

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU**

**Katedra sportů v přírodě**

**SROVNÁNÍ KINEZILOGICKÉHO OBSAHU POHYBU PŘI ZÁBĚRU  
VPŘED NA RYCHLOSTNÍM KAJAKU A PÁDLOVACÍM TRENAŽÉRU**

**Autoreferát disertační práce**

Autor: Mgr. Alena Dufková

Školitel: Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

PRAHA 2010

## **BIBLIOGRAFICKÁ IDENTIFIKACE**

Jméno a příjmení autora:

Mgr. Alena Dufková

Název disertační práce:

Srovnání kineziologického obsahu pohybu při záběru vpřed na rychlostním kajaku a pádlovacím trenažéru

Pracoviště:

Katedra sportů v přírodě

Školitel:

doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Rok obhajoby disertační práce:

2010

Doktorská práce představuje původní rukopis, s jehož kompletním textem se lze seznámit v Ústřední tělovýchovné knihovně UK FTVS Praha, José Martího 31, Praha 6.

## Abstract

**Title :** Comparison kinesiology content move forward on the flat water kayak and paddling a kayak simulator

The content of the following thesis was to determine whether locomotion through the shoulder girdle in our case, kayaking and paddling simulator, made the same timing of muscle involvement.

Muscle chains run in a diagonal character and chaining muscle groups depending on the imposition of puncta fixa, proximal or distal. Shoulder girdle is formed as a species – for grip and handling, but locomotor movement secured over the shoulder girdle is a natural person because it relies on human ontogenesis.

Locomotion research provided through the shoulder girdle will be made at kayaking, which is typical for this locomotion. Movement is carried trunk muscles, shoulders and upper limbs. There is, however, also activate the muscles of the lower limbs, motion pattern is becoming global and it also serves to link with the ship.

The research objective was to determine the content of the kinesiology of movement while the frame forward to kayaking gear, and its comparison with other types of locomotion made through the shoulder girdle. According to the timing of muscle involvement can specify a "reference framework map" of coordinating locomotion. Successive order to evaluate differences in timing of muscle involvement in different types of activities and determine the effectiveness of their use as training resources for performance paddlers.

Electromyography we watched the activity of selected muscles in repeated actions: typical human locomotion braiding shoulder, while kayaking and paddling simulator.

Based on the results of measurements characterizing the activity of individual muscles, we analyzed the content of kinesiology monitored forms of locomotion, or muscle coordination in the actions pursued by the forms of locomotion and coordination interindividually compared.

The measured data were evaluated as the most objective method available, supported, both graphical and numerical expression.

Resulting showed some similarity in the timing of muscle by paddling a kayak and paddling simulator. And its use to a large extent could have a negative impact on paddling technique of competitor.

**Keywords:** Locomotion, shoulder girdle, electromyography, timing, correlation, paddling, ergometer

# 1 Úvod

Lokomoce kvadrupedální se během ontogeneze i fylogeneze transformuje v lokomoci bipedální. Zůstává však organizována ve zkříženém vzoru. Poslední fázi vývoje lidské kvadrupedální lokomoce je stoj a chůze dítěte s oporou o zeď, nábytek - hovoříme o kvadrupedální lokomoci ve vertikále. Pletenec ramenní má svoje punctum fixum (dále jen PF) stále uloženo distálně (Vojta, 1993). Svaly pracují ještě v uzavřeném kinematickém řetězci. S dalším vývojem se PF posunuje proximálně a horní končetina se uvolňuje pro funkci úchopovou. Původní lokomoční funkce pletence ramenního nemizí, ale je zasunuta za funkci manipulace a úchopu (Véle, 2006). Pohybovou aktivitou zapojující pletenec horní končetiny do uzavřeného kinematického řetězce je také pádlování. Při pádlování je opět využíván pletenec ramenní k funkci lokomoční (Kračmar, 2006).

Rychlostní kanoistika je typickým představitelem sportu, ve kterém se uplatňuje cyklický pohyb horních končetin a trupu. Dolní končetiny zabezpečují polohu závodníka v lodi a tvoří oporu systému – trup, horní končetiny, pádlo. Závodí se na lodích s pravidly omezenými rozměry a váhou (Mareš, 2003, Ballová, 2005, Vrdlovec, 1986). Je to silově vytrvalostní sport. Sportovní výkon v rychlostní kanoistice je ovlivněn mnoha faktory, které více či méně ovlivňují celkový výsledek. Jedním z faktorů je aktuální funkční připravenost závodníka. Z fyziologického pohledu se jedná o fyzickou aktivitu, kde závodníci musí vynikat silou, rychlostí i vytrvalostí. Lze je charakterizovat vysokým rozvojem kardiopulmonálního systému, vysokou schopností přenosu a využití kyslíku i tvorbu energie prostřednictvím anaerobního metabolismu (Bílý, Heller, Vodička, Süß, 2006). Je to sport ve kterém je lokomočním aparátem horní končetina. Pletenec ramenní spojuje končetinu s trupem, který přenáší sílu a spojuje tak horní a dolní končetiny do jednoho lokomočního celku. Práce trupu a dolních končetin je totiž při pádlování neméně důležitá. Výsledný pohyb je efektem celého pohybového aparátu člověka, který je zřetězen svalovými řetězci a smyčkami.

V dnešní době je vrcholový sport stále na vyšší úrovni, na závodníky jsou kladeny větší nároky a jsou stále hledány nové možnosti pro přípravu závodníků. Pro kajakáře je v zimním období z klimatických důvodů nutné pádlování nahradit jinými druhy lokomoce s podobným kineziologickým obsahem pohybu. Závodníci na část zimního období odjíždějí trénovat do lepších klimatických podmínek, ale není běžné strávit tam celé zimní období. Většinou z finančních i sociálních důvodů. Po dobu tréninku v zimě se využívá pro trénink pádlovací bazén a pádlovací trenažér. Naším cílem bylo zjistit, je-li trenažér adekvátním prostředkem pro nahrazení pádlování na vodě.

Předpokládáme, že aplikace získaných výsledků z našeho výzkumu pomohou doplnit teoretické poznatky o lokomoci přes pletenec ramenní v oboru kineziologie. Tato forma lidské lokomoce může tvořit volné pokračování léčebných rehabilitačních metod ve fyziologické oblasti pohybu.

## **2 Cíle a úkoly práce, výzkumná otázka, hypotézy**

V práci vycházíme z poznatků anatomie, vývojové kineziologie, ontogeneze (Čihák 2003, Kolář 1997, 2002, Věle 1997,2002, Čápová, 2008 a další) a rozboru literatury popsané v teoretické části (Kračmar, 2002, De Luca, 1993, Merletti, 2004, Kemecsy, 1976, Wozniak, 1981, Stecenko, 1987, Keller, 1999, Babyar, 2007, Novotný, 2006 a další). Většina odborné literatury týkající se rychlostní kanoistiky se zabývá měřením výkonnosti závodníků, jejich testováním apod.. Prací ohledně kineziologického rozboru pádlování na rychlostním kajaku a pádlovacím trenažéru je dosud málo, a proto chceme zaplnit tuto mezeru v popisu lokomočního pohybu realizovaného pletencem ramenním. Poznatky z naší studie bude možné využít pro tvorbu metodiky tréninku rychlostních kajakářů. Z rozboru literatury teoretické části a výsledků pilotních studií k mé práci jsme definovali následující cíle práce.

Cíle:

Vyhodnotit míry podobnosti koordinace, z čehož lze usuzovat na náležitost užití napodobivých cvičení jako tréninkových prostředků pro výkonnostní kajakáře.

Popsat kineziologický obsah pohybu při záběru vpřed na rychlostním kajaku.

Popsat kineziologický obsah pohybu při záběru na pádlovacím trenažéru.

Porovnat obě formy pohybu realizovaného pletencem ramenním (jízda na kajaku a na trenažéru), tedy určit „rámcovou koordinační mapu sledované lokomoce.“

Z uvedeného cíle vyplývají tyto úkoly:

Vytvořit přehled dosavadních poznatků a teoretická východiska.

Vybrat sledovaný soubor.

Natočit videozáznamy synchronizované s EMG záznamem záběru vpřed na rychlostním kajaku a pádlovacím trenažéru a provést matematické zpracování získaných dat. Na základě tohoto zpracování provést jejich analýzu s následnou intraindividuální komparací.

## 2. 1 Hypotézy

Véle formuluje pro pletenec ramenní člověka jako druhově typický úchop a manipulaci, přesto lokomoční pohyb zajištěný přes pletenec ramenní je člověku přirozený (Vacková, 2004), protože vychází z lidské ontogeneze (Kračmar, 2002).

Aktivace svalů v řetězci, která probíhá v přesně definované časové posloupnosti se nazývá timing (Vojta 1993, Peters 1995). Záběr na kajaku je uskutečňován souhrou svalových skupin především trupu, pletence ramenního a paží. Je to naučený pohybový stereotyp, který odpovídá fylogenetickým základům lidské lokomoce a je vytvářen na základě posturálně pohybové ontogeneze člověka (Kračmar, 2002, Véle, 2006).

### Výzkumná otázka

Pokud jsou v těle zakódované geneticky průběhy svalových smyček, je i timing svalů v průběhu lokomoce přes pletenec ramenní natolik geneticky zakódován, že bude shodný při tvarově téměř identických avšak různých pohybech pletencem ramenním? Má různě uložené punctum fixum (proximálně, distálně) vliv na timing svalů?

H1 : Kineziologický obsah specifické lokomoce realizované pletencem ramenním se bude lišit v závislosti na uložení puncta fixa, i když tvar pohybu nacházíme téměř identický.

Pro formulaci hypotézy využíváme Kolářova rozboru funkce svalů v závislosti na uložení puncta fixa (Kolář, 2003) a výsledků pilotních studií.

## 3 Metodika výzkumu

### 3. 1 Charakter výzkumu

Jedná se o případovou studii popisného charakteru relativního načasování pohybu a činnosti vybraných svalů při lokomoci realizované pletencem ramenním pomocí EMG analýzy a kinematické analýzy. V případové studii na rozdíl od statistického šetření sbíráme velké množství dat od jednoho nebo od několika jedinců (v našem případě šesti), u kterých se předpokládá, že důkladným prozkoumáním malého množství případů lépe porozumíme jiným případům podobným. Statistické šetření v našem případě není možné z několika důvodů. Zejména protože nelze udělat náhodný výběr probandů z populace. Všichni vybraní jedinci jsou rychlostní kajakáři s tréninkovými zkušenostmi. Takových jedinců v naší populaci není

dostatečné množství. Výběr byl tedy záměrný. Vzhledem k malému počtu rychlostních kajakářů v rámci populace a obzvláště rychlostních kajakářů na vysoké výkonnostní úrovni považujeme náš soubor 6 probandů za reprezentativní.

### **3. 2 Výzkumný soubor**

Testovací skupinu tvoří 6 členů reprezentačního družstva rychlostní kanoistiky České republiky. Byli to 4 ženy ve věku od 25 let do 30let a 2 muži ve věku 30 – 35 let, všichni v dobrém zdravotním stavu. Jsou to nejlepší závodníci v České republice, proto u nich předpokládáme dostatečně vyspělou techniku pádlování. Jejich koordinace pohybů byla také expertně posouzena. Nejde tedy o náhodný výběr, ale záměrný. U našeho výzkumu není důležité pohlaví probanda, protože je dán důraz na intraindividuální porovnávání. Všichni vybraní závodníci se pravidelně účastní mezinárodních soutěží a věnují se závodně rychlostní kanoistice více než 10 let. Všechna měření proběhla na jaře a na podzim, tedy mimo hlavní závodní sezonu.

### **3. 3 Metody získání dat**

Provedli jsme povrchové měření EMG u svalových skupin zajišťujících pohyb pádlování na kajaku a na trenažeru a doplnili je o jednoduchou kinematickou analýzu pomocí časové analýzy videozáznamu.

Měření bylo intraindividuální bez přelepování elektrod beze změn citlivostí kanálů snímajících EMG potenciály. Nábor dat pro srovnávací analýzu byl proveden pomocí přenosného elektromyografického měřicího zařízení KaZe05, vyvinutého na UK FTVS v Praze. K dispozici bylo 7 kanálů pro přenos EMG potenciálů ze svalů s osmým kanálem pro synchronizaci EMG záznamu s videokamerou. Vzorkování 200 [1/sec], spodní filtr 29 Hz, horní filtr 1200Hz. 7 dvojic plochých elektrod o průměru 7mm, uzemnění na zápěstí. Hmotnost přístroje s bateriemi včetně sportovní ledvinky upevněné okolo pasu probanda je cca 1,4 kg. Regulace citlivosti je možná v rozsahu 0,05 – 2 mV, nastavitelná délka měření v intervalu 5 sec – 4 min 50 sec. Záznam z vnitřní paměti přístroje byl po ukončení série pěti měření převeden do přenosného PC a upraven specifickým softwarem KAZE05. Přístroj byl umístěn na bedrech probanda tak, aby neomezoval jeho lokomoční aktivitu během sledované sportovní aktivity.

Data z přístroje jsou exportována do tabulky programu Microsoft Excel. Zde mohou být dále zpracovávána nebo přenesena do programu MATLAB a zpracovávána zde. Byly použity ploché stříbrné povrchové elektrody o průměru 7 mm, které nejsou tak přesné a

objektivní jako elektrody jehlové, pro účel této studie jsou však dostačující. Jejich výhodou je neinvazivnost vyšetření, navíc při jejich použití nedochází k porušení integrity tělesného povrchu probanda. Nocicepce, zákonitě vznikající při aplikaci jehlových elektrod, by se negativně podepsala na kvalitě sledovaného pohybového stereotypu.

Citlivost jednotlivých kanálů byla vyladěna tak, aby nedocházelo k saturaci náborů a byly co nejlépe čitelné.

Časoprostorové charakteristiky sledovaných forem lokomoce probanda byly získány natočením digitální videokamerou SONY 900VCR s elektronickou synchronizací záznamu s přenosným měřicím EMG přístrojem KAZE05.

Sledováno bylo 8 úseků po 20s na kajaku i na pádlovacím trenažéru. Letmý start byl realizován v okamžiku, kdy byl proband již rozjetý na konstantní rychlost. Shodná frekvence pádlování na trenažéru a kajaku byla udržována dle metronomu.

Každý proband použil svůj vlastní závodní kajak, na který je zvyklý. Byl použit kajak typu Nelo Vanquish nebo Vajda Supersonic či Accelero. Trenažér byl použit pro všechny probandy stejný. Byl to trenažér od firmy Speed Stroke KayakPro. Sedačka trenažéru má shodný tvar jako se používá v rychlostních kajacích. Opěrky pro nohy jsou nastavitelné pro individuální potřeby závodníka stejně tak jako délka pádla, či přesněji žerdě. Trenažér má také PC monitoring pro frekvenci pádlování, čas a rychlost. Svlékání a oblékání mezi jednotlivými náboři by znamenalo nebezpečí odtržení elektrod, čímž by byla ohrožena objektivita měření. Probandi byli proto po celou dobu měření v jednom oblečení redukovaném na minimum, dle povětrnostních podmínek.

### **3. 4 Výběr svalů**

Základní kritéria výběru svalových skupin respektive svalů byla dle jejich významu v uskutečňování lokomoce přes pletenec ramenní. Byly vybrány hlavní záběrové svaly kineziologického obsahu lokomoce probanda v souladu s principy lidské motorické ontogeneze. Byl brán zřetel i na zapojení svalů v rámci svalových smyček. Důležité při výběru svalů byla také jejich dostupnost povrchovými elektrodami pro měření EMG potenciálů. Výběr svalů byl limitován počtem přenosových kanálů na 7.

Plošné elektrody byly umístěny do míst největší svalové hmoty dle poslední verze Travell & Simons (Travell, Simons, 1999), palpace byla provedena při simulaci pohybu záběru vpřed. Pro měření byly vybrány tyto svaly (svaly byly lepeny na pravé straně u všech probandů):

m. latissimus dorsi

m. triceps brachii



m. biceps brachii  
m. serratus anterior  
m. obliquus externus abdominis  
m. pectoralis major  
m. quadriceps femoris (vastus lateralis)

Umístění elektrod na vybrané svaly bylo voleno tak, aby katoda a anoda směřovaly po směru svalových vláken. Přesné umístění bylo voleno tak, aby elektrody spočívaly na místě, kde je svalové břicho co nejmohutnější. Přesné místo lokalizace bylo palpováno profesionálním fyzioterapeutem dle Travellové a Simonse (Travell, Simons, 1999).

#### Popis místa měření

Měření proběhlo na fixní trati v Praze pod odborným vedením profesionálního trenéra v oblasti techniky pádlování. Pro standardizaci podmínek byl vybrán úsek trati bez pulsace hladiny tak, abychom zamezili vzniku nežádoucích náborů při vyvažování rovnováhy, které by mohly zkreslovat závěrečné odečítání dat. Elektrody nebyly v průběhu měření na vodě přelepovány a jedinec byl následně hned měřen na pádlovacím trenažeru z důvodů minimalizace chyby lokalizace elektrod na jednotlivých svalech.

## 4 Analýza dat

1) Záznam z vnitřní paměti přístroje KAZE 05 byl po ukončení každého měření převeden do přenosného PC, upraven softwarem KAZE 05 a exportován do programu Microsoft Excel.

2) Naměřená data byla převedena na vlastní reálné hodnoty elektromagnetického napětí v jednotlivých svalech (přesněji v místech snímání elektrodou).

#### Kalibrace přístroje:

Snímané elektrické potenciály jsou upravovány hardwarově přímo ve snímacím přístroji. To je dáno stavbou jednotlivých kondenzátorů, odporů, vodičů atd. Dále pak softwarově speciálním programem, jež je také součástí přístroje. Přístroj tedy upravuje signál specifickými frekvenčními filtry, dále tzv. překlápí signál do absolutní hodnoty a po zvoleném nastavení je schopen jednotlivé frekvence sjednotit, tzv. vyhladit křivku. Pro co nejpresnější snímání a pozorování jemné nervosvalové koordinace je vhodné co nejmenší vyhlazení, pro pouhé posuzování cyklického pohybu, tedy její cykličnosti je pro větší přehlednost vhodné vyhlazení větší.

Z každé měřené činnosti bylo hodnoceno 15 pracovních (krokových) cyklů, ze kterých byl pomocí programu Matlab vytvořen průměrný záběrový krok pro záběr na kajaku a na trenažéru.

Diferencované pozice klíčových míst pohybu získaných z videozáznamu byly přiřazeny k odpovídajícím místům v EMG grafech.

Pro vyhodnocení EMG záznamů číselně byly vytvořeny max. korelace, časový a fázový posun činnosti. Pomocí programu Matlab byly vytvořeny korelační matice časových řad.

Z korelačních matic jsme vypočetli periodu pohybu :

Pro každou dvojici svalů a jejich EMG  $e_i$  a  $e_j$  jsme hledali čas  $t^{ij}$ , aby platilo:  $cor\{e_i(t); e_j(t+t_{ij})\} = \text{maximální}$  (Hojka, 2008). Z maximálních hodnot korelací jednotlivých dvojic svalů dále hledáme zpoždění svalu  $j$  za svalem  $i$ . Obráceně získáme zpoždění svalu  $i$  za svalem  $j$ . Součet těchto zpoždění je perioda pohybu:

$$t_{ij} + t_{ji} = \text{perioda}$$

Dále pak časový posun svalů

Časový posun svalů – hledáme  $t_{ij}$  na intervalu  $\langle 0; \text{perioda} + \text{kousek} \rangle$   $t_{ij}; t_{ji}$ .

Tzn. Hledáme okamžik kdy svaly spolu maximálně korelují a jak jsou tyto okamžiky za sebou řazeny (Hojka, 2008).

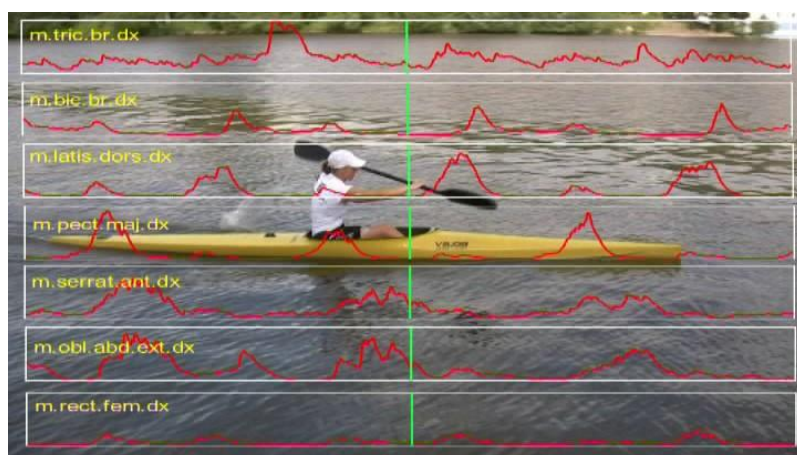
- 3) Byly vypracovány tabulky, kde jsou uvedeny fázové posuny maximálních korelací nástupů aktivace měřených svalů v rámci průměrného kroku v intervalu -50% až +50% vztažené ke svalu m. triceps brachii (Kračmar, 2009).

## 5 Výsledky

### Kineziologický rozbor jízdy na kajaku

Popisuji zde kineziologický rozbor jednoho probanda jako příklad. Ke zobecnění by bylo třeba mnohem většího množství naměřených dat a jedinců. V popisu se zmiňuji o maximální aktivaci jednotlivých svalů. V tomto případě to znamená maximální dosaženou aktivaci svalu v daném pohybu a ne maximální možnou kontrakci svalu. K popisu průběhu záběru na kajaku jsem použila fotky zpracovaného videozáznamu kajakáře synchronizovaného s EMG záznamem v programu Dartfish. Pozice na kinogramu odpovídá vyznačené pozici EMG záznamu.

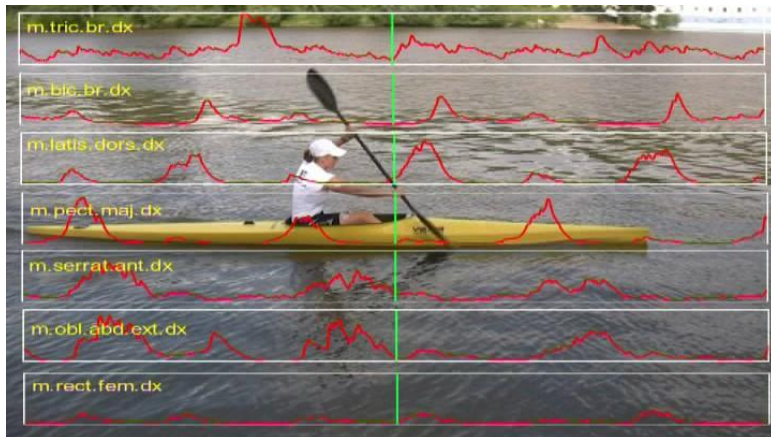
Jako začátek záběru jsem určila obrázek 1. Záběr tedy začínáme popisovat v pozici natažení pravé horní končetiny v maximálním vytočení trupu před zasazením pádla do vody. Je to fáze přípravy na záběr pravou končetinou.



Obr. 1 – Příprava na záběr

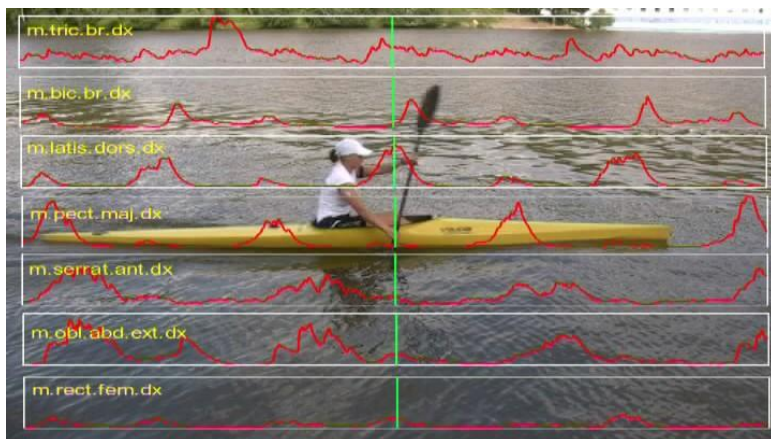
V této fázi vidíme na EMG záznamu doznívající aktivitu m. serratus anterior a m. obliquus abdominis externus. Dále je patrná stabilizační aktivita m. triceps brachii. Ostatní svaly jsou v této fázi neaktivní.

V momentě zasazení pádla do vody, což je stěžejní fáze záběru (obr. 2), narůstá fázická aktivita nejprve m. triceps brachii. V momentě maximálního zapojení tohoto svalu narůstá dále aktivita m. latissimus dorsi současně s m. quadriceps femoris a aktivita m. triceps brachii klesá na minimum.



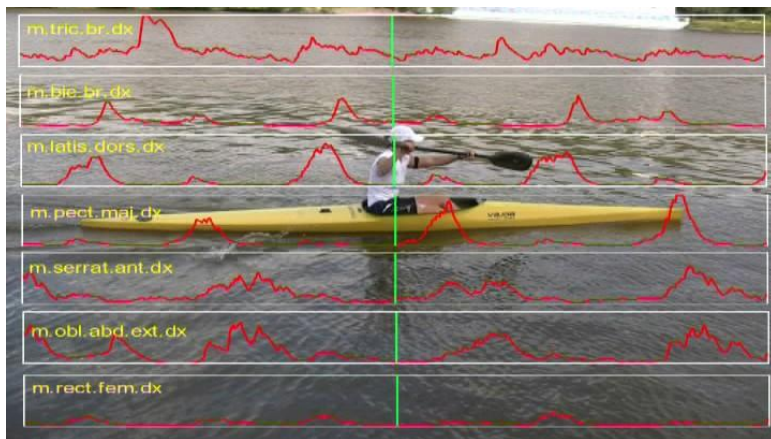
Obr. 2 – Zasazení pádla do vody

V první polovině záběru se aktivita m. latissimus dorsi a m. quadriceps femoris ještě zvyšuje a svého maxima dosahuje v momentě, kdy zabírající ruka mine koleno (obr. 3). Zde nastupuje aktivita m. biceps brachii a od tohoto momentu začíná fáze vytažení a postupně dochází ke flexi pravé horní končetiny a vytahování pádla z vody.



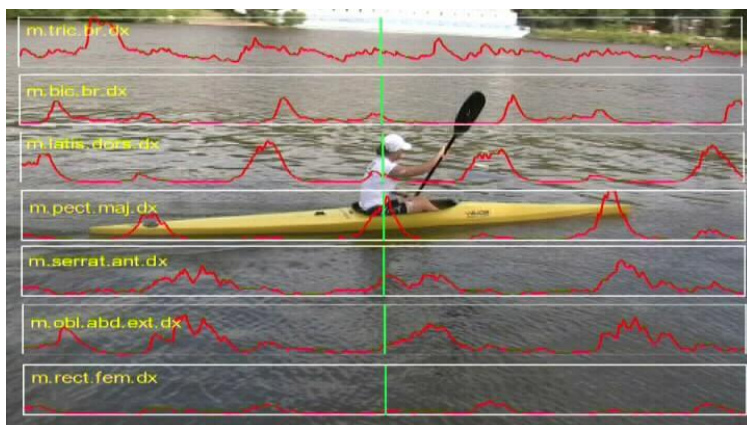
Obr. 3 – Průběh záběru

Na začátku tlaku pravé končetiny vpřed narůstá aktivita m. pectoralis major (obr. 4).



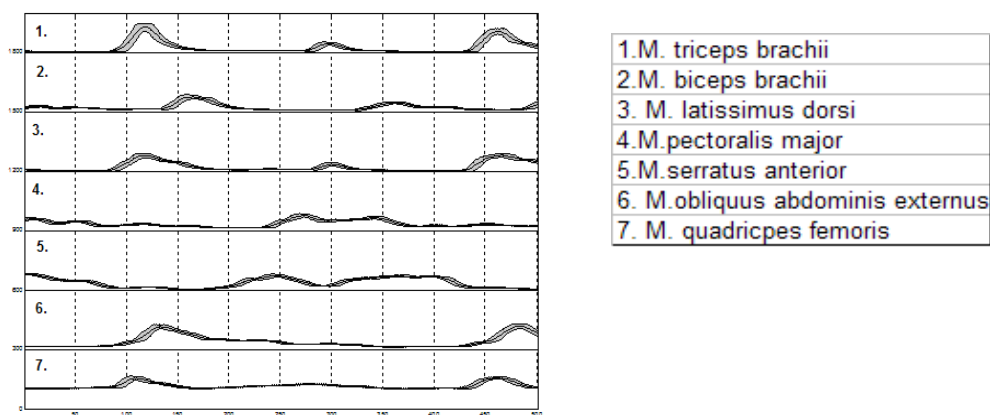
Obr. 4 – Přenos pádla vpřed

V momentě maxima tohoto svalu nastupuje aktivita m. serratus anterior a m. obliquus abdominis externus, a to je v polovině záběru levou horní končetinou. M.serratus anterior dosahuje svého maxima v pozici dotažení horní končetiny vpřed do horizontály a s klesáním listu k vodě klesá také aktivita tohoto svalu (obr. 5). Maximum aktivace m. obliquus abdominis externus dochází až v maximální rotaci trupu doleva.



Obr. 5 – Konec záběrového cyklu

Graf průměrného kroku záběru vpřed na kajaku (graf 1) ukazuje záběr pravou a levou horní končetinou. Záběr začíná natažením pravé horní končetiny v horizontále, ve vytočení trupu v přípravě na zasazení pádla do vody. Následující graf ukazují průměrný záběr vytvořený z dvacetivteřinového EMG záznamu probanda I. V grafu je znázorněna pomocí šedého stínování směrodatná odchylka.



*Graf 1 - Průměrný záběr vpřed na rychlostním kajaku, proband I*

Následující tabulka maximálních korelací ukazuje míru podobnosti zapojení svalů v měřeném pohybu. Pokud je hodnota maximální korelace od 0,7 – 1, znamená to, že svaly pracují ve shodném režimu tzn. že fázické svaly mají spolu vyšší korelace a také stabilizační svaly mezi sebou, ale fázický sval se stabilizačním bude ukazovat korelace nízkých hodnot. Z hodnot maximálních korelací lze také určit míru podobnosti tvaru křivek. Svaly v jednom záběru mohou pracovat jednovrcholově, více vrcholově a nebo stabilizačně. Stabilizační svaly v průběhu pohybu nemají jasné maximum a jejich aktivita neklesá k nule, aktivita svalu se pohybuje více méně kolem jedné určité hodnoty zapojení. Existují také svaly s funkcí jak fázickou, tak i stabilizační. V následující tabulce jsou také uvedeny fázové posuny maximálních korelací nástupů aktivace měřených svalů v rámci průměrného kroku v intervalu -50% až +50% vztahené ke svalu m. triceps brachii.

maximální korelace							
m.	tric. br.	bic. br.	latiss. d.	pect. maj.	serr. ant.	obl. abd. ext.	quadr. fem.
tric. br.	1	0,7224	0,82908	0,78175	0,64144	0,80411	0,75306
bic. br.	0	1	0,9274	0,91789	0,80535	0,93118	0,91953
latiss.d.	0	0	1	0,93569	0,79227	0,92641	0,92586
pect.maj.	0	0	0	1	0,90371	0,94942	0,98331
serr.ant.	0	0	0	0	1	0,84389	0,87712
obl.abd.ext.	0	0	0	0	0	1	0,97971
quadr.fem.	0	0	0	0	0	0	1
časový posun							
m.	tric. br.	bic. br.	latiss. d.	pect. maj.	serr. ant.	obl. abd. ext.	quadr. fem.
tric. br.	0	0,19	-0,635	0,22	-0,705	-0,62	-0,555
bic. br.	0	0	0,73	0,105	0,68	0,765	-0,69
latiss.d.	0	0	0	-0,645	-0,21	0,02	0,165
pect.maj.	0	0	0	0	0,445	0,715	0,79
serr.ant.	0	0	0	0	0	0,265	0,36
obl.abd.ext.	0	0	0	0	0	0	0,1
quadr.fem.	0	0	0	0	0	0	0

perioda		1,58
sd	0,0134	

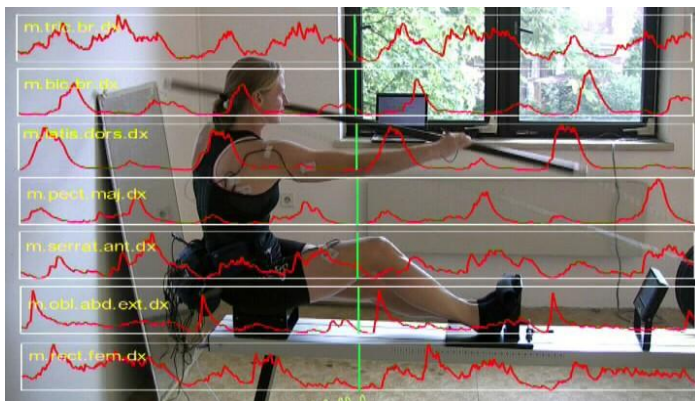
fázový posun							
m.	tric. br.	bic. br.	latiss. d.	pect. maj.	serr. ant.	obl. abd. ext.	quadr. fem.
tric. br.	0%	12%	-40%	14%	-45%	-39%	-35%
bic. br.	0%	0%	46%	7%	43%	48%	-44%
latiss.d.	0%	0%	0%	-41%	-13%	1%	10%
pect.maj.	0%	0%	0%	0%	28%	45%	50%
serr.ant.	0%	0%	0%	0%	0%	17%	23%
obl.abd.ext.	0%	0%	0%	0%	0%	0%	6%
quadr.fem.	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%

Tab. 1 - Hodnoty maximálních korelací záběru na kajaku, časové posuny jednotlivých svalů pro dosažení maximálních korelací. a fázové posuny maximálních korelací, proband I

## Kineziologický rozbor pádlování na trenážeru

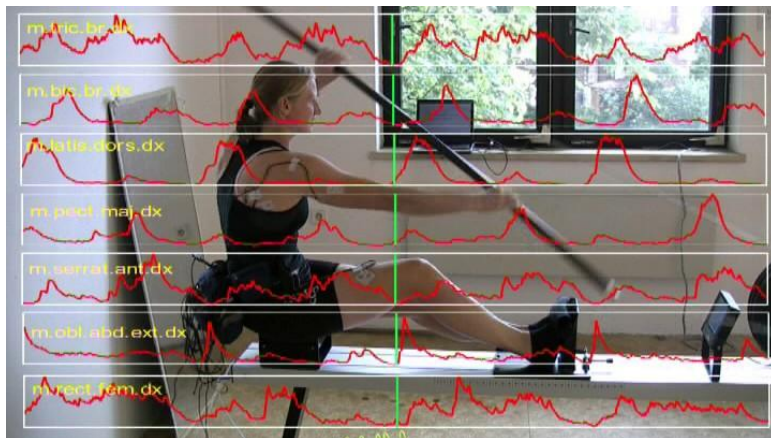
Záběrový cyklus u vybraného probanda začíná natažením pravé končetiny vpřed a vytočením trupu doleva (Obr. 6). V této fázi není žádný z měřených svalů výrazně aktivní.





Obr. 6 - Začátek záběru

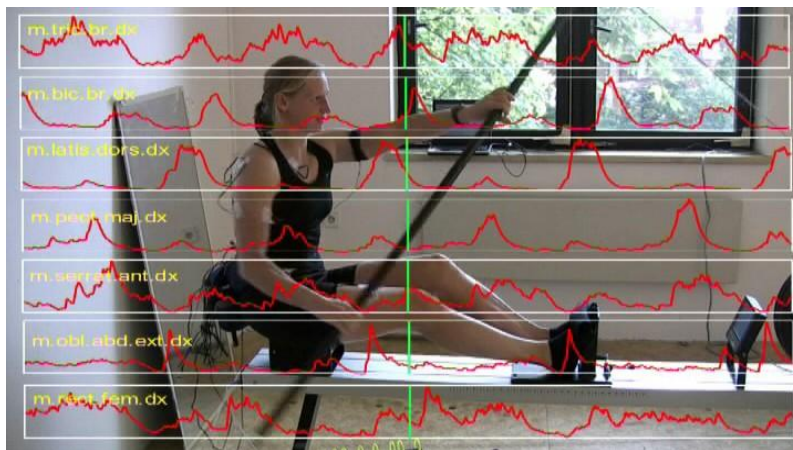
V momentě kdy začne pravá končetina tažnou fází záběru, vidíme na EMG záznamu počátek aktivace m. latissimus dorsi, m. triceps brachii, m. rectus femoris, m. obliquus abdominis externus a i m. pectoralis major (Obr. 7). V průběhu tahu pravou končetinou přetrvává aktivita těchto svalů. U m. obliquus abdominis externus je patrný strmý nástup aktivace svalu v momentě začátku tahu pravou končetinou a následně strmý pokles aktivity svalu ještě v průběhu tažné fáze.



Obr. 7 – Počátek tahu pravou končetinou

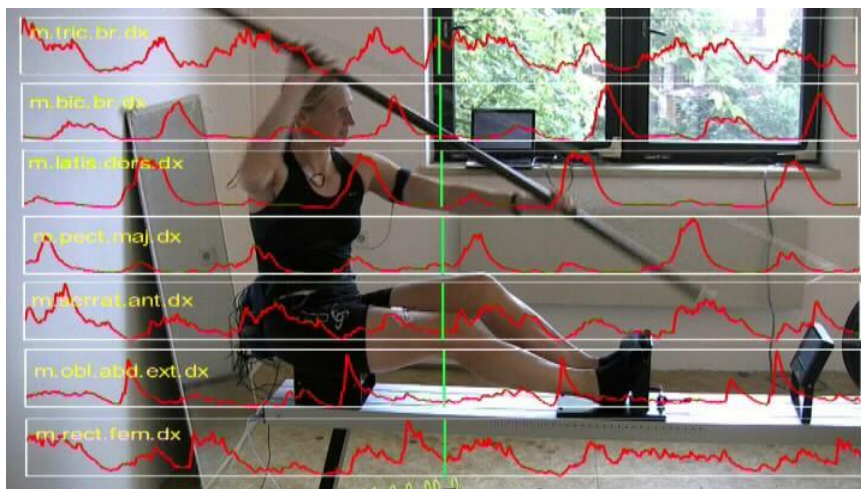
V momentě kdy se začne krčit pravá končetina v lokti, narůstá aktivita m. biceps brachii, ovšem překvapivě je současně stále aktivní m. triceps brachii (Obr. 8).





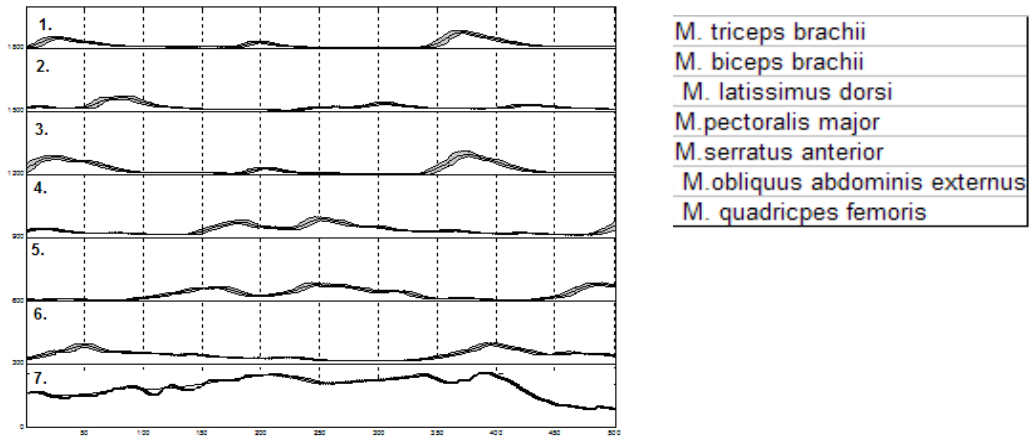
*Obr. 8 – Průběh záběru*

Momentu, kdy pravá ruka začíná tlačí žerď vpřed, se aktivně účastní m. triceps brachii (Obr.9). Tento sval je aktivován v celém průběhu tlaku pravé končetiny vpřed. Z EMG záznamu je patrné, že m. triceps brachii a m. quadriceps femoris jsou aktivní prakticky celou dobu pracovního cyklu. M. serratus anterior je aktivní v tažné i tlačné fázi záběru. Jeho aktivace klesá mezi těmito fázemi záběru.



*Obr. 9 – Tlak vpřed*

Graf průměrného kroku záběru vpřed na kajaku (graf 2) ukazuje záběr pravou a levou horní končetinou. Průměrný záběr začíná natažením pravé horní končetiny v horizontále, ve vytočení trupu v přípravě na zatažení pravou končetinou.



*Graf 2 - Průměrný záběr vpřed na trenážeru (proband I)*

V následujících tabulkách jsou uvedeny maximální korelace měřených svalů a jejich časové posuny (s) a jsou zde také uvedeny fázové posuny maximálních korelací nástupů aktivace měřených svalů v rámci průměrného kroku v intervalu -50% až +50% vztažené ke svalu m. triceps brachii.

maximální korelace							
m.	tric. br.	bic. br.	latiss. d.	pect. maj.	serr. ant.	obl. abd. ext.	quadr. fem.
tric. br.	1	0,8154	0,92031	0,65644	0,64438	0,80869	0,38683
bic. br.	0	1	0,73637	0,41461	0,69267	0,51806	0,54043
latiss.d.	0	0	1	0,66366	0,737	0,85742	0,44397
pect.maj.	0	0	0	1	0,75321	0,8012	0,70266
serr.ant.	0	0	0	0	1	0,77544	0,79948
obl.abd.ext.	0	0	0	0	0	1	0,64513
quadr.fem.	0	0	0	0	0	0	1

časový posun							
m.	tric. br.	bic. br.	latiss. d.	pect. maj.	serr. ant.	obl. abd. ext.	quadr. fem.
tric. br.	0	-0,55	0,005	-0,6	-0,6	0,115	0,71
bic. br.	0	0	-0,22	0,495	-0,795	-0,16	0,435
latiss.d.	0	0	0	-0,6	-0,615	0,11	0,69
pect.maj.	0	0	0	0	-0,115	-0,705	-0,795
serr.ant.	0	0	0	0	0	-0,54	-0,64
obl.abd.ext.	0	0	0	0	0	0	-0,11
quadr.fem.	0	0	0	0	0	0	0

perioda		1,7
sd	0,0125	

fázový posun							
m.	tric. br.	bic. br.	latiss. d.	pect. maj.	serr. ant.	obl. abd. ext.	quadr. fem.
tric. br.	0%	-32%	0%	-35%	-35%	7%	42%
bic. br.	0%	0%	-13%	29%	-47%	-9%	26%
latiss.d.	0%	0%	0%	-35%	-36%	6%	41%
pect.maj.	0%	0%	0%	0%	-7%	-41%	-47%
serr.ant.	0%	0%	0%	0%	0%	-32%	-38%
obl.abd.ext.	0%	0%	0%	0%	0%	0%	-6%
quadr.fem.	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%

Tab. 2 - Hodnoty maximálních korelací záběru na trenážeru, časové posuny jednotlivých svalů pro dosažení maximálních korelací a fázové posuny maximálních korelací u probanda I

Následující tabulka ukazuje pořadí aktivace měřených svalů při záběru na kajaku a trenážeru. Je zde uvedeno pořadí svalů v průměrném pracovním cyklu každého probanda.

	Trenažer - průměrný krok	Kajak- průměrný krok
M. M.	5 3 6 7 1 2 4	3 6 7 1 2 4 5
K. B.	2 3 1 5 4 6 7	6 7 3 4 5 1 2
T. J.	7 3 6 2 1 4 5	3 7 6 2 4 1 5
H. S.	7 6 3 2 4 1 5	6 3 7 2 4 1 5
L. L.	7 6 3 1 4 2 5	3 7 6 1 4 2 5
O. H.	3 6 7 4 5 2 1	5 7 1 3 6 2 4

Tab. 3 – Timing u vybraných svalů  
(1. m. triceps brachii, 2. m. biceps brachii, 3. latissimus dorsi, 4. pectoralis major, 5. serratus anterior, 6. m. obliquus abdominis externus, 7. m. quadriceps femoris)

## 6 Diskuze

### 6. 1 Porovnání EMG křivek záběru vpřed kajak versus trenažér

M. triceps brachii (dále MTB)

MTB se v průběhu záběru na trenažéru ve většině případů aktivoval jednovrcholově, pouze u probanda IV a III se zde objevují dva vrcholy. První vrchol aktivace je u všech měřených jedinců v místě zasazení „pádla do vody“, což na trenažéru odpovídá začátku záběru tažné ruky. V průběhu celého záběru aktivita MTB neklesá do nulových hodnot a zůstává v aktivaci, z čehož usuzujeme na stabilizační funkci svalu v průběhu záběru. Znamená to, že sval má ve fázi začátku záběru funkci fázickou a po zbytek záběru na trenažéru funkci stabilizační.

Při záběru na kajaku se u MTB objevují dva vrcholy, první shodně se záběrem na trenažéru, tedy v momentu zasazení pádla do vody a druhý, menší vrchol v tlačné fázi končetiny, kdy je horní list pádla vzduchem tlačěn vpřed pro další záběr. Na kajaku MTB pracuje více dynamicky a klesá v průběhu záběru až k nulovým hodnotám, je zde menší stabilizační funkce než u trenažéru.

M. biceps brachii (dále MBB)

U tohoto svalu nebyly z grafu průměrného záběru nalezeny žádné významné rozdíly aktivace u kajaku a trenažéru. Sval pracuje dvouvrcholově, jak na trenažéru, tak na kajaku. Největší peak aktivace byl zjištěn u všech naměřených probandů v průběhu tahu listu pádla vodou, od momentu kdy se začíná pokrčovat tažná horní končetina po vyndání listu z vody. Dále je pak na kinogramu viditelný další vrchol aktivace, který přisuzujeme stabilizační funkci svalu. MBB se tedy podílí na udržení dynamické stabilizace horní končetiny v průběhu tlačné fáze.

M. latissimus dorsi a m. quadriceps femoris (dále MLD a MQF)

Graf průměrných záběrů těchto svalů budu záměrně popisovat dohromady, protože tvar jejich křivek byl u všech měřených probandů téměř identický. Tyto svaly se aktivují současně, jak na kajaku, tak na trenažéru. Jejich aktivace začíná v momentě ponoření listu pádla do vody, na trenažéru při začátku tahu horní končetinou k sobě a klesá v momentě vytažení pádla z vody. Oba tyto svaly mají výrazně oddělené fáze zapojení a relaxace svalu.

Při pádlování, jak na trenažéru, tak na kajaku, mají funkci zejména fázickou. MLD je považován za hlavní fázický sval při pádlování.

#### M. serratus anterior (MSA)

MSA pracuje jednovrcholově při záběru na trenažéru. Jeho aktivace je v průběhu tlaku končetiny vpřed. Pracuje dynamicky, je tedy viditelná fáze aktivace a relaxace svalu. Sval pracuje na trenažéru fázicky. Přitlačuje také lopatku k trupu.

Na kajaku je aktivace MSA dvouvrcholová. První vrchol je ve stejné fázi záběru jako na trenažéru, tzn. v průběhu tlaku pádla vpřed. Druhý vrchol je v počátku zasazení pádla do vody. Mezi těmito dvěma vrcholy sval nerelaxuje ale udržuje svou aktivitou lopatku u hrudníku. MSA má tedy funkci fázickou při tlaku končetiny vpřed a funkci stabilizační při začátku záběru.

#### M. pectoralis major (dále MPM)

MPM pracuje na trenažéru i na kajaku jednovrcholově. Jeho aktivace začíná v momentě začátku tlaku horní končetinou vpřed a klesá v maximálním vytočení trupu a natažení horní končetiny před zasazením pádla do vody.

Na trenažéru nestoupá EMG křivka tak strmě při začátku aktivace, vrchol křivky je spíše plošší a jeho aktivace je kratší než u kajaku. Na kajaku trvá aktivace MPM po celou dobu tlaku končetiny vpřed a jeho aktivace v průběhu tlaku kolísá, není tedy na stejné hladině. Menší a kratší aktivaci MPM u trenažéru si vysvětlujeme konstrukcí trenažéru. V průběhu tlaku vpřed je současně žerď pádla tažena lanem, které je navíjeno na větrák, tím dochází ke snížení potřebných „tlačných sil“.

#### M. obliquus abdominis externus (dále MOAE)

Tento sval je hlavním rotačním svalem při záběru vpřed na kajaku. Jeho aktivace je na kajaku jednovrcholová, a to v průběhu záběru opačné končetiny, tzn. rotace na opačnou stranu než sval leží. Během záběru ale aktivita MOAE neklesá k nulovým hodnotám, ale sval je aktivní v určité míře po celou dobu záběru. Touto aktivitou udržuje závodník v kajaku rovnováhu. Na trenažéru je MOAE aktivní pouze v průběhu rotace a ve zbytku závěru klesá EMG křivka tohoto svalu téměř k nulovým hodnotám. Na trenažéru nejsou tak velké nároky na udržování rovnováhy jako v kajaku.

## 6. 2 Porovnání maximálních korelací EMG záznamů

Korelační koeficient ukazuje na podobnosti EMG křivek svalů a konkrétní míru podobnosti určuje hodnota korelačního koeficientu.

Maximální korelace měřených svalů při jízdě na trenažéru byly obecně velmi vysoké. Pohybovaly se v hodnotách od 0,3 (pouze 1x) až po hodnotu 1. Nejčastěji se vyskytovaly hodnoty 0,7 – 0,9. U probandky III se hodnoty maximálních korelací při jízdě na trenažéru nevyskytly pod hodnotou 0,65. Znamená to že všechny měřené svaly pracují ve stejném režimu a mají podobný tvarový průběh naměřených EMG křivek. Také to poukazuje na velmi kvalitní svalovou koordinaci u této probandky. U ostatních probandů se nejčastěji vyskytovaly nižší hodnoty korelací (0,3 – 0,5) mezi svaly m. biceps brachii a m. triceps brachii. M. triceps brachii měl pak nižší hodnoty korelací i s ostatními měřenými svaly.

Hodnoty maximálních korelací měřených svalů při jízdě na rychlostním kajaku se pohybovaly v rozmezí od 0,4 do 1. Nejčastější hodnoty byly u všech probandů kolem 0,7. Obecně byly hodnoty korelací měřených svalů nižší u pádlování na kajaku než byly naměřeny u pádlování na trenažéru. Stejně jakou u hodnot měřených na trenažéru, tak i na kajaku se vyskytovaly nejnižší hodnoty korelací s ostatními svaly u m. triceps brachii. Tento sval má tedy jiný tvar křivky než ostatní. U probandek V a IV byly nejnižší hodnoty korelací u m. quadriceps femoris a m. triceps brachii. U probandky III byly hodnoty nejnižší také u m. triceps brachii. U probanda II byly nejnižší korelace u m. pectoralis major.

Domníváme se, že nižší hodnoty korelací na kajaku jsou způsobeny nestabilitou lodí. Jedinec musí celou dobu udržovat rovnováhu a současně zabírat vpřed. To pravděpodobně způsobuje větší nároky na dokonalou koordinaci svalů zapojených do záběru.

## 6. 3 Porovnání timingu svalů na kajak versus trenažér

Z tabulky vidíme, že se svaly rozdělily na dvě skupiny dle pořadí aktivace (tab. 4). V každé skupině jsou 3 svaly, které se aktivují sice v různém pořadí, ale vždy v rámci této trojice svalů. Jeden sval, a to m. serratus anterior se nepřičítá nikam a u jeho aktivace nebyla u měřených probandů zjištěna žádná tendence. Uvedené dvě skupiny svalů byly : m. latissimus dorsi, m. quadriceps femoris a m. obliquus abdominis externus. Druhá skupina svalů byla: m. triceps brachii, m. biceps brachii a m. pectoralis major. Svaly uvedených skupin

se vždy aktivovaly nejprve v první skupině a pak v druhé. Aktivace svalů obou skupin se neprolínala.

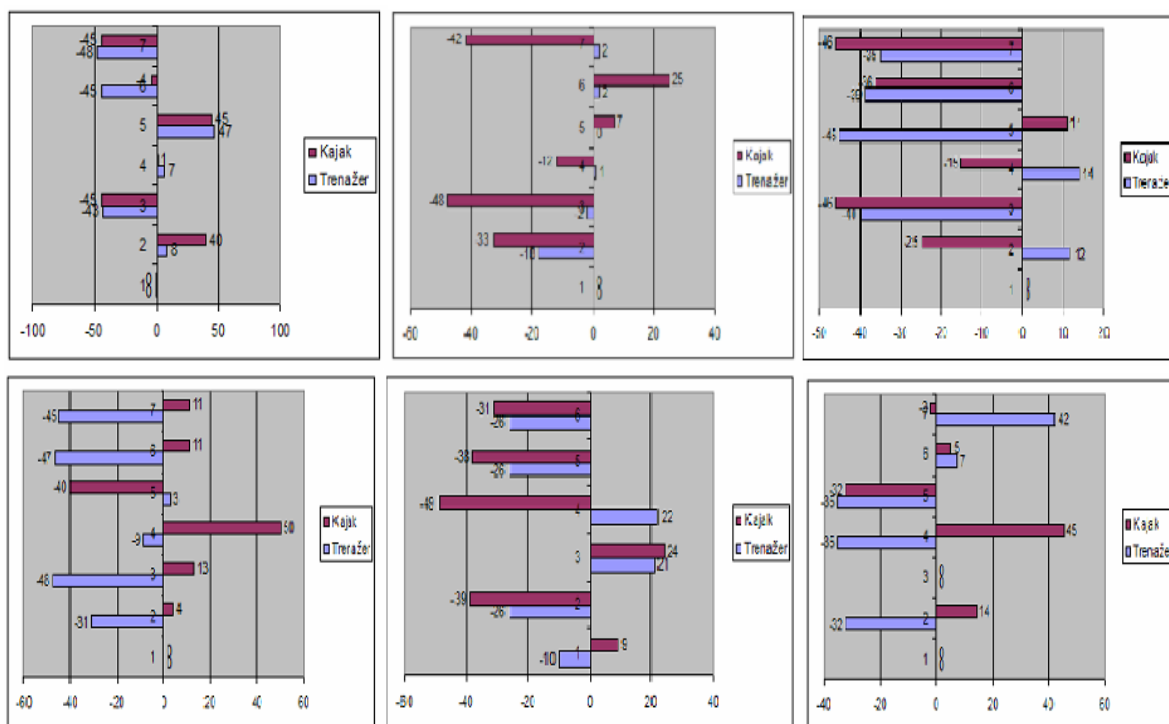
	Trenažér - průměrný krok	Kajak - průměrný krok
I	3 6 7 4 5 2 1	5 7 1 3 6 2 4
II	7 3 6 2 1 4 5	3 7 6 2 4 1 5
III	5 3 6 7 1 2 4	3 6 7 1 2 4 5
IV	7 6 3 2 4 1 5	6 3 7 2 4 1 5
V	2 3 1 5 4 6 7	6 7 3 4 5 1 2
VI	7 6 3 1 4 2 5	3 7 6 1 4 2 5

Tab. 4- Timing měřených svalů

(1. *m. triceps brachii*, 2. *m. biceps brachii*, 3. *latissimus dorsi*, 4. *pectoralis major*, 5. *serratus anterior*, 6. *m. obliquus abdominis externus*, 7. *m. quadriceps femoris*)

Z fázových posunů maximálních korelací můžeme určit nejen pořadí aktivace svalů, ale také ve které části záběru (ve kterém procentu záběru) se přesně sval aktivoval.

V další části diskuze jsou grafy zobrazující fázové posuny maximálních korelací nástupů aktivace měřených svalů v rámci průměrného záběru v intervalu -50% až + 50% vztažené ke svalu *m. biceps brachii*. Z těchto grafů jsou zřejmé intraindividuální rozdíly v timingu měřených svalů na kajaku a trenažéru u měřených osob.



Graf. 4 - Fázové posuny maximálních korelací nástupů aktivace měřených svalů (timing) v intervalu -50% až +50% vztahované ke svalu m. biceps brachii na kajaku a trenažeru, (1. m. triceps brachii, 2. m. biceps brachii, 3. latissimus dorsi, 4. pectoralis major, 5. serratus anterior, 6. m. obliquus abdominis externus, 7. m. quadriceps femoris)

Ukázalo se, že žádný z měřených svalů se nezačal aktivizovat ve stejném procentu záběru při pádlování na kajaku a na trenažeru u daného probanda. I přesto, že u některých jedinců bylo pořadí aktivace vybraných svalů stejné, při přesnějším procentuálním určení nástupu aktivace tomu tak nebylo.

## 7 Závěr

Výsledky našich studií nás vedly k těmto závěrům :

- Záběr na kajaku a trenažeru se liší velikostí zapojení svalů paží. Byla zde zjištěna signifikantně vyšší aktivizace m. triceps brachii. Je to dáno zřejmě rozdílnou dynamikou záběru. Na trenažeru je extenze předloktí při pohybu paže vpřed sice ulehčena tahem navíjecího lana upevněného na „pádlo“ ale impuls síly při zasazení pádla, tzn. v začátku záběru je větší a více soustředěn do jednoho momentu. Nehybné upevnění trenažeru



neumožňuje zřejmě dostatečnou rotaci trupu jako na kajaku. Kajakář je tedy nucen více zapojovat svaly paží.

- M. serratus anterior pravé strany je aktivován v průběhu záběru levou rukou, tedy tlačí-li pravá horní končetina vpřed. Na trenažéru je zřejmá pozdější aktivace tohoto svalu. Souvisí to opět s odlehčením tlačné končetiny navíjením lana na trenažér. Na kajaku je tento sval aktivní ještě při začátku záběru, tedy při zasazení pádla do vody.

- Výsledky ukazují na sníženou synchronizaci aktivace m. obliqui abdominis externus se svaly záběrové horní končetiny u jízdy na kajaku. Aktivace břišního svalu byla u měřených jedinců na kajaku velmi rozporuplná. Domníváme se, že je to způsobeno potřebou vyrovnávat nestabilitu lodi v průběhu jízdy. Každý závodník naklání loď v průběhu jízdy individuálně více či méně. Pilotní studie dokonce ukázala u měřeného probanda vyšší aktivizaci břišního svalu na trenažéru, což si vysvětlujeme potřebou větší síly pro záběr, kvůli již zmíněné chybějící setrvačnosti lodi.

- Díky větší dynamičnosti záběru na kajaku je u měřených svalů na EMG záznamu vidět větší rozdíl fáze aktivace a relaxace svalu. U kajaku lze více tzv. oddělit záběr díky setrvačnosti lodi. Na trenažéru je záběr více spojen s následujícím bez fáze relaxace. Tažné lano neumožňuje dostatečnou relaxaci horní končetiny po „vyndání pádla z vody“.

- Obecně byly hodnoty korelací měřených svalů na kajaku nižší než byly naměřeny u pádlování na trenažéru. Stejně jakou u hodnot měřených na trenažéru, tak i kajaku se vyskytovaly nejnižší hodnoty korelací s ostatními svaly u m. triceps brachii. Tento sval má tedy jiný tvar průběhu křivky než ostatní. Domníváme se, že nižší hodnoty korelací na kajaku jsou způsobeny nestabilitou lodi. Jedinec musí celou dobu udržovat rovnováhu a současně zabírat vpřed. To pravděpodobně způsobuje větší nároky na dokonalou koordinaci svalů zapojených do záběru. Proto se i více lišily výsledky naměřené na kajaku interindividuálně.

- Naprostá interindividuální shoda v timingu měřených svalů na kajaku a trenažéru se neukázala ani u jednoho probanda. Rozdíly v timingu svalů byly u každého jedince různé, proto nelze z naší práce učinit žádná zobecnění, pouze vyvodit určité tendence.

Cílem práce bylo zjistit, zda je trenažer vhodnou náhradou za reálné pádlování. Porovnávání obou záběrů bylo provedeno výlučně intraindividuálně. Ze zjištěných výsledků je patrné, že v průběhu pádlování na trenažeru se svaly zapojují v jiné fázi záběru než na kajaku. Z kinematické analýzy jsou patrné také určité odlišnosti obou porovnávaných záběrů. Pádlovací trenažer neumožňuje tak dynamický a oddělený záběr jako kajak. Měřené svaly nemají takovou možnost relaxace mezi jednotlivými záběry. Jsou zde také rozdíly aktivace svalů ve fázi zasazení pádla do vody, což je nejdůležitější fáze záběru kajakáře. Na trenažeru také není potřeba vyrovnávat nestability lodí, což může mít také vliv na různorodost záběru. Na trenažeru mizí potřeba citu pro vodu. A při dlouhodobém tréninku na trenažeru si může závodník vytvořit špatné technické návyky, které mohou mít negativní vliv na efektivitu záběru na vodě.

Po shrnutí všech těchto ukazatelů se trenažer jeví v podstatě jako „jiný sport“, ačkoliv na první pohled vypadá záběr vpřed tvarově téměř identicky. Toto tvrzení mohou podpořit i výsledky ze závodů na trenažerech, které se při stejném obsazení závodníků velmi často liší od výsledků závodů na vodě. Využívání trenažeru jako náhrada pádlování na vodě ve větší míře pro kajakáře bych v závislosti na zjištěných faktech nedoporučila. Lze jej samozřejmě využívat jako speciální druh posilování nebo pro zvyšování fyzické kondice. Toto tvrzení je samozřejmě vyvozeno pouze z malého množství naměřených dat a pro jeho verifikaci by bylo potřeba naměřit několikanásobně více jedinců. Ale může být určitým vodítkem, či námětem pro další studie, či trenérské postupy a metody. A může dát popud k hledání jiných alternativních metod pro trénink kajakářů.

Závěrem této práce tedy můžeme potvrdit naši hypotézu.

H1 : Kineziologický obsah specifické lokomoce realizované pletencem ramenním se bude lišit v závislosti na uložení puncta fixa, i když tvar pohybu nacházíme téměř identický.

## **8 Seznam literatury použité v autoreferátu**

1. BABYAR,S., SEMG of lumbar paraspinal muscles during seated passive tilting of patients with lateropulsion following stroke, *Neurorehabilitation Neural repair*, 2007, 21, 127
2. BALLOVÁ, K., Diplomová práce, *Posouzení změn výsledků Wingate testu horních končetin v jednotlivých obdobích ročního tréninkového cyklu rychlostních kanoistů*, Praha, UK FTVS, 2007

3. BLAHUŠ, P. K systémovému pojetí statistických metod v metodologii empirického výzkumu chování. Praha, Karolinum 1996.
4. BORKOVCOVÁ, Š., Diplomová práce, Porovnání zátěžových testů na klikovém ergometru s dosahovanými výsledky v rychlostní kanoistice, Praha, UK FTVS, 2005
5. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing, 2001.
6. DE LUCA, CJ. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *The International Society for Biomechanics* [online] 1993. Internet: www.delsys.com.
7. DUFKOVÁ, A., NOVOTNÝ, P. O., Zapojení pletence ramenního do lokomoce, *Sborník, Studentská vědecká konference, Sport a Věda*, UK FTVS, 2007
8. GAGIN, J. A. *Základy techniky pádlování*. Sborník specializovaných překladů. Kanoistika č. 2, str.13., Praha: Olympia, 1981
9. GRIGORIJEV, J., KRASNOPECEV, G.M., Dynamika tempa grebli na bajdarakach i kanoe na různých distancijach, *Greboj sport*, Moskva 1972, s. 90 – 92
10. HOJKA, V, Metodika zpracování a vyhodnocení EMG cyklického pohybu, *Česká kinantropologie*, 2010, roč. 14, č.1, s.19 - 28
11. HOJKA, V., *Ústní Sdělení*, Praha, UK FTVS, 2009
12. KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. Praha: TRITON, 1999.
13. KEMECSEY, I., Die physikalische Grundlagen des Kajakfahrens, *Kanusport*, Boblingen, 1976, s.263 - 286
14. KOLÁŘ, P. et al., *Rehabilitace v klinické praxi*, Praha, Galén, 2009, ISBN 978-80-7262-657
15. KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č. 4, s. 142 – 147
16. KRAČMAR, B. Habilitační práce: *Kineziologická analýza sportovního pohybu: Studie lokomočního pohybu při jízdě na kajaku*. Praha: UK FTVS, 2002.
17. KRAČMAR, B. Kineziologická analýza sportovního pohybu. Praha. Triton 2002.
18. KRAČMAR, B. Svalové skupiny, zapojené při provádění vybraného prvku na kajaku na divoké vodě. *Telesná výchova a šport*, 2001, č. 3, s. 26 – 32.
19. KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P., MRŮZKOVÁ, M., DUFKOVÁ, A., Lidská lokomoce přes pletence ramenní, *Rehabilitácia*, Vol.44., No.1., 2007, s.3 – 13
20. MERLETTI, R., PARKER, P., *Electromyography, physiology, engineering and noninvasive application*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, New Persey, 2004
21. NOVOTNÝ, P., *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky*, FTVS UK, katedra sportů v přírodě, Praha, 2006

22. STECENKO, J., N. a kol. *Obecná charakteristika záběrového cyklu*. In: Sborník specializovaných překladů. Kanoistika. Praha: Olympia, 1987. s. 21 – 39.
23. SZANTO, C., *Racing canoeing*, ICF, 1985
24. TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G.: *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual*. Vol. 2. Baltimore: Williams & Wilkins 1999
25. TROCHIM, W. *Social Research Methods*. /online na: [www.socialresearchmethods.net/](http://www.socialresearchmethods.net/)
26. VACKOVÁ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Diplomová práce. Praha: FTVS UK, 2004.
27. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. 84 s. ISBN 80-7184-100-5.
28. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997. 267 s. ISBN 80-7169-256
29. VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006
30. VÉLE, F. *Ústní sdělení*. Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 2008
31. VOJTA, V., *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku, včasná diagnóza a terapie*, Grada, Praha 1993, ISBN80-85424-98-3, str.250 – 254
32. WOZNIAK, K. H. a kol. *Technika v rychlostní kanoistice*. Sborník specializovaných překladů. Kanoistika č. 1, str. 7, Praha: Olympia, 1981