.1. KVADRUPEDÁLNÍ ZKŘÍŽENÝ LOKOMOČNÍ VZOR**

Zkřížený kvadrupedální lokomoční vzor se projektuje do uspořádání svalových struktur pohybové soustavy člověka. Pohyb v diagonálním charakteru lze považovat za základní. Jedná se o chůzi, běhy, skoky a další formy lokomoce jako lezení na umělé stěně, jízda na kajaku a z nelokomočních aktivit např. míčové hry.

Neurofyziologická podstata pohybu, která vychází především z lokomočního pohybu, je vytvářena v procesu fylogeneze a v pohybové ontogenezi člověka. Kvadrupedální pohybový vzor vznikal v druhovém vývoji a jeho počátky jsou podle posledních paleontologických pramenů datovány do období středního devonu, těsně před přechodem živočišných druhů z vody na souš. U přechodného druhu Ichthyostega začal být pohyb neurofyziologicky organizován z vlnivého charakteru pohybu ve vodním prostředí směrem ke zkříženému kvadrupedálnímu vzoru. Podle předpokladu amerických vědců se v mělkých vodách živočichové odráželi od kořenů, kamenů a trav (Vacková, 2004). Rozhodující skutečností bylo utvoření místa opory, puncta fixa.

#### **6.1.1. Posturálně pohybová ontogeneze**

Na fylogenetický vývoj člověka navazuje posturální a motorická ontogeneze. Věle (1995) popisuje obsah pohybové ontogeneze člověka v následujících fázích:

1. porod, začátek plného působení gravitace,
2. horizontální indiferentní postura,
3. horizontální orientovaná postura,
4. horizontální lokomoce k vertikální postuře,
5. vertikální postura,
6. lokomoce ve vertikále, bipedální lokomoce.

Lidská motorická ontogeneze je fakticky odstartována počátkem vyhasínání primitivních prenatalních reflexů a jejich postupným nahrazováním komplexními motorickými programy od 4. - 6. týdnu života, popsány např. Vojtou (1995).

Ontogenetický vývoj motoriky člověka je geneticky determinován, probíhá zcela automaticky a je pokračováním vývoje intrauterinního.

"Hnacím motorem" motorické ontogeneze je motivace dítěte (ideomotorika). Za předpokladu motivace dítěte se tedy automaticky objevují jisté svalové souhry, schopnosti dítěte se motoricky projevit a něco dosáhnout.

Vyzrávání CNS (ontogeneze motoriky) je charakterizováno vývojovými stupni. Každý vývojový stupeň je obsažen ve vyšším vývojovém stupni, což dokazuje kineziologická analýza těchto globálních motorických vzorů. Vývojová kineziologie se zabývá motorickým vývojem dítěte a dává nám jasná pravidla k rozpoznání ideální hybnosti dítěte.

Seznamuje nás nejen s přesným architektonickým vyjádřením každého motorického vývojového stupně, ale zabývá se hlavně kineziologickým obsahem každého motorického vývojového vzoru, který je charakteristický pro určitý věk dítěte.

Tak postupně zjišťujeme, jak vznikají svalové souhry a jak tyto svalové souhry spolu souvisí. Jsme pak schopni odpovědět na otázku, na jakém kvalitativně vývojovém stupni se dítě nachází.

Na počátku extrauterinního života není novorozenec schopen funkčně spojit několik segmentů, není schopen cíleně zpevnit trup, takže nemá společné těžiště všech segmentů trupu a proto má pouze opěrnou plochu a nikoliv opěrnou bázi. Novorozenec tak nemá pevný bod ("punctum fixum"), který je nutný jak pro cílené pohyby končetin, tak i pro schopnost řídit pohyby trupu a celého těla v prostoru. Dítě tedy musí nejdříve zorganizovat svůj segmentový systém a nalézt jeho společné těžiště, poté formuluje punctum fixum.

Na konci třetího měsíce je při optimálním vývoji dítě schopno napřímít trup a zacentrovat kořenové klouby končetin (stáhnou lopatky dozadu a dolů a vyhladit anteflexi pánve). Napřímení trupu a centrace kořenových kloubů umožní dítěti dosáhnout optimálního způsobu vzpřímeného držení (sed a stoj) a lokomoce (kvadrupedální a bipedální). Tento

“vzor třetího měsíce” a jeho kvalita jsou tak rozhodující pro následující motorický vývoj dítěte a determinují kvalitu jeho lokomoce během celého života. V šestém měsíci se snižuje vliv fylogeneticky původní lokomoce, nastupuje úchopová funkce ruky, rameno se uvolňuje z lokomoce k manipulaci. Přibližně od 1 roku života dítěte se rozvíjí funkce úchopu a manipulace.

3. až 4. rok – hrubá motorika

6. až 7. rok – jemná motorika (dozrávání cerebelárních drah), je součástí orientované postury (udržování rovnováhy a přesné nastavení pádla)

Funkce úchopu je podmíněna rozvinutím ruky při vytváření opory v průběhu posturální pohybové ontogeneze.

pletenci pánevním - chůze (Janda)

pletenci ramenním - manipulace a zajištění úchopu (Véle)

pletenci ramenním - lokomoce viz RP Vojta

### **6.1.2. Kvadrupedální lokomoce (podle Vacková, 2004)**

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. Bližším popisem chůze se zabývá Janda (Janda, 1984).

Všeobecně se předpokládá, že lokomoční pohyb živočichů je řízen centrálním motorickým programem, zakódovaným v programech neuronální sítě. Chůze, běh, let, plavání jako lokomoční pohyb jsou zajišťovány generátorem pohybu jako rytmická reciproční činnost dvou antagonistických svalových skupin (Pauch 1997). Generátor pohybu je samostatně pro každou končetinu lokalizován v prodloužené míše a u nižších živočichů je

pod vlivem bazálních ganglií. 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). Z ganglií jsou vysílány impulsy pro řízení výkonných motorických center, určující parametry pohybu jako rychlost, frekvenci, sílu a směr lokomočního pohybu. 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 (Králíček 1995).

Lidskou chůzi 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. 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 držetím těla. Základní typy chůze uvádí Janda (Janda, Poláková, Věle 1966). Každodenní fixací a automatizací stereotypu chůze je znemožněno pozdější přebudování jejího charakteru.

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 % (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.

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 turnerství 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.

Pohyb je řízen podle místa zátěže pohybového systému. Plasticita kortexu však dokáže měnit pohybová schémata tak, že pozmění vrozený pohybový vzor. Věle 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).

### **6.1.3. Kvadrupedální zkřížený krokový cyklus u člověka**

Krokový cyklus u člověka je výsledkem proběhlé ontogeneze podle zděděných genetických informací. Jeho kvadrupedální forma je fylogenetickou vzpomínkou na vývojové fáze, předcházející vývojový stupeň *Homo erectus*. Krokový cyklus (Schéma 1) 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. zhruba od 4 - 6 týdnů po narození – lze v lokomoční aktivitě spatřovat koordinační charakteristiku v podobě krokového cyklu, určeného pro řízení pohybu všech čtyřech 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 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 nacházen ve větším rozsahu.

Kvadrupedální zkřížený krokový cyklus je sledovatelný v různých fázích ontogeneze a je z jejího hlediska obecný. Od lezení po čtyřech vrcholů pohybový vývoj ve volné bipedální chůzi s koordinačně definovaným synkinetickým pohybem horních končetin. Krokový cyklus je i součástí globálního vzoru uměle vyvolatelného reflexního plazení.

Obecnost krokového cyklu v pohybové výbavě lidského 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 máme možnost odvodit kineziologický obsah této lokomoce z propracovaného a mezinárodně uznávaného Vojtova lokomočního principu, který je úspěšně využíván diagnosticky a terapeuticky.

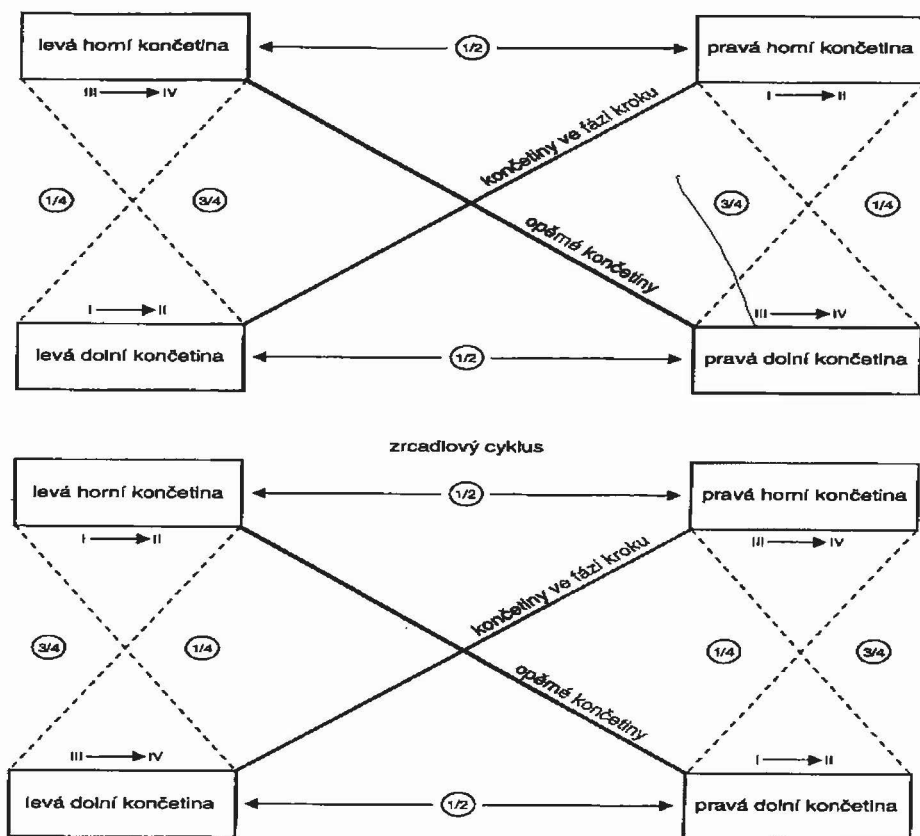


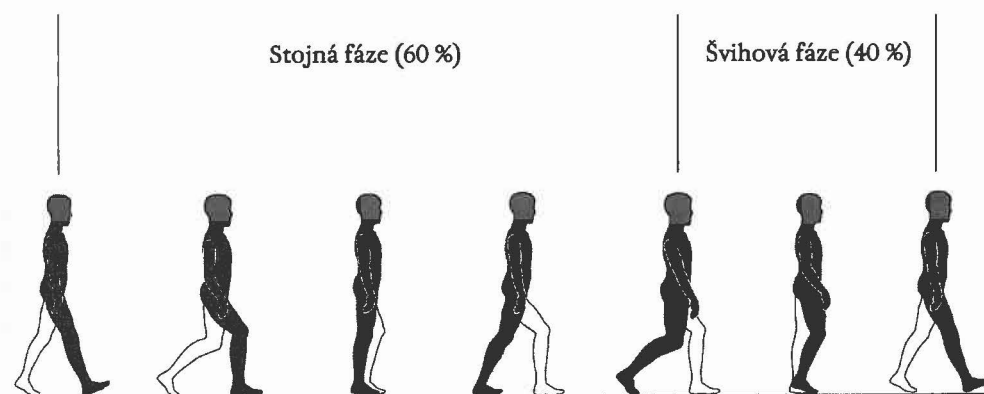
Schéma 1: Krokový cyklus ve zkříženém vzoru. Fáze cyklu v pohybu vpřed v recipročním znázornění: I. fleční fáze, II. relaxační fáze, III. opěrná fáze, IV. odrazová fáze.  $1/4$  - čtvrtina časové jednotky,  $1/2$  - polovina časové jednotky,  $3/4$  - tři čtvrtiny časové jednotky (Vojta, Peters 1995).

## 6.2. CHŮZE

Podle Jandy (Janda, Poláková, Věle, 1966) je chůze hybným stereotypem, který člověka odlišuje od ostatních živočichů. Jedinec se jí neučí, ale v průběhu ontogeneze se tato schopnost rozvíjí na podkladě vrozených programů. Napřímením páteře se lidská lokomoce vyvinula jako bipedální forma lokomoce. Zároveň v sobě skrývá svoji fylogeneticky podmíněnou kvadrupedální formu s tím rozdílem, že horní (dříve přední) končetiny nejsou ve styku s pevnou oporou a nezajišťují primárně lokomoci. Jejich funkce se transformovala do vyrovnání torzních sil, a to ve spolupráci s trupem.

Úlohou stojné končetiny je zachytit včas pád těla (zabránit tomu, aby těžiště těla kleslo příliš dolů), odpružit náraz padajícího těla a přeměnit energii pádu na propulzní sílu. Odpružení se děje při došlapu patou nejdříve aktivitou dorsiflexorů, který regulují celý došlap tím, že brzdí plantární flexi. Další odpružení pokračuje aktivitou m. quadriceps femoris. Mezi hlavní úlohy stojné končetiny patří také přenesení pánve a s ní i horní části těla zezadu do předu, a to co nejnižším obloukem.

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



Obr. 6 Hlavní fáze při chůzi

Chůzi můžeme rozdělit do tří fází:

1. Fáze opory (stojná) - odraz probíhá z plného chodidla do výponu, chodec získává rovnováhu, jenooporové postavení. Tato fáze je delší než doba kmihu



2. Fáze kmihu (švihová) – od okamžiku, kdy noha opouští zem, až po první kontakt paty se zemí, jednooporové postavení. Fáze lze rozdělit na kyv celé ( v koleni ohnuté) končetiny a na fázi kyvu bérce. V této fázi dochází k extenzi v kolenním kloubu spolu s dorsální flexí v hlezenním kloubu.
3. Fáze dvojí opory – kdy jsou obě nohy v kontaktu s podložkou. Tato fáze trvá 1/10 opěrné fáze. Při rychlé chůzi se tato fáze zkracuje.

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

Při chůzi dochází k výrazným pohybům pánve. Pánev vykonává rotační pohyby okolo střední svislé osy. Na straně kročné nohy rotuje pánev dopředu na druhé straně dozadu. Největší rotace je při došlapu patou jedné a při odrazu z palce druhé končetiny. Rozsah rotačních pohybů je závislý na délce kroku, čím delší krok, tím větší je rozsah rotace. Rotační pohyby pánve podmiňují při pohybu dolních končetin protisměrné rotační pohyby v kyčelních kloubech. Pohyb pánve vpřed v okamžiku stojné dolní končetiny je uskutečňován hlavně extensí v kyčelním kloubu. Jestliže se vyskytuje anteverze pánve současně s omezením extenze v kyčli, přesune se moment otáčení z kyčelního kloubu do lumbosakrálních segmentů.

Současně s rotačními pohyby v transverzální rovině se napínající se zadní vazy kyčelního kloubu táhnou pánev do reklináčního postavení. Protisměrné pohyby pánve namáhají nejvíce sakroiliakální klouby a vpředu symfýzu. Na straně odrazové končetiny, která je v extenzi v kyčelním kloubu napínající přední vazy táhnou pánev do inklináčního

postavení. Při dlouhých krocích působí daným stylem adduktory a m. rectus femoris inklinální postavení a flexory kolenního kloubu reklinační.

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

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

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

### 6.3. GLOBÁLNÍ POHYBOVÉ VZORY

Reflexní plazení a reflexní otáčení jsou globální pohybové vzory člověka uplatňované v ontogenezi jeho motoriky. Tyto pohybové vzory jsou v různé míře vkomponovány do každodenní motoriky člověka, tvoří tedy i obsah sportovní pohybové činnosti. Na tyto pohybové vzory navazuje celá šíře dílčích pohybových vzorů a dynamických stereotypů (viz Janda, stereotypy II. řádu). Oba koordinační komplexy jsou výbavné danou stimulací ve výchozích polohách, které jsou přesně definovány. Šířící se motorická reakce je reciproční, čili znovu vyvolatelná a má globální charakter. Globální pohybové vzory jsou u každého člověka uloženy v CNS jako předloha určité funkce (Véle 1995). Této skutečnosti je dnes využíváno ve fyzioterapii a rehabilitaci nemocných. Oba globální vzory jsou základem terapie motorických poruch u dětí i dospělých. Jako spontánní komplexy pohybu vpřed ve své základní podobě v běžné motorice neexistují. V motorické ontogenezi lze vystopovat komponenty cílené motoriky - vzpřímení a pohybu vpřed, které lze charakterizovat jako částečné vzory reflexního pohybu vpřed. Znamená to, že jsou komponenty i takové výběrové činnosti, jakou je motorika vrcholových sportovců.

V motorické ontogenezi budou tedy obsaženy všechny základní prvky reflexního pohybu vpřed jako dílčí vzory, projevující se v přesných svalových souhrách. V průběhu života máme dva reciproční modely, které jsou součástí reflexního otáčení a plazení dle Vojty.

1. Model stejnostranný: PDK i PHK jsou odrazové a Levé končetiny jsou ná kročné.
2. Model zkřížený: PDK a LHK jsou odrazové LDK a PHK jsou ná kročné.

Odraz punctum fixum je směrem distálním, punctum mobile směrem proximálním. Břišní řetězec, je řetězec znázorňující tah svalů, záleží na tom, jak je sval spojen s punktem fixum a jeho stabilizační funkcí. Jednotlivá provázanost stabilizační funkce se projeví i v tom nejmenším segmentu( tedy v každém). (např. m. tibialis anterior ovlivní hod oštěpaře) (Kolář, 2005)

Ve výchozí poloze působící protažení svalů uvádí tuto polohu do aktivního, labilního a tudíž dynamického stavu. V literatuře (Vojta, Peters, Kolář, 1995) je užíván termín atituda. Atituda je výsledkem aktivního držení postury, spojeného s anticipací pohybu a optickou orientací.

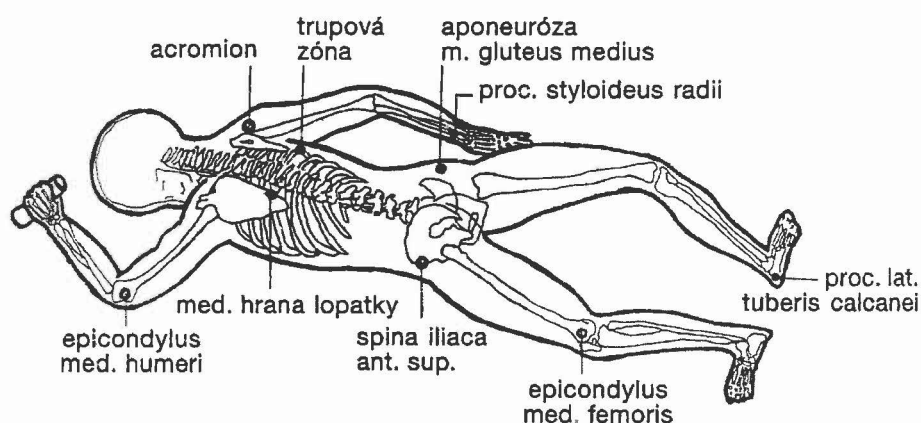
Výchozí poloha (obr. 7) odpovídá konečné fázi průběhu pohybu, shodnost obou těchto poloh odpovídá reciprocitě pohybového vzoru. Konečné postavení vzoru se stává výchozí pozicí cyklu, kterému je kladen odpor proti vznikajícímu pohybu. Reciprocitu vzoru zajišťuje autochtonní muskulatura.

**Reflexní plazení** je reflexní pohyb vpřed z polohy na břicho. Jako globální vzor se v ontogenezi neprojevuje spontánně. Existuje jako umělý vzor a je vybavitelný pouze reflexně. Dochází k opoře na lokti a kolena. Trupová zóna je aktivována přes hlubokou autochtonní muskulaturu. Při reflexním pohybu je sledování pohybu trupu důležitější než sledování pohybu končetin (obr. 8).

**Reflexní otáčení** je pohybový komplex prováděný z polohy na zádech, který v lidské ontogenezi začíná otočením hlavy do směru pohybu do postavení šermíře. Tento komplex je v různé míře zastoupen ve složitějších pohybových kombinacích běžné motoriky. Oba reflexní pohybové vzory jsou pojímány jako globální. Jejich kineziologický obsah zahrnuje všechny prvky zdravé lidské ontogeneze přibližně do období čtyř let života, kdy je dokončen vývoj hrubé motoriky (Vojta 1993).

Reflexní pohyb vpřed je charakterizován určitými principy. Svalová funkce je určena polohou těla a opěrnou bází. Při aktivaci u dospělého musí jedinec zaujmout polohu, jakou

zaujímá zdravý novorozenec. Stimulační zón je výchozí poloha aktivována protažením svalů, které tuto polohu drží. Stimulační zóny jsou funkční celý život. Při stimulaci je využita silná propriocepce v pletenci ramenním a pánevním. Těžiště těla je přenášeno na opěrné body končetin, přes klíčovité klouby (rameno, kyčel) pak k těmto bodům směřuje tah svalů. Trup leží proximálně. Při opěrné funkci se pohybuje kloubní jamka ramene a kyčle přes hlavici kloubu a trup je pohybován k opěrné končetině. Pohyb trupu má proti pohybu končetin primární charakter. Punctum fixum, opěrný bod, ke kterému je soustředěno napětí svalů, je na končetinách spočívajících na podložce.



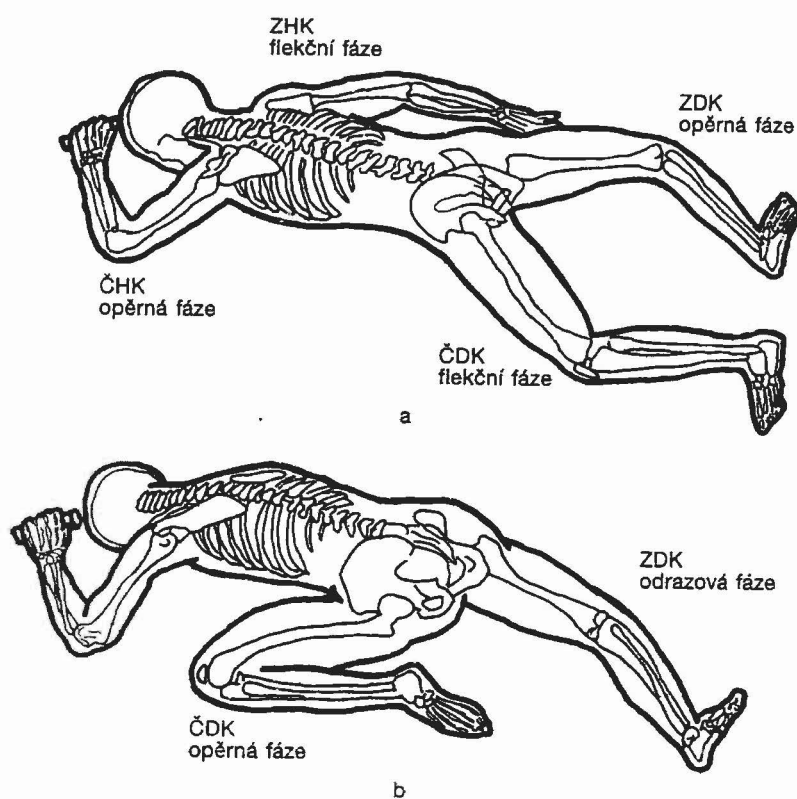
Obr. 7 - Výchozí postavení reflexního plazení u dospělého člověka (Hromádková, 2002 dle Vojta, Peters, 1995)

Dynamika reflexního pohybu je zajištěna tím, že tah svalů směřuje k opěrnému bodu, svalový tah je charakterizován izometrickou kontrakcí, svalové napětí se šíří od punctum fixum směrem proximálním a toto napětí vzniká dříve, než je viditelný pohyb trupu distálním směrem k punctum fixum. Globální vzor se intenzivně šíří použitím prostorové sumace – aktivací více stimulačních zón v kombinaci s protažením svalů, použitím časové sumace – pohybu je kladen odpor, či kombinací obou druhů sumací.

Při spuštění globálního vzoru reflexní lokomoce nedochází k interakci ve smyslu agonista – antagonist, která je řízena ze segmentální úrovně. V nadřazené rovině (nad spinální koordinační úrovní míchy) nacházíme plán pro ideální držení těla a ideální pohyb. Dochází k aktivnímu zaujmutí aktivní labilní polohy, která umožní jedinci automatický, v CNS ontogeneticky naprogramovaný pohyb vpřed. Ten je zajišťován synergickou funkcí

svalů. Synergický charakter interakce svalových skupin je nazýván ideálním držením těla a tvoří nezbytný základ pro optimální průběh cílené motoriky.

Globálních integrujících programů pro řízení pohybu je dosahováno v průběhu posturální ontogeneze. Motorické vzory pracující na suprasegmentální úrovni řízení postupně získávají převahu nad primitivnějšími řídicími mechanismy a stanovují rovnováhu mezi tonickou a fázickou složkou svalového systému. Tato rovnováha je předpokladem funkční centrace jednotlivých kloubů. Vně se manifestuje přesně definovaným pohybem, kde poloha je zajišťována koaktivací a pohyb synergií výše zmíněných funkčních antagonistických součástí svalového systému. Na úrovni konkrétního segmentu je to vlastně část kineziologického obsahu sledovaného pohybu. Funkční propojenost jednotlivých segmentů zajišťují automaticky supraspinální struktury CNS na základě v posturální ontogenezi dozrálých pohybových vzorů a programů.



Obr. 8 - Průběh reflexního plazení (Hromádková, 2002 dle Vojta, Peters, 1995)

Pohybovým projevem, jehož kineziologický obsah je zevrubně zpracován je reflexní motorika zpracovaná Vojtou. Lokomoční komplexy uměle vyvolatelného reflexního pohybu – reflexní plazení a reflexní otáčení – obsahují svalové synergie, které kopírují ontogenezi lidské motoriky po celou dobu utváření hrubé motoriky.

Při lokomočním pohybu se aktivizují vždy parciální oblasti svalů, které přesně odpovídají úhlovému nastavení příslušného ovládaného segmentu. Každému úhlu nastavení odpovídá přesné zapojení lokalizované části svalu v rámci celého svalového řetězce tak, aby v konečném efektu vznikla dokonalá svalová souhra. Přesná souhra je geneticky zakódovaná ve zděděném pohybovém programu.

Úhlová změna nastavení v iniciační fázi pohybu tak ovlivní prostřednictvím zřetězení navazujících svalových skupin přesnou lokalizaci aktivizace svalů a tím výslednou kvalitu celého pohybu. Iniciační část pohybu nebo také atituda se vyznačuje optickou orientací, připraveností ke konkrétnímu pohybu. Již při pouhé představě pohybu se aktivuje nejhlubší vrstva zádových svalů, tzv. autochtonní muskulatura, která systém připravuje na směr předpokládaného pohybu.

Atitudu chápeme jako zaujetí aktivní labilní polohy, která umožní jedinci automatický, v CNS ontogeneticky naprogramovaný nebo naučený pohyb. Ten je zajišťován synergickou funkcí svalů. Synergický charakter interakce svalových skupin zajišťuje ideální držení těla a tvoří nezbytný základ pro optimální průběh cílené motoriky.

Nesprávné nastavení segmentů těla v úvodní části pohybu je příčinou vzniku náhradního pohybového vzoru místo vzoru ideálního. K tomu dochází jak v patologii, tak při nesprávně opakovaně prováděném pohybu v běžném životě, při pracovní a především ve sportovní činnosti, který dlouhodobě vede k poškození struktur. V patologii musí být tento náhradní vzor nejdříve anulován přesným nastavením do výchozí polohy reflexního plazení, resp. otáčení, aby tak byly upřednostněny svalové souhry, které byly blokovány při dosavadní dysbalanci. Podobně musíme při korekci koordinace lokomoce ve sportovní činnosti opravit nastavení úvodní části pohybu. Obdobně jako při aktivaci vzoru reflexní lokomoce v CNS pozorujeme zlepšení a zefektivnění pohybu a držení těla při porovnání s náhradním pohybovým vzorem.

Řízení posturálních funkcí probíhá na subkortikální úrovni. Snaha o korekci verbálním příkazem často končí neúspěchem. Verbální instrukce je následně potlačena novým obsahem vědomí a řízení postury přejímá opět původní posturální program, pracující v oblasti podvědomí. Nabízí se možnost korekce postury reflexní cestou, nastartováním geneticky kódovaného optimálního lokomočního vzoru, zahrnujícího v sobě logicky zajištění postury. Subjektivní kontrola správné techniky pohybu při sportovní činnosti je velmi obtížná. Sebeuvědomění si vlastního pohybu nemusí korespondovat s vnějšími nároky kladenými na techniku pohybu. Ve sportovní praxi jsou hledány pomocné cesty k dokonalé zpětné vazbě – pozorování a kontrola trenéra, verbální popis chyb, videozáznam vlastního pohybového projevu, pohyb před zrcadlem. Prof. Vojta použil svůj lokomoční princip pro

komunikaci s kojencem. Při vědomí faktu, že obzvláště v prvním roce života je stav vývoje psychiky a motoriky pevně svázán, shledáváme oslovení vrozených pohybových programů a vzorů dítěte přes propiocepci jako náležité a žádoucí. Jestliže sport chápeme jako specifickou formu lidské pohybové ontogeneze, kde význam celého aferentního pluralitního systému (propriocepce, exterocepce, interocepce, vestibulární aference) je naprosto mimořádný, musí mít rovněž nastavení správné výchozí polohy pro pohyb sportovní lokomoci mimořádný význam při korekci nesprávných hybných stereotypů. Tato neverbální komunikace s tělem sportujícího jedince oslovením vrozených pohybových programů má při korekcích technických chyb při provádění pohybu důležitou úlohu.

Při analýze sportovní pohybové činnosti je možno samozřejmě vycházet i z ostatních vývojových forem lidské motoriky. Pouze reflexní lokomoce má však dokonale popsany kineziologický vzor pohybu.

#### 6.4. CENTRACE KLOUBU

Polohy kloubů rozlišuje Janda (Janda 1984) následující:

1. Poloha antalgická, protibolestivá. Při dráždění se snaží postižený zaujmout nejméně bolestivou polohu.
2. Nefyziologická poloha kloubu. Prakticky každé postavení kloubu, kdy kloub není při zátěži funkčně centrován nebo dlouhodobá účelová fixace v terapeuticky definované poloze při poškození kosti nebo kloubu. Může docházet k poškození měkkých tkání.
3. Korekční, hyperkorekční poloha jako poloha opačná při léčení deformit, bývá nefyziologická.
4. Střední postavení kloubu. Střední jamky a hlavice jsou v dotyku, kloubní pouzdro by mělo být stejnoměrně napjato. Střední postavení by mělo zajistit ochranu kloubu před poškozením zátěží. Může být součástí funkční polohy.
5. Poloha funkční

Pojem funkční centrace kloubu úzce souvisí na jedné straně s vyváženým působením svalových skupin zajišťujících polohu a tvořících pohyb v konkrétním segmentu a na straně druhé s centrálním charakterem řízení pohybu projevujícím se fyziologickým, tzn. nepatologickým hybným stereotypem, který řídí polohu a pohyb v uvažovaném segmentu jako součásti celého pohybového systému. Nacházíme na jedné straně optimální aferenci z kloubu do CNS a optimální odpověď z CNS na straně druhé. Je tak zajištěna kvalita



pohybu. Vysvětlení pojmu úzce souvisí s publikovanými výsledky Vojty, Jandy, Lewita, Véleho, jejichž aktualizaci přináší Kolář (Kolář 1996, 1999).

Z práce především Jandy (Janda, Poláková, Véle 1966) vyplývá rozdělení svalového systému na svaly tonické a svaly fázické. Neurologické a funkční rozdělení těchto dvou částí svalového systému znovu formuluje Kolář (Kolář 2001) ve vazbě na jmenované autory se zdůrazněným akcentem na aspekt vývojově kineziologický. V motorických vzorech a hybných stereotypch sleduje úroveň aferentace a řízení pohybu ve vztahu ke stupni zrání CNS. V raných stádiích motorického vývoje sledujeme převahu tonické složky. Zralost struktur CNS pro integrační odpověď je prozatím malá a řízení pohybu se odehrává převážně na segmentální až kmenové úrovni. V období vývoje do 4-6 týdnů věku spatřujeme motorické odpovědi prostřednictvím globálních reflexních vzorců – šíjové tonické, vestibulární, kožně – motorické reflexy apod. Globálních integrujících programů pro řízení pohybu je dosahováno v průběhu posturální ontogeneze. Motorické vzory pracující na suprasegmentální úrovni řízení postupně získávají převahu nad primitivnějšími řídicími mechanismy a stanovují rovnováhu mezi tonickou a fázickou složkou svalového systému. Automaticky se tak děje pouze u pohybově zdravě se vyvíjejících jedinců, tj. přibližně u 70% populace, jak uvádí Vojta (Vojta 1993).

Funkční centrace kloubu podle Koláře je takové kloubní postavení v průběhu pohybu, které vyvolává jeho optimální zatížení. Vzniká rovnováha obou antagonistických složek svalového systému, která umožňuje nejen fyziologické postavení v kloubu, ale i centrované postavení v průběhu pohybu, tzn. při vlastní funkci kloubu, funkční centrace kloubu. Tato vzniklá rovnováha formuje rovněž morfologické dozrání podpůrných anatomických struktur. Rozložení zátěže do maxima kloubní plochy a tím minimalizaci měrného zatížení; statické poměry jsou optimální a odpovídají anatomické stavbě. Kloub je takto v konkrétním úhlovém nastavení schopen nejlépe snášet zátěž a pro daný úhel vykazuje maximální stabilitu definovanou svojí anatomickou strukturou. Pokud je tento princip dodržen v celém možném rozsahu fyziologického pohybu, je splněn požadavek funkční centrace kloubu. Funkční centrace jednotlivého segmentu je navenek vyjádřena přesně definovaným pohybem, který je zajišťován koaktivací výše zmíněných antagonistických součástí svalového systému. Na úrovni konkrétního segmentu je to vlastně část kineziologického obsahu sledovaného pohybu. Funkční propojenost jednotlivých segmentů zajišťují automaticky supraspinální struktury CNS na základě v posturální ontogenezi dozrálých pohybových vzorů a programů. Maximální kontakt kloubních ploch zajišťuje optimální proprioceptivní aferentaci, tím facilitaci kloub ovládajících svalových skupin. Maximální



míra těchto informací potom komunikuje prostřednictvím CNS v celém pohybovém vzoru, resp. programu v rámci automatismu celkového držení a ovlivňuje tak díky této funkční propojenosti i ostatní segmenty (Vojta 1993).

Princip vnější rotace v ramenním kloubu úzce souvisí se sledovanou technikou záběrů na kajaku. Při decentraci v kloubu z jakýchkoliv příčin – patologický stav při svalové dysbalanci, nízká úroveň osvojení nebo nesprávná technika pohybu v průběhu motorického učení, změna nestabilního hybného stereotypu při emocích nebo při únavě – dochází k nepravdělnému zatížení kloubních ploch s přetížením a s nebezpečím poškození příslušných vazů, svalových úponů nebo svalů. Decentrace v kloubu při svalové dysbalanci vznikají na základě ochranných vzorů držení. Pro tyto vzory je pravidlem, že je v nich především oslabena funkce ontogeneticky mladší složky svalového systému – svalů fázických. Fázické svaly jsou v rámci ochranného držení postupně vyřazovány z kineziologicky žádoucích vzorů a s rostoucí převahou tonické složky skýtají charakteristickou symptomatologii: v kořenových kloubech – kyčel, rameno- dochází k addukci a vnitřní rotaci, rameno se dostává do elevace a protrakce, ochabuje extenze osového orgánu, dolní fixátory lopatek neudrží lopatku v addukci atd. Svalový systém se vrací do svého fylogeneticky staršího stavu. Tato tendence nastupuje i v procesu stárnutí organismu. Posturální oslabení fázické složky svalové soustavy je nutno vnímat propojeně jako oslabení celého fázického systému. Kolář uvádí, že decentrace jednoho kloubu ovlivňuje změněnou propiocepci funkci dalších segmentů.

Na ochranný vzor držení musí zákonitě navázat i přebudování pohybových stereotypů do náhradních forem. Ve sportovním pohybu se s touto symptomatologií setkáváme při:

- a) nedostatečně fixovaném pohybovém stereotypu v rámci procesu motorického učení,
- b) při nociceptivním dráždění,
- c) při nástupu únavy,
- d) u sportujících starších jedinců,
- e) v nepředvídaných situacích,
- f) pod psychologicky determinovanými negativními vlivy jako je předstartovní stav, pocit ohrožení, stres.

Oblast pohybu horní končetiny, který nás zajímá v souvislosti se studovaným pohybem při záběru na kajaku, je dle Vojty charakterizována následovně. Náročná fáze v předloktí, která odpovídá fázi zahájení záběru, začíná v pronaci s radiální dukcí zápěstí a semiflekčním postavením prstů. Rameno je ve vnější rotaci v průběhu celého průběhu vedení pohybu. Každé okamžité úhlové postavení v rámci tohoto pohybového rozsahu

ovlivňuje proprioceptivně přes CNS aktuální stabilizační funkci příslušných svalů. Globální pohybový vzor automaticky hlídá centrování kloubu prostřednictvím aktivizace příslušných stabilizačních svalů a odpovídající koaktivací antagonistických svalových skupin, které pohyb vytvářejí. V průběhu „kroku“ horní končetiny se aktivizují vždy parciální oblasti svalů, které přesně odpovídají úhlovému nastavení příslušného ovládaného segmentu. Každému úhlu nastavení odpovídá přesné zapojení lokalizované části svalu tak, aby v konečném efektu vznikla dokonalá svalová souhra.

Při lokomočním pohybu na vodě se tedy zapínají svaly předloktí, pletence ramenního s lopatkou, svaly trupu a dále svaly pletence pánevního a dolních končetin. Přesnému úhlovému nastavení ve fázi zahájení záběru odpovídá i aktivace příslušných parciálních oblastí svalů v rámci celého svalového řetězce. Úhlová změna nastavení v iniciační fázi pohybu tak ovlivní prostřednictvím zřetězení navazujících svalových skupin přesnou lokalizaci aktivizace svalů a tím výslednou kvalitu celého pohybu.

Funkce svalových skupin spolu souvisí a jsou propojeny ve svalových řetězcích. Jemná odchylka v nastavení výchozí polohy tak může velmi diferencovaně měnit funkční zapojení jednotlivých svalů v celém svalovém řetězci (Kolář 2001).

Systém fylogeneticky starších svalů má tendenci ke zkracování, větší svalové napětí, hůře se uvolňují a protahují. Jejich síla je větší, lépe se posilují. Při výrazném zkrácení mění svojí morfologii, snižuje se jeho elasticita, zmenšuje se nadále schopnost protažení, snižuje se svalová kontrakce a plynulost pohybu. Tyto procesy způsobují změny postavení v kloubech, změny v kloubních pouzdrech, kontraktury, omezující dále rozsah pohybu. Do fylogeneticky staršího systému patří především:

- m. sternocleidomastoideus
- m. trapesius
- m. pectoralis major
- m. rectus abdominis
- m. erector trunci, m. erector spinae
- m. levator scapulae
- m. quadratus lumborum
- m. iliopsoas
- m. adductores femoris
- m. triceps surae
- m. rectus femoris a ostatní končetinové flexory

Systém fylogeneticky mladších svalů je zařazován do motorické ontogeneze později. Je celkově slabší s tendencí k oslabení, hypotrofii, až k vazivové přeměně. Především se jedná o svaly:

m. trapesius – pars ascendens

mm. rhomboidei

mm. scaleni

m. triceps brachii

m. serratus anterior

m. obliquus ext. abdominis

m. obliquus int. abdominis

m. transversus abdominis

m. gluteus maximus

m. quadriceps femoris a další extensory končetin

Svalová dysbalance způsobuje nefyziologické postavení v daném kloubu. Porušení původní rovnováhy mezi svalovou složkou fázickou a tonickou je dána neurologicko funkčními vlastnostmi obou typů svalové tkáně. Tonickým svalům je připisována tendence ke zkrácování, svalům fázickým pak tendence k oslabení. Zkrácení tonických svalů je vysvětlováno přetížením ve smyslu jejich převážně anti gravitačního působení. Mechanismem reciproční inervace na úrovni segmentální je pak oslabován antagonistický sval fázického charakteru.

Východiskem pro dělení svalových skupin je jejich anti gravitační funkce. Anti gravitační úlohu budou hrát ty svalové skupiny, které odpovídají za zajištění postury. Janda vysvětluje, že ne u všech jedinců dochází ke zkrácení posturálních svalových skupin. Zkrácení nebo kontrakturu může vykazat každý sval při špatné výchozí a dlouhodobě udržované poloze jím ovládaného segmentu.

## 6.5. LOKOMOCE PŘI SPORTU

Podle Vackové (2004) fenomén sportu obohacuje člověka mimo jiné o pohybové stereotypy. Využívá bohatší škály forem oproti běžné chůzi.

1. Běhy, běhy přes překážky, skoky, bruslení na ledě, inline brusle. To jsou aplikované formy lidské lokomoce zajišťované běžně přes pletenec pánevní.
2. **Jízda na kajaku**, jízda na kanoi, šplh jsou sportovní aktivity, které užívají lokomoce přes pletenec ramenní, který je u člověka fylogeneticky určen pro úchop a manipulaci.
3. Kombinace práce přes pletenec pánevní i ramenní najdeme v aktivitách jako je sportovní lezení, horolezectví, šplh za pomoci dolních končetin, běh na lyžích klasickou technikou a bruslení, severská chůze (s holemi).

Sportovní lokomoce vychází z kvadrupedálního zkříženého vzoru

1. Pro charakteristiku lokomoce zajišťované přes pletenec pánevní stanovujeme jako výchozí pohyb chůzi. Obsah tohoto typicky lidského stereotypu podle Jandy nám dovolí posoudit, nakolik se specifická sportovní lokomoce blíží tomuto stereotypu.
2. Pro charakteristiku lokomoce zajišťované přes pletenec ramenní stanovujeme jako výchozí pohyb reflexní plazení podle Vojty. Nejedná se o pohyb, kterým člověk spontánně prochází ve své pohybové ontogenezi, jedná se o komplexní pohybový program lokomočního charakteru, kterým jsme fylogeneticky vybaveni. Schopnost subkortikálního vybavení reflexní lokomoce přetrvává u jedince celý život.

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

Kineziologická studie (Kračmar 2002) se zabývala podobností technicky dokonalého provedení sportovní lokomoční činnosti – jízdy na kajaku u vrcholového kajakáře s globálními vzory reflexní motoriky. Verifikace výchozích předpokladů byla postavena na polyelektromyografickém terénním sledování rozhodujících avšak pro povrchovou EMG dostupných svalových skupin při synchronizovaném videozáznamu. Ten dovolil přesnou lokalizaci a přiřazení derivovaných poloh pohybu k okamžitým EMG údajům. I přes určité

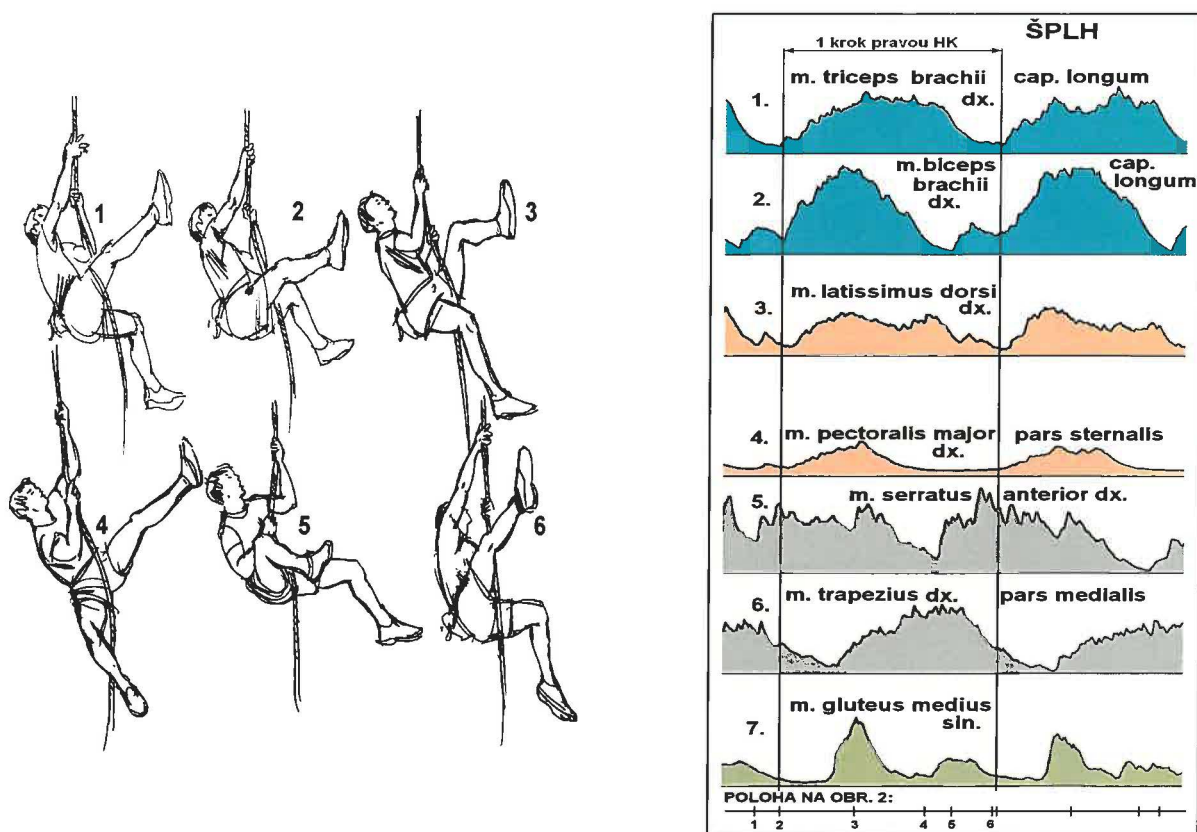
počáteční rozpaky nad pilotními výsledky předcházejícími hlavní měření byla chápána objektivizační hodnota povrchové elektromyografie jako dostatečně orientační. Laboratorní měření bylo odmítnuto pro nemožnost simulace rozhodujícího faktoru – vodního prostředí. Tomu odpovídá i kvalitativní charakter zhodnocení výsledků. Nástup a ukončení aktivace rozhodujících svalových skupin u obou závodnic kopírují realitu pohybu z vizuálního posouzení. Na základě této skutečnosti byla **svalová práce při jízdě na kajaku posouzena jako velmi blízká lidským vrozeným lokomočním programům**. Jízda vpřed jako velmi podobná reflexnímu i spontánnímu plazení v poloze na břiše, závěs podobný reflexnímu, resp. spontánnímu otáčení z polohy na zádech. Při přiřazení konkrétního pohybu k jednotlivým lokomočním vzorům hrála svoji roli podobnost pohybová u jízdy vpřed a podobnost nastavení výchozí polohy a směru působení svalových skupin u závěsu. Toto tvrzení bylo podloženo zjištěnými fakty:

- Svaly, které při běžném pohybu pracují jako antagonisté, byly při jízdě na kajaku zapojeny v koaktivaci a pracovaly v centrálně řízeném lokomočním vzoru. Obě dlouhé hlavy mm. bicipitis a tricipitis brachii pracují v základních lidských pohybech zajišťovaných v pletenci ramenním, kterými jsou úchop a manipulace, jako antagonisté. V lokomočním vzoru nastoupila jejich synergická spolupráce.
- V antigravitační funkci pracují z měřených svalů m. pectoralis maj., m. latissimus dorsi. Velká síla vnitřních rotátorů však nedostala ramenní kloub do vnitřní rotace. Brání jim v tom slabé zevní rotátory m. infraspinatus a m. teres min. Koaktivace protichůdných rotátorů musí být řízena centrálně, což odpovídá lokomočnímu vzoru (Kračmar 2002).

Byla provedena studie která přináší ukázkou zapojení některých svalů v průběhu specifické sportovní lokomoce, která je zajišťována přes pletenec ramenní v tomto případě šlh na laně bez opory dolních končetin: proti směru gravitace je lokomoce zajištěna přes jednu HK. (Obr. 9) Nároky na svalovou práci jsou extrémní.

Měření bylo provedeno intraindividuálně bez přelepování elektrod a bez změny citlivosti kanálů snímajících EMG potenciály. Princip kvadrupedálního zkříženého lokomočního vzoru je prokázán cyklickou aktivitou kontralaterálního m. gluteus medius vs. sledované záběrové řetězce.

Měřené svaly a citlivosti kanálů:	1. m. triceps brachii dx., cap. longum	1,0 mV
	2. m. biceps brachii dx., cap. longum	0,5 mV
	3. m. latissimus dorsi dx.	0,2 mV
	4. m. pectoralis major dx., pars sternalis	1,0 mV
	5. m. serratus anterior dx.	1,0 mV
	6. m. trapezius, pars transversa dx.	0,2 mV
	7. m. gluteus medius sin.	0,1 mV



Obr. 9 – Zapojení a časování svalů při šplhu na laně

Podobnost lokomočního pohybu při jízdě na kajaku s pohybem dítěte je značná (Obr. 10). Podobnost pohybu trupu a horní končetiny při záběru vpřed na kajaku s plazením, resp. reflexním plazením kojence.



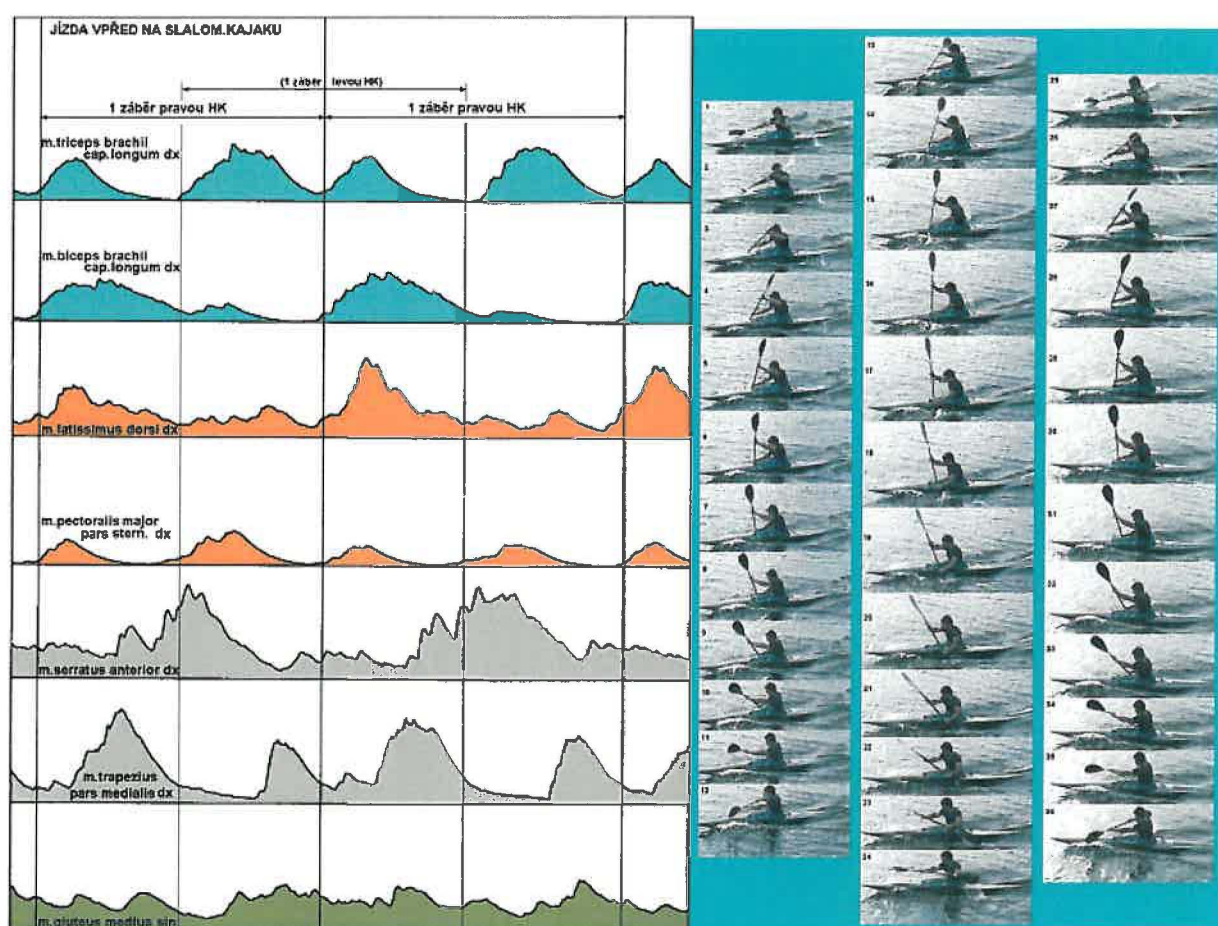


*Obr. 10 – Podobnost lokomočního pohybu při jízdě na kajaku s pohybem dítěte*

### **6.5.1. Pilotní studie**

Před dvěma lety, v roce 2004, byla provedena pilotní studie k této práci. Jejím předmětem bylo zmapování koordinace svalové činnosti v oblasti horní končetiny při pádlování v kajaku. Byly získány záznamy náboru motorických jednotek těchto vybraných svalů při přímém záběru vpřed na kajaku: *caput longum m. bicipitis brachii*, *caput longum m. tricipitis brachii*, *m. pectoralis major*, *m. latissimus dorsi*, *m. serratus anterior* a *pars transversa m. trapezii*. Z výsledků studie (Obr. 11) vyplývá, že dlouhé hlavy *m. biceps* a *m. triceps brachii* pracují během záběru vpřed na kajaku současně – v kokontrakci. Stejný vztah má i činnost střední části *m. trapezii* a *m. serratus anterior* a aktivita dvojice *m. latissimus dorsi* a *m. pectoralis*. Tytéž synergie jsou popisovány u reflexního plazení dle Vojty. U obou pohybů nacházíme i další podobnosti. *Punctum fixum* leží distálně, tah svalů míří proximálně. Horní končetina je při záběru držena v téměř totožném postavení jako u reflexního plazení. Pohyb, který horní končetina vykonává ve fázi záběru, je velmi podobný pohybu čelistní horní končetiny při reflexním plazení dle Vojty. Naopak horní končetina záhlavní vykonává při reflexním plazení pohyb podobný přenosu pádla na nezáběrové straně při jízdě na kajaku. Na kajaku však probíhá pohyb nároku proti značnému odporu (čas. sumace).

Z toho lze usuzovat, že oba pohyby – reflexní plazení dle Vojty a pádlování v kajaku mají velmi podobný kineziologický obsah. Možnost ovlivnění pohybového stereotypu jízdy na kajaku reflexním plazením dle Vojty je tak dalším krokem, který znamená uvedení těchto teoretických poznatků do praxe. Sledovaný kontralaterální musculus gluteus medius vykazoval chaotickou aktivitu. Ta může být spuštěna působením kvadrupedálního zkříženého lokomočního vzoru v kombinaci s funkcí udržování rovnováhy prostřednictvím pletence pánevního v sedu v kajaku.



Obr. 11 – Výsledky pilotní studie



## 6.6. HYBNÉ STEREOTYPY

Otázka tvorby, stability a změny hybných stereotypů byla souhrnně zpracována v sedmdesátých letech Jandou (Janda, Poláková, Véle 1966). Budeme-li se zabývat tělesným pohybem, musíme zákonitě narazit na otázku, jak je pohyb v rámci lidského organismu zajišťován. U člověka jako u jiných živých organismů je zajišťován pohybovou soustavou, která má své jedinečné postavení a je vázána na specificky druhově lidské anatomické struktury. Specifičnost postavení lidského pohybového systému při srovnání s ostatními živočichy spočívá především v jeho malé autonomii v rámci fungování organismu. Můžeme říci (Véle 1995, 1997), že ačkoliv je pohyb výrazně zajišťován ze segmentální úrovně, jeho charakter je pod kontrolou nadsegmentálních oblastí nervové soustavy s výrazným podílem kortexu. Právě tato volní stránka dokáže často překrýt autoregulační, adaptační nebo obranné mechanismy pohybové soustavy. Dynamika a labilita nadsegmentálních oblastí nervové soustavy zákonitě determinuje i obdobné vlastnosti pohybového systému.

Vlastní iniciací pohybu je jeho představa generovaná v CNS. Hybnost vytváří efektorová součást pohybového systému - svalstvo, které je anatomicky a funkčně svázáno především s podpůrným 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. Analytický náhled na funkce jednotlivých svalových skupin vychází především z legitimního deskriptivního přístupů anatomů. Zjednodušeně řečeno, tento biomechanický pohled rozebírá analyticky jednotlivé svaly a skupiny z hlediska jejich mechanické funkce a klasifikuje je podle síly a směru jejich působení. Takto mechanicky předpokládaná funkce svalů a svalových skupin má vysvětlovat jednotlivé dílčí pohyby lidské motoriky. Běžný popis činnosti svalů při sportu a tělesné výchově odpovídá popisu práce na principu reciproční inervace, kdy facilitovaný (resp. inhibovaný) sval inhibuje (resp. facilituje) svého odpovídajícího antagonistu a antagonist takto ovlivňuje zpětně agonistu. Toto vysvětlení funkčně odpovídá spinálnímu řízení (tj. na úrovni segmentu). Naráží však na obtíže v případě, 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 1996). Zapojování anatomicky vzdálených svalů spatřujeme při globálních pohybových vzorech, ať přirozených nebo uměle vyvolaných, v

nichž Vojta (Vojta 1993) popisuje aktivaci dokonce celého příčně pruhovaného svalstva. Janda (Janda 1984) uvádí EMG 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. Větší síla a intenzita pohybu si vyžaduje rovněž větší aktivaci fixačních svalových skupin. Vytvořené vztahy mezi svalovými skupinami se opakováním utvrzují a fixují se v dynamických hybných stereotypch.

Je zřejmé, že anatomicko – biomechanický nebo také morfologický pohled na funkci jednotlivých svalů a svalových skupin, sledující především výsledek mechanické činnosti svalu, musíme doplnit hlediskem funkčním, hlediskem opačným, vycházejícím primárně z pohybu a zjišťujícím, které svalové skupiny se na zajištění konkrétního pohybu podílejí.

Při tomto pohledu můžeme pohyb zajišťující svalové skupiny pojímat jako funkční celek, v němž zdaleka nemusí aktivace svalu odpovídat svojí popsané anatomické funkci. Sval může být během pohybu aktivován, aniž by měl podle anatomických a biomechanických poznatků přímý vztah k odpovídajícímu segmentu.

Při popisu koordinace jednotlivých svalů během zajištění konkrétního pohybu se dostáváme k otázce hybných stereotypů.

Řízení motoriky na úrovni supraspinální (tzn. že 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 (Janda, Poláková, Věle 1966) cituje Bennighoffa, Kabata při zmínce o formulování myšlenky o svalových řetězcích. Kabat pracuje se synergistickými a antagonistickými funkčními svalovými řetězci v diagonálním uspořádání, vyplývajících z vývojově nejstarších komplexních pohybových stereotypů. Kabatova terapie tak vychází především z krokového a úchopového mechanismu.

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 Věle (Věle 1995). Je zmiňována značná redukce pestrosti pohybových projevů, Janda sestavuje pohybový režim člověka v hrubých obrysech dokonce jen jako chůzi po tvrdém terénu, stoj a sed.

Janda (Janda 1984) hovoří o dynamickém hybném stereotypu - dynamiku vysvětluje jako vývoj stereotypů v čase, učení, vyhasínání – jako o pouze dočasně neměnné soustavě

„podmíněných a nepodmíněných reflexů, která vzniká na podkladě stereotypně se opakujících podnětů. Důležitou vlastností hybných stereotypů je dynamika v čase. Obecně můžeme dynamiku pohybových stereotypů u člověka pojímat jako adaptaci pohybového systému na změnu vnějších i vnitřních podmínek, projevující se ve sdružených změnách funkce i morfologie svalových skupin.

Plasticita kortexu umožňuje v čase již naučené stereotypy modifikovat, doplňovat, řetězit, vyřazovat nebo vytvářet nové. Vzniká tak zřetězení různých kombinací reflexních spojení (podmíněných i nepodmíněných), které prostřednictvím pohybových programů, reakcí a odpovědí korespondují se stavem a změnami zevního i vnitřního prostředí.

Tendence pohybového systému udržovat a upevňovat již vytvořené stereotypy jako adekvátní odpovědi tvořící v různých kombinacích optimální model chování a fungování lidského organismu bývá narušena ve chvíli nutnosti adaptace na změněnou situaci. Buď je to adaptace na změněné vnitřní prostředí, včetně zajištění náhradních pohybových programů a ochranných držení za patologických podmínek, nebo neúmyslná adaptace na široké spektrum změn vnějšího prostředí. Při úmyslné tvorbě a přebudování pohybového stereotypu se dostáváme do oblasti motorického učení.

Tvorba nových hybných stereotypů vyžaduje velké zatížení kortikálních motorických center. Při mnohonásobném identickém provádění pohybu dochází k postupné fixaci a automatizaci funkčních spojů. Postupná fixace stereotypů dovoluje jejich snadnější vyvolání a snižuje psychické vypětí zcela v souladu s postupem jednotlivými fázemi motorického učení a uvolňuje tak pozornost pro další činnosti.

Pro sportovní pohyb je nutné dosáhnout co nejvyššího stupně fixace hybného stereotypu tak, aby bylo možno pohybové činnosti provádět zcela automaticky i za změněných podmínek, což zcela koresponduje se IV. fází motorického učení. Vysoká fixace hybného stereotypu dovoluje udržet účelnou techniku pohybu i při nástupu únavy. Fixace hybného stereotypu probíhá nejrůznějšími tréninkovými prostředky.

Z hlediska sportovního tréninku zde spatřujeme dvě důležité kineziologické souvislosti:

1. hybný stereotyp se vytváří opakovanou činností, která opakovaně vyvolává a tím posiluje identické propojení v motorických centrech na suprasegmentálních úrovních. S touto skutečností by měl korespondovat výběr tréninkových prostředků tak, aby po stránce techniky pohybu maximálně kopíroval techniku závodního provedení (abstrahujeme zde kompenzační a regenerační motoriku). Efektivní fixace hybných stereotypů se děje pouze pohybem, odpovídajícím požadavkům na konečnou a dokonalou techniku sportovního

pohybu, tedy specifickými tréninkovými prostředky. Všechna náhradní řešení mají tím menší efekt, čím jsou obecnější. Dokonalá koordinace svalové souhry je obecně důležitější pro výkonnostní perspektivy než např. hrubý nárůst síly.

Všechny ostatní činnosti řeší izolovaně rozvoj jednotlivých schopností nebo jejich kombinací – silovou vytrvalost, rychlost atd. V souladu s vývojovou kineziologií je vhodné aplikovat poznatek o centrálním řízení a komplexnosti pohybové činnosti do tréninkové sportovní činnosti a posilovat maximálně koordinaci působení svalových skupin, to znamená posilování hybných stereotypů pohybem, odpovídajícím požadavkům na konečnou a dokonalou techniku. Např. nespecifické posilování dokáže zvýšit absolutně 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. Zcela se zde naše názory ztotožňují s tvrzením Vojty, Jandy, Koláře o centrálním řízení hybných procesů. Jedinou možnou cestou ke zlepšení kvality pohybu je udržení svalové balance, správného držení těla, optimálního zatížení kloubů.

Při každém jiném průběhu pohybu, který neodpovídá technice pohybu účelné pro závodní provedení nejsou posilovány potřebné hybné stereotypy. I jemné odchylky od konečné požadované podoby při provádění napodobivých a modifikovaných cvičení neposilují budovaný stereotyp, ale při mezních situacích při závodě mohou působit kontraproduktivně svojí blízkostí a podobností, do které může (např. při únavě) technika prováděného pohybu sklouznout. Průpravná a modifikovaná cvičení se naopak hodí jako sběrný trychtýř do raných stádií vytváření představ o pohybu v úvodních fázích motorického učení.

2. V průběhu lidské fylogeneze i ontogeneze jsou vytvořeny základní pohybové programy, které zcela korespondují s lidskou druhovou anatomickou strukturou. Tyto programy tvoří jakousi pohybovou matici (Véle 1997). Tato pohybová matice 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).

Kračmar (2002) formuloval tyto obecné principy pro sportovní lokomoční pohyb:

1. Rozhodující pro následnou kvalitu pohybu je správné nastavení výchozí polohy, atitudy. Poloha hlavy a optická orientace do směru předpokládaného pohybu je řídicí.
2. Při přestavbě chybného nebo náhradního hybného stereotypu je nevyhnutelné nastavení správné výchozí polohy.
3. Rozhodující je nastavení režimu koaktivace svalových skupin v oblasti krční páteře. Střední postavení nebo lépe extenze osového orgánu zajistí automaticky centrované postavení v kořenových, pohyb zajišťujících kloubech. Centrované postavení dovoluje pohyb v kloubu v maximálním rozsahu a zapojit se tak nejefektivněji do řešení pohybového úkolu.
4. Kořenové klouby, rozhodující pro zajištění pohybu, se musí nacházet v zevní rotaci.
5. Ve struktuře sportovního výkonu má rozhodující váhu koordinační složka. Vytváření a fixace hybných stereotypů odpovídajících efektivní technice pro řešení pohybových úkolů se děje pouze specializovaným tréninkem. Nespecifické formy tréninku nefixují právě přesnou svalovou souhru využitelnou v daném sportovním odvětví.
6. Podle nastaveného úhlu v kořenovém kloubu jsou zapojována svalová vlákna a části svalů, které tomuto nastavení funkčně odpovídají. Tato aktivace se šíří v rámci celého svalového řetězce, který tvoří specificky uspořádanou funkční jednotku pro každou změnu úhlu nastavení.
7. Přirozená lidská motorika vychází z kvadrupedálního zkříženého chůzového cyklu. Vzdálenost hybných stereotypů v jednotlivých sportovních odvětvích od vývojově ontogenetických pohybových programů a vzorů hraje roli v obtížnosti vytváření a fixace těchto stereotypů.

Při podobnosti cílového charakteru (nejen) sportovního pohybu s charakterem pohybového programu, resp. vzoru, budou vyžadovány menší nároky v procesu motorického učení. Naopak hybné stereotypy, které se budou více odchylovat od pohybových programů, budou klást větší nároky jak na vybudování, tak především na dlouhodobé udržení.

Při vytváření hybných stereotypů hraje svoji roli plasticita CNS (známé je vývojové „zlaté“ období motorického učení udávané různými autory většinou do 12. roku života). Jejich kvalita závisí kromě anatomicko fyziologických předpokladů i na vlastnostech centrálních oblastí řízení pohybu, na jejich plasticitě, hovoříme o míře schopnosti

motorického učení. Toto je individuálně velmi rozdílné. Jedinci s vysokou plasticitou CNS jsou sportovní gymnasté, tanečníci, atleti či vícebojaři. U osob ve sportu a tělesné výchově „nešikovných“, např. s lehkou mozkovou dysfunkcí, dochází k poruše schopnosti vytvářet, precizovat a dlouhodobě udržet pohybové stereotypy (Vojta 1993, Janda 1984).

Původní značné psychické vypětí v průběhu tvorby složitých hybných stereotypů v průběhu fixace a precizace postupně opadá, pozornost je uvolněna pro další potřeby, automatizací se činnost CNS stává ekonomickou. Vidíme i důležitost přesnosti prováděných pohybů, které příslušný stereotyp svým opakováním budují. Vytváření co nejlepších hybných stereotypů od samého počátku učení je úkolem trenéra, cvičitele, odborných příruček, videoprogramů, celého systému tělesné výchovy a sportu. Neoptimalnější hybný stereotyp je ten, který konkrétní úkoly pohybové činnosti řeší neekonomičtější způsobem. Ekonomika pohybu je předpokladem možnosti dlouhodobého vykonávání sportovní disciplíny. Nervová soustava řídí správný pohyb centrálně tak, že působící svalové skupiny jsou v rovnováze a pohybové segmenty jsou zatěžovány v definovaných fyziologických směrech tak, aby nedocházelo ke zvýšení měrného zatížení kloubních ploch a ke změnám směru zatěžování architektury kostí. Ekonomika pohybového stereotypu spočívá v takovém vypracování, kdy jednotlivé kroky či reflexy mají své pevné místo a pořadí, které se v rámci pohybu nemění a jejich intenzita je přiměřená. Dokonalý stereotyp dokáže zajistit požadovanou fyzikální práci s možným minimem vynaložené práce svalové. Ekonomické stereotypy tvoří nejen osvojenou sportovní činnost, ale zajišťují vlastně běžné pohybové úkony každodenního života.

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 nemožné. V průběhu hybného stereotypu je zřejmě nejdůležitější úvodní část.

Vojta a Kolář 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 (Janda, Poláková, Věle 1966).

Při vzniku náhradních pohybových vzorů místo vzorů ideálních, ke kterým dochází jak v patologii, tak při opakovaně nesprávně prováděném pohybu, musí být tento náhradní vzor nejdříve anulován přesným nastavením do výchozí polohy reflexního plazení, resp. otáčení, aby tak byly upřednostněny svalové souhry, které byly blokovány při dosavadní dyskoordinaci. Při aktivaci vzoru reflexní lokomoce v CNS pozorujeme zlepšení a zefektivnění pohybu a držení těla při porovnání s náhradním pohybovým vzorem.



K přetížení až poškození orgánů zabezpečujících pohyb dojde na základě nesprávného zatěžování pohybových segmentů. Postupně se narušuje funkční rovnováha v tom smyslu, že začíná převažovat aktivace svalů s převážně posturální funkcí s tendencí ke zkracování. Reflexně recipročně inhibovaná skupina svalů s funkcí převážně dynamickou, fázickou prohlubuje obraz svalové nerovnováhy. Tento proces je platný obecně, dochází k transformaci hybných stereotypů do podoby zajišťující náhradní pohybové programy a ochranné držení. Vzniklá dlouhodobá dysbalance se tak fixuje v centrálních řídicích centrech. Přetížení z nadměrné nebo směrově nefyziologicky orientované zátěže vyústí nakonec v poškození nejslabšího pohybového segmentu (ligamenta, klouby, kosti, svaly) nebo k trvalým morfologickým změnám.

Pro člověka je charakteristická bipedální chůze doprovázená synkinetickými pohyby horních končetin a trupu, jak ji popisuje Janda (Janda, Poláková, Véle 1966). Pro horní končetinu nacházíme v běžném životě obvyklou úchopovou funkci s jedinečnou opozicí palce, zajišťovanou pletencem ramenním. V tomto kloubu spatřuje Véle (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 lidské ontogeneze. 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 synkinezi. Přesný popis stereotypů této oblasti přináší Janda (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. Na tuto skutečnost ukazuje i významná vizuální podobnost např. záběru vpřed na kajaku s lokomočním pohybem kojenců –

tulenění, reflexní plazení apod. V každém případě se jedná o rozšíření dnes stále chudšího rejstříku lidských hybných stereotypů (Kračmar 2002).

## 6.7. ELEKTROMYOGRAFIE

### 6.7.1. Teoretická podstata elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je souhrnné označení pro skupinu elektrofyzilogických metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva (Dufek 1995). Tato vyšetřovací metoda je založena na snímání povrchové nebo intramuskulární svalové aktivity. Získané grafické znázornění záznamu elektrické aktivity kosterních svalů, která se mění při jejich aktivaci, se nazývá elektromyogram.

Výsledný EMG záznam není prostou sumací jednotlivých elementárních napětí v daném okamžiku, ale platí pro něj zákony interference jednotlivých výbojů. Obvykle má podobu více či méně vyjádřeného interferenčního vzorce vyjadřujícího překrytí sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek, vznikajícího v prostorovém vodiči - sval, kůže a elektrody (Rodová a kol., 2001).

Elektromyografické metody lze podle stavu snímaného svalu rozdělit do 3 skupin :

- Nativní EMG - snímání EMG při úplném uvolnění svalu
- EMG při funkčním zatěžování svalu - záznam spontánní motorické aktivity
- Stimulační elektromyografie, která používá elektrické dráždění svalu (Svatoš, 1998).

Podle způsobu snímání změn elektrické aktivity rozeznáváme 3 typy EMG :

- Jehlová elektromyografie
- Povrchová elektromyografie
- Elektromyografie používající stimulační elektrody

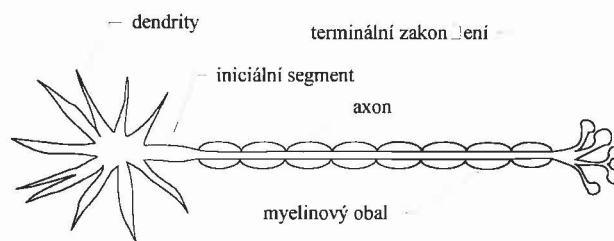


## 6.7.2. Vznik signálu EMG

Zajímá-li nás původ EMG signálu, musíme sestoupit na buněčnou úroveň. Představme si buňku jako balónek naplněný elektrolytem plovoucí v jiném elektrolytu. Vnitrobuněčný (intracelulární) prostor má jiné složení než mezibuněčný (extracelulární). Díky této rozdílnosti a vlastnostem buněčné membrány může docházet ke vzniku elektrických signálů a tedy k přenosu informace.

### 6.7.2.1. Nervová buňka

Nervová soustava je tvořena nervovými buňkami, neurony. Schéma neuronu vidíme na obrázku 12. Neuron je tvořen tělem, ve kterém jsou uloženy buněčné organely. Z něj vybíhají vstupní části, dendrity, a výstupní část, axon. Dendrity přijímají vzruchy z jiných neuronů. Signály z dendritů se v těle sčítají. Je-li jejich součet nadprahový, vznikne v iniciálním segmentu akční potenciál, který se šíří po axonu. Terminální konce axonu dosedají na dendrity dalších neuronů, případně na svalová vlákna. Toto spojení se nazývá synapse. Axony jsou dále kryty myelinovou vrstvou. Ta axony mechanicky chrání, vyživuje a výrazně urychluje šíření akčních potenciálů po axonu. Axony tvoří nervová vlákna a mohou být dlouhé až 1 m. (Trojan, 1996).



Obr. 12 - Schéma nervové buňky

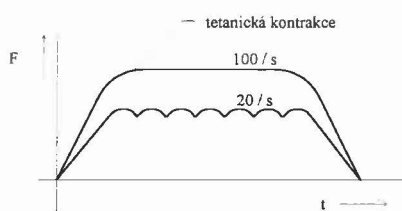
### 6.7.2.2. Synapse

Synapse je útvar, kterým dochází k přenosu vzruchu z buňky na buňku. Přesněji dochází k přenosu vzruchu z nervové buňky na další nervovou buňku, nebo svalové vlákno.

V těle neuronu vznikne akční potenciál, který se dále šíří axonem k terminálním zakončením. Tam dojde k uvolnění neurotransmiteru. Ten se vylíje do synaptické štěrbině mezi terminálním zakončením a další buňkou. Na nervové, příp. svalové buňce jsou receptory reagující na neurotransmiter. Ty pak spustí akční potenciál. (Trojan, 1996).

### 6.7.2.3. Dráždění svalů

Svaly se skládají ze svalových vláken. Skupina svalových vláken inervovaná jedním nervovým vláknem (periferním motoneuronem) se nazývá motorická jednotka. Všechna svalová vlákna jsou excitační. To znamená, že se v případě podráždění kontrahují. Nemůže nastat situace, že by vlákno na podnět relaxovalo. Po příchodu vzruchu dojde k vybavení akčního potenciálu, čímž se vlákno kontrahuje a s odeznívajícím akčním potenciálem relaxuje. Časový průběh silové reakce motorické jednotky závisí na intenzitě podnětu a frekvenci stimulace. S rostoucí intenzitou nervového podnětu roste počet kontrahujících se svalových vláken. Tím roste velikost silové reakce. Závislost průběhu silové reakce na frekvenci stimulů (obr. 13). Při frekvenci 20 stimulů za vteřinu pozorujeme chvění svalů. Vlákna se mezi jednotlivými podněty stačí částečně uvolnit. Při frekvenci přibližně 100 stimulů za vteřinu už dochází k tetanické kontrakci. Stažení svalů je po dobu trvání podnětů neměnné. (Svatoš, 1998)

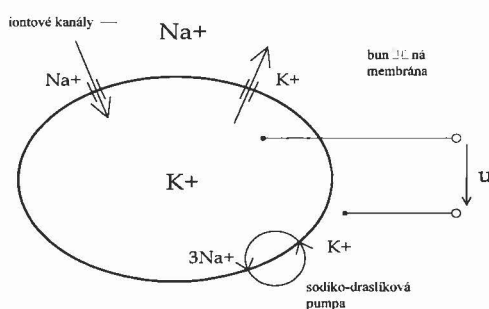


Obr. 13 - Silová odezva svalů podle frekvence dráždění

### 6.7.2.4. Klidový membránový potenciál

Pro vyšetření elektrických poměrů na buněčné membráně provedeme zjednodušení. Uvažujme, že uvnitř buňky je převážně roztok draselných kationtů. Vně převládají sodné kationty. Koncentrační gradient žene draselné ionty z buňky a sodné dovnitř. Tyto ionty však nemohou procházet skrze buněčnou membránu libovolně. Ta je pro ionty normálně

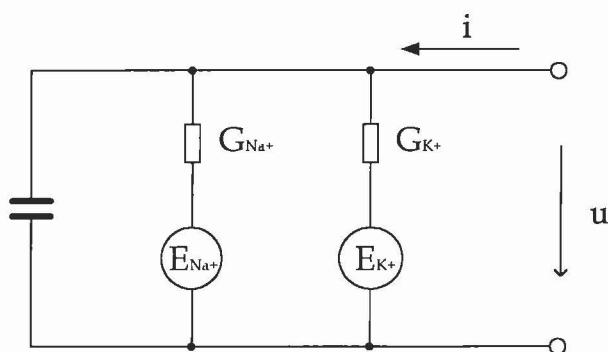
nepropustná, ionty mohou procházet pouze skrze iontové kanály, jejichž propustnost se díky určitým mechanismům mění. V našem zjednodušení uvažujeme pouze kanály pro draselné a kanály pro sodné ionty. Pohyb iontů skrze kanály probíhá pasivně po koncentračním gradientu. V buněčné membráně existuje ještě jeden mechanismus přenosu iontů. Jedná se o přenašeče umožňující přenos proti koncentračnímu gradientu. Přenašeč se nazývá sodíko-draslíková pumpa. Ta přesouvá dva kationty  $K^+$  výměnou za tři kationty  $Na^+$ . Tento proces je aktivní. Spotřebovává se při něm energie. Viz. (Obr. 14) (Svatoš, 1998).



Obr. 14 - Zjednodušené schéma transportních procesů na buněčné membráně

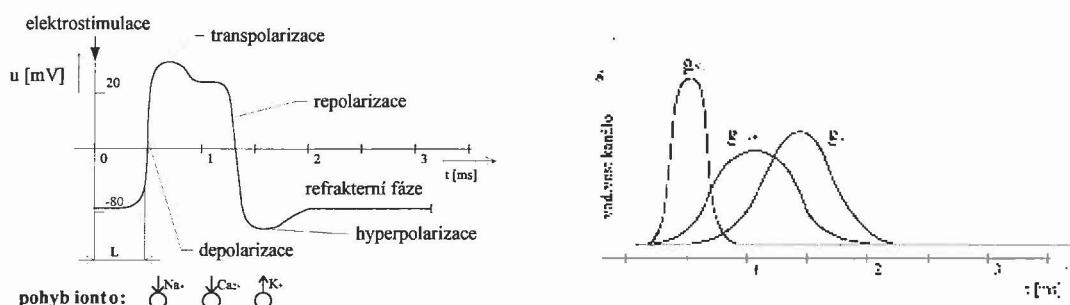
#### 6.7.2.5. Akční potenciál

Akční potenciál je mechanismus, jímž se v těle přenáší informace. Vzniká tak, že se na určitý vnější podnět otvírají kanály pro sodné ionty. Tím dochází k difuzi sodných iontů do buňky. Díky tomu roste buněčný potenciál. Tomuto jevu se říká depolarizace. Nárůst potenciálu způsobí otevření kanálů pro draslík. Draselné ionty difundují z buňky ven. Buněčný potenciál klesá pod úroveň klidového potenciálu. Tento jev se nazývá hyperpolarizace.



Obr. 15 - Zjednodušený elektrický model buněčné membrány.

Tyto děje následuje obnovení původní iontové nerovnováhy, refrakterní fáze. Během ní není buňka schopna správně reagovat na podráždění. Schematické časové průběhy akčních potenciálů a průběh vodivostí iontových kanálů sledujme na (obr. 16). Uvědomme si, že pracujeme se zjednodušenou představou. Vedle  $\text{Na}^+$  a  $\text{K}^+$  se při dějích na buněčné membráně uplatňují ještě další ionty jako  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Cl}^-$  atd. (Svatoš, 1998)



Obr. 16 - Otvírání iontových kanálů, průběh akčního potenciálu

### 6.7.3. Povrchová elektromyografie (PEMG)

PEMG poskytuje snadný přístup k fyziologickým procesům, které přímo souvisejí se vznikem pohybu a produkováním síly. Výhodou je neinvazivnost a relativně jednoduchý postup provedení. Tato metoda ale vyžaduje důsledné respektování technických požadavků v oblasti detekce a zpracování signálu (Rodová a kol., 2001).

Povrchová EMG v oblasti kineziologie vyšetřuje aktivaci svalů, koaktivaci svalových skupin v průběhu komplexního i selektovaného pohybu, vlivy zátěže na svalovou funkci, může sledovat mechanismus terapeutického procesu, jakož i efekt tréninkového zatížení. Metodika vyšetřování svalových aktivit pomocí povrchové EMG má své místo v hodnocení okamžiku a rychlosti nástupu i relativního poměru svalové aktivity při vyšetřování komplexních pohybových vzorů (Vacek Jan, 2001). Je uznávána vhodnost tohoto prostředku vyšetřování pro kineziologickou analýzu lidského pohybu včetně vyšetření chůze a postury (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

Povrchová elektromyografie detekuje akční potenciály z povrchu těla, které vznikají během svalové kontrakce překrytím sumačních akčních potenciálů většího počtu motorických jednotek, umístěných v blízkosti plošné elektrody. Snímat elektrickou aktivitu svalu lze pomocí elektrod monopólních, bipolárních a multielektrod (Karas,

Otáhal, 1990). Nejčastěji je využíváno bipolární uspořádání, kde je signál detekován dvěma aktivními elektrodami a zemnicí elektrodou. Při zpracování záznamu se pracuje s rozdílem potenciálů přiváděných z aktivních elektrod.

Povrchová elektromyografie (Surface Electromyography - SEMG; někdy používaná zkratka PEMG je zavádějící, neboť frekventovaněji označuje polyelektromyografii), patří do skupiny elektrofyziologických metod označovaných souhrnným názvem elektromyografie, které pracují na principu registrování elektrických projevů činnosti svalového a nervového aparátu. PEMG detekuje akční potenciály z povrchu těla, které jsou elektrickým ekvivalentem změny iontové výměny na membráně při svalové kontrakci.

Elektromyografický záznam získaný pomocí povrchových elektrod má charakter interferenčního vzorce, který vzniká překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek (Schumann et al., 1994). Vybíjející frekvence jednotlivých i současně činných motorických jednotek jsou na sobě nezávislé (Harfer, 1939 uvádí Karas et al., 1972). Na povrchové elektrody se tak dostává množství různých časově posunutých napětí. Výsledný záznam elektromyografického signálu není prostou sumací elementárních napětí v daném okamžiku, nýbrž výsledkem jejich interferencí v prostorovém vodiči - sval, tuková tkáň, kůže, elektrody (Karas et al., 1990).

PEMG je diagnosticky využívána v neurologii, neurofyziologii, fyzioterapii, ortopedii, sportovní medicíně, biomechanice, ergonomii a dalších oborech. Klinicky se používá při diagnostice neuromuskulárních poruch. Kineziologická PEMG se zabývá především vyšetřením svalové funkce během selektovaného i komplexního pohybu, sleduje koordinaci činnosti svalů, efekt tréninkových či terapeutických metod, vztah velikosti elektromyografického signálu k síle i únavě a vliv interakce zátěže či nástroje a svalové funkce.

PEMG umožňuje sledování funkce svalů v čase (timing), úroveň aktivace svalů i nástup svalové únavy. Signál PEMG umožňuje zjistit, zda je sval aktivní, či nikoliv, popřípadě zda je aktivní méně, či více. Jsou pozorovány volní i mimovolní kontrakce, změna ve velikosti amplitudy je důležitá při hodnocení efektu terapie (Rodová a kol., 2001). Při srovnání elektromyografického signálu se silou se však jedná o pouze kvalitativní vztah - tzn. z kvantitativního hlediska se nejedná o linearitu. Velikost výsledné síly je dána nejen silou aktivního svalu, ale i velikostí tření v kloubu, odporových sil vazů, kloubního pouzdra a kůže a dalších struktur (Karas, Otáhal, 1971, převzato z Rodová a kol., 2001).

Velikost napětí, které se ve svalu vyvine, závisí na frekvenci stimulací, počtu a složení kontrahujících se svalových vláken a jejich počáteční délce. Časové odstupňování

je určeno četností nervových vzruchů vyslaných z CNS. Prostorové odstupňování označuje závislost síly kontrakce na počtu zapojených svalových vlákních a platí, že čím více svalových vláken se zúčastní kontrakce, tím silnější kontrakce proběhne.

Jednotlivé motorické jednotky se ostatních buněk odlišují excitabilitou, která jim umožňuje dočasně měnit permeabilitu buněčné membrány, se kterou je spojen přesun iontů a změna elektrického napětí. Zdrojem elektromyografického signálu je transmembránový proud na úrovni sarkolemy (Stegeman, Blok, Zwarts, 1999, převzato z Rodová a kol., 2001). Elektrická aktivita svalu je vyjádřena akčním potenciálem, který vzniká, přestoupí-li depolarizační proud (vzruch) potenciál na úrovni prahu, a vyvolá otevírání sodíkových kanálů membrány, což vede ke zvýšení napětí uvnitř buňky a k postupnému rozvoji akčního potenciálu. Akční potenciál vzniká v motorické části mozkové kůry, odkud se šíří pyramidovou drahou do předních rohů míšních, kde je předáván motoneuronům. Z motoneuronu se vzruch dál šíří k přes nervosvalovou ploténku k jednotlivým svalovým vláknům a dále po membránách svalových buněk. Časové odstupňování je určeno počtem nervových vzruchů vyslaných z centrálního nervového systému. Každý nervový vzruch může vyvolat po uplynutí latenční doby (s fázovým posunem) pouze jednu kontrakční vlnu, běžící po vlákně od inervačního místa za vlnou vzrušivou. První známky mechanické reakce spadají u kosterního svalu do sestupné části akčního potenciálu. U povrchové EMG prochází akční potenciál přes přilehlé svalové tkáně, podkožní tuk a kůži a je detekován na jejím povrchu. EMG signál je pak výsledkem sledu akčních potenciálů jdoucích po svalových vlákních pod snímající elektrodou.

Výboje a frekvence výbojů jednotlivých akčních potenciálů motorických jednotek jsou na sobě nezávislé. Synchronizaci vykazuje pouze 10-20 % akčních potenciálů v rámci jednoho svalu. U malých svalů, kdy se oblast jedné motorické jednotky rozprostírá přes celý sval, je synchronizace větší (20 % - 50 %). Frekvence akčních potenciálů jedné motorické jednotky bývá podle intenzity kontrakce a druhu svalu 6 - 25 akčních potenciálů za sekundu. U povrchové EMG se setkáváme s vyšší a nepravidelnou frekvencí, což je dáno spíše asynchronní činností jednotlivých motorických jednotek. Protože se na povrchové elektrody propaguje mnoho různých časově posunutých napětí a dochází k interferenci, získaná křivka má složitý a zcela nepravidelný průběh. Záznam z povrchových elektrod ukazuje průběh rozdílů napětí na elektrodách umístěných na povrchu kůže, ale neinformuje o elektrické aktivitě jednotlivých motorických jednotek - to umožňují spíše jehlové elektrody (Karas, Otáhal, 1990).

#### 6.7.4. Zpracování záznamu PEMG

Nejběžnějším postupem při zpracování diferenciálně zesíleného elektromyografického signálu je frekvenční filtrace. K eliminaci frekvencí vyšších než 500 Hz se používají tzv. high-pass filtry, použitím tzv. low pass filtrů dojde k odfiltrování frekvence pod 20 Hz. Zvláštním typem filtrů jsou tzv. notch filtry, které umožňují potlačit jen určitou frekvenci. Význam hrají při odstraňování síťové frekvence 50 Hz rušící záznam, nevýhodou je současné potlačení odpovídající části spektra chtěného záznamu (Dufek, 1995). Dále se provádí rektifikace - usměrnění. Rektifikace je matematická úprava elektromyografického signálu, který osciluje nad a pod bazální linií, převedením signálu do absolutních hodnot. Pro podrobnější zhodnocení pohybu lze potom záznam kvantifikovat některým z následujících parametrů: průměrná amplituda, vzdálenost maximálních vrcholů (peak to peak), plocha pod křivkou plně usměrněného elektromyografického signálu, průměrná frekvence, střední frekvence a efektivní hodnota signálu (rms) apod. (Rodová a kol., 2001).

Nejběžnější typy zpracování diferenciálně zesíleného elektromyografického signálu:

##### 1. Frekvenční filtrace

Maximální frekvence frekvenčního pásma je dána hardwarově. Použití frekvenčního filtru je vhodné aplikovat na měřený surový elektromyografický signál. Frekvenční filtrace slouží především k odstranění případných artefaktů v signálu. Pohybové artefakty vznikající zejména při pohybu kabelů u tzv. neaktivních elektrod, kde zesilovač není umístěn hned za elektrodou, se vyskytují v nízkém frekvenčním pásmu 0 - 20 Hz. Toto pásmo proto bývá předmětem úpravy high pass filtrem (20 Hz případně 10 Hz). Frekvence nad 500 Hz jsou často eliminovány použitím tzv. low pass filtrů. Důvodem je opět snížení podílu arteficiálního šumu, volba velikosti low pass filtru je dána individuálně dle šířky frekvenčního pásma elektromyografického signálu konkrétního svalu. Signál svalů získaný pomocí SEMG má obvykle maximální rozložení v pásmu 50 - 150 Hz, šířka frekvenčního spektra je odlišná u různých svalů (Zwieck, Konrad, 1994).

##### 2. Rektifikace

Jedná se o matematickou úpravu elektromyografického signálu, který osciluje nad a pod bazální linií tak, že převedeme signál do absolutních hodnot. Používá se poloviční rektifikace (half rectification) spočívající v odstranění negativní fáze signálu, nebo plně

rektifikace (full rectification), kdy je signál pod bazální linií (negativní fáze) matematicky převeden do fáze pozitivní.

Elektromyografický signál je pak kvantifikován následujícími parametry:

- Rms - efektivní hodnota signálu
- Průměrná amplituda (po zpracování signálu rektifikací viz dříve)
- Plocha pod křivkou plně usměrněného (full rectification) elektromyografického signálu získaná integrací
- Vzdálenost maximálních vrcholů (peak-to-peak, zkratka pk-pk)
- Průměrná frekvence, střední frekvence a další hodnoty získané frekvenční analýzou
- Celkový výkon elektromyografického signálu (total power)

Pro zjištění velikosti elektrické aktivity signálu je vhodné užití některého z amplitudových parametrů (Rash, 1995), avšak je nutné respektovat, že praktické vyhodnocení fyziologické podstaty podléhá limitům daným množstvím ovlivňujících faktorů. Integrace zachycuje dále rozložení signálu v časovém intervalu, průměrná frekvence a střední frekvence jsou významnými ukazateli při sledování únavy (De Luca, 1993), frekvenční analýza zatím není běžně vyhodnocovaná (Rash, 1995), i když se již v některých studiích objevuje (Schumann aj., 1994).

#### **6.7.5. Normalizace**

Pro interindividuální porovnání se používá metody tzv. normalizace. Jedná se o stanovení amplitudy elektromyografického signálu vyjádřeného v procentech z velikosti amplitudy signálu dosaženého během maximální izometrické kontrakce.

#### **6.7.6. Artefakty**

Odchytky od základní klidové linie EMG záznamu, které nemají původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu se nazývají artefakty. Tyto odchytky daný záznam deformují, ruší a mohou vést k mylné interpretaci. Artefakty mohou být způsobeny např. nedostatečným uzemněním, špatnou fixací elektrod na kůži, nedostatečným očištěním povrchu kůže pod elektrodou, záznamem jiných napěťových změn (radiová interference,



kardiostimulátor), nastavením přístroje apod. Jsou odstranitelné po odstranění technické chyby, která má nejčastěji zevní příčinu (Dufek, 1995).

### 6.7.7. Požadavky na přístroj

Elektromyografie jako exaktní vyšetřovací metoda vyžaduje souhru přístrojového vybavení a schopností vyšetřující osoby. Dnešní EMG přístroje jsou postaveny na bázi počítače, nebo vlastní přístroj spolupracuje se softwarem v počítači a počítač slouží jako zobrazovací a paměťové zařízení. Dalšími součástmi elektromyografické soustavy je zesilovač, zobrazovací zařízení (optické a akustické), registrační zařízení, dále stimulator, usměrňovač a elektrody (Cibulčík, 1998).

Požadavky na konstrukci a bezpečnost jsou celosvětově standardizovány. Důvodů je několik.

Za prvé se jedná o lékařský diagnostický přístroj. Na světě existuje řada výrobců.

Standardizace je nutná ke kompatibilitě příslušenství od různých výrobců.

Požadavky na konstrukci a provoz jsou stanoveny různými předpisy ISO, IFC, ANSI atd. U nás jsou zakotveny v normě ČSN EN 60 601-2-40.

Souhrn základních technických požadavků shrnuje tabulka 1. Problémy při konstrukci může činit úroveň šumu v operačních zesilovačích. Ta je závislá na teplotě. Na vstupech jednotlivých kanálů se proto používají párové diskretní nízkošumové tranzistory.

Zvláštní bezpečnostní požadavky jsou kladeny kladeny na konstrukci elektrického stimulátoru. Obě stimulační elektrody musí být izolované od země. Dále je požadována nastavitelná výška stimulačního impulsu. Je to z důvodu individuální citlivosti vyšetřovaného na elektrické podráždění. Při některých vyšetřeních je třeba vytvářet dvojstimuly, případně jiné kombinace. Tyto funkce musí stimulátor rovněž poskytovat.

Požadavky na výstupní proud shrnuje tabulka 2.

úroveň vstupního signálu	0,1 ÷ 100 mV
kmitočtové pásmo	0 ÷ 10 kHz
počet kanálů	2 ÷ 16
vstupní impedance	200 MΩ
citlivost	5 μV ÷ 10 mV na dílek
CMRR	>110dB
úroveň šumu	0,5 μV v pásmu 2 Hz ÷ 10 kHz
zapisovací systém	termotiskárna, monitor
kalibrační signál	100 / μV <sub>s</sub> , 2 Hz obdélníkový průběh

Tabulka 1: Základní požadavky na konstrukci EMG přístroje.

konst. proudový výstup	0 ÷ 50 mA
doba trvání stimulu	0,05 ms ÷ 1 s
frekvence stimulů	1 ÷ 100 Hz

*Tabulka 2: Požadavky na výstup elektrického stimulátoru.*

### **6.7.8. Faktory ovlivňující EMG signál při PEMG**

Faktory, které se podílejí na vzniku elektromyografického signálu, lze rozčlenit do tří skupin (De Luca, 1993):

1. kauzální
2. intermediární
3. determinující

Ad 1. K základním kauzálním vnitřním faktorům patří počet aktivních motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken (prokrvení, množství kyseliny mléčné - pH), hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu a množství tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami.

Z technického hlediska jsou tyto příčinné faktory nejvíce ovlivněny elektrodovou konfigurací (velikostí, tvarem, lokalizací elektrod a jejich vzdáleností).

Ad 2. Mezi přechodné jsou zařazeny vlivy prostorové filtrace, ovlivnění signálu aktivitou blízkých dalších svalů (vznik tzv. crosstalk), superpozici a kondukční rychlost akčních potenciálů i vliv filtrace softwarové.

Ad 3. Determinující faktory jsou: počet aktivovaných a detekovaných motorických jednotek, stabilita jejich náboru a rychlost pálení, amplituda, tvar a trvání jednotlivých sumačních akčních potenciálů motorických jednotek, interakce svalových vláken, síla záškubu.

## **6. METODY PRÁCE**

### **7.1. Obecná charakteristika výzkumu**

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

### **7.2. Popis skupiny, na které byla analýza provedena**

Pro konkrétní měření jsme zvolili závodníka, jehož technika by měla být osvojena na nejvyšší úrovni v dané disciplíně. Údaje o aktivaci příslušných svalových skupin a synchronizovaný videozáznam byl zpracován počítačovým programem, kde následně bylo vyhodnoceno, v které fázi a v jakém režimu je sval aktivován.

Pro EMG vyšetření na vybraných svalových skupinách byl vybrán závodník vrcholové úrovně I. P., slalomář na divoké vodě. V kanoistice trénuje a závodí 16 let. Věk 28 let. Mistr světa a Evropy v juniorské kategorii a medailista ze Světových pohárů v kategorii seniorů, 3. na Mistrovství světa seniorů. U tohoto závodníka se předpokládá dokonalá a správná technika provedení vybraného prvku. Dle kineziologického rozboru viz. příloha č. 1 nemá tento závodník žádné výrazné asymetrie ani svalové disbalance. Předpokládáme tedy, že kineziologický obsah lokomoce tohoto probanda je v souladu s principy lidské posturálně pohybové ontogeneze. V opačném případě by dlouhodobé provádění pohybové činnosti vedlo k přetížení a patologii zúčastněných struktur.

Měření bylo provedeno na modelové rovné trati na klidné vodě bez proudění, za bezvětří na slalomovém kajaku, kdy byla měřena aktivace svalů při přímém záběru vpřed. Ten je nejčastějším záběrem pro pohon lodi.

### 7.2.1 Popis polohy probanda v průběhu měření

Sed na sedačce slalomové lodi: Úhel cca.  $110^\circ$  v kyčelních kloubech, ZR kyčelních kloubů cca.  $30^\circ$ , flexe kolenních kloubů cca  $40^\circ$ , nohy jsou v neutrálním postavení, noha není tlačena do dorzální flexe pasivní oporou „stupaček“ lodě, stupačky tvoří pevnou oporu pro nohu, při záběru dochází k mírné plantární flexi s následným zatlačením do „stupačky“ lodě. Je zde umožněn malý pohyb vpřed cca. 5cm. Jednotlivé polohy v kloubech jsou orientační a mohou se poměrně výrazně lišit u každého probanda. Hlavní oporu tvoří sedačka a paluba lodě, sedačka vystupuje až do úseku Th-L přechodu a obepíná boky v úrovni pánevních crist. Vnitřní strana kolenních kloubů se opírá o palubu lodě a tím umožňuje pevné zafixování v lodi.

### 7.3. Popis místa měření

Měření bylo provedeno 22.4.2006 nad slalomovou tratí v Pražské Tróji.. Zvoleným úsekem byla minimálně tekoucí část řeky. Venkovní teplota byla  $19^\circ$  C. Měření bylo provedeno za dne a bezvětrí, bez komplikací.

### 7.4. Popis techniky měření a použitých instrumentů

Pro EMG měření byl použit přenosný měřicí přístroj se 7 kanály na snímání EMG potenciálů, 1 kanál pracovní pro synchronizaci videozáznamu. Váha s bateriemi a se sportovní ledvinkou 1,4 kg. Regulace citlivosti 0,05 – 2 mV, nastavitelná délka měření v intervalu 5 sec – 4 min 50 sec. Záznam z vnitřní paměti přístroje byl po ukončení série 1 – 7 měření převeden do přenosného PC, upraven specifickým softwarem KAZE5 a exportován do poslední verze programu Microsoft Excel. Byl sledován timing nástupu a odeznění aktivace jednotlivých svalů a jejich relativní zapojení do pohybu s následným porovnáním s chůzí. Proto mohla být vyladěna snímaná aktivita EMG křivky tak, aby byla rozprostřena dostatečně na ose y a aby tak byly dostatečně čitelné změny aktivace. Citlivost jednotlivých kanálů byla postupně vyladěna od meze čitelnosti při minimalizované křivce až k hranicím saturace nábory EMG křivky (tzv. přebuzení zesilovače). Citlivost nastavení jednotlivých kanálů je znázorněna po pravé straně grafů.

Pro snímání dat byly použity jednorázové ploché stříbrné elektrody o průměru 7 mm. Vysílací segment EMG setu byl vodotěsně uzavřen na umístěn na bedrech závodníka. Výběr

svalových skupin byl prováděn na základě analýzy svalových řetězců. Toto řešení bylo zvoleno proto, že lokomoční činnost při jízdě na kajaku se svojí charakteristikou blíží pohybu popisovanému v reflexní lokomoci (Kračmar, 2002).

Závodník byl sledován v dvou měřeních po sedmi jízdách v celkovém trvání 10 sec jeté submaximální rychlostí na slalomové lodi a poté ve dvou měřeních po sedmi úsecích při chůzi v celkovém trvání 10sec. Vyhodnocován byl vybraný přibližně dvouvteřinový úsek v úseku čisté přímé jízdy a stejně dlouhý úsek chůze. Veškeré naměřené materiály jsou obsaženy v příloze č.2 - 34. Příloha č. 2 – č. 19 obsahuje nepoužité grafy PEMG při přímé jízdě na slalomové lodi, příloha č. 20 – č. 34 zobrazuje nepoužité grafy PEMG chůze. Tyto záznamy slouží pouze k porovnání výsledků a jsou orientační a neúplné a někdy se zde vyskytuje i přetečení detekovaných dat. Závodník využil kajak model Trick a pádlo specifické pro danou kategorii (typ Raab). Pro časoprostorovou charakteristiku jízdy byl závodník natáčen digitální videokamerou SONY 900VCR s elektronickou synchronizací záznamu s EMG přístrojem.

## **7.5. Prezentace způsobu vyhodnocení dat**

Rozbor se soustředil na jeden záběrový cyklus vpřed (záběr pravou a následně levou HK) a jeden dvojkrok při chůzi. Při měření byly jízdy snímány synchronizovanou digitální videokamerou. Po zpracování naměřených dat v speciálním počítačovém programu bylo možno jednotlivým fázím pohybu přiřadit odpovídající EMG charakteristiku vypovídající o aktivitě sledovaného svalu.

K rozdělení záběrového cyklu na jednotlivé fáze, jsme využili videozáznam. EMG charakteristiku jsme přiřadili 26 polohám (obr. 23), z nichž jsme věnovali pozornost klíčovým fázím pohybu: zasazení, zatažení, vytažení a přenos. První část začíná přípravou na záběr (pozice č. 1) a postupné přibližování pádla k vodní hladině (pozice č. 2), následuje zasazení (poloha č. 2 - 5), tažení (pozice č. 6 – 9), vytažení listu z vody (pozice č.10 - 11), dokončení záběru (pozice č. 12) dále přenos na záběr kontralaterální horní končetiny (pozice č. 13), příprava na záběr kontralaterální horní končetiny (pozice č.14), přibližování pádla k hladině (pozice č. 15 – 16), zasazení (pozice č. 17 – 18), tažení (pozice č. 19 - 23), postupné vytažení listu z vody (pozice č. 24 - 25), dokončení záběru (pozice č. 26).

K rozdělení dvojkroku chůze na jednotlivé fáze, jsme využili videozáznam. EMG charakteristiku jsme přiřadili 26 polohám (obr. 24), z nichž jsme věnovali pozornost klíčovým fázím pohybu: fáze kmihu, fáze opory, fáze dvojí opory. První část začíná LDK

fází kmihu (kročná) (pozice č. 1 – 5), fáze dvojí opory (pozice č. 6 - 7), fáze opory (stojná) (pozice č. 8 - 17), a následuje krok PDK fáze dvojí opory (pozice č. 18 - 19), fází opory (pozice č. 19 – 26). Fáze kročná u PDK je současně s fází opory LDK (pozice č. 8 – 17).

Podle videozáznamu z digitální kamery byl vybrán časový úsek pro hodnocení práce svalu v délce trvání 2 sec. úsek byl vybrán z řady dat a zpracován do grafu speciálním softwarem, vyvinutým pro použitý elektromyograf KAZE 05. Osa pod grafem zaznamenává časové údaje. Čísla pod grafem č. 2 odpovídají jednotlivým pozicím (č.1-26) prováděného pohybu (obr. 23) Čísla pod grafem č. 4 odpovídají jednotlivým pozicím (č. 1-26) prováděného pohybu (obr. 24).

Povrchová elektromyografie byla prováděna na 7 přístupných svalech participujících na zapojení dolní končetiny do lokomoce a m. latissimus dorsi dx. byl sledován jako marker pro průkaz zapojení do zkříženého lokomočního vzoru.

		K1 přímá jízda	Chůze
1. m. latissimus dorsi	dx.	0,5mV	0,1mV
2. m. rectus femoris	sin.	0,05mV	0,1mV
3. m. biceps femoris caput longum	sin.	0,05mV	0,1mV
4. m. semimembranosus	sin.	0,05mV	0,2mV
5. m. gastrocnemius caput mediale	sin.	0,1 mV	0,1mV
6. m. tibialis anterior	sin.	0,5mV	0,5mV
7. m. peroneus longus	sin.	0,05mV	0,05mV

## 7.6. Design výzkumu

Výběr svalových skupin byl omezen:

- stanovením rozhodujících svalových skupin podílejících se na pohybu dle aktivovaných řetězců v reflexních lokomočních vzorech.
- lokalizací nejvýraznějšího lokomočního působení do oblasti trupu a především do pletence ramenního při vědomí převážně fixační funkce pletence pánevního a dolních končetin
- nemožnost vyšetření klíčových svalů kolem pánve z důvodu těsného kontaktu se sedačkou či palubou lodi.
- nemožnost invazního vyšetření hlubších svalových skupin jehlovými elektrodami

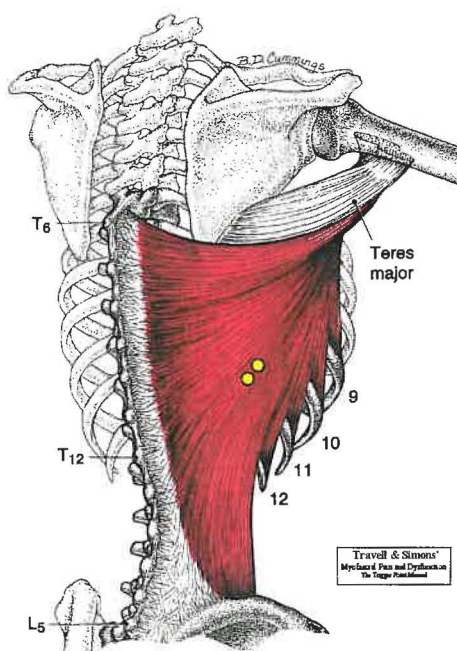
(zdravotní rizika, neochota a obavy vyšetřené osoby, u sportovců nevhodné provádět)  
e) počtem přenosových kanálů

### 1. *Musculus latissimus dorsi* (široký sval zádový)

Je rozlehlý plochý sval obrysu pravoúhlého trojúhelníka, jehož pravý úhel leží ve výši Th7. Ramena tohoto úhlu leží tak, že vertikální sestupuje podél páteře a horizontální jde přes dolní úhel lopatky k podpažní jamce. Široký sval zádový začíná plochou aponeurózou, zvanou fascie thorakolumbální, od trnů dolních šesti obratlů hrudních, všech obratlů bederních a křížových, od zadní části hřebene kosti kyčelní a od posledních tří až čtyř žeber. Z tohoto rozsáhlého začátku se svalové snopce sbíhají k jamce podpažní, jejíž zadní ohraničení tvoří. Horní vodorovná okraj svalu probíhá, jak již bylo řečeno, přes dolní úhel lopatky a přitlačuje jej k páteři. Úponová část svalu se stáčí přes velký sval oblý a upíná se plochou šlachou na hřeben malého hrbolku kosti pažní.

Funkce: připažuje, zapažuje a rotuje paže dovnitř. Při fixaci horních končetin zdvihá trup. Prostřednictvím kosti pažní táhne rameno dozadu dolů a podílí se tím na udržování postoje „pozor“. Žeberní část napomáhá dýchání (Čihák, 2001).

Umístění elektrod (dle Travell-Simons)



Obr. 17

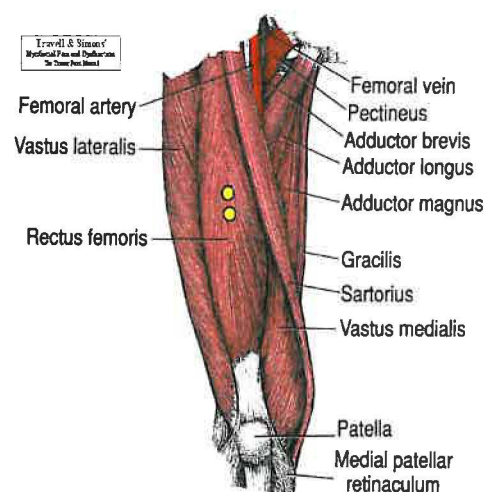


## 2. *Musculus rectus femoris*

Umístění elektrod (dle Travell-Simons´)

Je součástí m. quadriceps femoris. Je to protáhlý vřetenovitý sval, který začíná šlašitě na předním dolním kyčelním trnu a nad acetabulem. Svalové břicho přechází na hluboké straně v aponeurózu, která se zužuje ve šlachu splývající se šlachou m. vastus intermedius. Spolu s ní zabírá do sebe čěšku a jako ligamentum patellae se upína na tuberositas tibiae.

Funkce: Extenze kolenního kloubu, pomocná flexe kyčelního kloubu. Extenzí kolena je sval významným článkem při udržování vzpřímené postavy (posturální sval) uplatňuje se při chůzi a při vstávání ze sedu (Čihák, 2001).



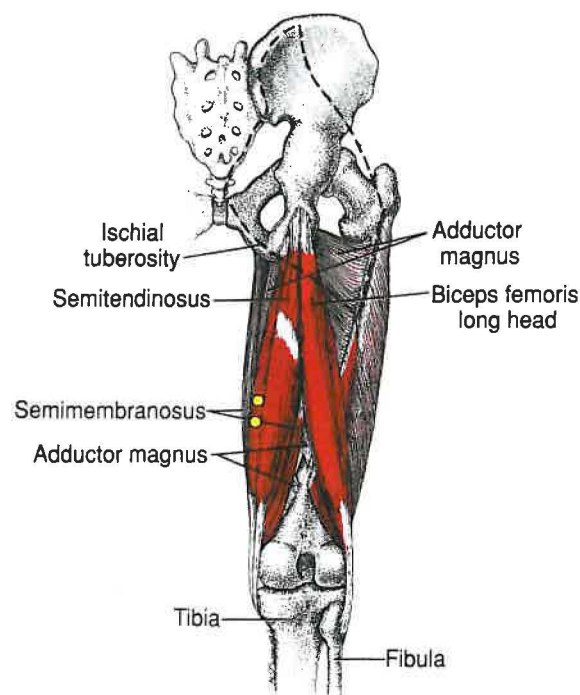
Obr. 18

## 3. *Musculus semimembranosus*

Umístění elektrod (dle Travell-Simons´)

Začíná velkou plochou šlachou od sedacího hrbolu. Oploštělé svalové břicho přechází při kolenním kloubu v silnou šlachu, která míří k tibiální straně proximálního konce tibie a dělí se na tři pruhy. Přední pruh jde pod ligamentum collaterale tibiale a končí v blízkosti drsnatiny holenní kosti, střední pruh se upíná na vnitřní kondyl tibie, zadní pruh přechází v ligamentum popliteum obliquum.

Funkce: Flexe kolenního kloubu, vnitřní rotace bérce při ohnutém kolenu, pomocná extenze a addukce kyčelního kloubu (Čihák, 2001).



Obr. 19

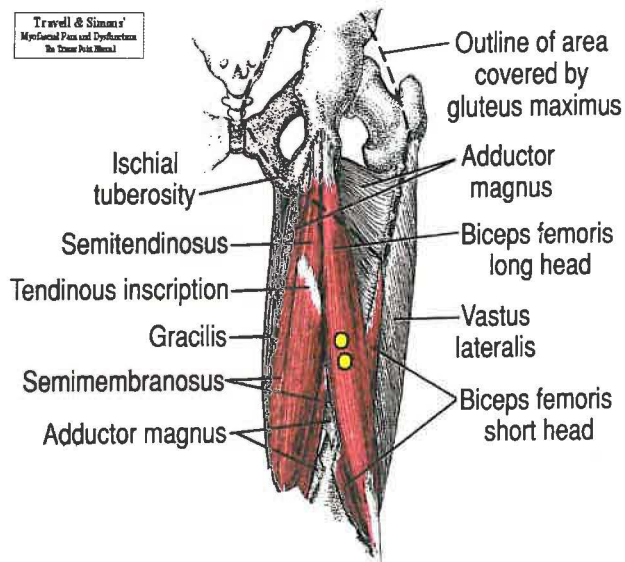


#### 4. *Musculus biceps femoris caput longum*

Začíná na sedacím hrbolu, obě hlavy se spojují ve šlachu, která probíhá podél ligamentum collaterale fibulare na hlavici fibuly. Mezi vazem a šlachou je bursa.

Funkce: Flexe kolenního kloubu, zevní rotace bérce při flektovaném kolenu (Čihák, 2001).

Umístění elektrod (dle Travell-Simons´)



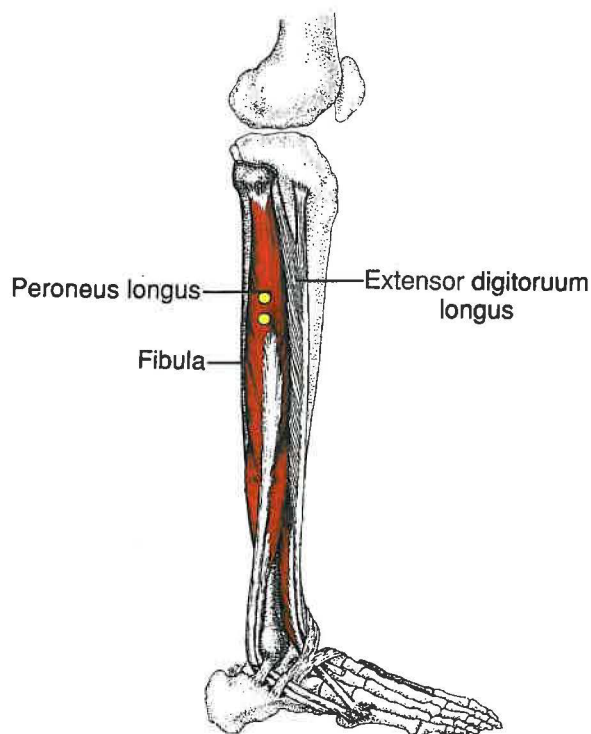
Obr. 20

#### 5. *Musculus peroneus longus*

Začíná na horní polovině fibuly, jeho začátek dosahuje až k hlavici fibuly, sbíhá distálním směrem podél fibuly k zevnímu kotníku, kde je jeho spolu se šlachou *m. peroneus brevis* přidržována vazivovým poutkem (*retinaculum mm. peroneorum superius*), které jde od zevního kotníku na hrbol patní kosti. Šlacha pak míří distálním a fibulárním směrem k zevnímu okraji patní kosti, kde je opět přidržována druhým vazivovým poutkem (*retinaculum mm. peroneorum inferius*), které je připevněno k patní kosti. Dále jde do žlábků na os cuboideum a dále po plantární straně skeletu nohy k úponu *m. tibialis anterior*.

Funkce: Pronace nohy, pomocná plantární flexe a abdukce nohy. Spolu s *m. tibialis anterior* udržuje klenbu nohy. (Čihák, 2001).

Umístění elektrod (dle Travell-Simons´)



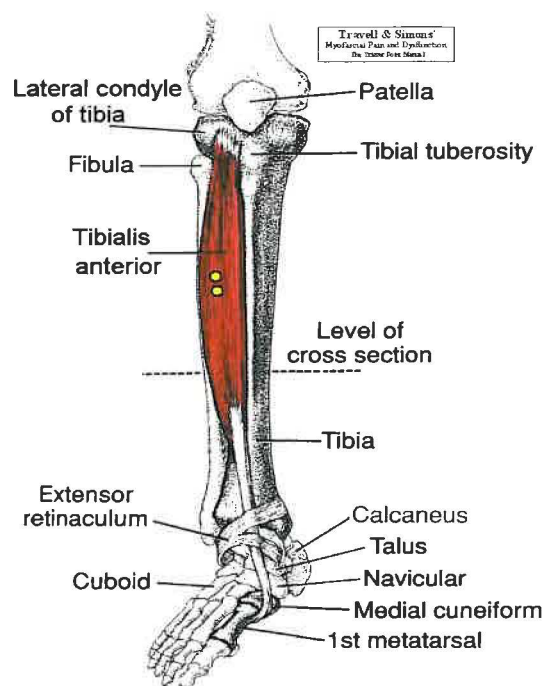
Obr. 21

## 6. *Musculus tibialis anterior*

Umístění elektrod (dle Travell-Simons)

Začíná na zevním okraji tibie, od přilehlé části membrana interossea a pak sestupuje před vnitřním kotníkem pod retinaculum musculorum extensorum k vnitřnímu okraji nohy a kolem něho pod plantu kde se upíná na plantární stranu os cuneiforme mediale a baze 1. metatarzu.

Funkce: Dorzální flexe nohy a vytáčení tibiálního okraje nohy vzhůru – supinaci (Čihák, 2001).



Obr. 22

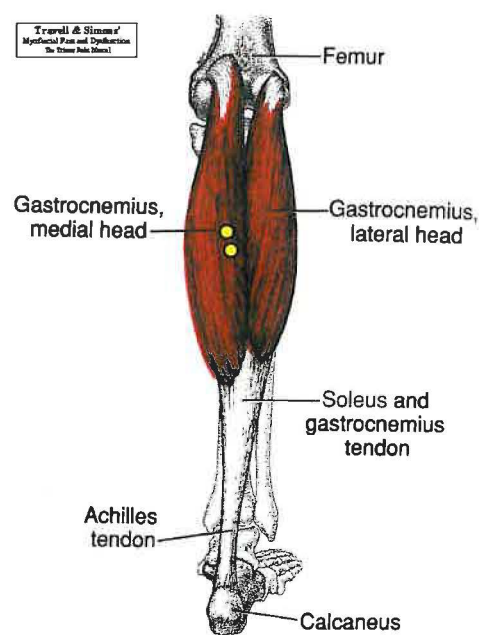
## 7. *Musculus gastrocnemius (caput mediale)*

Umístění elektrod (dle Travell-Simons)

Je součástí m. triceps surae. Začínají od horních okrajů obou kondylů femuru. Masité bříša končí asi v polovině bérce, kde přecházejí v mohutnou plochou Achillovu šlachu, která se upíná na hrbol patní kosti. Vnitřní hlava sestupuje o něco níže. Sval musí vyvinout větší sílu, než je váha těla (až o 20%), protože pracuje přímo proti směru tíže (váha těla při pohybu proti tíži vzrůstá úměrně s rychlostí pohybu vzhledem k tíhovému zrychlení) (Véle, 1997).

Funkce: Plantární flexe nohy, pomocná flexe kolena.

Zdvíhá tělo při chůzi, udržuje správnou pozici bérce vůči noze (posturální sval) (Čihák, 2001).

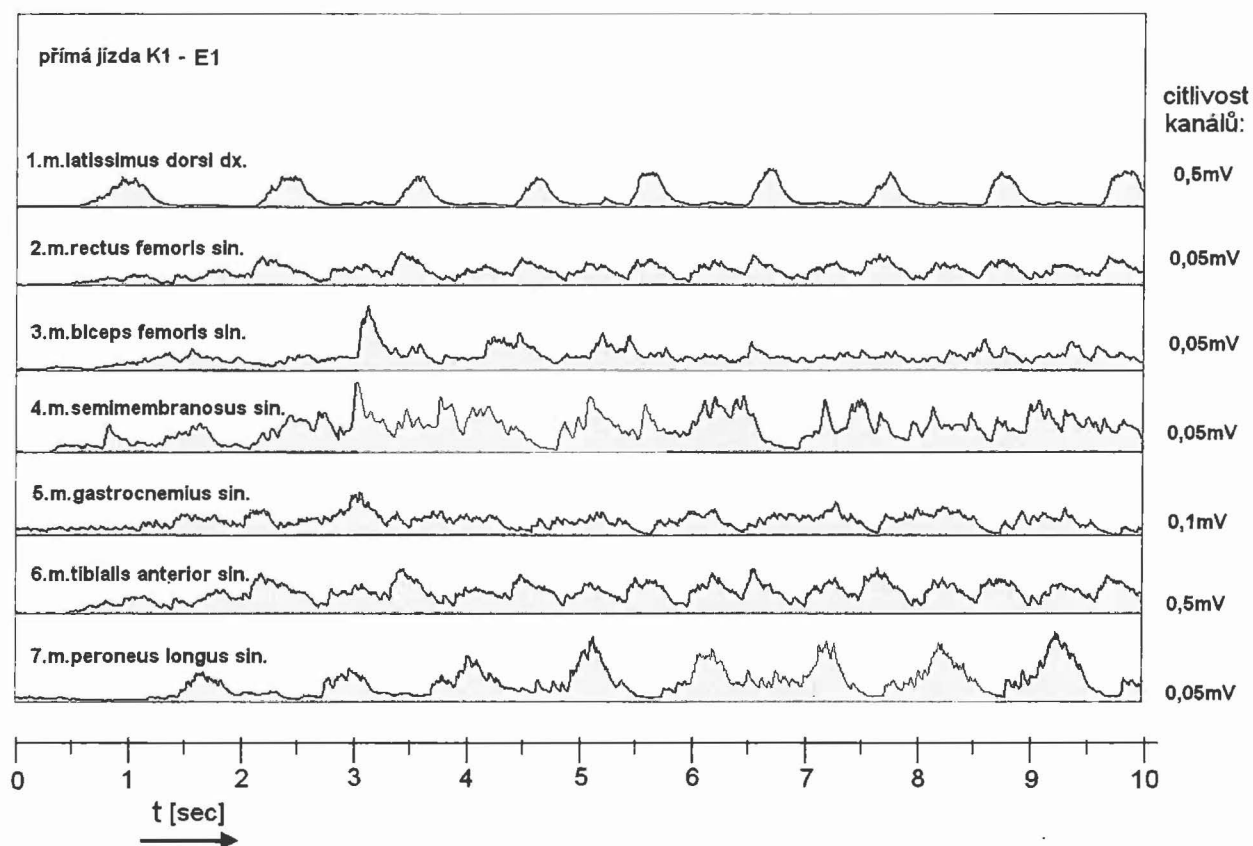


Obr. 23

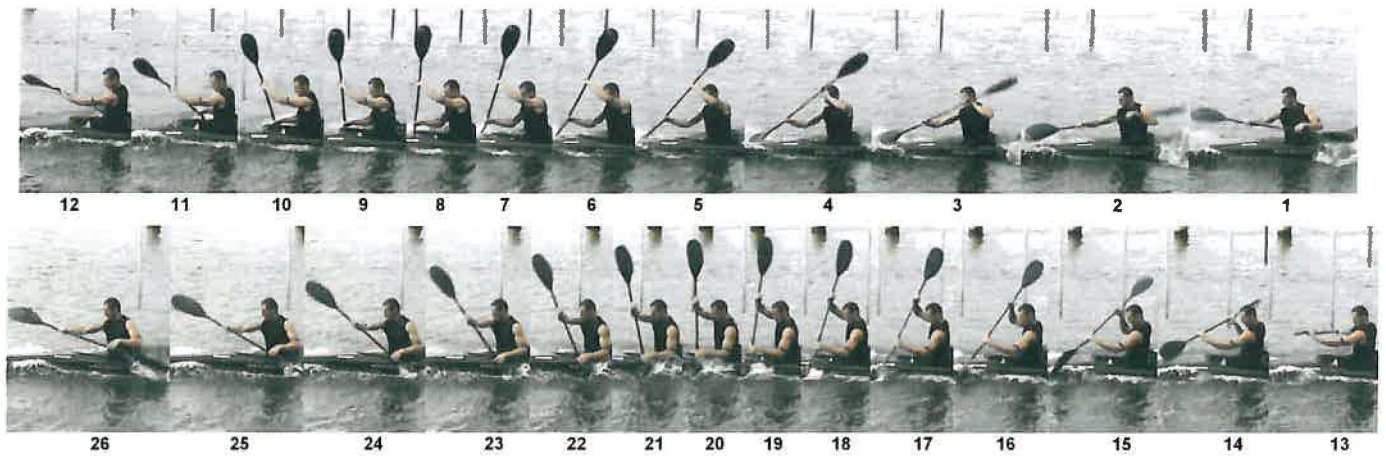
## 8. VÝSLEDKOVÁ ČÁST

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

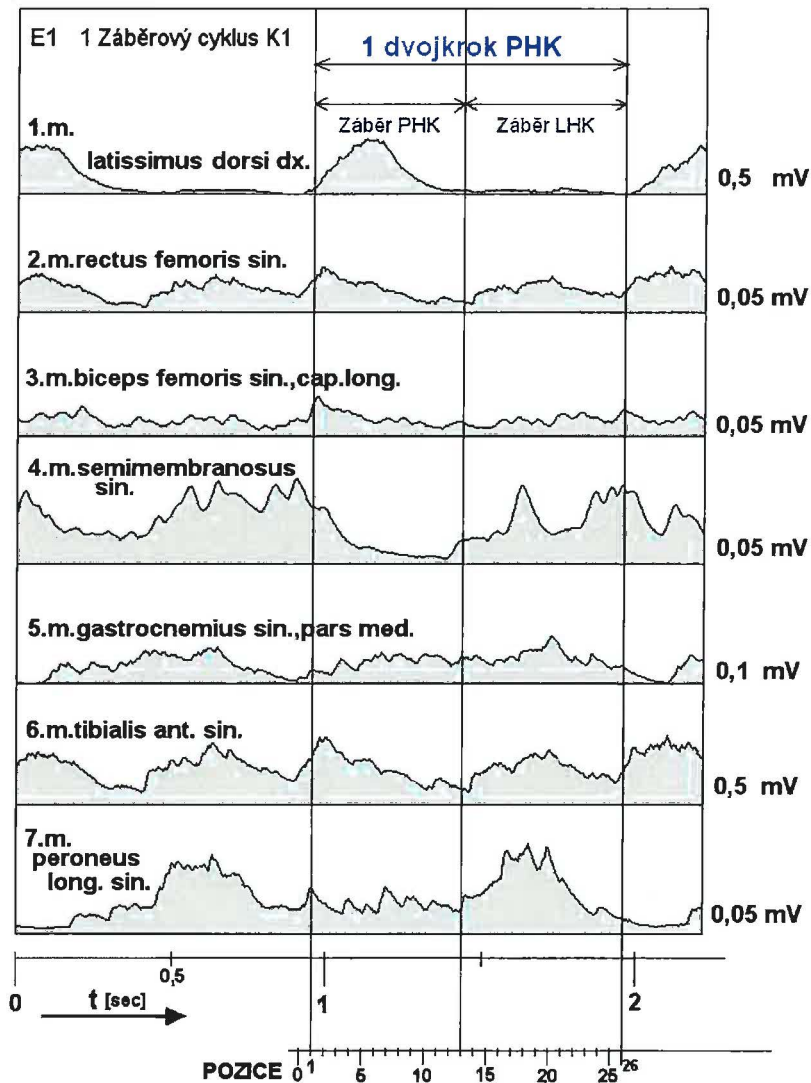
Průběh pohybu při přímém záběru na slalomové lodi je znázorněn na „kinogramu“ na obr. 23. Graf 1 ukazuje PEMG přímého záběru na slalomové lodi. Graf 2 znázorňuje timing aktivity jednotlivých svalů. Na grafu 2 je vyznačen jeden záběrový cyklus „krok“ začínající pravou horní končetinou, to je od přípravy na záběr pravou horní končetinou do dokončení záběru kontralaterální horní končetiny. Pohyb je rozdělen na 26 jednotlivých pohybových sekvencí. Každá sekvence trvá 0,04s . Jeden pohybový cyklus tedy trvá 1,04s. Záběr reprezentuje kontralaterální m. latissimus dorsi (dx.), který je součástí záběrového řetězce na zadní straně trupu.



Graf 1. PEMG rovná jízda K1



Obr. 23 „Kinogram“ rovné jízdy na slalomovém kajaku



Graf 2. Zobrazení timingu jednoho záběrového cyklu na K1



Timing aktivity jednotlivých svalů při jednom záběrovém cyklu je následující (graf č. 2):

1. *Aktivita m. latissimus dorsi dx.* se projevuje již před vlastním zasazením záběru (pozice 1 – 2). Tato aktivita je spojená s polohou paže při zasazení, která je v lehké addukci a uchopení žerdě pádla je ve slabé pronaci. V průběhu tažení zaznamenáváme aktivitu spojenou s extenzí paže a tažením těla za pádlem (pozice 3 – 11). Aktivita odeznívá při fázi vytažení pádla z vody a při přenosu a záběru LHK relaxuje (pozice 12 – 26). Je nejvýznamnějším představitelem extenzorů ramenního kloubu a je tedy hlavním zúčastněným svalem, lokomoční charakter aktivity tohoto svalu je jednoznačný. *M. latissimus dorsi* je součástí dalších svalových řetězců. Je to řetězec záběrový, který vede od hrudníku přes *m. pectoralis major* na humerus a dále přes zádový sval na zadní stranu hrudníku. Dál je součástí řetězce mezi pletencem ramenním a pletencem pánevním. Jeho průběh je od zadní strany humeru přes zádový sval, fascia thoracolumbalis na páteř, crista iliaca druhé strany, fascia glutea přes *m. gluteus maximus*, fascia lata *m. tensor fasciae latae* a končí na fibulární straně kolene (Strnadová, 2004).

2. *Aktivita m. rectus femoris sin.* je viditelná ve dvou aktivačních cyklech během jednoho záběrového cyklu. První je již od začátku záběrového cyklu a trvá po celou dobu záběru až do fáze přenosu kdy dojde k relaxaci (pozice 1 – 11). Druhý nástup aktivity je na začátku kontralaterálního záběru a trvá rovněž až do fáze přenosu (pozice 12 – 26). Aktivita tohoto svalu na levé straně je dle výšky peaku na grafu a rychlosti nástupu větší než při druhostranném záběru. To odpovídá zkříženému charakteru aktivity.

3. *Aktivita m. biceps femoris caput longum sin.* je přítomna během celého záběru, jde spíše o izometrickou kontrakci, pravděpodobně z příčiny nulového rozsahu pohybu.

4. *Aktivita m. semimembranosus sin.* se jeví velmi chaoticky a nelze z ní vystopovat cyklickou závislost k pohybu.

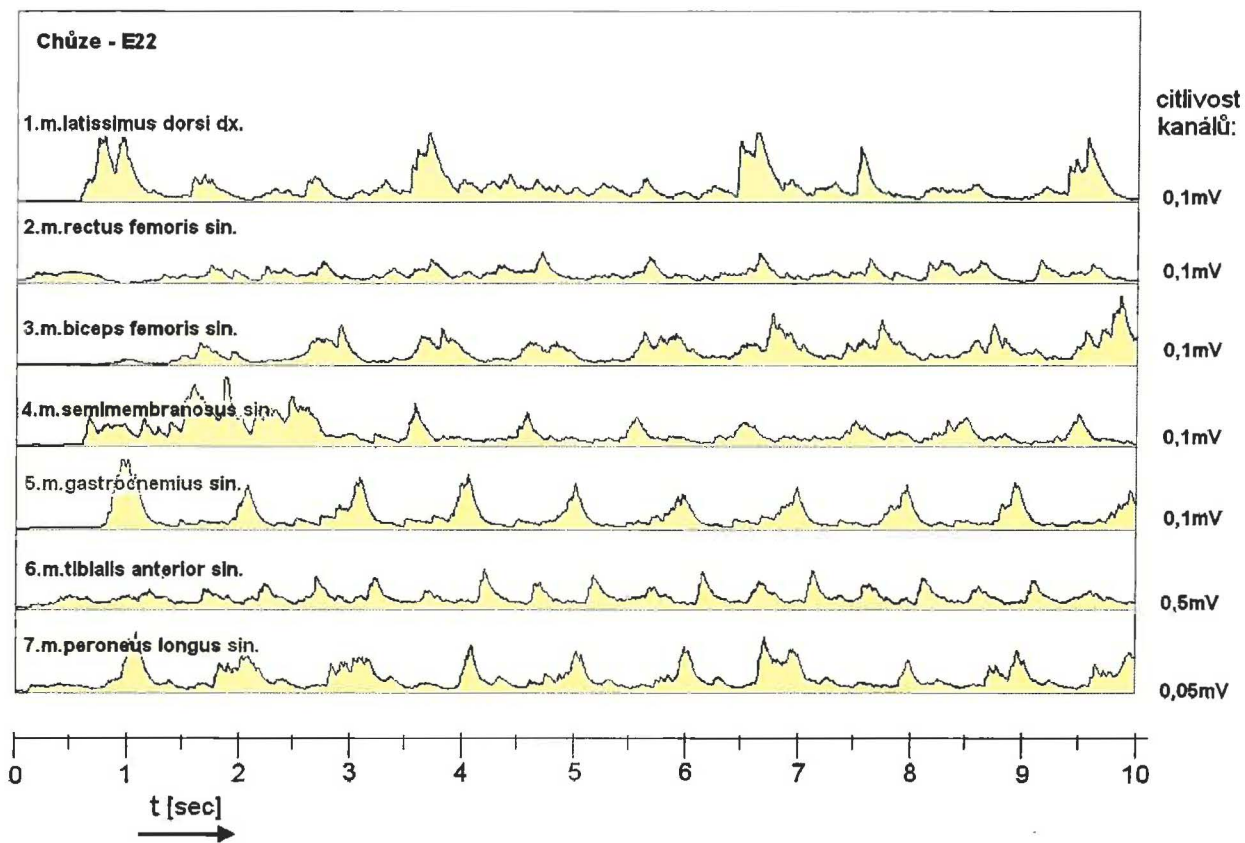
5. *Aktivita m. gastrocnemius sin.* je přítomna během celého záběrového cyklu, pohyb nohy směřuje do plantární flexe s malým rozsahem pohybu cca. 5° a oporou plosky o stupačku lodi. Zajišťuje tím oporu pro lokomoční pohyb lodi vpřed. Z tohoto důvodu se zřejmě zapojuje v celém záběrovém cyklu. Aktivita odeznívá při fázi přenosu na další cyklus, kde předpokládáme aktivizaci druhostranného *m. gastrocnemius*. Při chůzi působí na tento sval gravitace a sval dynamicky dokončuje odraz – viz graf č. 4. Při lokomoci na kajaku sledovaný sval přenáší lokomoční působení na stupačku lodi. Jeho působení je cíleně delší a

plynulé, aby nedošlo k rozhoupání lodi. Toto plynulé působení je výsledkem dlouhodobého tréninku správné techniky záběru vpřed na kajaku.

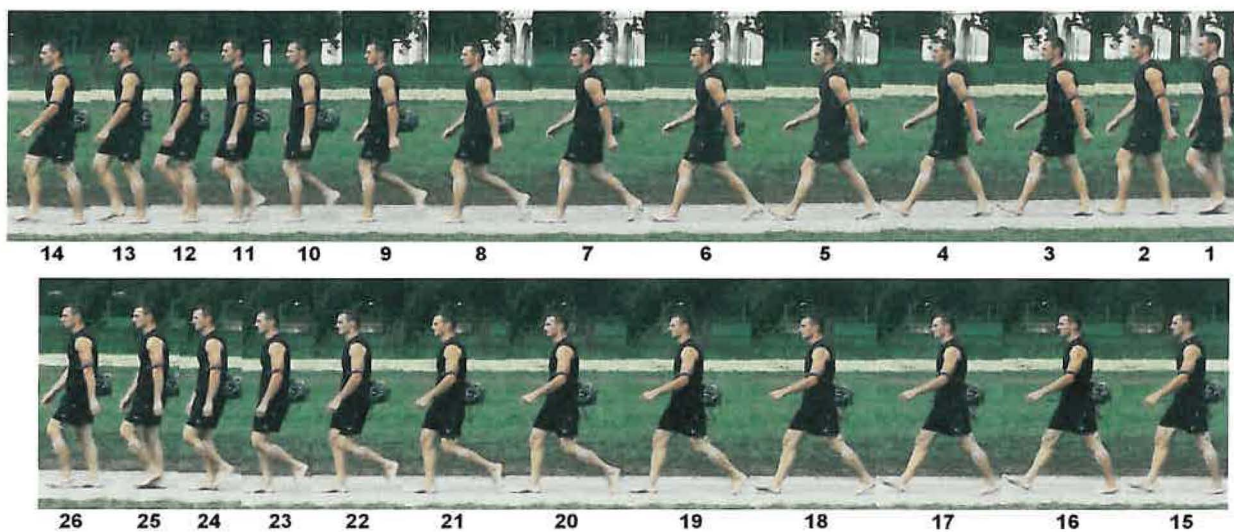
6. *Aktivita m. tibialis anterior sin.* je viditelná ve dvou cyklech během jednoho záběrového cyklu. První aktivita nastupuje při přípravě na záběr, kdy se pravá HK přesouvá do flexe v kloubu ramenním a natahuje se pro záběr (pozice 1 – 11). Během zvyšující se aktivity *m. gastrocnemius caput mediale sin.* tato aktivita postupně odeznívá a opět nastupuje při fázi přenosu na druhostranný záběr. Tato aktivita poukazuje na kokontrakci s *m. gastrocnemius* až do fáze přenosu na další cyklus (pozice 12 – 26). *M. tibialis anterior* a *m. rectus femoris* mají identický průběh timingu svalové aktivity.

7. *Aktivita m. peroneus longus sin.* je na začátku cyklu malá pravděpodobně pro větší důraz pohybu nohy do plantární flexe se supinací což je proti funkci tohoto svalu (pozice 1 - 13), teprve až ve fázi přenosu druhostranného záběru silně narůstá a odeznívá ve fázi vytažení pádla z vody, kdy pracuje v kokontrakci s *m. gastrocnemius* a *m. tibialis anterior* při celé fázi druhostranného záběru až do vytažení pádla z vody, kde dochází k vyrovnávací aktivitě (pozice 14 – 24). *M. peroneus longus* je svázán ve funkčním řetězci s *m. tibialis anterior* se kterým tvoří „třmen“ držící příčnou klenbu.

Průběh pohybu při chůzi je znázorněn na kinogramu na obr. 24. Graf 3 ukazuje PEMG chůze. Graf 2 znázorňuje timing aktivity jednotlivých svalů. Na grafu 2 je vyznačen jeden „dvojkrok“ začínající levou dolní končetinou, to je od flekční fáze levé dolní končetiny do flekční fáze kontralaterální dolní končetiny následujícího cyklu. Pohyb je rozdělen na 26 jednotlivých pohybových sekvencí. Každá sekvence trvá 0,038s . Jeden pohybový cyklus tedy trvá 1s.

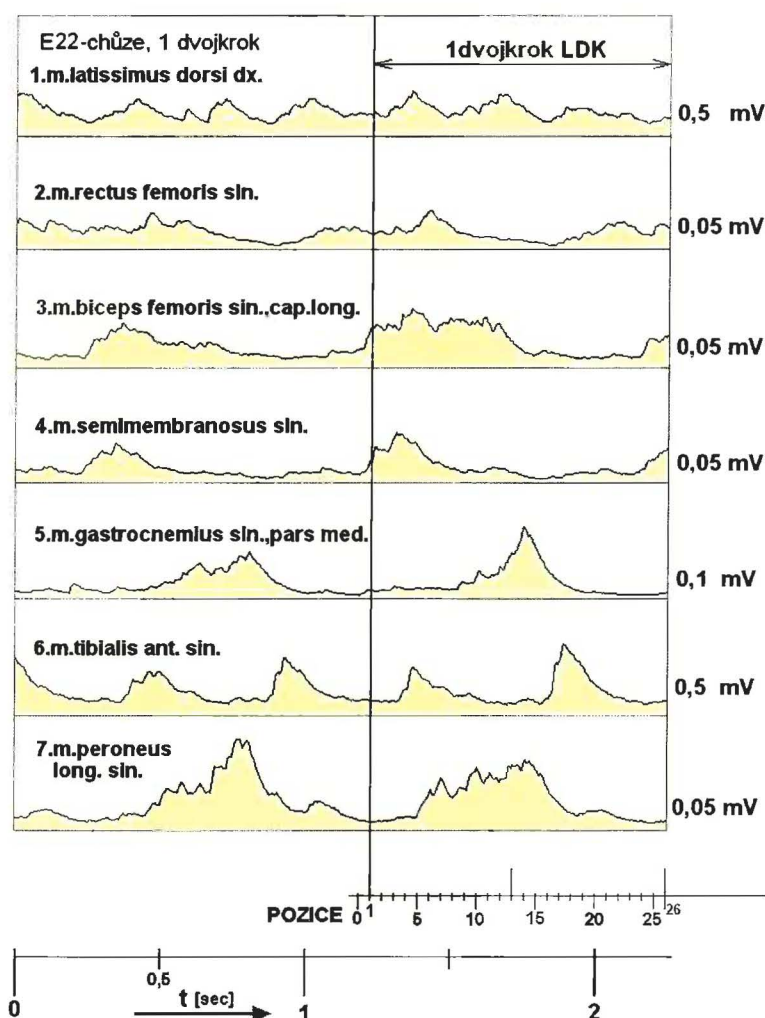


*Graf 3. PEMG chůze*



*Obr. 24 „Kinogram chůze“*





Graf 4. Zobrazení timingu dvojkroku chůze

Timing aktivity jednotlivých svalů při jednom dvojkroku chůze je následující (graf č. 4):

1. Aktivita *m. latissimus dorsi dx.* se projevuje v posturálně pohybovém režimu oproti lokomočnímu při jízdě na slalomové lodi. Slouží jako protisměrný vyrovnávací pohyb oproti druhostranné DK. Jeho aktivita rytmicky nastupuje a klesá v průběhu celého dvojkroku.

2. Aktivita *m. rectus femoris sin.* je viditelná ve dvou aktivačních cyklech během jednoho dvojkroku. První vzestup aktivity je na začátku kročné fáze LDK s maximem ve fázi opory kde pracuje v kokontrakci s ostatními kořenovými svaly (pozice č. 7) LDK a odeznívá ve fázi kdy dochází k extenzi LDK za osu těla. Druhá aktivita nastupuje ve fázi kročné, druhého cyklu (pozice 19 – 26).

3. *Aktivita m. biceps femoris caput longum sin.* nastupuje již ve kročné fázi pozice (1 – 5) s maximem ve fázi stojné (pozice 6 – 15) kde je aktivita v kokontrakci s extenzory kolene které pracují synergisticky na zpevnění kolena a kyčle. Ve fázi kdy je LDK v extenzi relaxuje (pozice 16 – 25).

4. *Aktivita m. semimembranosus sin.* nastupuje ve stejnou dobu jako *m. biceps femoris sin.* v kokontrakci, ale aktivita odeznívá dříve a to ve fázi kdy se těžiště těla dostává před osu stojné DK (pozice 10).

5. *Aktivita m. gastrocnemius sin.* jeho aktivita výrazně stoupá ve fázi opory až do konečné fáze kročné druhostranné DK s maximem ve fázi odrazu LDK (pozice č. 17).

6. *Aktivita m. tibialis anterior sin.* je viditelná ve dvou aktivačních cyklech. První aktivita nastupuje při kročné fázi kde brání přepadnutí špičky (pozice č. 3 - 5) poté aktivita ustupuje a střídá ji kontrakce *m. gastrocnemius* a *m. peroneus longus* a opět nastoupí v konečné fázi odrazu ze stojné DK kde opět střídá ústup aktivity *m. gastrocnemius* a zvedá špičku nohy do další kročné fáze (pozice 17 – 22).

7. *Aktivita m. peroneus longus sin.* jeho aktivita narůstá ve fázi dvojí opory (pozice 6) a odeznívá v konečné fázi stojné kdy se odvíjí pata od země (pozice 18) , kdy pracuje v kokontrakci s *m. gastrocnemius*. *M. peroneus longus* je svázán ve funkčním řetězci s *m. tibialis anterior* se kterým tvoří „třmen“ držící příčnou klenbu.

## 9. DISKUSE

1. Při rovné jízdě na kajaku procházíme jednotlivými polohami, kterým odpovídá zapojení příslušných svalových skupin. Podle Vojty jednotlivé svaly nepracují samostatně, ale jsou sdruženy do svalových řetězců a smyček, dochází k jejich postupnému (synergickému nebo antagonistickému) zapojování v průběhu pohybu a pracují tak funkčně jako komplexní celky. Optimální propojení při sportovním lokomočním pohybu je přítomno např. při sportovním lezení. Při jízdě na kajaku jsme si nebyli jisti do jaké míry ovlivňuje nebo omezuje sed při kterém je kajakář fixován koleny v lodi, toto funkční propojení.

2. Lze uvažovat o uplatnění kvadrupedálního zkříženého lokomočního vzoru. Při záběru se pohybuje záběrová paže vzad a homolaterální dolní končetina přitom tlačí vpřed do opěrky

v lodi a vnitřní částí kolene do paluby lodě. Nezáběrová horní končetina se pohybuje vpřed, zatímco homolaterální dolní končetina zmenšuje svůj tlak na opěrku směrem vzad.

3. Poloha v kyčelních kloubech na kajaku úplně neodpovídá poloze při reflexním plazení, odpovídá spíše chůzi po čtyřech. Zevní rotace a abdukce v kyčelních kloubech je však zachována. Pohyb dolních končetin odpovídající kvadrupedálnímu zkříženému krokovému cyklu je téměř znemožněn pevným sezením a opěrkami v lodi. Tato návaznost musí být rovněž tlumena pro minimalizaci hydrodynamických ztrát vzniklých při příčném či podélném rozhoupání lodi, ke kterému by došlo při pohybech pánve a dolních končetin. Neznamená to však, že je rozbourán krokový cyklus. Svaly m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. rectus femoris vykazují velmi podobný timing nástupu aktivity. M. gastrocnemius se zapojuje během celého záběrového cyklu a to pravděpodobně z důvodu stálé opory o stupačku lodě a tím opory nutné pro pohyb kajaku vpřed. Přenášená síla způsobuje lokomoci celé soustavy kajakář loď vpřed. V akrálních částech působí v podobném směru jako gravitace ve stoji. Není však rovnoměrná. V tomto okamžiku pracuje sval jako při udržování postury ve stoji, při neustálém narušování rovnováhy.

4. Měření bylo provedeno bezdrátovým polyelektromyografickým sledováním. K získání EMG záznamu činnosti vybraných svalů během pádlování na kajaku byly použity povrchové elektrody. Nejsou tak přesné jako elektrody jehlové, ale jejich aplikace nezpůsobuje nociceptivní dráždění, které může mít za důsledek významnou změnu kineziologického obsahu pohybových stereotypů, a nevyžaduje porušení integrity kůže probanda. Nevýhodou je možný posun pokožky a facií po svalech a tím ke zkreslení naměřených údajů. Tuto skutečnost jsme se pokusili eliminovat nalepením elektrod v poloze ve které byly svaly vyšetřovány.

5. EMG měření bylo provedené pouze na jednom závodníkovi. Tato skutečnost by mohla vést k domněnce, že měření není dostatečně objektivní, jelikož nebyla vybrána skupina více závodníků. Uvažujeme, že úroveň jízdy na kajaku na divoké vodě probanda I.P., závodníka na světové úrovni, je sledována ve svém aktuálně nejdokonalejším technickém provedení pod dohledem trenérů reprezentace ČR. Máme tedy k dispozici nejdokonalejší dosažitelnou techniku pohybu při jízdě na divoké vodě v ČR. I přes tuto skutečnost je interindividuální rozptyl výsledků vysoký a to nás opět vede k závěru že jakýkoliv pohybový stereotyp je vysoce individuální a závislý na měnících se podmínkách v tomto případě na vodním prostředí.

6. Určitý nepatrný posun tvarů křivek v průběhu měření mohlo být způsobeno postupným nástupem pevně fixovaného pohybového stereotypu při opakované činnosti. Nejvyšší tvarovou stabilitu křivky vykazuje m. latissimus dorsi dx., reprezentující záběrový řetězec na zadní straně trupu, který je rozhodujícím způsobem zodpovědný za specifickou lokomoci realizovanou přes pletenec ramenní. Negativní vliv únavy je vyloučen pro velmi krátké úseky jízdy.

## 10. ZÁVĚR

Úkol č. 1: vyhledali jsme dostupné informace, týkající se jízdy na kajaku. Využili jsme poznatků z rychlostní kanoistiky a sjezdu na divoké vodě, které se průběhem pohybu shodují s jízdou na slalomovém kajaku. Zároveň byly využity výsledky pilotní studie jízdy na kajaku. Byly uvedeny závěry další formy lokomoce uskutečněné přes pletenec ramenní, při níž kontralaterální m. gluteus medius byl zapojován v režimu zkříženého kvadrupedálního lokomočního vzoru.

V úkolu č. 2 byla jako charakteristický pohybový program pro pletenec pánevní nalezena chůze a pro pletenec ramenní potom reflexní nebo spontánní plazení, které posloužily pro srovnání se sportovní lokomocí.

Úkol č. 3 a 4 : pomocí záznamu PEMG jsme zjistili timing aktivity vybraných svalů při rovné jízdě na slalomovém kajaku a při chůzi.

Úkol č. 5: uvedli jsme a rozebrali naměřené údaje, odečtené ze vzniklých grafů, které byly zpracovány počítačovým programem. Práci jsme doplnili pro lepší názornost obrazovými kinogramy zachycující průběh pohybu. Při chůzi se aktivizace svalů a jejich timing pravidelně cyklicky opakoval v režimu krokového cyklu. Zjistili jsme, že v porovnání přímé jízdy na kajaku s chůzí, se aktivita svalů m. biceps femoris caput longum sin. a m. semimembranosus sin. při jízdě na kajaku nezapojuje ve zkříženém kvadrupedálním lokomočním vzoru pravděpodobně kvůli omezení prostoru kolem pletence pánevního, z toho vyplývajícím omezeným pohybem DKK a polohou v kyčelních kloubech.

V porovnání s chůzí je doba od nástupu aktivity do odeznění aktivity svalstva DKK při rovné jízdě na kajaku delší. Aktivita při jízdě na kajaku narůstá u svalů DKK dříve, a to již před zahájením vlastního záběru. Je to pravděpodobně důsledek velké rotace trupu při přesunu pádla vpřed pro další záběr. Tudíž je nutný protipohyb druhostrannou DK dříve než při chůzi. Jinými slovy – zde se projevuje otevřenost kinetického řetězce HK při chůzi a uzavřenost kinetického řetězce při záběru na kajaku.

Hypotéza č. 1 se potvrdila, během měření byla zjištěna předpokládaná aktivita svalů m. biceps femoris caput longum sin. a m. semimembranosus sin., která nesouhlasí se zkříženým kvadrupedálním lokomočním vzorem. Viz. příloha č. 2 – 15.

Hypotéza č. 2 se potvrdila, timing aktivity svalů při rovné jízdě na slalomovém kajaku je velmi podobný timingu nástupu aktivity svalů při chůzi. A to v oblastech DK, která není omezena kontaktem se sedačkou lodi.

Z výsledků práce vyplývá, že práce svalových skupin na DKK při záběru vpřed na slalomovém kajaku má charakter zkřížené kvadrupedální lokomoce. Charakter práce svalů DKK při jízdě na kajaku je výrazně jiný oproti fázické práci svalů DKK při chůzi. Na horních končetinách je tato skutečnost pravděpodobně opačná. V porovnání s chůzí je aktivita svalů na dolních končetinách spíše charakteru izometrické kontrakce pravděpodobně z důvodu omezení materiálem a sedem, ale přes veškerá tato omezení, se zkřížený kvadrupedální cyklus při této činnosti uplatňuje, i když v neúplné formě. Skutečnost proč neprobíhá tento vzor ve všech svalech kolem pletence pánevního by měla být předmětem dalšího zkoumání. Nepatrný posun tvarů křivek v průběhu měření mohlo být způsobeno postupným nástupem pevně fixovaného pohybového stereotypu při opakované činnosti. Domníváme se, že pro potvrzení našeho závěru by bylo vhodné vyšetřit statisticky významný soubor probandů, což bylo organizačně nad možnosti výzkumu.

Při jízdě na kajaku obecně se však jedná o lokomoční charakter práce, který je organizován ve zkříženém kvadrupedálním lokomočním vzoru. Získaný poznatek bude možné využít v tréninku vrcholových sportovců k doplnění didaktických postupů při výuce jízdy na kajaku i ve výrobě nových typů sportovních pomůcek. Principy vývojové kineziologie tak budou aplikovány do oblasti sportu, což by mělo vést k redukci počtu zdravotních komplikací, stejně tak jako ke zvýšení výkonnosti kajakářů různých úrovní a disciplín.

## 11. SEZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH CITACÍ

- BÍLÝ, M.: Rigorózní práce: *Komplexní analýza techniky pádlování a jízdy na divoké vodě*. Praha: UK FTVS, 2002.
- BÍLÝ, M., KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P.: *Kanoistika*. Praha: Karolinum, 2000.
- BÍLÝ M., KRAČMAR B., NOVOTNÝ P. *Kanoistika*. Praha: Grada Publishing, s r o. 2001.
- BÍLÝ, M.: Rigorózní práce: *Komplexní analýza techniky pádlování a jízdy na divoké vodě*. UK FTVS, Praha 2002. 77 s.
- CIBULČÍK, F., ŠÓTH, J.: *Základná příručka elektromyografických technik EMG atlas*. Martin: Osveta, 1998.
- ČIHÁK, R.: *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing, 2001.
- DE LUCA, CJ. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve* 1993, 16 (2), s. 210-216.
- DUFEK, J. *Elektromyografie*. Učební text. Brno: IDVPZ, 1995.
- DYLEVSKÝ, I., *Kineziologie*. Praha: Alberta s.r.o., 1994
- HROMÁDKOVÁ, J. *Fyzioterapie*. Jinočany: H & H Vyšehradská s.r.o., 2002, s. 400 – 409.
- JANDA, V.: *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků v Brně, 1984.
- JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VÉLE, F.: *Funkce hybného systému*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1966.
- KARAS, V., OTÁHAL, S. *Úvod do biomechaniky svalové činnosti při tělesném pohybu člověka*. Praha : SPN, 1972, s. 103-130.
- KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P. *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha: SPN, 1990, s. 147-150.
- KNEBEL, R. Metodická příručka: *Problematika jízdy na sjezdovém kajaku*. Olomouc: ČSK, 2000. 32 s.
- KOLÁŘ, P. Vývojová kineziologie. Přednáška. 1. LF Praha, 11. 5. 2005.
- KOLÁŘ, P.: Habilitační práce: *Senzomotorická diagnostika u bolestí zad a kořenových syndromů L a SI*. Praha: UK FTVS, 1996.
- KOLÁŘ, P.: Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č. 4, s. 142 – 147.
- KOLÁŘ, P.: The sensomotor nature of postural functions. Its fundamental role in rehabilitation on the motor system. *The Journal of Orthopedical Medicine*, 1999, č.2, s. 40 – 45.

- KOLÁŘ, P.: Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 4, s. 152 – 164.
- KRAČMAR, B. Exploitation of reflexive locomotion theory by qualitative analysis of sports activity. *Acta Universitatis Carolinae Kinantropologica*. Vol. 37, 2 – 2001, s. 38 – 46.
- KRAČMAR, B. Funkční centrace kloubů při nastavení výchozí polohy při nácviku oblouků na lyžích. *Česká kinantropologie* 2002, č. 1, s. 74 – 92.
- KRAČMAR, B. Pohybové vzorce reflexní lokomoce ve sportovní pohybové činnosti. In: *Sborník XII. konference společnosti rehabilitační a fyzikální medicíny*. Jáchymov: 2001.
- KRAČMAR, B. Svalové skupiny, zapojené při provádění vybraného prvku na kajaku na divoké vodě. *Telesná výchova a šport* 2001, č. 3, s. 26 – 32.
- KRAČMAR, B. Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti. In: *Sborník příspěvků mezinárodní konference Pohyb a zdraví*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2001, s. 296 –300.
- KRAČMAR, B. Vyšetření hlavních svalových skupin zapojených při provádění vybraného prvku na kajaku při slalomu na divoké vodě. In: *Sborník příspěvků národní konference Sport v České republice na začátku nového tisíciletí*. Díl 1. Praha: UK FTVS, 2001, s. 164-168.
- KRAČMAR, B.: Habilitační práce: *Kineziologická analýza sportovního pohybu: Studie lokomočního pohybu při jízdě na kajaku*. Praha: UK FTVS, 2002.
- KRAČMAR, B.: Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti. *Rehabilitácia*, 2001, č. 3, s. 157 – 170.
- KRAČMAR, B.: Ontogenetický pohybový vzor ve sportovním lezení. *Sborník příspěvků Pohybové aktivity jako prostředek ovlivňování člověka*. Praha: UK FTVS, 2003, s. 154 – 157.
- KRÁLÍČEK, P.: *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum, 1995.
- LÁNIK, V. *Kineziológia*. Martin: Osveta, 1990.
- LEWIT, K.: Některá zřetězení funkčních poruch ve světle koaktivních svalových vzorců na základě vývojové neurologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č. 4, s. 148 – 151.
- PAUCH, Z.: Analýza Parkinsonské chůze jako východisko pro reedukaci lokomoce.
- PRSKAVEC, J. Diplomová práce: *Vodní slalom. Technika jízdy na kajaku*. Praha: UK FTVS, 2001. 25 s.
- RASH, G. S. *Electromyography Fundamentals* [online]. 1995. [cit. 2000-05-07]. Dostupné na Internetu <<http://www.gcmas.org/>>.



- RODOVÁ D., MAYER M., JANURA M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabil. Fyz. Lék.* 2001, č. 4, s. 173-177.
- RODOVÁ D. Vztah mezi elektromyografickým signálem a silou. *Fyzioterapie* 2001, č. 1, s.2.
- ROHAN, J.: Diplomová práce: *Přímý záběr na C1*. Praha: UK FTVS, 1991.
- SCHUMANN, N. P., SCOLLE, H. Ch., ANDERS, Ch. Die Frequenzanalyse als quantitatives Hilfsmittel bei der EMG-Analyse. In *EMG Meeting 94 - Beilage*. Berlin, 1994.
- STECENKO, Ju. N.a kol. *Obecná charakteristika záběrového cyklu*. In: Sborník specializovaných překladů. Kanoistika. Praha: Olympia, 1987. s. 21 – 39.
- SIMONS, D. G.: *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual. Vol. 1*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1999.
- STRNADOVÁ, M. *Analýza zapojování svalových řetězců při záběru vpřed na kajaku ve sjezdu na divoké vodě*. Diplomová práce. Praha, FTVS UK, 2004
- SVATOŠ, J.: *Biologické signály. 2. vydání*. Praha: ČVUT, 1998.
- TROJAN, S.: *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 1999.
- TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J. *Centrální mechanismy řízení motoriky*. Praha: Avicenum, 1992.
- VACKOVÁ, P. Diplomová práce: *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Praha: FTVS UK, 2004.
- VÉLE, F.: *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995.
- VÉLE, F.: *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997.
- VOJTA, V.: *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada, 1993.
- VOJTA, V., PETERS, A.: *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing, 1995.
- WOZNIAK, K. H. a kol., *Technika v rychlostní kanoistice*. Sborník specializovaných překladů. Kanoistika č. 1, str. 7, Praha: Olympia, 1981
- ZWIECK, E. B., KONRAD, P. EMG Fibel. In *EMG Meeting 94 - Beilage*. Berlin, 1994.

OSTATNÍ ZDROJE:

<http://www.delsys.com/>

<http://biomech.ftvs.cuni.cz/abstbiom/abstrakt/vareka.htm>

<http://www.neurol.cz/info/emg.htm>

<http://risc.upol.cz>

[www.kanoekayak.com](http://www.kanoekayak.com)

[www.kanoe.cz](http://www.kanoe.cz)

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

CNS	.....	Centrální nervová soustava
Cap.	.....	Caput
DK.	.....	Dolní končetina
DKK	.....	Dolní končetiny
Dx.	.....	Dextra
EMG	.....	Elektromyografie
HK	.....	Horní končetina
HKK	.....	Horní končetiny
LDK	.....	Levá dolní končetina
m.	.....	Musculus
PDK	.....	Pravá dolní končetina
PEMG	.....	Povrchová elektromyografie
SEMG	.....	Surface electromyography
Sin.	.....	Sinistra
Tzn.	.....	To znamená
Tzv.	.....	Tak zvaně

Soukromé zdravotnické zařízení s výukou  
fyzioterapeutů FTVS Univerzity Karlovy v Praze

### Kineziologický rozbor

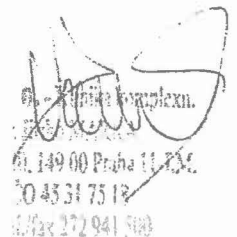
Středně vysoká postava atletického habitu bez známek nadváhy, svalově velmi dobře vybaven. Osa páteře ve frontální rovině vykazuje dextroskoliozu v úseku bederní s kompenzací v úseku hrudní páteře. Celkově kompenzováno, bez váhového rozdílu na dvou vahách. V sagitální rovině je mírné zvětšení hradní kyfozy. Nosné klouby dolních končetin nevykazují žádné abnormality, stereotyp extenze kyčelního kloubu bilat symetrický, iniciován kontrakcí m. gluteus maximus. Stereotyp abdukce ramenních kloubů rovněž bez pozoruhodností a odchylek.

Hluboký stabilizační systém vykazuje jen zcela diskrétní oslabení v oblasti břišních svalů, ale již při drobnější zátěži jako je stoj na jedné dolní končetině se zapojuje a jeho funkce je plně zachována a dostatečná.

Pravá dolní končetina má lehce nestabilní plosku nohy během chůze, tato nestabilita je ještě patrná v oblasti kolenního kloubu, kde dochází k jeho vnitřní rotaci.

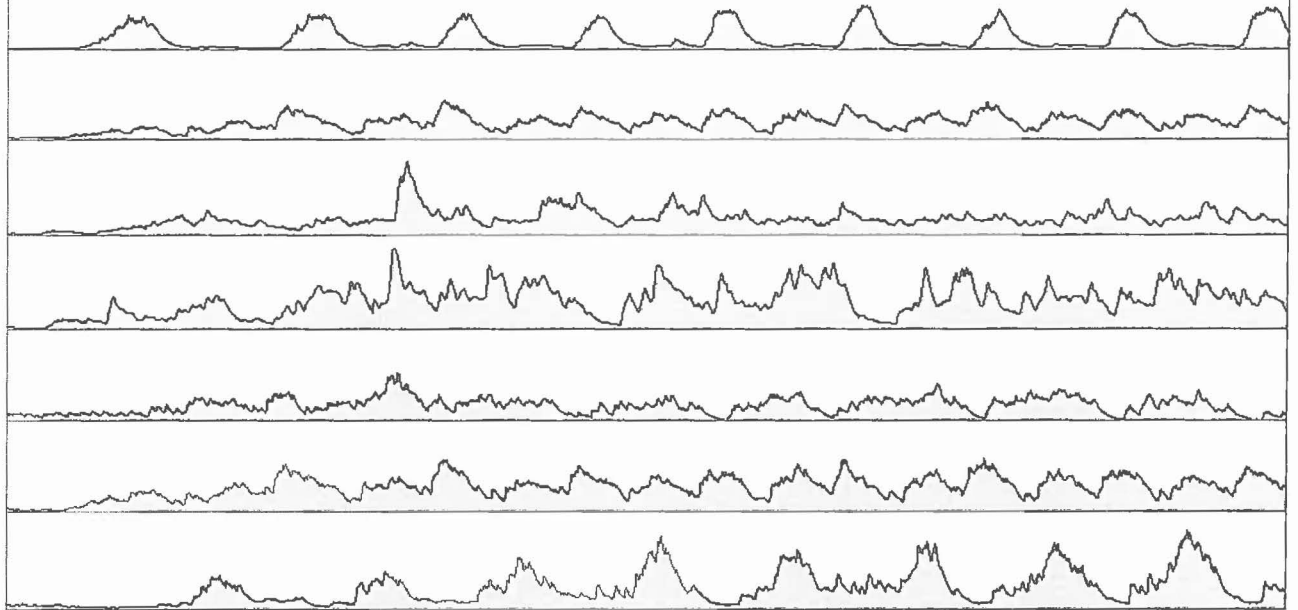
Dechová mechanika je omezena v oblasti dolních žebber, jinak uspokojivá. K

Zpracoval: Tomáš Dvořák DiS.



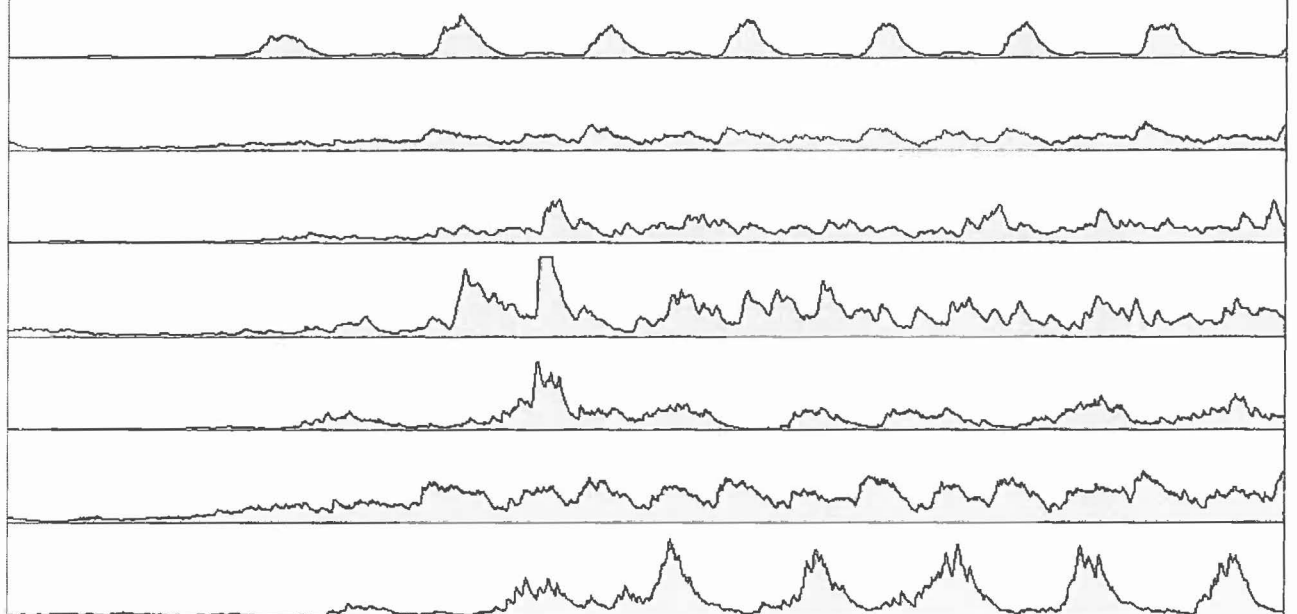
**K1 rovná jízda - E1**

**Příloha 2**



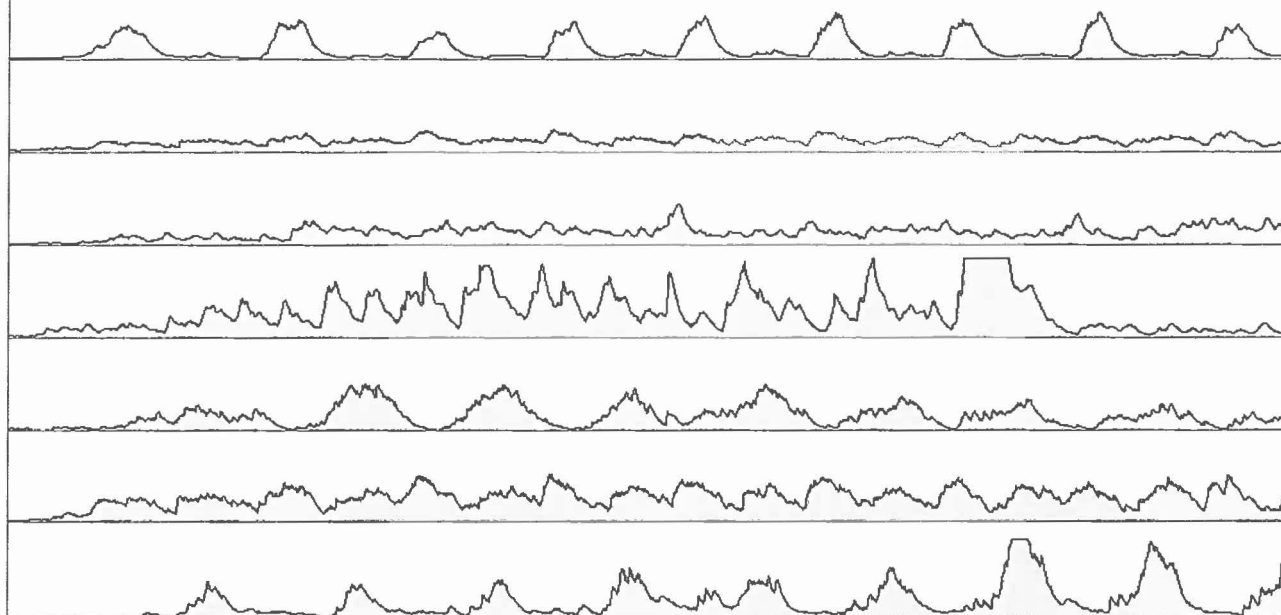
**K1 rovná jízda - E2**

**Příloha 3**



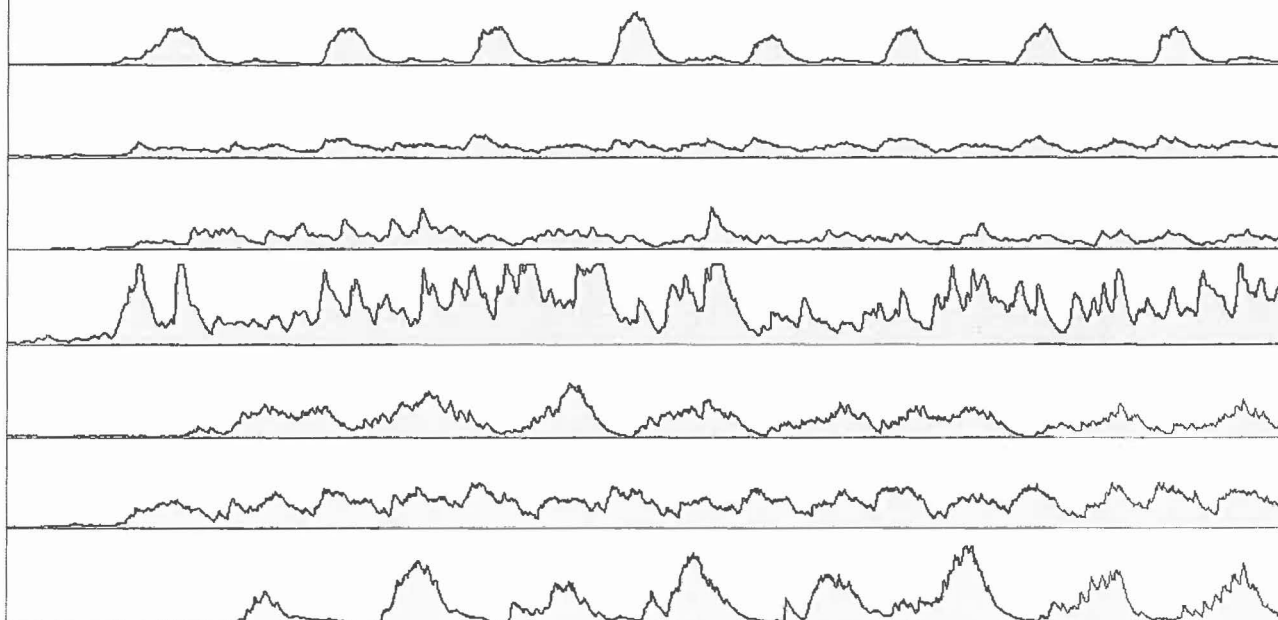
K1 rovná jízda - E3

Příloha 4



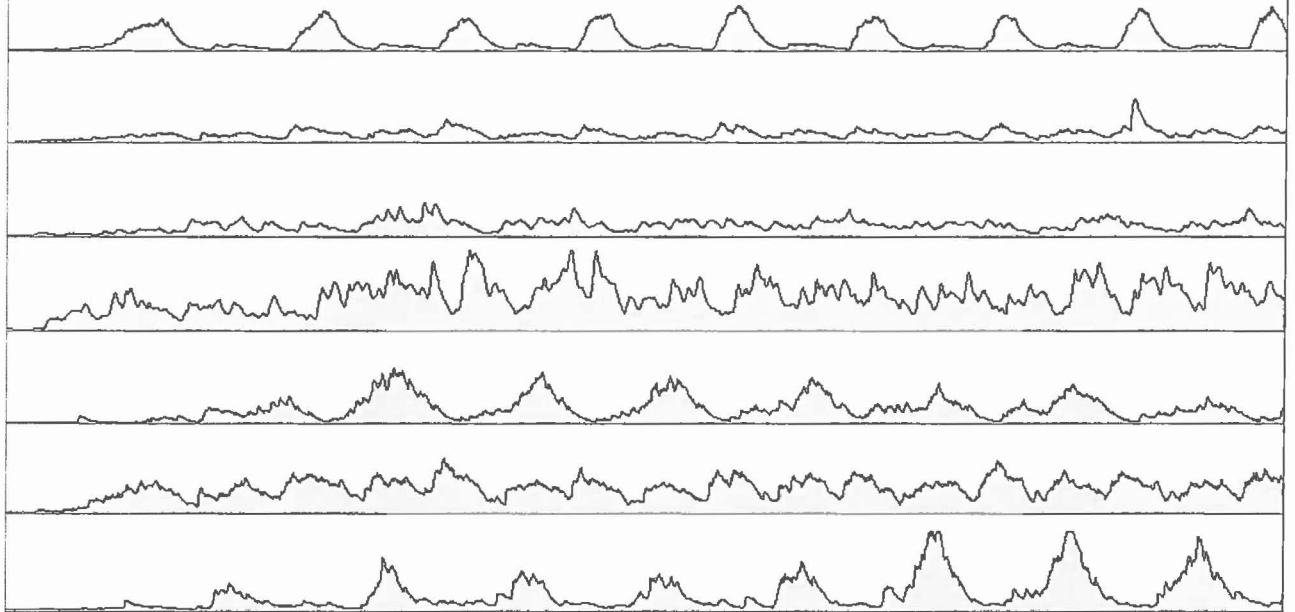
K1 rovná jízda - E4

Příloha 5



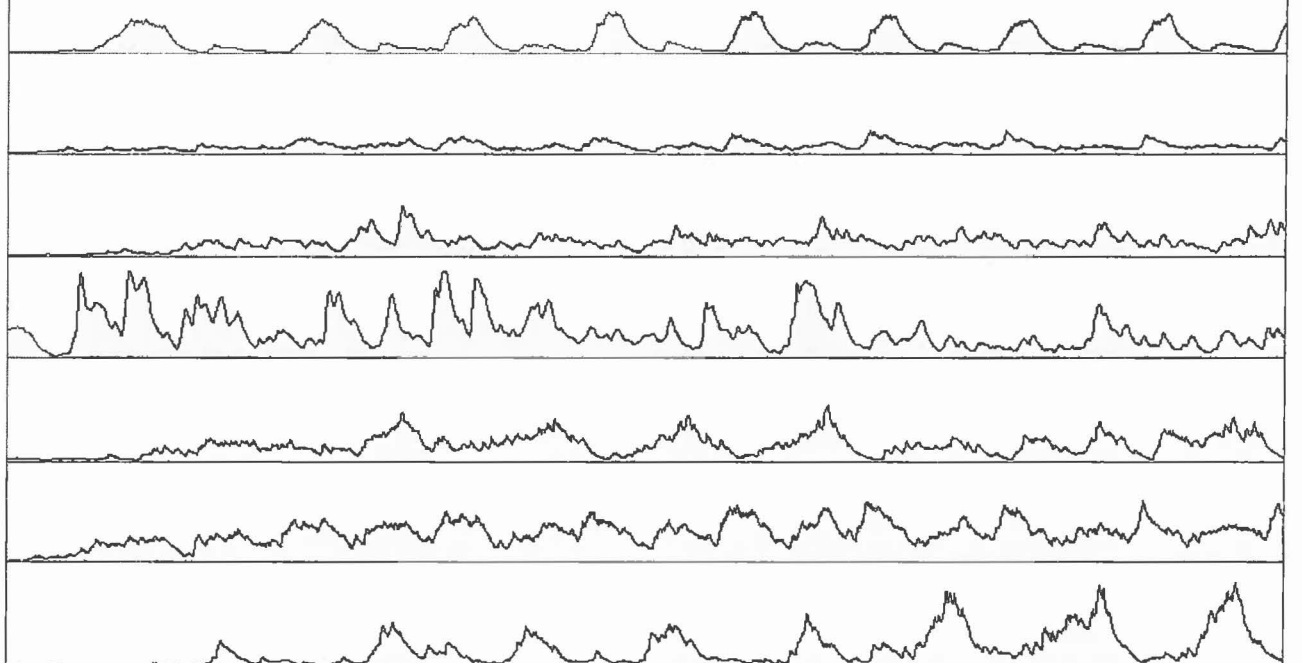
**K1 rovná jízda - E5**

**Příloha 6**



**K1 rovná jízda - E6**

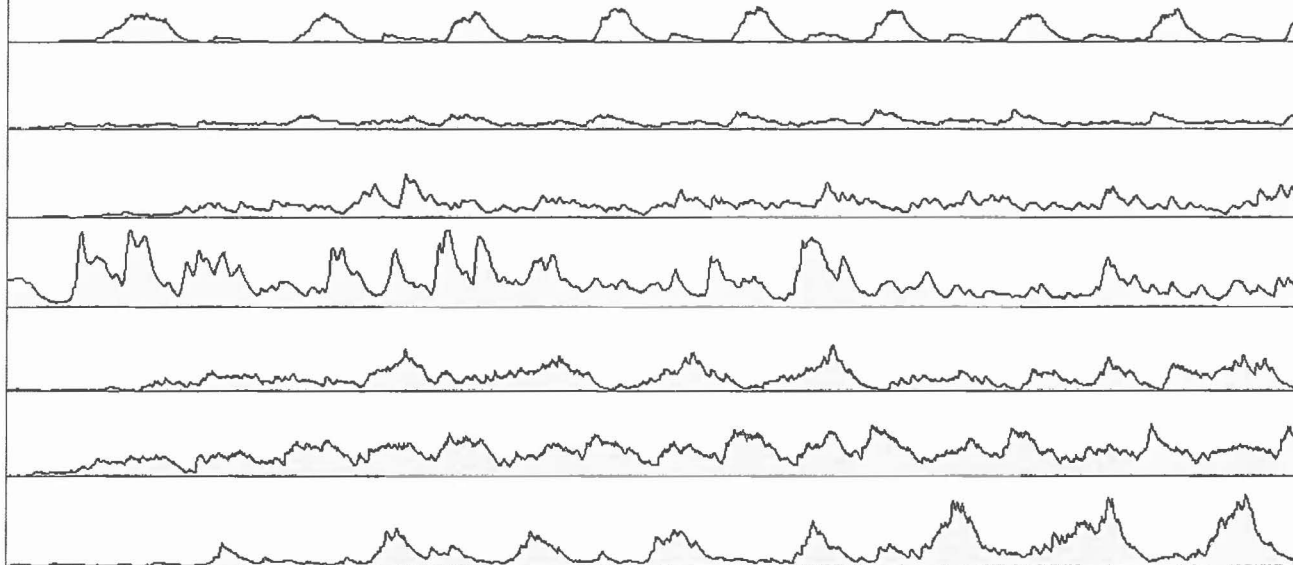
**Příloha 7**





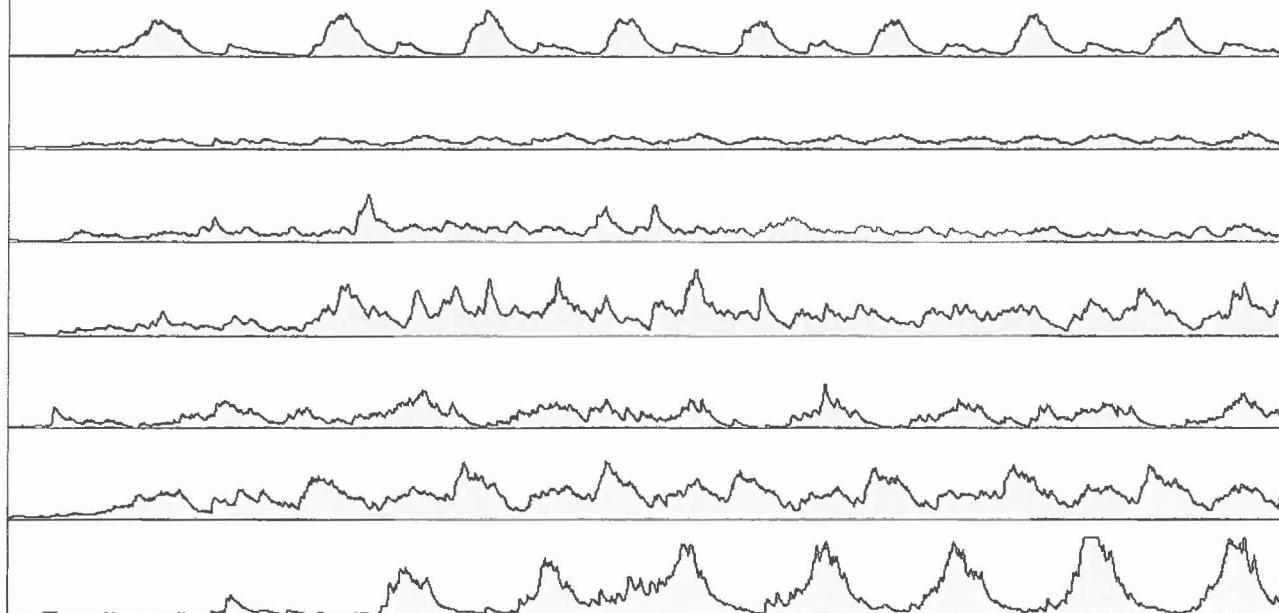
**K1 rovná jízda - E7**

**Příloha 8**



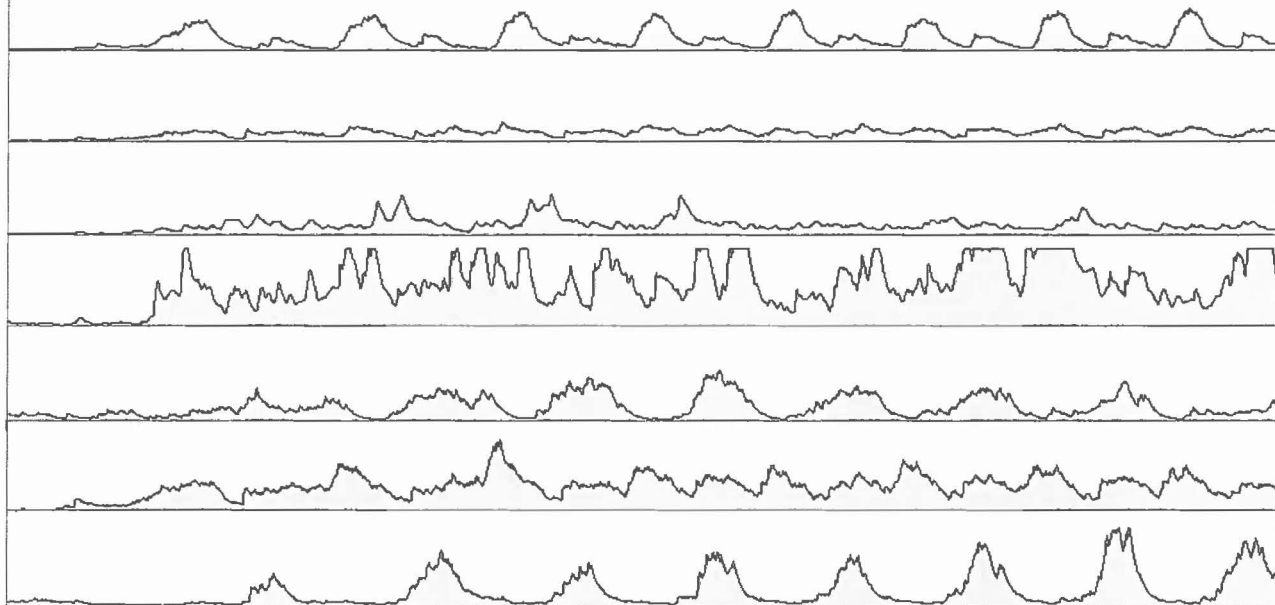
**K1 rovná jízda - E8**

**Příloha 9**



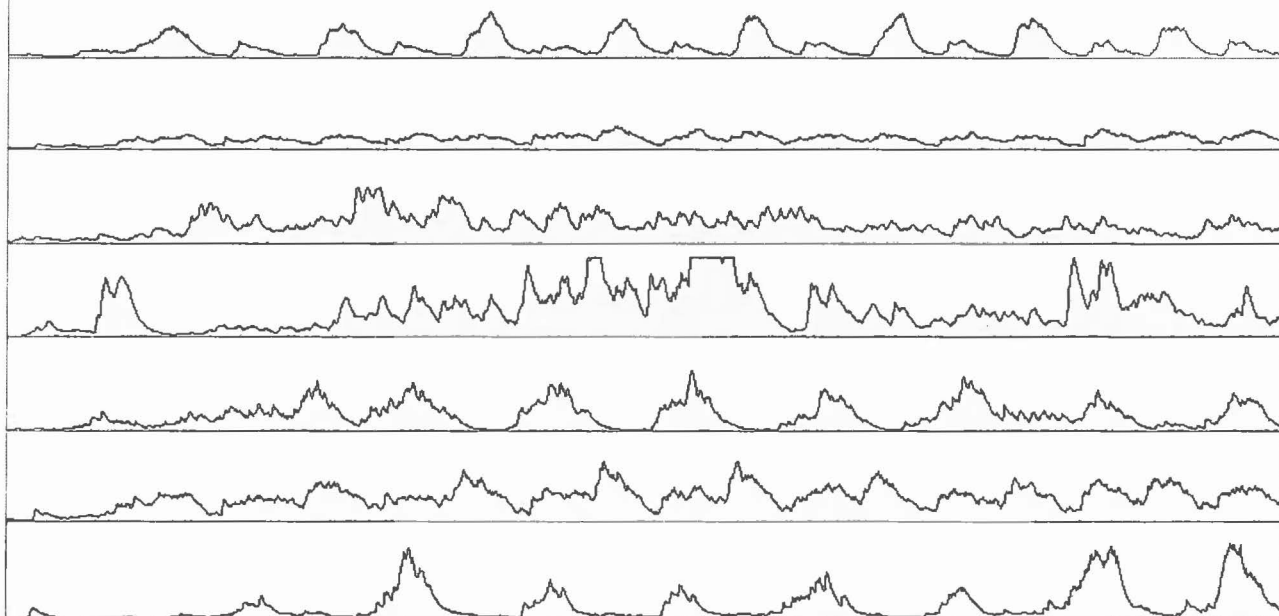
**K1 rovná jízda - E9**

**Příloha 10**



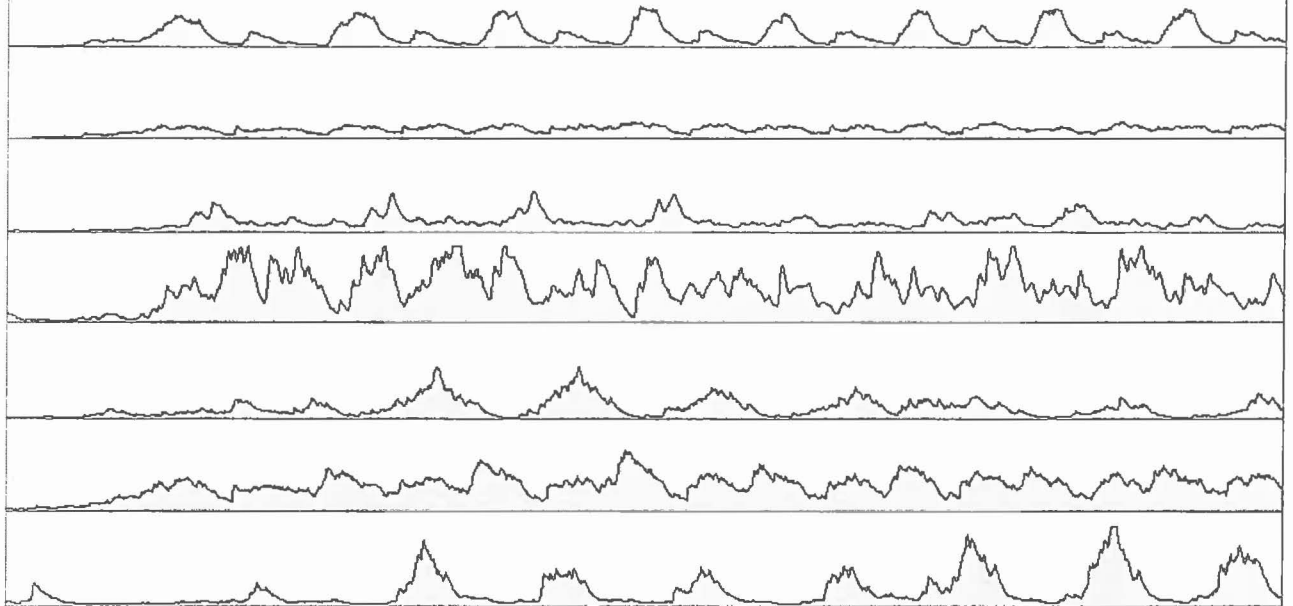
**K1 rovná jízda - E10**

**Příloha 11**



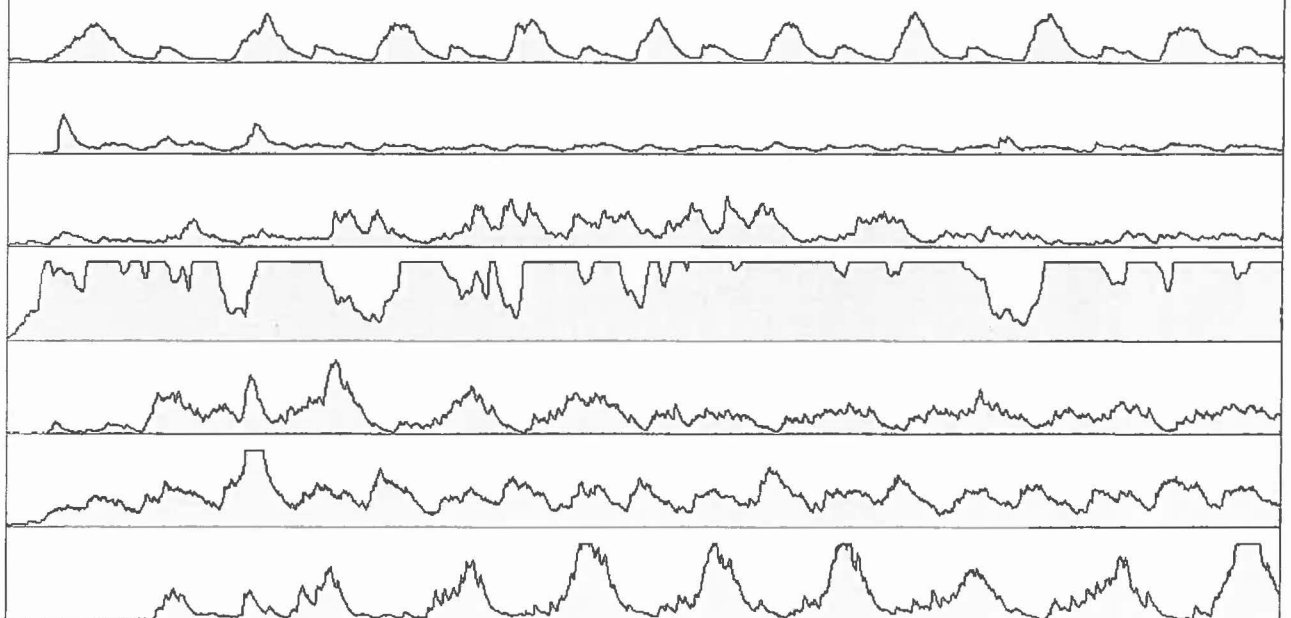
**K1 rovná jízda - E11**

**Příloha 12**



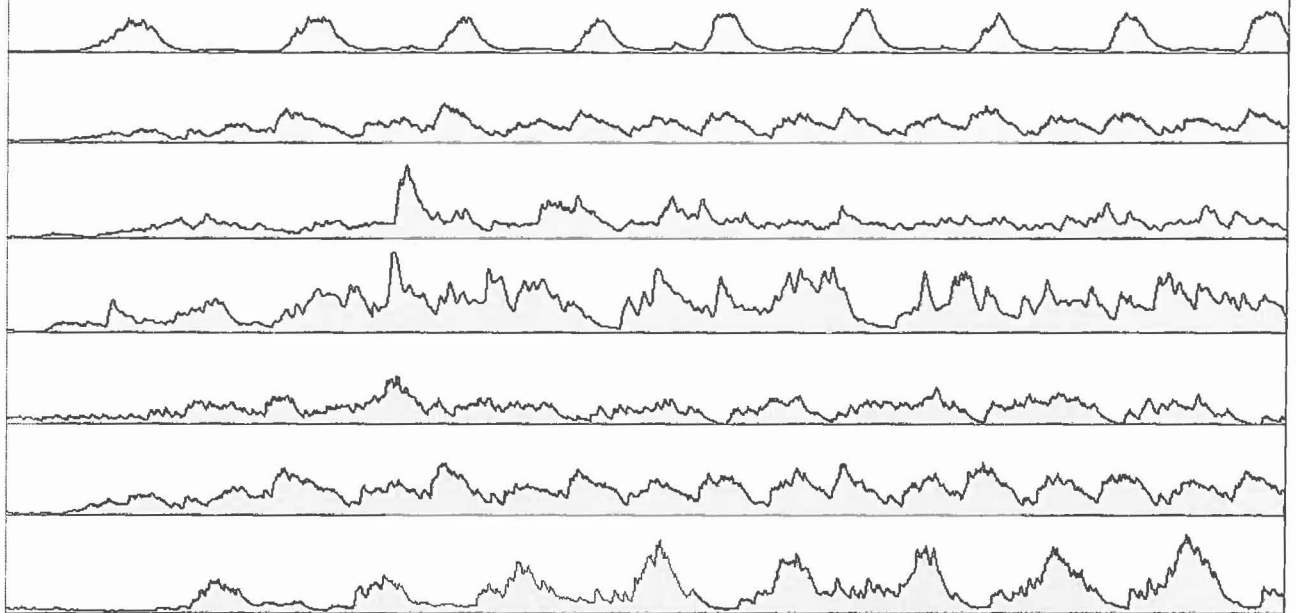
**K1 rovná jízda - E12**

**Příloha 13**



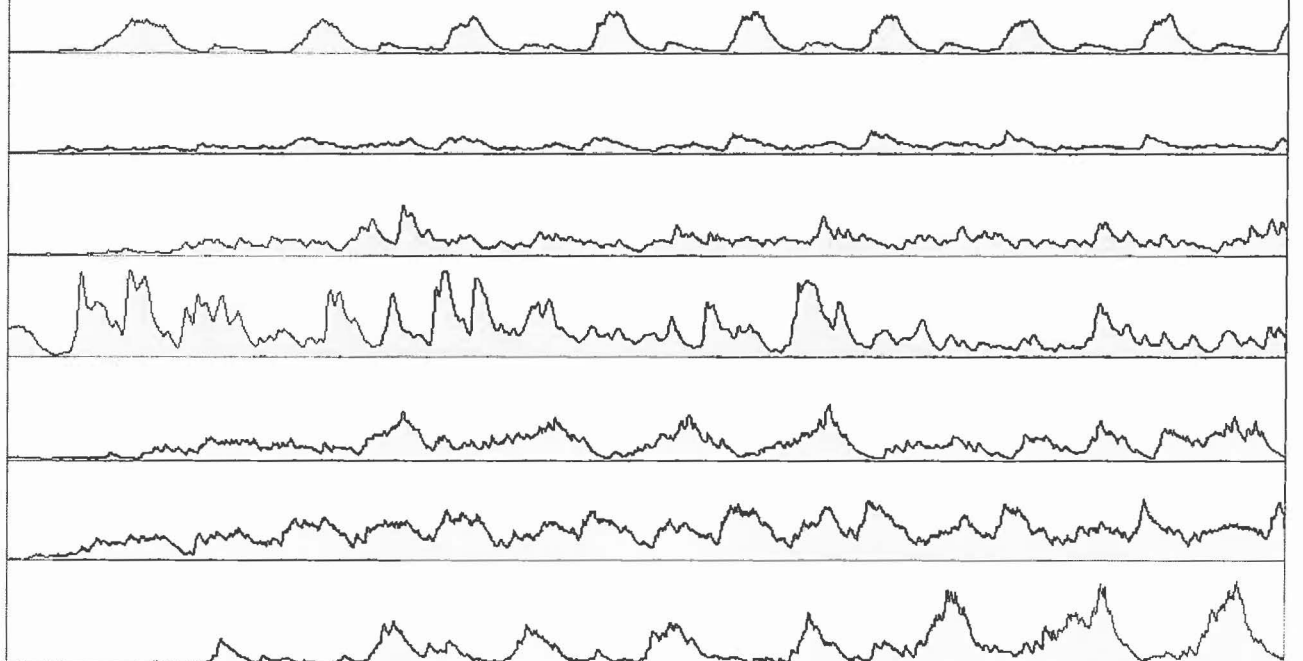
**K1 rovná jízda - E13**

**Příloha 14**



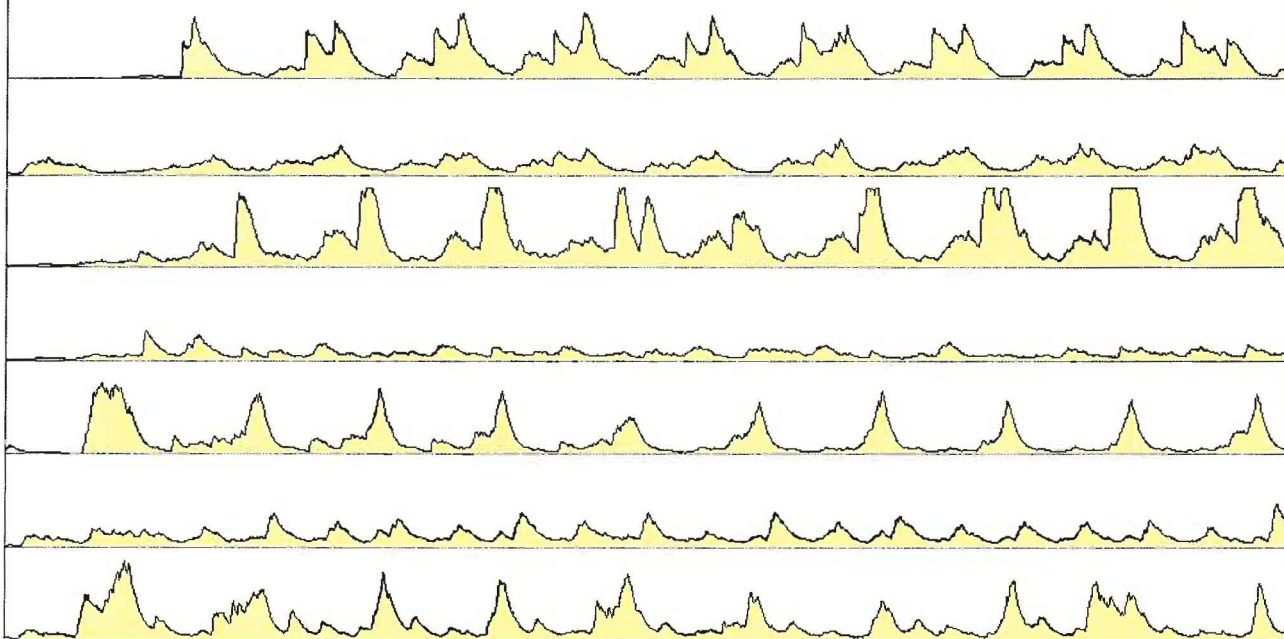
**K1 rovná jízda - E14**

**Příloha 15**



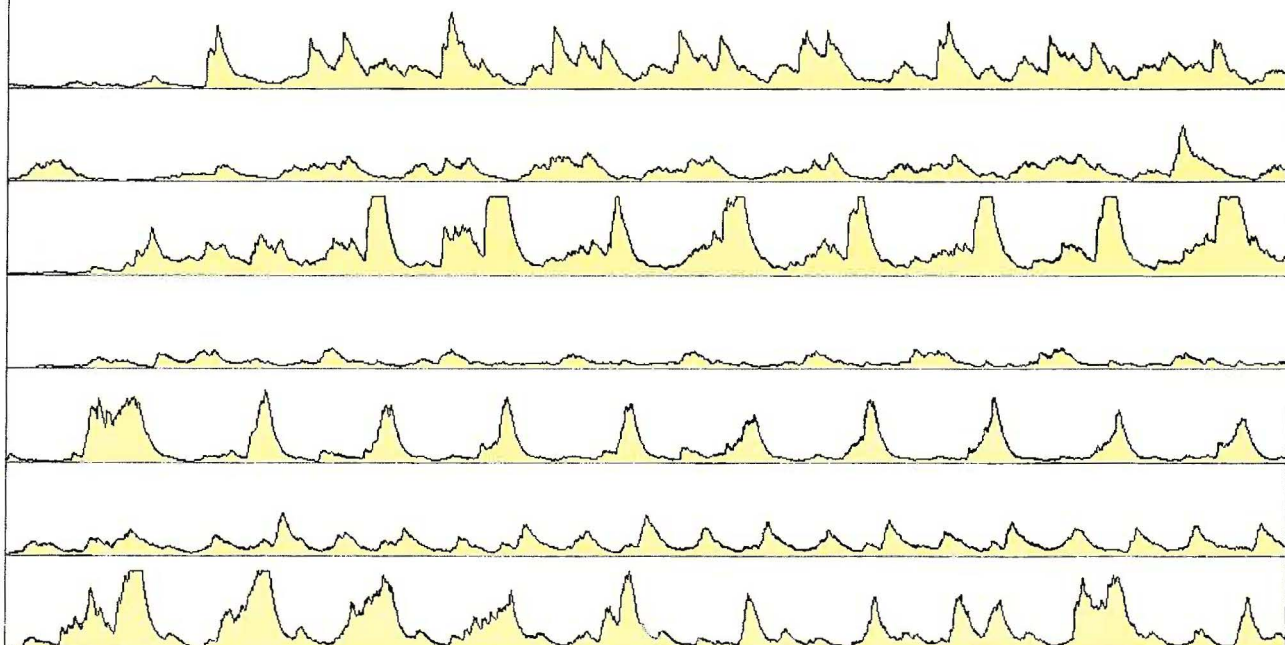
**Chůze - E15**

**Příloha 16**



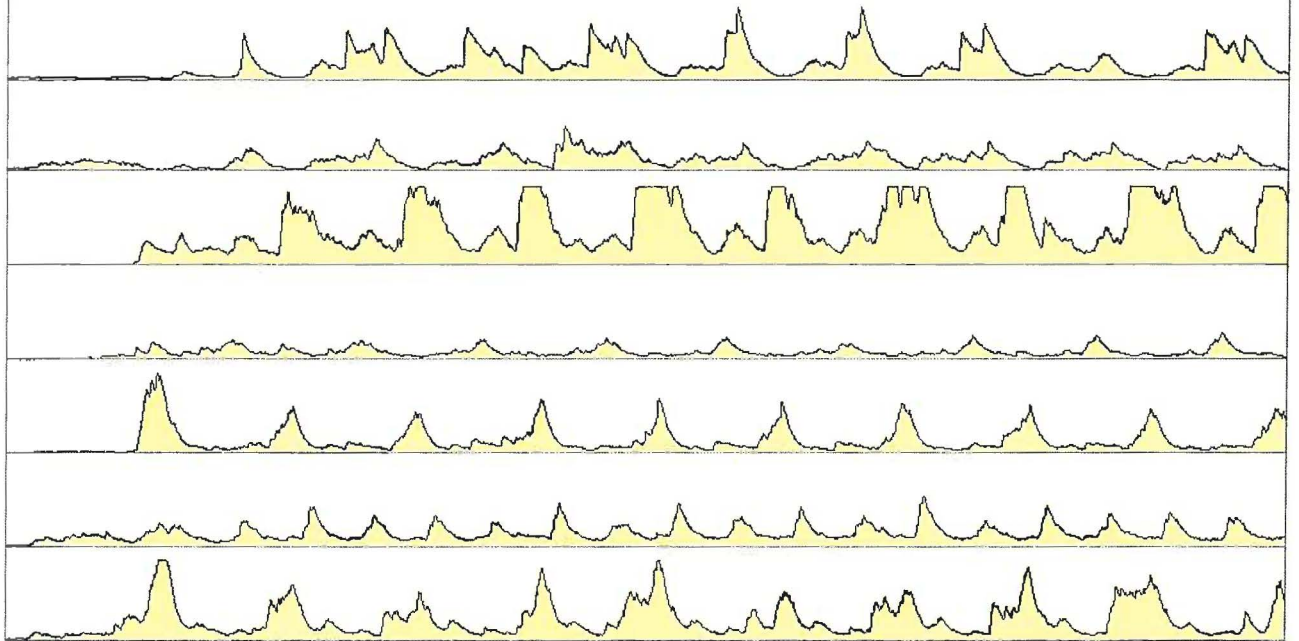
**Chůze - E16**

**Příloha 17**



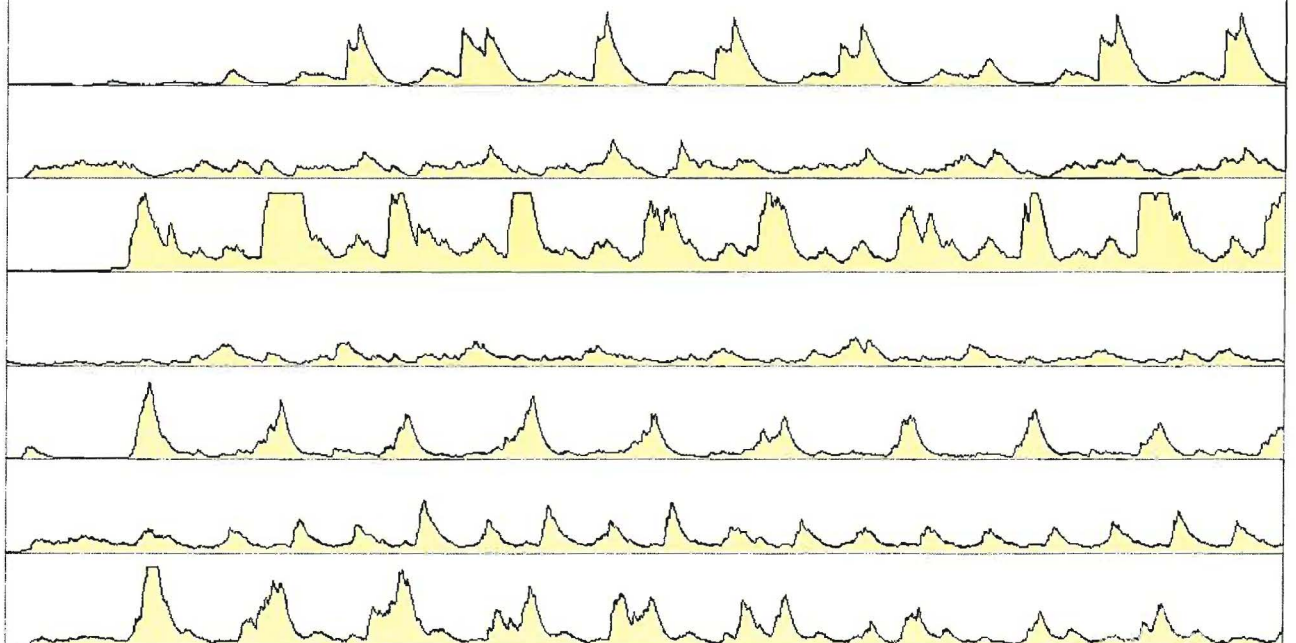
**Chůze - E19**

**Příloha 20**



**Chůze - E20**

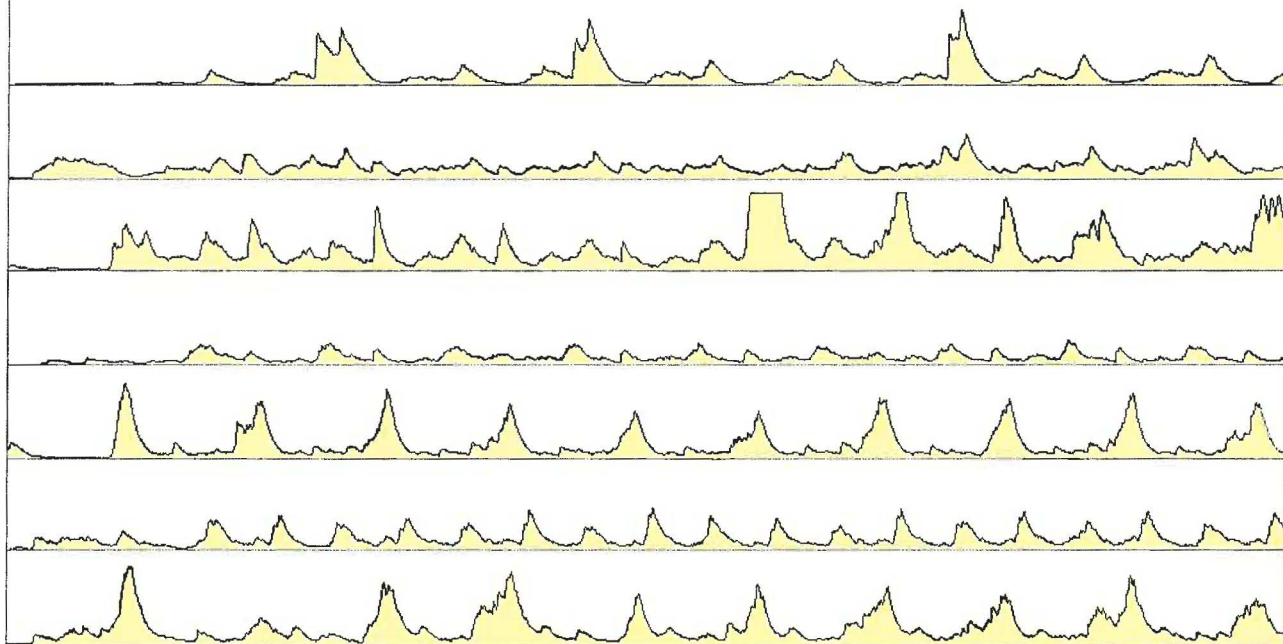
**Příloha 21**





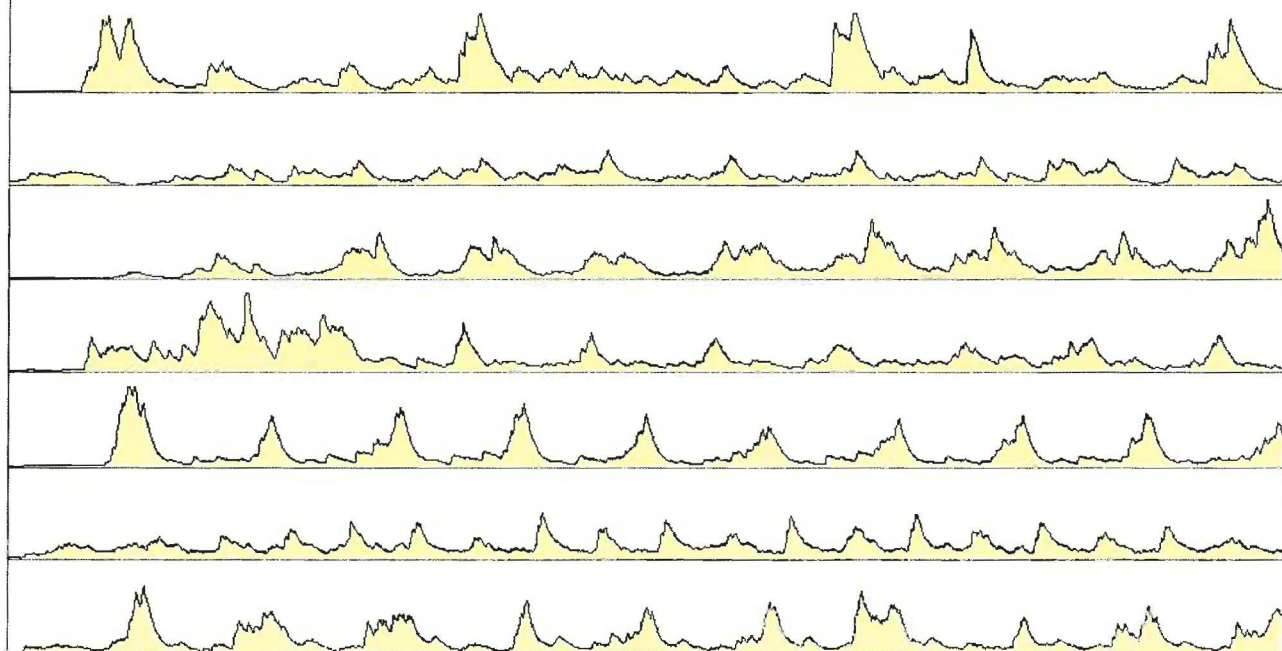
**Chůze - E21**

**Príloha 22**



**Chůze - E22**

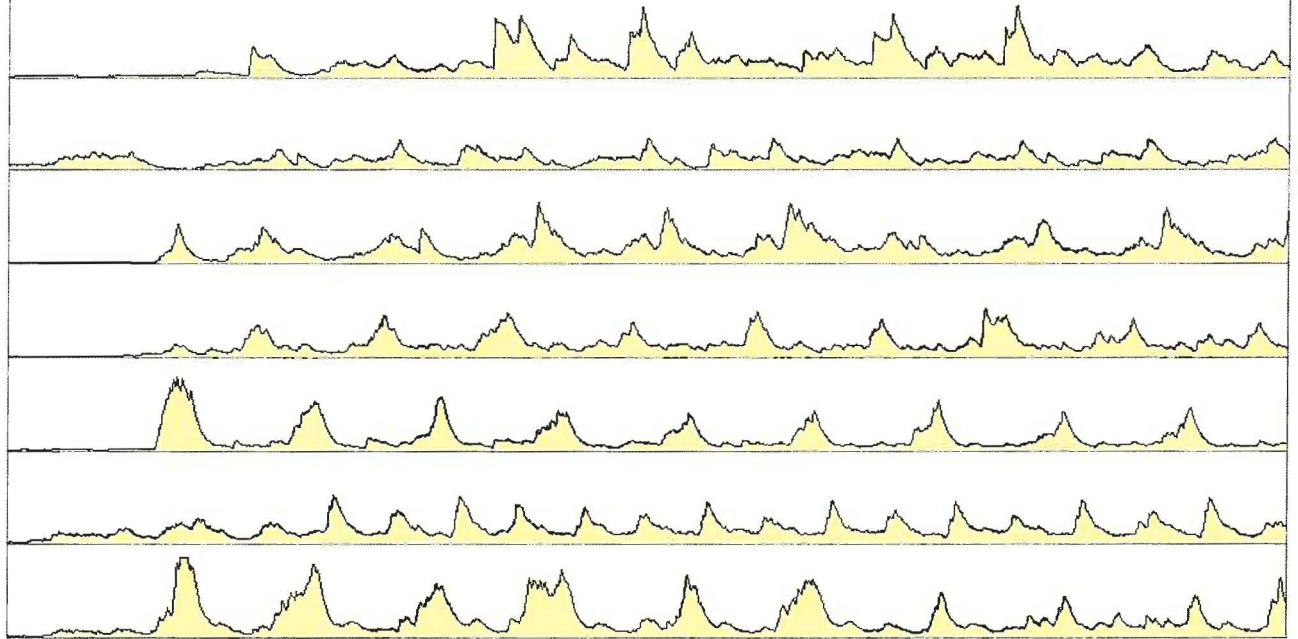
**Príloha 23**





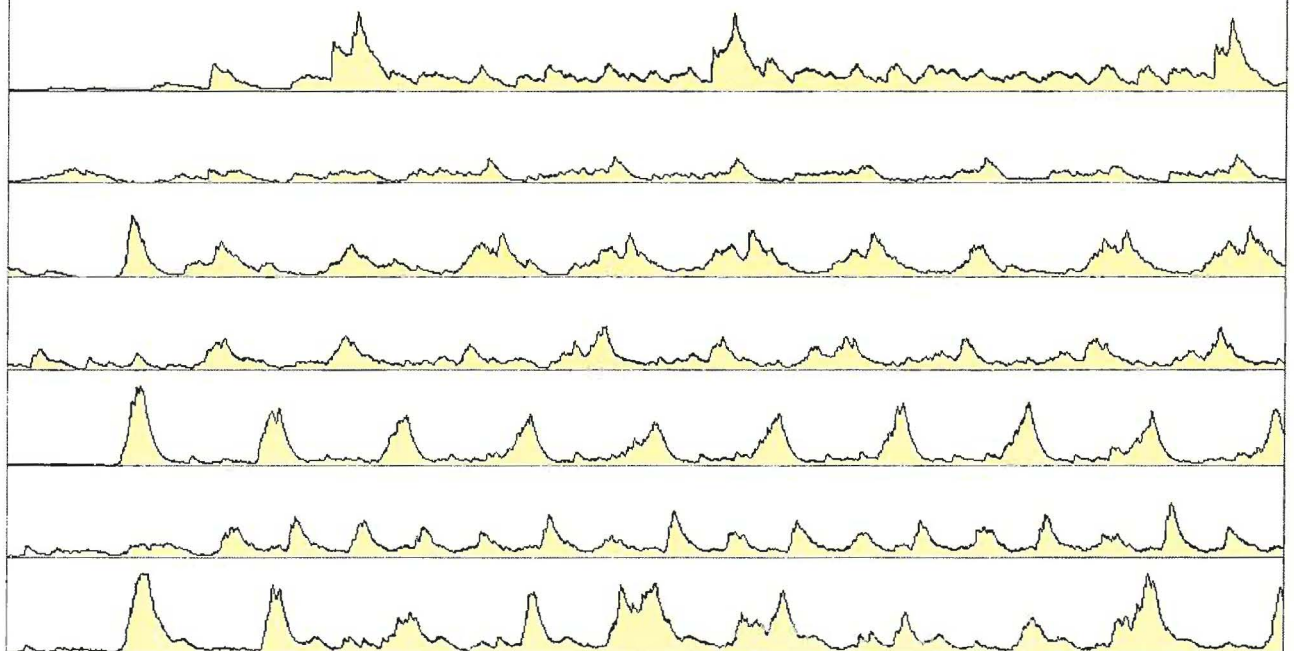
**Chůze - E23**

**Příloha 24**



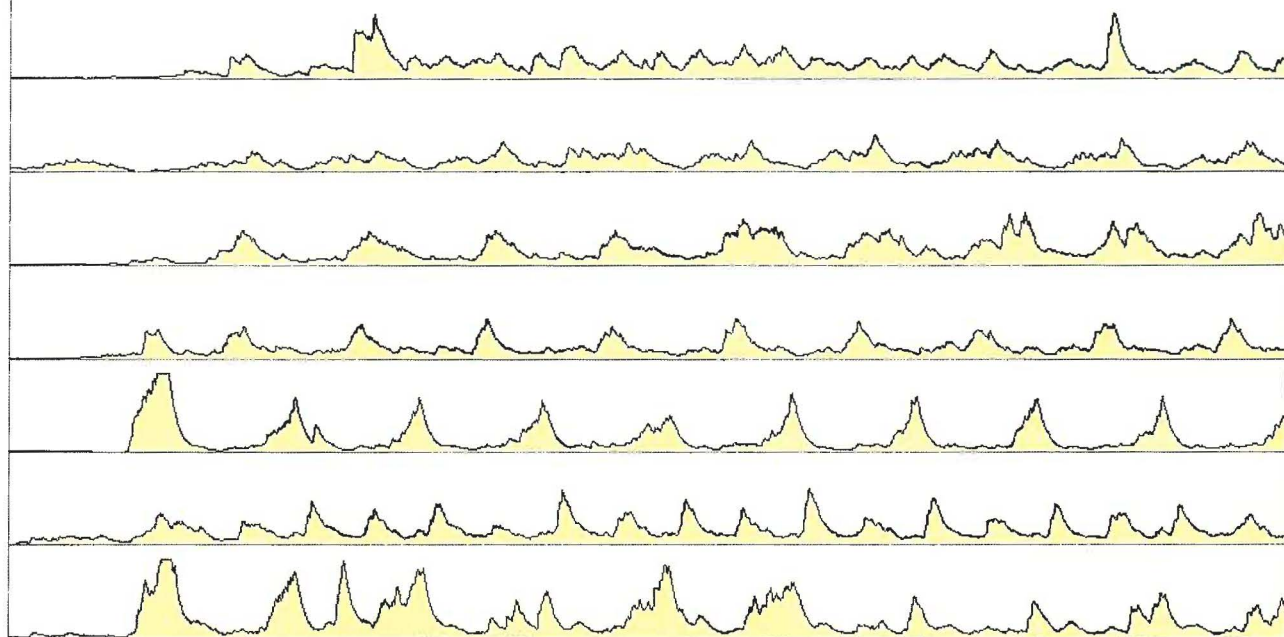
**Chůze - E24**

**Příloha 25**



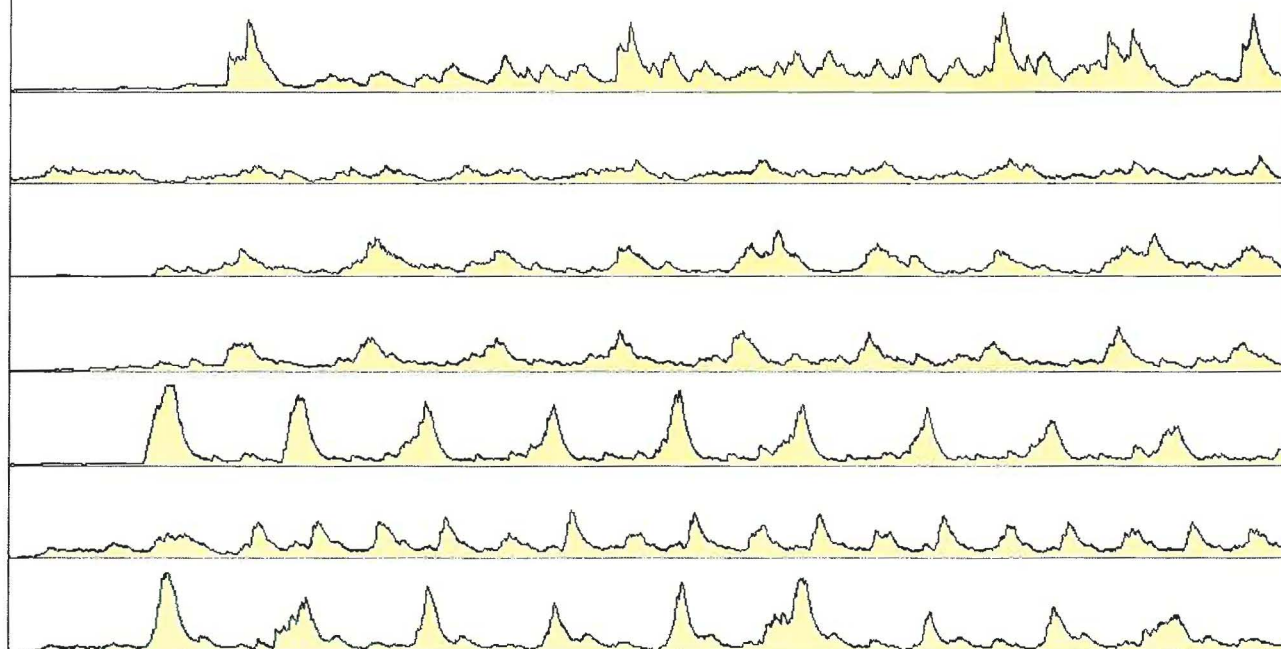
Chůze - E25

Příloha 26



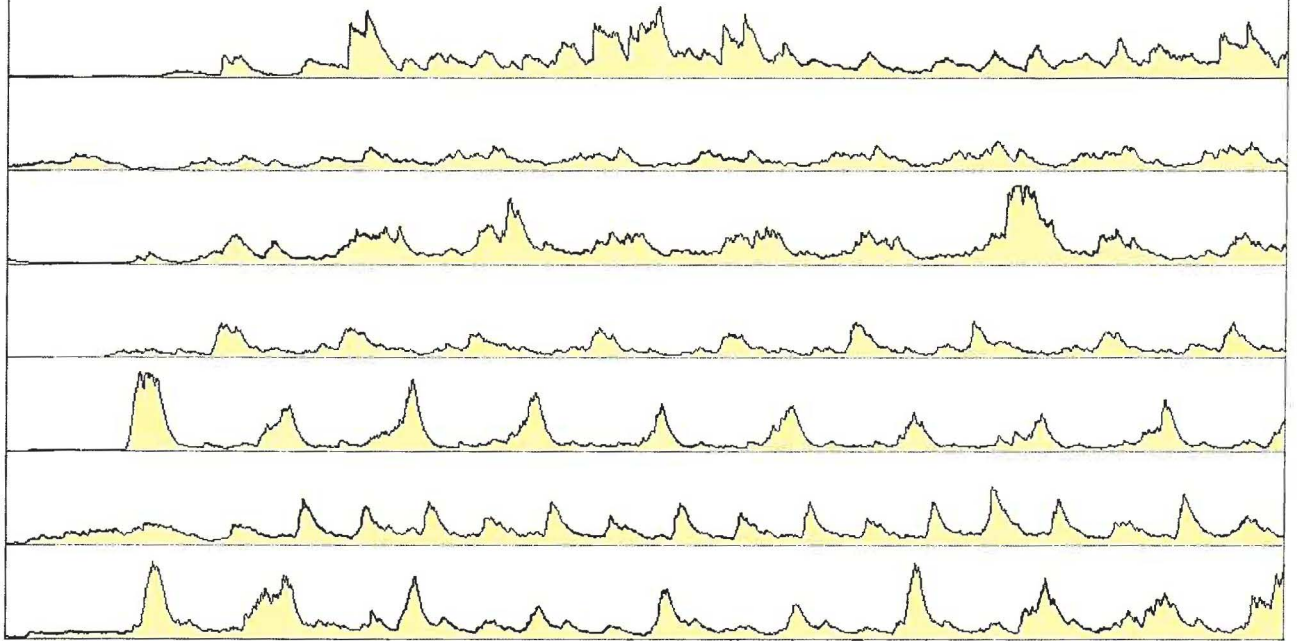
Chůze - E26

Příloha 27



Chůze - E27

Příloha 28



Chůze - E28

Příloha 29

