

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu



Komparativní kineziologická analýza záběru vpřed na kajaku a dalších forem lokomoce v rámci lokomočního vzoru

Disertační práce

Autor: Mgr. Michala Mrůzková,

Školitel: doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc

2011

Abstrakt

Výzkumná práce se zabývá porovnáním dvou forem sportovního pohybu z kineziologického hlediska; záběru vpřed na kajaku a jízdy v pádlovacím bazénu užívaného v tréninku vrcholových kajakářů jako náhrada specifického pohybu.

Na základě výchozí polohy dané rozdílným uložením bodu opory a rozdílného směru tahu svalů sledovaných činností, předpokládáme rozdílný charakter svalové funkce v pádlovacím bazénu a při jízdě na kajaku, ve smyslu fázičká – tonická svalová aktivita. Předpokládáme rozdíly v ekonomii svalové činnosti (rozdílnost v rychlosti nástupu a odeznění aktivace) a předpokládáme rozdílný sled aktivace sledovaných svalů (timingu).

Cílem výzkumné práce je prostřednictvím povrchové elektromyografie zjistit, jak se mění vnitrosvalová a mezisvalová koordinace specifického lokomočního pohybu s rozdílným uložením bodu opory. Dalším cílem je zhodnotit efektivitu zkoumaných činností a jejich využití jako náhradního tréninkového prostředku.

Studie je deskriptivní případovou studií, komparativně-analytického charakteru s intraindividuálním a interindividuálním zhodnocením. Jednotlivé případy tvořili členové národní reprezentace v kanoistice.

Z vyhodnocení výsledků výzkumu vyplývá, že pádlovací bazén jako tréninkový prostředek vhodně stimuluje aktivaci fázičkových svalů s určitými rozdíly v zajištění postury, protože se jedná o stabilnější prostředí než při jízdě na vodě. Tato tréninková metoda nenahradí specifický trénink na řece.

Klíčová slova: kajak, pádlovací bazén, elektromyografie, pohybové programy, sportovní trénink

Summary

The study focuses on comparison of two forms of the sport's movement from the kinesiological point of view – the first one is a kayak forward stroke and the second is a stroke performed in a paddling tank. The paddling tank is used as a compensation of a specific sport's movement in an elite kayakers training.

By observing the starting position of both examined strokes given by a different position of punctum fixum and a different initial afferent configuration. A different character of a muscle function in both examined sport activities (tonic, phasic muscle function) can be supposed. As well as the differences in a muscle function economy (mainly, the difference in between the speed of the start and the subsequent fading of the activation) and the least but not the last to be supposed is a different succession of activities of observed muscle (so called: timing).

The goal of the study is to investigate changes in intermuscular and intramuscular coordination of the specific locomotive movement with a different position of punctum fixum, by means of a surface electromyography. The further goal of our study is to evaluate the effectivity of examined training methods and their utilization as a compensatory training tool.

The study is a descriptive individual study of a comparative analytical character with intraindividual and interindividual evaluation. All examined subjects are members of the Kayak National Team.

The study results show that paddling tank, as a training tool, properly stimulates activation of phasic muscles with some differences in securing the posture, that happens because the pool provides much steadier environment than when paddling on water. This training method can not replace the proper river work-out.

Key words: kayak, paddling tank, electromyography, movement patterns, sport's training

Poděkování

Na tomto místě chci poděkovat školiteli doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za vstřícnost, trpělivost a odborné vedení po celou dobu studia.

Velký dík patří kolegům Katedry sportů v přírodě Mgr. Radce Bačákové a fyzioterapeutce a konzultantce Lence Satrapové za ochotnou pomoc při výzkumu a praktické rady. Rovněž děkuji doktorandům Katedry atletiky Mgr. Martině Vystrčilové a Mgr. Vladimíru Hojkovi.

Za velkou podporu děkuji své rodině.

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracovala samostatně pod vedením školitele doc. PaedDr. Bronislava Kračmara, CSc. a konzultantky Mgr. Lenky Satrapové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky

V Praze, 2011

.....
Mgr. Michala Mrůzková

Svoluji k zapůjčení své disertační práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno příjmení	Číslo OP	Datum vypůjčení	Poznámka

Seznam zkratek

CNS	centrální nervový systém
DK	dolní končetiny
EMG	elektromyografie
FTVS UK	Univerzita Karlova v Praze Fakulta tělesné výchovy a sportu
HK	horní končetiny
PB	pádlovací bazén
PF	punctum fixum
PM	punctum mobile
RF	retikulární formace
SW	software
USK	Univerzitní sportovní klub

Obsah

1. ÚVOD	10
2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA	12
- 2.1 Přehled literatury	12
- 2.2 Kanoistika	15
- 2.2.1 Charakteristika disciplín	15
- 2.2.2 Charakteristika pohybového projevu – technika pádlování	16
- 2.2.3 Zvláštnosti mezisvalové koordinace	20
- 2.2.4 Kineziologie záběru vpřed na sjezdovém kajaku	22
- 2.2.5 Biomechanika přímého záběru na kajaku	23
- 2.3 Pohyb obecně	26
- 2.3.1 Výkonné orgány pohybu	27
- 2.3.2 Nervosvalová funkce	27
- 2.3.3 Motorické vzory, motorické programy	28
- 2.3.4 Hybné stereotypy	29
- 2.3.5 Svalové řetězení	30
- 2.3.6 Svalové systémy, svalové dysbalance	31
- 2.4 Kineziologie lidského pohybu	32
- 2.4.1 Posturální ontogeneze	33
- 2.4.2 Postura	34
- 2.4.3 Funkční centrace kloubu	35
- 2.4.4 Vztah posturálního a lokomočního systému	35
- 2.4.5 Stabilizace	36
- 2.5 Pohyb při působení zevní síly	37
- 2.5.1 Cvičení svalové síly	39
- 2.6 Kineziologie ramenního pletence	41
- 2.6.1 Kostí pletence ramenního	42
- 2.6.2 Klouby pletence ramenního	43
- 2.6.3 Pohyby v ramenním kloubu	44
- 2.6.4 Svaly pletence ramenního	46
- 2.6.4.1 Svaly spojující lopatku s trupem, krkem a hlavou	46
- 2.6.4.2 Svaly spojující lopatku a kost pažní	48

-	2.6.4.3 Svaly spojující paži s trupem bez přímého vztahu k lopatce	49
-	2.6.5 Funkční spojení při pohybech ramenního pletence	50
-	2.6.5.1 Svalové smyčky mezi trupem a lopatkou	50
-	2.6.5.2 Řetězce mezi ramenním pletencem a hrudníkem	51
-	2.6.5.3 Řetězec zpevňující a fixující pletenec ramenní	52
-	2.6.5.4 Řetězce pletenec mezi pletencem ramenním a předloktím	52
-	2.6.5.5 Ostatní řetězce	53
-	2.7 Řízení pohybu	54
-	2.7.1 Základní systémy řízení činnosti kosterního svalstva	57
-	2.8 Elektromyografie	59
-	2.8.1 EMG záznam a faktory, které ho ovlivňují	60
-	2.8.2 Zpracování naměřených dat	60
-	2.8.3 Únava svalu	62
-	2.8.4 EMG přístroj – požadavky na konstrukci	63
-	2.8.5 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu cyklického pohybu	66
	3. CÍLE A ÚKOLY PRÁCE	70
	4. METODIKA PRÁCE	72
-	4.1 Charakter výzkumu	72
-	4.2 Popis sledovaného souboru, výběr případů	72
-	4.3 Použité metody	73
-	4.4 Sběr dat	73
-	4.5 Analýza a interpretace dat	77
	5. VÝSLEDKY	80
-	5.1 Proband 1	80
-	5.2 Proband 2	84
-	5.3 Proband 3	87
-	5.4 Proband 4	90
-	5.5 Proband 5	93
	6. DISKUSE	96
	7. ZÁVĚRY	99
	SEZNAM LITERATURY	101
	PŘÍLOHY	

1. Úvod

Jízda na sjezdovém kajaku je cyklický lokomoční pohyb uskutečňovaný přes pletenec ramenní podléhající obecným zákonitostem lidské motoriky (centrace kloubu, zaujmutí polohy, stabilizace apod.), formující se během ontogenetického vývoje v procesu posturální ontogeneze (Kračmar, 2002).

Jízda na kajaku může být provozována na různých výkonnostních úrovních. Klade nároky zejména na kardiorespirační systém, rychlostně silové, popřípadě silově vytrvalostní schopnosti a techniku provedení pohybu, která využití kapacity funkčních systémů a silových schopností přímo podmiňuje (Gagin, 1976). Ideální technika odpovídá pravidlu o ekonomičnosti a účelnosti pohybu. Technickou kvalitu určuje koordinovaná práce svalů fázicky činných a svalů fixačních, které pohyb zajišťují. Takový pohyb je harmonický a ekonomický. „*Ekonomický pohyb nepřetěžuje struktury, protože nepoužívá maximální síly, ale pouze síly potřebné*“ (Véle, 2006). Technické zdokonalování je jedna z podstatných složek přípravy vrcholových kajakářů.

Při nácviku správné techniky se svalové skupiny zapojují v koordinačních souhrách. Efektivní souhry jsou nadále používány a posilovány (Dvořák, 2005). Opakováním se stávají funkčním celkem – pohybovým stereotypem. V zimním období neumožňují klimatické podmínky jízdu v přirozených podmínkách a pohybový stereotyp, který neosvěžujeme tréninkem, vyhasíná a ztrácí kvalitu (Janda, 1982). Pevně fixovaný stereotyp dovolí udržet účelovou techniku provedení pohybu i při vysokém psychickém vypětí či při únavě. Fixace hybného stereotypu probíhá nejrůznějšími tréninkovými prostředky.

Výběr tréninkových prostředků by měl po stránce techniky pohybu maximálně kopírovat techniku závodního provedení (Kračmar, 2002). Silovou složku lze nahradit tréninkem s odpory ve fitness posilovně, ale takový trénink posiluje jen izolované svaly nebo svalové skupiny a nerozvíjí mezisvalovou koordinaci (Kolář, 2009) pro jízdu na kajaku nezbytnou. Pohlížíme-li na sval jako na funkční jednotku, je jeho aktivita zapojena do funkčního řetězce svalů zajišťující daný pohyb, včetně jeho stabilizační složky a izolované posilování tedy nenahradí specifický pohyb při jízdě na vodě. Centrální nervový systém (dále CNS) neřídí jednotlivé svaly, ale celé pohyby (Kralíček, 1995; Véle, 2006).

Kinematické charakteristiky koordinace pohybů v pádlovacím bazénu (PB) včetně zapojení obdobných svalových skupin je podobný jako při jízdě na kajaku, a proto je pádlování v pádlovacím bazénu tréninkovým prostředkem nejhojněji užívaným během zimního období, jako náhrada specifického tréninku. Výběr této metody je obvykle založen pouze na vnější podobnosti sledované činnosti a na kinematických analýzách, které však nepostihují pohyb komplexně a nepostihují charakteristiky vnitrosvalové a mezisvalové koordinace.

Výzkum se zabývá koordinací svalové práce specifické sportovní lokomoce podléhající principům lidské motoriky, která se vyvíjí během fylogenetického a ontogenetického vývoje na základě definovaných genetických vzorů. S vývojem CNS se vytvářejí složitější pohybové programy vybavitelné na vnější či vnitřní podnět a probíhají automaticky. O kvalitě pohybu rozhoduje výchozí nastavení jednotlivých segmentů těla – atituda (Kolář, 2009, Véle, 2006, Kračmar, 2002). Bod opory vytvořený na listu pádla záběrové paže na kajaku umožňuje koordinovanou svalovou činností změnu těžiště a posun lodi vpřed v souladu s obecnými zásady aktivní lokomoce v uzavřeném kinematickém řetězci (Krobot, 1997). V pádlovacím bazénu je bod opory přesunut proximálním směrem a volná horní končetina se pohybuje k trupu proti odporu vodního prostředí. Nedochází k významné změně těžiště. Uložení bodu opory představuje rozdílnou aferentní situaci, která vyvolává rozdílnou motorickou odpověď týkající se celé muskulatury včetně posturální funkce na níž navazuje fázičká hybnost (Trojan a kol., 1991; Kolář, 1995). Na výchozí poloze segmentů také závisí zvolený typ svalové kontrakce a míra angažovanosti příslušných svalových skupin při realizaci účelného pohybu (Havlíčková, 1999). Také Steindler (1955) uvádí, že uložení bodu opory distálním nebo proximálním směrem má vliv na kvalitu pohybu.

Cílem studie je prostřednictvím povrchové elektromyografie porovnat dvě formy sportovního pohybu přes pletenec ramenní z kineziologického hlediska. Zhodnotit koordinaci a charakter svalové aktivity vybraných svalů na sjezdovém kajaku a porovnat výsledky při jízdě v pádlovacím bazénu. Na základě výsledků zhodnotit efektivitu tréninku v pádlovacím bazénu.

Výsledky by mohly vést k jinému pohledu na dosavadní užívání zaběhnutých tréninkových metod a vnést nový náhled na trénink specifického pohybu v souladu s poznatky z kineziologie sportovního pohybu.

2. Teoretická východiska

2.1. Přehled literatury

První skupinu literatury tvoří publikace a studie zabývající se problematikou jízdy na kajaku. Technikou jízdy a pádlování na klidné vodě, tedy technikou rychlostních kajakářů se podrobně zabývala skupin autorů v 70. - 80. letech: Gagin (1976), Wozniak (1972), Kandaurov (1974). Biomechanikou jízdy lodi a vnější strukturu záběru popisují Razumov (1979), Issurin (1978), Kemecey (1976). Nezbytnost správné svalové koordinace pro efektivní využití síly zdůrazňuje Stecenko (1982) a Lazareva (1969). Dále rozpracovává techniku a časování záběru ve své práci Fučíková (2002). Greg Barton (2002) a Szanto (2007) navíc popisují subjektivní pocit při záběru, kdy rozhodujícím momentem pro dopřednou jízdu je přitahování trupu k záběrové paži. Stejný pohled a nutnost vytvoření bodu opory a přitažení se k němu uvádí v diplomové práci Strnadová (2004). Techniku záběru na divoké vodě popisuje Endicott (1986) ve své knize *To win the word*. Nerozlišuje ještě rozdíly mezi jízdou na slalomovém a sjezdovém kajaku. Techniku záběru na sjezdovém kajaku stručně zachycuje Knebel (2000) v metodické příručce pro trenéry. Podrobně se jím zabývá Strnadová (2004) v diplomové práci. Jízdu na sjezdovém i slalomovém kajaku analyzuje Kračmar (2002) a dává nový pohled na techniku na kajaku z kineziologického hlediska. Kračmar (2001, 2002) vychází ze zákonitostí ontogeneze lidského jedince. Nachází společné prvky přímého záběru vpřed na kajaku s globálními pohybovými vzory popsány prof. Vojtou (Vojta, Peters, 1995). Obecně o kanoistice pojednává kniha Bílého, Kračmara a Notoného (2000, 2001). Bohužel prací, které se zabývají pouze technikou jízdy na sjezdovém kajaku je minimum a práce týkající se divoké vody obvykle popisují techniku na plastových turistických kajacích, nebo se týkají disciplíny vodní slalom, která představuje olympijský sport. Přestože základní biomechanické charakteristiky pohybu při jízdě na kajaku jsou podobné, kineziologické hledisko se bude lišit v závislosti na vnějších podmínkách.

Z oblasti biomedicínské literatury bych chtěla zdůraznit následující autory. Prof. Vojta se zabýval především oborem vývojové kineziologie a diagnostiky. Obrovský přínos měla jeho publikace *Vojtův princip* (1995), kde rozpracoval systém reflexní

lokomoce. „*Centrální řízení zapojování jednotlivých svalů je geneticky kódováno a při zdravém vývoji jedince se aktivuje spontánně ve správném pořadí a ve správných motorických vzorech*“ (Vojta, 1995). Práci prof. Vojty rozvíjí ve svých pracích Kolář (1996, 1998, 1999, 2001, 2009), v kterých vysvětluje podstatu lidského pohybu. Přínosný je soubor přednášek a publikací Véleho (2005, 2006), které pojednávají o svalovém řetězení, a v kterých popisuje nejdůležitější svalové řetězce a smyčky. Véle se zabývá kineziologií lidského pohybu a zdůrazňuje význam dechu na posturu. Zdůrazňuje nutnost zavést kineziologii jako obor potřebný pro výchovu pracovníků v oblasti sportu a tělovýchovy. Rehabilitací pohybových poruch se zabývali autoři Janda (1966, 1982), Lewit (1998) a další. Krobot (2004) a Kapandji (1975) se zabýval vývojovými souvislostmi fylogeneze lopatkového pletence pro reflexní pohybovou terapii s důrazem na teleokineziologickou výlučnost lopatkového pletence. Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce uvádí ve své diplomové práci Vacková (2004). Rozebírá obecné poznatky o vzniku kvadrupedie a o vývoji kvadrupedie v rámci obratlovců. Poznatky srovnává s režimem pohybu ve vybraných sportovních odvětvích včetně kanoistiky. Kineziologické aspekty sportovní lokomoce rozebírá ve své monografii Kračmar (2002). Poukazuje na některé neurologické souvislosti a modifikuje teorii o centrálním řízení pohybu na oblast sportovní lokomoce člověka. Srovnání různých forem sportovní lokomoce realizované prostřednictvím pletence ramenního zpracoval ve své disertační práci Novotný (2007). Sportovní lokomocí se dále také zabývají ve svých pracích a studiích Janda, Vojta, Kolář, Véle, Rash, Burke (1971) a další. Jde o problematiku dotýkajících se pojmů: zajištění postury a pohybu, centrace kloubu, segmentální stabilita, přenos těžiště k punctu fixu atd. Problematikou otevřených a uzavřených řetězců a umístěním puncta fixa se zabývali také autoři Dvořák (2005), Vařeka (2001), Steindler (Steindler in Krobot, 1997). Steinder je znám také jako první autor učebnice kinesiologie. Teorií motoriky, centrálními mechanismy řízení pohybu se zabýval ve své knize Trojan a kol. (1991) a Véle (1997). Neméně důležité jsou publikace zabývající se funkční anatomií člověka (Dylevský a kol., 2009), biomechaniku reprezentují knihy Karase a Otáhala z roku 1972 a 1990.

Třetí skupinu tvoří literatura o elektromyografii. Basmajian ve své práci *Muscles alive* (1967) provedl EMG studii pohybů u člověka. Dal tím základ pro použití funkční vyšetřovací metodiky v kineziologii. Obecné informace o této vyšetřovací metodě přináší Keller (1999). Rodová se svým kolektivem (2001) pak objasňuje ve své práci

současné možnosti využití povrchové elektromyografie a vztah mezi naměřeným EMG signálem a svalovou silou. Ze zahraničních autorů bych jmenovala především monografii Merlettiho a Parkera (2004), který přináší ucelený pohled na metodu elektromyografie. De Luca se v práci z roku 1993 zabývá aplikací EMG v kineziologii a jiných odvětvích.

2.2 Kanoistika

2.2.1 Charakteristika disciplín

Sjezd na divoké vodě (obr. č. 1)

Sjezd na kajaku je silově-vytrvalostní disciplína provozovaná v přírodním prostředí na klidné nebo tekoucí vodě. Proměnlivé vnější prostředí klade vysoké nároky na nervosvalový komplex. Pohybové úkoly sportovec řeší pomocí řady dynamických stereotypů (Rohan, 1991), které se budují během tréninkového procesu při styku s vnějším prostředím. Sportovní výkon ve sjezdu je charakterizován nároky na kardiopulsační systém, technicko-koordinační připravenost a psychickou odolnost spojenou s překonáváním dlouhotrvající zátěže (Knebel, 2000). Fyzické předpoklady (síla, rychlost, vytrvalost) mohou ke kvalitnímu výkonu přispívat jen omezeně. Pouze aplikace účelné techniky provedení pohybu nám dovolí tyto předpoklady využít.

Účelnou technikou docílíme maximálního efektu při minimu energetických nároků. Energetické požadavky na svalovou práci jsou nejmenší, pokud jsou jednotlivé sektory pohybového systému vyváženy (Véle, 2006). Technickou připraveností rozumíme nejen techniku pohybového projevu, ale také techniku jízdy ve zvládnutém vodním terénu při překonávání přírodních překážek (průjezdy vodních válců, přejezdy vln atd.), která je zvládnutím koordinovaného projevu přímo podmíněna.

Sjezd je charakterizován jako vytrvalostní disciplína kladoucí nároky na kardiopulsační systém. Tvorba energie je zajištěna především prostřednictvím aerobního a aerobně-anaerobního metabolismu (tratě maratonské a tratě klasického typu v délce trvání 15-20 minut). Schopnost submaximální zátěže je nutná při překonávání sprintové trati (300-500m). Tratě pro sjezd jsou stavěny na přírodních řekách klasifikovaných obtížností do WW V nebo na umělých slalomových kanálech pro disciplínu sprint (Bílý, 2000).



Obr. č. 1: Sjezdový kajak (ilustrační fotografie)

Jízda v pádlovacím bazénu (obr. č. 2)

Pádlovací bazén je speciálně vybudovaný prostor (místnost) pro pádlování, kdy není možné trénovat v přirozených podmínkách na řece (počasí, povodeň apod.). Charakter techniky pádlování se nejvíce blíží skutečnému pádlování. Vedle techniky rozvíjí také specifickou sílu a vytrvalost (Szanto, 2007).



Obr. č. 2: Pádlovací bazén (ilustrační foto)

2.2.2 Charakteristika pohybové projevu – technika pádlování

Jízda na sjezdovém kajaku je cyklický lokomoční pohyb uskutečňovaný pletencem ramenním, podléhající obecným zákonitostem motoriky (Kračmar, 2002).

Rozhodujícím momentem pro lokomoci na kajaku je vytvoření bodu opory – „puncta fixa“ (PF) v místě zasazení listu záběrové paže do vody. Tělo s lodí (soustava člověk-stroj) tvoří punctum mobile (PM) a je přitahováno k tomuto bodu (Barton, 2002; Gagin, 1976). Schopnost vytvořit pevný bod, ke kterému je loď tažena označuje Strnadová (2004) jako cit pro vodu. „*Je to nastavení pádla do správné výchozí polohy, ve správném úhlu; a tažení, ne pomalu ani příliš rychle, s přiměřeným silovým úsilím tak, aby nedošlo k protržení vody a vzniku turbulencí za listem pádla. V takovém případě by záběr nebyl efektivní a rychlost lodě by neodpovídala vynaloženému svalovému úsilí. Cit pro vodu se vytrácí při příliš velkém silovém tréninku, kdy dochází k otupení tohoto smyslu a ztrátě jemné svalové koordinace. Při nesprávně uchopeném záběru voda uniká z listu a vyčerpávající svalová práce nemá odezvu*“. Jde o velice jemnou koordinovanou svalovou činnost, která má své uplatnění především ve zvlněném vodním terénu. Zásoba pohybových reakcí usnadňuje adaptaci pohybového aparátu na změny vnějšího prostředí.

Jeden cyklus tvoří přímý záběr vpřed uskutečněn působením především prací mohutných svalových skupin trupu a paží a podpůrnou prací dolních končetin. Podíl práce paží se zvyšuje na divoké vodě, kde jsou kladeny větší nároky na řízení. Při záběru na klidné vodě je využita rotace trupu kolem vertikální osy a jeho setrvačnickový charakter pohybu (Stecenko a kol., 1982). Pro efektivní přenos mechanické energie kyvadlově pohybujícího se trupu, je nutná jeho dokonalá stabilizace (Kračmar, 2002; Barton, 2002; Stecenko, 1982).

Sportovec sedí ve vzpřímené poloze, trup je lehce nakloněn vpřed. Kolena jsou mírně od sebe zapřena za oporu, paty jsou u sebe a chodidla spočívají na opěrce. Řízení lodi je prováděno náklony pánve vždy do protipohybu spolu s podpůrnou řídicí činností paží.

Koordinovanou činnost horních končetin, trupu a svalů dolních končetin je přenášena síla svalů na pohyb lodi vpřed (Bílý, Kračmar, Novotný, 2000). Na obtížnějších vodních terénech je pro efektivní průjezd nutná koordinovaná činnost řídicích pohybů spolu se změnou polohy těžiště hlavně při přejezdech větších vln a vodních válců. V takovém případě se trup pohybuje i v předozadním směru.

Szanto (2007) uvádí jako klíčové faktory techniky jízdy na kajaku: přímý záběr vpřed – přenos síly, koordinace pohybu, rytmus (časoprostorová charakteristika),

účinnost záběru. Vzhledem k zaměření této práce se budu podrobně zabývat pouze prvními dvěma zmíněnými faktory.

Záběr vpřed je pomyslně členěn na fáze, které různí autoři nazývají odlišně. Bílý (1998, 2000, 2002) a Knebel (2000) člení záběr na fáze zasazení, tažení, vytažení a přenos. Stecenko (1982) rozlišuje jako hlavní dvě fáze: opornou a bezopornou fázi. Barton (2002) nazývá přenos relaxací. Autoři se shodují na obsahu a pro výsledný záběr je členění nepodstatné. Záběr vpřed tvoří jeden celek, a přechody mezi fázemi nejsou zřetelné. Oddělený popis je uváděn pro větší přehlednost.

Přenos - bezoporná fáze

Tato fáze bývá v literatuře označena jako fáze odpočinková, kdy dochází k relaxaci a přípravě na další záběr (Bílý, 2000; Barton 2002). Toto je ale chybná domněnka, neboť v této fázi se tvoří základní předpoklady pro účinnou realizaci tažení. Je neoddělitelnou součástí fáze oporné (tažné) a ve značné míře ji podmiňuje.

V úvodní části bezoporné fáze dochází k dotočení trupu až do konce pohybu paže do výchozí polohy. Dorotování způsobuje úplné protažení svalstva trupu a zachovává setrvačnost pohybu. Dotočení nesmí být samostatným pohybem, ale musí být pokračováním pohybu trupu v oporné fázi. Rotace probíhá plynule a trup se v krajní poloze prakticky nezastavuje. Závěrečným prvkem je zvyšování rychlosti trupu před zahájením záběru. Tím dochází k využití setrvačné síly trupu vracejícího se okolo vertikální osy k tomu, aby se zvýšila efektivnost tažení. Využití síly trupu je základem pro ekonomickou jízdu (Stecenko, 1982).

Je-li v pohybu využíváno relativně slabých svalových skupin, je tím automaticky snížena možnost plně využít mohutné svalové skupiny. Bude-li výrazně aktivizováno svalstvo paží, klesne v záběru podíl svalových skupin trupu. Význam mají paže především na začátku záběru. V jeho průběhu pak pouze korigují směr a napomáhají udržovat stabilitu lodi. Stecenko (1982) uvádí jako nejefektivnější zasazení provést pažemi a následně zapojit trup. Svalstvo trupu disponuje větší maximální silou a schopností dosáhnout při práci většího výkonu. Pracující svaly se musí aktivovat již v bezoporné fázi, aby v záběru mohly rozvinout maximální sílu.

Oporná fáze – zasazení, tažení, vytažení

Zasazení je spojeno se zvláštnostmi práce pádla ve vodě a se silami, které na něj působí. Než dosáhne list pádla kolmé polohy během tažné fáze, pohybuje se po složité

dráze a z hlediska přenosu energie je tato fáze nejdůležitější. Rozhodující je vytvoření bodu opory. Zasazení musí být rychlé a čisté (bez šplouchnutí vody okolo listu). Tažení probíhá rotací trupu kolem vertikální osy. Záběrová (tažná) paže plní funkci pevné páky, která převádí sílu trupu a paží, nezáběrová (tlačná) paže tvoří oporu pro přitažení celého těla k listu. Vytažení provádí svalstvo paží mírně před trupem sportovce, přibližně na úrovni límce lodi. List pádla se pohybuje dále za tělo v souvislosti s dorotováním trupu a přípravy paže pro další záběr na opačné straně. List pádla už musí být v tomto okamžiku nad vodou. Zatahování pádla ve vodě za tělo je hrubou chybou, která narušuje působící síly. Fáze vytažení přechází plynule do bezoporné fáze zahájené přetočením trupu do protipohybu (Stecenko 1982; Bílý, 2000; Knebel, 2000).

Účinnost tažné fáze je určena celkovým rozsahem práce trupu a převodem síly z pádla na loď, což podmiňuje úhel zasazení pádla a dráha pohybu listu ve vodě, a na pevnosti systému paže-trup.

Se zvyšováním obtížnosti vodního terénu se základní popsaná technika mírně odchyluje vždy tak, aby byla zachována efektivnost a ekonomičnost pohybu. Na divoké vodě jsou větší požadavky na práci trupu při změně těžiště při přejezdech vln, dále se více zapojuje svalstvo paží podílejících se spolu s náklony trupu na řídicích záběrech. Mění se také rytmizace pádlování a rozložení sil během záběru. Záběrová paže setrvává déle ve vodě a slouží částečně jako opora při vyvažování nestability. Na divoké vodě je kladen vysoký nárok na svalovou koordinaci a adaptabilitu pohybu při častých změnách vodního prostředí.

Technika pádlování má svá pravidla postavená na biomechanických a fyzikálních zákonech. Každý člověk je individualita, tedy výsledná technika není nikdy u všech totožná. Lidské tělo je dynamický systém, který se mění a reaguje podle aktuálních vnějších a vnitřních podmínek. Individuální pohybový projev nazýváme styl, který je přizpůsoben konkrétnímu individu podle aktuálního stavu (somatickým odlišnostem, psychickému stavu atd.). Rozhodujícím faktorem je vždy efektivita práce, tj. dosažení maximálního výkonu (maximální rychlost lodi) s minimálním úsilím.

Při hodnocení techniky napomáhá rozbor videozáznamu a vytvořených kinogramů, kde se obvykle analyzuje postavení segmentů vůči sobě. Větší výpovědní hodnotu má celkové hodnocení pohybu včetně rytmu pádlování, který postihuje časoprostorové uspořádání záběru a rozložení síly.

V pádlovacím bazénu (obr. č. 2) sportovec sedí na sedačce modifikující sezení v kajaku pevně spojené s podkladem a pádlem uvádí do pohybu vodu na obou stranách těla ve vodních nádržích. Pro kvalitní záběr je cirkulující voda podmínkou. Ze všech čtyř stran jsou zrcadla pro kontrolu techniky. Bod v místě zasazení listu do vody se stává mobilním bodem a záběrová paže je tažena směrem k trupu sportovce. Těžiště celé soustavy sportovec – loď se během záběru významně nemění. Nejedná se tedy o aktivní lokomoci. Vnější projev pohybu je obdobný jako na řece. Uložení PF a PM je opačné než při jízdě na kajaku.

Odpor vody v PB při záběru vyžaduje vyšší silovou připravenost než při pádlování na klidné vodě, proto by použité listy pádel měly být o 10-15cm užší a stejné délky, jako při pádlování v lodi (Szanto, 2007), případně použít listy s perforací.

Monotónnost stereotypní činnosti a neměnné prostředí v PB je náročné na psychiku, proto se v pádlovacím bazénu nedoporučují dlouhé tréninkové fáze.

2.2.3 Zvláštnosti mezisvalové koordinace

Mezisvalovou koordinací se rozumí kvalita provedení technické činnosti spojená s diferencováním svalových sil v čase. Nesprávné zapojení práce svalů zajišťující daný pohyb; napětí svalů, kdy mají být uvolněny – vede k nedokonalému využití pohybových možností kajakáře. Uspíšení pohybů, tedy narušení rytmu, snižuje velikost vnějšího projevu síly, vede k rychlejšímu nástupu projevů únavy a vede k omezení maximální rychlosti lodi (Stecenko, 1982).

Kinematické analýzy hodnotící vnější projev pohybu jsou z hlediska zvládnutí technických požadavků pohybu nedostačující. Komplexní rozbor musí zahrnovat jak vnější tak vnitřní charakteristiky struktury pohybu. Navíc posouzení vnějšího projevu nic nevypovídá o funkční stránce pohybu.

Při pádlování působí na sportovce nejrůznější síly, na které musí tělo adekvátně reagovat. Vnější síly (odpor vodního prostředí) se převádějí na síly vnitřní. Automaticky se zapojují takové svaly, aby mohl pohybový systém na vnější síly reagovat. Zapojují se vždy nejen svaly, které se přímo pohybu účastní, ale aktivuje se celý převodní systém, aby došlo k zastabilizování klíčových segmentů pro realizaci pohybu (Kolář, 2006;

Véle, 2006) Aktivují se svaly, které přímo pohyb realizují, včetně těch, které ho zajišťují. Tedy každý pohyb musí mít zázemí v dobré stabilizaci. Během tréninkového procesu je třeba nacvičit takové pohybové a svalové souhry, aby do práce byly zapojeny v odpovídající míře jen ty svaly, které provádějí daný pohyb a jeho zajištění. Ostatní by měly být relaxovány. Kvalitně fixovaný stereotyp je lépe vybavitelný, naopak chybně vybudovaný stereotyp lze jen těžko přeučit. Na základě těchto okolností je třeba věnovat mimořádnou pozornost při jejich tvorbě (Janda, 1982).

Pádlovací bazén se užívá k nácviku a upevnění pádlovacího stereotypu. Trenér a sám sportovec může kontrolovat svůj pohyb v systému zrcadel postavených tak, aby měl jedinec zpětnou vazbu o prováděném pohybu ze všech úhlů pohledu. Lze tak dosáhnout bezchybného provedení z vnějšího pohledu. O vnitřním nastavení a uspořádání pohybu nám tato korekce nic nevyovídá. Jaké svaly se konkrétně pohybu účastní, jakým způsobem pracují, jaké je postavení klíčových segmentů pánev, páteř, hlava apod. – to jsou otázky, které by si sportovec měl klást.

Stabilizace na kajaku

Spodní část páteře spojuje pasivní spodní část (loď) s dynamickou horní částí trupu. V lodi se sedí vzpřímeně, v mírném předklonu, váha těla se neopírá o zádovou opěrku, ale spočívá na hýždích. Chodidla a kolena jsou zapřena o opěrky, paty jsou u sebe. V této pozici jsou břišní svaly napnuté a umožňují přímý přenos síly z pádla na loď (Dittrich, 2007). *„Pro stabilizaci trupu jsou důležité informace o opoře pánve vůči sedací ploše a o vzájemném postavení pánve vůči páteři. Význam má i postavení femurů v kyčelních kloubech ovlivňující postavení páteře“ (Véle, 2006).*

Kvalitu pohybu ovlivňuje výchozí nastavení segmentů – výchozí poloha (atituda). Ta určuje, jaký pohybový program bude vybrán pro provedení pohybu. Z více možných variant je vybrána ta, která nejvíce odpovídá ekonomice a efektivnosti pro realizace konkrétního pohybového záměru a reaguje na individuální stav vnějších a vnitřních podmínek (Dvořák, 2005).

2.2.4 Kineziologie záběru vpřed na sjezdovém kajaku (podle Kračmara, 2001, 2002)

Kračmar (2002) ve své studii popisuje aktivaci vybraných svalů při jízdě na kajaku u závodníka světové úrovně. Předpokladem je dokonale fixovaný pohybový stereotyp, který odpovídá efektivní technice provedení.

Základní provedení záběru vpřed na kajaku vychází ze vzpřímené polohy. Trup je v kolmém postavení nebo mírném předklonu, ramena jsou vytočena do směru pohybu. Někteří závodníci preferují mírný záklon. Konečná poloha trupu je dána anatomickými odchylkami a je podřízena efektivitě tažné fáze. Těžiště těla je udržováno ve středu lodi. Spodní (záběrová paže) je natažena vpřed, horní (tlačná) paže je pokrčena přibližně ve výši očí. Zasazený list ve vodě spolu se zápěstím a loktem či pletencem ramenním tvoří bod opory. List je zasazen u boku lodi. Tažení následuje po přímé dráze u boku lodi rotací ramen a trupu kolem osy páteře. Tažení je dokončeno pokrčením spodní paže a vytažením listu z vody v úrovni předního okraje límce lodi. Horní paže se pohybuje po přímé dráze přibližně v úrovni očí. Postupně se přibližuje k vodní hladině pro zahájení záběru na opačné straně. V přenosné fázi je žerď pádla přetočena pro nastavení listu plochou záběru kolmo k vodní hladině. V konečné pozici zaujímá jedinec polohu, která odpovídá výchozí poloze dalšího záběru. Pletenec pánevní a končetiny mají fixační, přenosnou a rovnovážnou funkci. Díky pevnému sezení kajakáře s oporou chodidel a fixací kolen tvoří tato část těla pevný celek s lodí a tvoří tak punctum mobile (Kolář 2000 in Kračmar, 2001).

Kračmar (2002) ve své studii nachází některé shodné prvky při jízdě na kajaku s reflexním plazením tak, jak jej popsal prof. Vojta (Vojta, Peters, 1995). Reflexní plazení zahrnuje prvky vzpřímení proti gravitaci a aktivní lokomoci trupu ve směru opěrných končetin. Součástí pohybu je rotace osového orgánu (hlava, páteř), jejímž předpokladem je extenze páteře ve všech úsecích. Pohyb trupu po podložce se děje směrem k opěrnému bodu na lokti, který je flektován, paže je v ramenním kloubu ve flexi a abdukci. Za opěrné body slouží proximální segmenty čelistní končetiny (paže, stehno) a pata záhlavní končetiny. Při opěrné fázi se otáčí kloubní plocha přes hlavičku humeru, resp. femuru. Při vlastním fázickém pohybu (fáze kroku) se otáčí humerus, resp. femur v kloubní ploše (Kračmar, 2001).

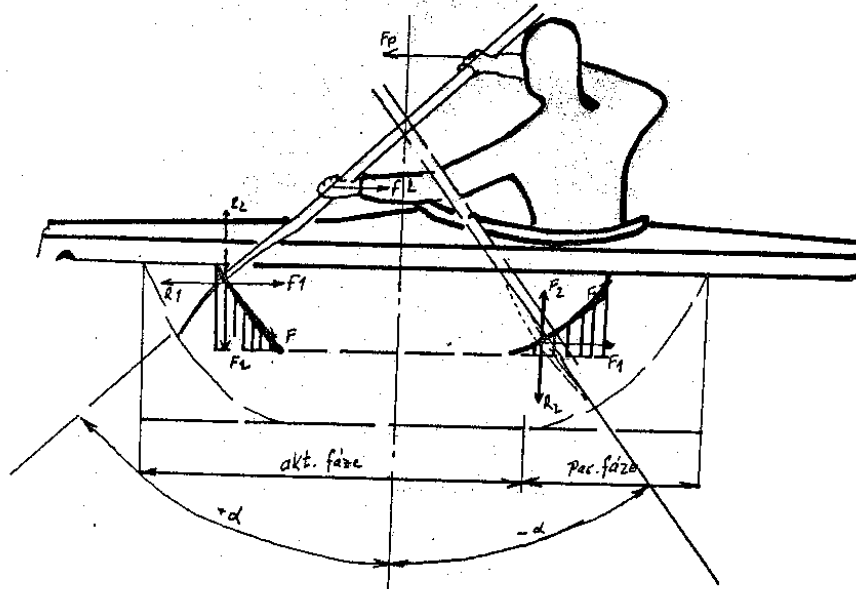
Stabilizace lopatky při úvodní části záběru (příprava na záběr) je zajištěna svaly m. trapezius, mm. rhomboidei. Antigravitačně a stabilizačně v této fázi působí m. pectoralis major a m. latissimus dorsi. Bod opory je vytvořen na listu pádla. V okamžiku zasazení se aktivuje hlavní záběrový sval m. latissimus dorsi, m. teres major, m. triceps brachii, m. quadriceps femoris stejnostranné dolní končetiny. Tah svalů v tažné fázi je směrem distálním k bodu opory na listu. Posun lodi se uskutečňuje rotací trupu pomocí aktivace břišního lisu, zejména mm. obliquii. Břišní lis je aktivován v určité míře v průběhu celého záběru pro udržení stabilizace trupu. Pouze se mění velikost aktivace jednotlivých svalů tvořící břišní lis v závislosti na rotaci trupu. Při vytažení pádla z vody působí hlavně m. deltoideus (akromiální část). Tlačná fáze, kdy je list přenášen vzduchem vpřed je spojena s aktivací m. serratus anterior, m. pectoralis major, m. triceps brachii (Kračmar, 2001; Stecenko, 1982).

Po celou dobu záběru by měla být hlava vzpřímena a rotovat bez úklonu. Na krční páteři budou aktivovány dorzální, ventrální i laterální svalové skupiny. Jedná se především o m. longus coli, m. longus capitis, m. sternocleidomastoideus, m. splenius a m. trapezius pars descendens. Při správně provedeném záběru by celá páteř měla být dle principů motorické ontogeneze extendována v průběhu rotace trupu. O to se zaslouhuje přímí a šikmý autochtonní systém páteře i výše zmíněné dva flexory krku (Kračmar, 2002; Čápová, 2009).

2.2.5 Biomechanika přímého záběru na kajaku

Při jízdě na kajaku na sportovce působí nejrůznější síly, které musí překonávat nebo na ně musí reagovat tak, aby jízda byla co nejplynulejší s co nejmenší ztrátou vynaložené síly.

Na obr. č. 3 je znázorněno rozložení sil na jednotlivé složky při jednom záběru kolmo k hladině.



Obr. č. 3: Rozložení sil při záběru vpřed (Skolil, 1982)

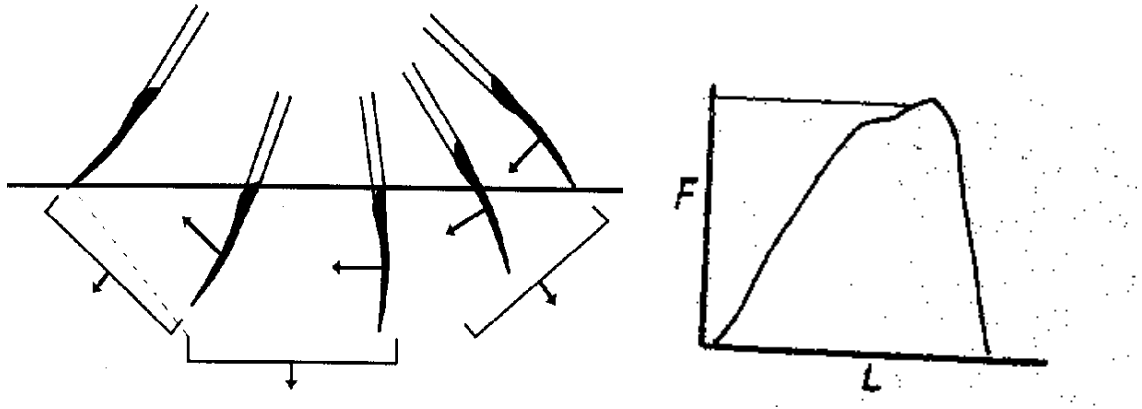
Na pádlo působí paže (levá) silou F_L ; (pravá) F_P a vyvozuje konečnou sílu F , která působí na prostředí, ve kterém se list pádla pohybuje. Obrázek č. 3 ukazuje pro jednoduchost záběr, při kterém loď stojí a pohybuje se pádlo. Ve skutečnosti to tak není a pádlo vykonává jen nepatrnou část dráhy, než je naznačeno. Mezitím se loď posune vpřed o tu část, kterou by pádlo skutečně vykonalo (Skolil, 1982).

Síly F působí v těžišti listu T , má shodný směr jako síla F_L a způsobuje svou reakcí pohyb lodi vpřed. Síla F se rozkládá na složky F_1 rovnoběžnou s osou lodi (hnací síla), F_2 kolmou k hladině (nadlehčující síla, vztlaková), (Stecencko, 1982; Gagin, 1981). Síla F_1 svou reakcí R_1 posunuje loď vpřed, kdy je list pádla kolmo k hladině. V tom okamžiku zůstává jen síla hnací F_1 max.

Přejde-li list do další fáze záběru od kolmé polohy a klopí se do záporného úhlu ($-\alpha$), síla F_2 postupně narůstá do záporného smyslu a působí směrem k hladině, svou reakcí R_2 je loď do vody zamačkována. Současně rozkladem sil klesá hnací síla F_1 . V této fázi musí dojít k vytažení pádla z vody, protože záběr přestává být efektivní (Zajcev, 1979 in Skolil, 1982).

Obr. č. 4: ukazuje nejefektivnější přenos síly závodníka na rychlost lodi. Nejvíce je síla závodníka využita, pokud je hlavní impuls zasazen ve fázi, kdy je list pádla kolmo k vodní hladině a současně je této polohy dosaženo před límecem lodi

z vytočených ramen (Szanto, 2007). Jednotlivé šipky naznačují fáze zasazení, tažení, vytažení. Šipky značí směr pohybu pádla.



Obr. č. 4: Přenos síly na pohyb lodi vpřed (Szanto, 2007) Obr.č. 5: Rozložení síly ve fázi zasazení a fázi tažení (Szanto, 2007)

Obr. č. 5 ukazuje rozložení síly ve fázi zasazení a vytvoření bodu opory. F je síla, L značí délku záběru. Obrázek je pouze ilustrativní a skutečné rozložení síly se mění s typem použité lodi. Na rychlostním kajaku vykazuje křivka strmější charakter. Na sjezdovém nebo slalomovém kajaku je křivka pozvolnější.

2.3 Pohyb obecně

Pohyb, jako jeden z nejrozšířenějších jevů v živé přírodě, se u člověka stává univerzálním prostředkem seberealizace i přímého kontaktu s okolním světem (Čermák, 2005). Přestože pohyb je v životě člověka tak významný, znalosti o funkci hybného aparátu jsou uplatňovány s omezením na diagnostiku a terapii hybných poruch. Kračmar (2002) upozorňuje na pokročilost ve vývoji poznatků o tvorbě a koordinaci pohybu a apeluje na využití přímo pro oblasti motoriky zdravého individua, včetně oblasti sportu.

Pohyb člověka (lokomoce) je řízen automaticky za účelem dosažení konkrétního cíle. *„Nemyslíme na pohyb, který vykonáváme, myslíme jen na cíl, kterého chceme dosáhnout“ (Véle, 2006).*

Každá lokomoce je výsledkem centrálně řízeného programu, vychází z jistého držení těla (**postury, atitudy**) a je prováděna ve zkříženém vzoru. Kvalita pohybového projevu závisí na souhře svalových řetězců, vedoucí k udržování postury v klidu i při samotném fázickém pohybu.

Sportovní pohyb je specifický druh pohybu, který podléhá stejným zákonům jako pohyb obecně. Má vliv na stav mysli a pozitivně ovlivňuje fyzickou stránku člověka včetně funkčních systémů. Sportovní pohyb měl své významné postavení již ve starověkém Řecku, kde ideálem výchovy byl harmonický rozvoj fyzických i duševních schopností každého občana, tzv. *„kalokagathia“* (kalos kai agathos – krásný a dobrý), (Jansa, Dovalil, 2007). Provázání pohybu a psychiky má svůj význam i dnes. CNS řídí pohyb, který zpětně ovlivňuje psychiku prostřednictvím chemických látek vylučovaných mozkiem způsobujících dobrou náladu a podporujících pozitivní motivaci.

„Pohyb má formativní vliv na strukturu orgánu, která je bází pohybu, ale současně i jeho omezujícím faktorem“ (Véle, 2006, s. 14). Střední pohybové zatížení příznivě působí na funkci pohybového systému, metabolismus i psychiku (wellness). Výkon se s tréninkem zvyšuje. V důsledku nadměrné zátěže bez odpovídající kompenzace, se kterou se setkáváme hlavně v oblasti výkonnostního a vrcholového sportu, dochází k přetěžování pohybového aparátu, mikrotraumatům a po nějaké době k omezení pohybu v důsledku bolesti a přetížení. Následná porucha funkce může vést ke

strukturálním poruchám v souladu s pravidlem, funkce formuje orgán, který vymezuje pohyb.

Oblasti zabývající se pohybem jsou biomechanika a kineziologie, která zahrnuje i řízení pohybové funkce, kde se účastní i mentální stránky osobnosti (psychika, motivace). Poznatky z kineziologie by měly být rozšířeny i do oblasti sportu a měly by být zařazeny do výuky a školení všech pracovníků ve sportovní odvětví. Současně být naplní sebevzdělávání každého sportovce.

2.3.1 Výkonné orgány pohybu

Pohyb je realizován pohybovým systémem zahrnující několik složek. Véle (2006) rozlišuje podpůrnou složku (skelet, klouby, vazy), silovou složku (svaly), řídicí složku (nervový aparát) a složku logistickou zajišťující přísun, přeměnu a odpad látek (metabolismus).

Ve vrcholovém sportu je pozornost obvykle zaměřena jen na výkonovou složku pohybu, kterou tvoří svaly a skelet. Avšak bez zahrnutí řídicí složky CNS by nebyl účelný pohyb možný. Myoskeletální aparát spolupracuje s CNS díky zpětnovazebným informacím podávaným prostřednictvím receptorů v kloubních pouzdrech, ligamentech, šlachách a svalových fasciích. Celkový přístup k pohybu je nutné hodnotit vždy se zahrnutím CNS (Véle, 2006).

2.3.2 Nervosvalová funkce

Sval je základní funkční jednotka pohybu. Nahlížíme-li na sval podle mechanických zákonů, můžeme odvozovat jeho funkci podle anatomických charakteristik (začátek, úpon.). Svaly pak dělíme podle pohybů vztahujících se k jednotlivým segmentům na flexor, extensor, rotátor. Během výsledného pohybu však tyto funkce nikdy neprobíhají samostatně. Sval spolupracuje s dalšími v rámci složitých funkčních celků. Sval se tak může aktivovat, aniž by měl přímý anatomický vztah k pohybovému segmentu a jeho funkce nemusí odpovídat jeho mechanické funkci dané anatomickými poměry (Véle, 2006).

Sportovní pohyb, stejně jako pohyb obecně se realizuje ve více segmentech najednou. Jednotlivý sval je začleněn do širších fyziologických schémat řízených centrálním programem a jeho funkce je podřízena pohybovému záměru s požadavkem na stabilizaci příslušných segmentů. Hovoříme o **motorických** (pohybových) **vzorech** a **hybných** (pohybových) **stereotypech** (Kolář, 2009; Véle, 1966, 1997, 2006; Janda, 1982 a další). Propojení svalů do širších funkčních celků nazývá a popisuje Véle (2006) jako **svalové řetězce**. Kolář (1998, 2001) a Janda (1982) uvádí příklady svalových dysbalancí a jejich vznik v odlehlých částech pohybového systému v důsledku svalového řetězení.

Ve sportu se často setkáváme s klasickým přístupem ke svalovému systému, který zohledňuje pouze anatomickou stránku. Jedná se hlavně o silový trénink na strojích s fixovanými svalovými úpony bez zahrnutí svalu do širších funkčních souvislostí. Efektivita takových cvičení se pak snižuje a narůstá potřeba kvalitní kompenzace. Domnívám se, že začlenění svalů do vzájemných vazeb s ostatními svaly by mělo být bráno na zřetel při koncipování tréninkových metod.

2.3.3 Motorické vzory, motorické programy

Hybný projev je spouštěn na základě volního rozhodnutí. Dále je řízen automaticky a podléhá geneticky naprogramovanému vývoji. Pohybové reakce označujeme podle různých autorů jako pohybové vzory (také hybné vzory, motorické vzory), (Orth, 2009, Véle, 2006), vybavitelné vždy stejně na určitý podnět (Kolář, 2009). Tyto programy tvoří jakousi pohybovou matici (Véle, 1997). Jednodušší pohybové vzory jsou uloženy v míše a mají reflexní povahu. Složitější motorické programy jsou uloženy v podkorových oblastech mozku. Ideomotorické programy jsou uloženy v asociačních oblastech mozkové kůry, které jsou po jejich vybrání odeslány do výstupních motorických drah a integrují se s posturální aktivitou v míšní neuronové síti (Véle, 2006). Složitější programy se dynamicky skládají z jednodušších podle pohybového záměru v závislosti na aktuálních vnějších a vnitřních podmínkách. Každá osoba bude reagovat na stejný stimul odlišně v závislosti na aktuálním stavu (včetně psychiky) (Véle, 2006). Vybraný pohybový program se realizuje jako pohyb. Opakováním stále stejného stimulu, se pohybový program fixuje v paměti jako **pohybový stereotyp**.

Přístup k učení nových pohybů by měl splňovat požadavek individuální variability.

2.3.4 Hybné stereotypy

„Hybné stereotypy představují dočasně neměnnou soustavu podmíněných a nepodmíněných reflexů, které vznikají na podkladě motorického učení“ (Kolář, 2006).

Janda (1968, 1982) zavádí pojem **dynamický stereotyp**, tím chce odlišit reflexní chápání pohybu a dynamiku jeho řízení od klasického analytického nahlížení na funkci svalových skupin. Dynamiku vysvětluje jako vývoj stereotypů v čase (učení, vyhasínání). Vznikají určité svalové souhry aktivované v určitých časových závislostech. Tyto vnější vztahy jsou převedeny na vnitřní stereotyp nervových dějů v mozkové kůře. Plasticita CNS umožňuje tvorbu nových spojů (nových variant pohybu) aniž by předchozí vymizely. Jde o jakousi adaptaci pohybového systému na změny vnějších a vnitřních podmínek. Varianta, která je vyhodnocena jako neúčelnější, je opakována a tím lépe fixována. Chybně vybudovaný stereotyp lze jen velmi těžko přeučit, resp. vybudovat nový stereotyp, který zaujme dominantní postavení. Proto je klíčové věnovat dostatečně dlouhou dobu jejich nácviku, aby nedošlo k zafixování chybných variant pohybu. Dalším tréninkem by docházelo pouze k prohlubování chybného stereotypu v rámci patologie daného jedince a přenášení případných potíží do dalších oblastí svalové soustavy.

Z hlediska sportovního tréninku existují důležité kineziologické souvislosti. 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 (Kračmar, 2002).

Při konkrétních pohybech nás zajímá funkční postavení svalu, tedy kolik a v jaké časové závislosti se sval aktivuje. Aktivace svalu během pohybu je individuálně různá a záleží na tom, jak si daný jedinec pohybový stereotyp vybuďoval. Ne vždy to musí korespondovat s pravidlem o ekonomizaci a účelnosti. Hovoříme pak o **chybných stereotypech**, které mohou mít funkční i strukturální následky.

Při sportu je nutné vybudovat kvalitní pohybové stereotypy, dokonalou fixací, aby naučený pohyb probíhal zcela automaticky i za změněných podmínek. Tato fáze odpovídá čtvrté fázi motorického učení.

Pokud je daný stereotyp často opakován, stává se dominantním. Jeho používání v příliš velkém časovém odstupu, však mění jeho kvalitu. Ztrácí se podrobnosti pohybového programu a pohyb není tak přesný a ekonomický. Pohybový stereotyp vyhasíná a prioritu získá ten, který je častěji vybavován (Janda, 1982). Véle (2006) zdůrazňuje nutnost pozitivní motivace při jak při tvorbě pohybových stereotypů, tak pro jejich udržování v odpovídající kvalitě.

„Kvalita hybných stereotypů závisí na řadě faktorů, z nichž nejdůležitější jsou fyziologické předpoklady a vlastnosti centrálních složek hybného systému a způsob jak byly a jsou hybné stereotypy vybudovány, posilovány a korigovány“ (Janda, 1982).

2.3.5 Svalové řetězení

Janda (1982) cituje Benninghoffa, který jako první rozpoznal, že svaly tvoří anatomicky **svalové řetězce**. Dále cituje Kabata, který z fyziologického a terapeutického hlediska došel k prakticky stejným závěrům, když popsal synergické, resp. antagonistické funkční svalové reflexní řetězce, které se vzájemně ovlivňují inhibičně nebo facilitačně a jež spočívají na nejstarších komplexních pohybových reflexech. Funkční řetězení popisuje Kolář (1998) a Véle (2006).

Většina pohybů probíhá nejčastěji diagonálně za účasti více segmentů najednou, tedy do pohybu se zapojuje více svalů propojených společnou funkcí – svalových řetězců. Sval je schopen samostatné funkce vycházející z jeho anatomické struktury definované začátkem, úponem, velikostí svalu atd. Současně je zapojen do geneticky určeného programu v přesně vymezené koordinaci s ostatními svaly. CNS umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých článků řetězce podle předem programového časového rozvrhu (timing) řízeného pohybovým účelem. Véle (2006, s. 313) vedle svalových řetězců definuje svalové smyčky jako „*svaly propojující pohyblivý kostní segment se dvěma pevnými strukturami... Svalová smyčka přitahuje pohyblivý segment k jednomu či druhému opěrnému bodu nebo fixuje pevně jeho pozici vůči opěrným bodům. Takto fixovaný kostní segment se stává oporou pro jiný pohybující se segment.*“

Při analýze pohybu je nutné brát na zřetel začlenění svalu v řetězci dle konkrétního pohybu a nehodnotit pouze pohyb svalu vycházející z jeho anatomické struktury.

Skupiny svalů sdružených kolem kloubu tvoří tzv. funkční svalové skupiny. Hlavní sval udávající směr pohybu se nazývá agonista. Jeho protipólem působícím v opačném směru je antagonist. Mezi těmito svaly existuje vztah reciproční inhibice, tzn. agonista inhibuje antagonistu. Rozlišujeme dále pomocné svaly tzv. synergisty (Véle, 2006).

Sval je ve své funkci diferencován v rámci začlenění do naprogramovaných motorických vzorů na supraspinální úrovni. Kolář (1996) popisuje funkční diferenciaci svalu, která se uplatňuje v rámci posturálního vývoje. Znamená to, že při různých pohybech může sval nabývat různé funkční dimenze. U jednoho pohybu se sval aktivuje jako antagonist, při jiném pohybovém účelu může být synergistou. Synchronní aktivita mezi svaly s antagonistickou funkcí se nazývá ko-aktivace (ko-kontrakce), která má význam při udržování polohy a vyvíjí se zráním programu v ontogenezi jedince. Při rychlých pohybech převládne aktivace agonisty a inhibice antagonisty, v konci pohybu mohou pracovat v koaktivaci, aby nedošlo k poškození pohybového kloubu (Kolář, 1996, 1998; Véle, 2006).

2.3.6 Svalové systémy, svalové dysbalance

První systematizaci svalových dysbalancí provedl Janda (Janda, 1965 in Kolář 2001) na základě existence dvou svalových systémů s rozdílnou predispozicí ke svalové hypotonii (oslabení) a svalové hypertonii a svalovému zkrácení. Rozlišuje **systém tonický a systém fázický**.

Rozdělení systémů je hodnoceno podle jejich antigravitační funkce. Tonické svaly mají tendenci vytvářet kontraktury, resp. svalové zkrácení a plní především činnost posturální. Fázické svaly mají tendenci k útlumu tedy svalovému oslabení. Kolář (2001) hlavní rozdíl spatřuje v časovém řazení obou systémů do držení těla v průběhu posturální ontogeneze, tedy v posturální integraci. Fázické svaly jsou ve své posturální funkci (z pohledu zajišťování držení) z fylogenetického, resp. ontogenetického hlediska mladší než svaly tonické. Svou posturální funkcí jsou také vázány na vývojově mladší morfologii skeletu, kterou zároveň podmiňují ve vývoji (Kolář 2001, 2009).

Oba systémy reagují jako funkční jednotky a jsou reflexně propojeny. Aktivací fázického systému se automaticky mění celkové držení těla. Kolář (2001) uvádí příklad. „Objeví-li se např. v držení těla hluboké flexory krku, automaticky nastupují do posturální funkce i ostatní fázické svaly. Jde o globální model geneticky determinovaný. Stejně tak oslabením některého ze svalů posturálně mladšího systému (tonického) dojde automaticky ke změně postavení v kloubu a reflexní iradiaci této inhibice do celého systému. Jde o reflexní propojenost mezi svaly organizovanou prostřednictvím programů na suprakmenové úrovni“.

Kolář (2001) poukazuje na další morfologické funkční odlišnosti obou svalových systémů než dosud popsané. Tyto odlišnosti se týkají řídicího systému, neboť vlastnosti svalových vláken určují motoneurony. Hovoří pak o motorických jednotkách fázických a motorických jednotkách tonických. Tonické motoneurony inervují červená svalová vlákna, fázické motoneurony bílá svalová vlákna. V každém svalu jsou v různém poměru zastoupeny oba druhy motorických jednotek. Hovoří se o svalech smíšených. Podle převahy zastoupení motorických jednotek se rozlišují svaly tonické (posturální) a svaly fázické (kinetické). Tonické motoneurony mají delší trvání záškubu a dekontrakce, fázické motoneurony mají kratší dobu záškubu i dekontrakce.

Pro pochopení sportovního pohybu je třeba pochopit obecné zákonitosti pohybu, které se formují během fylogenetického a ontogenetického vývoje v jeho jednotlivých etapách. Respektování obecných principů pohybu při využívání tréninkových prostředků můžeme docílit větší efektivity a úspory energie v tréninkovém procesu. Především u zkušenějších závodníků můžeme trénink zefektivnit zaměřením na kvalitu provedení. Prevence funkčních poruch je s kvalitou pohybu neoddelitelně spjata.

2.4 Kineziologie lidského pohybu

„Kineziologie je věda, která se zabývá lidským účelově organizovaným pohybem podléhajícím fyzikálním zákonům hmotné struktury těla stejně jako kybernetickým zákonům řízení pohybové funkce lidského organismu“ (Véle, 2006). Poznatky se uplatňují obvykle pouze v rámci terapeutických technik, přestože obecné principy

kineziologie lidského pohybu platí i v dalších oblastech, včetně sportu. Na uplatnění kineziologických poznatků v oblasti sportovního pohybu poukazuje ve své práci Kračmar (2002).

Pro analýzu pohybu je důležité období fylo-ontogenetického pohybového vývoje. Je nutné tedy sledovat vývoj etap, které mají vliv na pozdější stav pohybového aparátu.

2.4.1 Posturální ontogeneze

Obdobím po porodu, kdy dítě přijde do styku s gravitací, začíná období tzv. posturální ontogeneze. Lze toto období charakterizovat jako směřování ke vzpřímenému držení (vývoji postury), resp. schopnosti zaujmout kvalitní polohy v kloubech, jejich zpevnění prostřednictvím koordinované svalové aktivity a vývoj nákročné a opěrné funkce (Kolář, 2009). Vařeka (1999) toto období popisuje v biomechanických souvislostech a charakterizuje jej jako získávání schopnosti najít těžiště a udržet nebo cíleně měnit jeho polohu v prostoru.

V rané části motorické ontogeneze převládají programy s recipročním charakterem řízení organizované v míše. Převládají necílené pohyby fázické. Aktivací vyšších zrajících etází centrální nervové soustavy se prosazují kortikální řídicí funkce, vzniká schopnost svalové koaktivace, tedy synchronní aktivity antagonistů, která se objevuje mezi čtvrtým a šestým týdnem života. Tato rovnováha mezi svaly s antagonistickou funkcí umožňuje držení v kloubech (centrované postavení). Nástupem této kvality dochází k útlumu reflexů vyvolatelných v novorozenecké fázi vývoje (Véle, 2006; Kolář, 2001).

Tento vývoj držení se uplatňuje v průběhu posturální ontogeneze, jak jej popisuje Kolář (1998, 2009). V první fázi se vyvíjí držení osového orgánu v lordoticko-kyfotické zakřivení, nastavuje se postavení pánve a hrudníku. To je umožněné souhrou mezi extensory páteře a flexory krku a nitrobřišním tlakem. Jde o souhru mezi bránicí, břišními svaly a svaly pánevního dna. Na to navazuje cílená fázická hybnost, tj. lokomoce, nebo-li vývoj vzpřimovací a nákročné funkce. Nákrčná a oporná funkce je spojena se schopností zpevnění trupu umožňující cílený pohyb končetin. Toho je docíleno synergickou prací antagonistických svalových skupin (Kolář, 2009).

Popsaný princip stabilizace platí pro jakýkoli fázický pohyb. Lze jej vyvolat prostřednictvím stimulace spoušťových zón. Tyto pohybové reakce jsou označeny jako globální vzory reflexní lokomoce a jsou popsány prof. Vojtou (Vojta, Peters, 1995) jako reflexní plazení a reflexní otáčení. Posturální reakce aktivovaná stimulací (odpovídá funkci uzrálé v průběhu posturální ontogeneze) je považována za ideál postury (Kolář 1999, 2009). Při stimulaci klouby pracují, v rámci pohybových programů, v maximálním pohybovém rozsahu, dostávají se do krajních protilehlých poloh vymezených anatomickou stavbou. V celém rozsahu pohybu se kloub pohybuje v **centrovaném postavení**.

Dle Ortha (2009) pracuje Vojtův princip s hybnými vzorci, u nichž má člověk na zřeteli celé tělo. Často se označují jako celotělové vzorce, tzn. pohyb jednotlivých úseků těla je nazírán v hybné souvislosti s celým tělem. Pouze pokud všechny části těla spolupůsobí, může se tělo vzpřímit a pohybovat vpřed. V případě, že se jedna část těla změnila ve svém přiřazení k ostatním částem těla, reagují na to všechny části, jsou tzv. nově roztrženy. Celotělový vzorec vzniká koordinovaným spolupůsobením všech částí těla.

2.4.2 Postura

„Posturou se rozumí aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil“ (Kolář, 2009).

Z fyzikálního hlediska se jedná o klidový stav. Udržování polohy těla je však dynamický proces, kladoucí nárok na řídicí mechanismy (Véle, 2006). Véle (1995) uvádí, že do procesu udržování postury jsou zapojeny posturální svaly. Kolář (2001) vnáší pohled vývojový. Ideální postura je determinována centrálním programem a vyvíjí se během motorické ontogeneze. Na udržování postury se podílí koordinovaná činnost obou systémů, tedy tonického i fázického. Kolář (2009) zdůrazňuje nutnost koordinované svalové aktivity, aby nedošlo doslova ke zhroucení naší kostry. Vařeka (1999) připodobňuje tento stav k pokusu vzpřímit řetěz složený z jednotlivých volně se pohybujících článků.

2.4.3 Funkční centrace kloubu

Pojmem funkční centrace popisuje Véle (2006), Kolář (1998). Znamená to model držení v kloubech, ve kterém je rovnováha mezi svaly s antagonistickou funkcí. Je tím umožněno optimální statické zatížení a kloub má maximální stabilitu pro danou polohu. Při tomto držení je maximální kontakt kloubních ploch. Panjabi (Panjabi in Véle, 2006) označuje centrované postavení jako neutrální postavení nebo také střední poloha segmentů v kloubu.

2.4.4 Vztah posturálního a lokomočního systému

Vyjádření vztahu polohy a pohybu vyjádřil Magnus již v roce 1916 (*Magnus in Véle, 2006*). „Každý pohyb začíná v určité poloze a končí v určité poloze. Poloha doprovází pohyb jako stín.“ Oba systémy tvoří jeden funkční celek.

Posturální systém dynamicky udržuje polohu (posturu) jak na počátku fázického pohybu, tak i v jeho průběhu. Výchozí poloha představuje aferentní stav, který vyvolává odezvu v celé pohybové soustavě (Kolář, 1995). Výchozí signál spouští posturální program, který je výsledkem centrálně řízeného programu, projevujícího se v souhře svalových řetězců, vedoucích k udržení postury. Postura již zaměřena na konkrétní cíl se nazývá **atituda**. Ta je výsledkem optické orientace jak zdůrazňuje Vojta (Vojta, Peters, 1995) a motivace (Véle, 2006). Atituda představuje přípravnou fázi pohybu týkající se i logistické přípravy a nastavením dráždivosti motoneuronů. Nejhlubší svalová vrstva zad, tzv. autochtonní muskulatura, která zajišťuje základní stabilizaci, se aktivuje již v této fázi.

Nastavení výchozí polohy rozhoduje i o kvalitě sportovního pohybu. Na tuto skutečnost poukazuje Kračmar (2002) i při jízdě na kajaku, kdy vlivem nepřesného nastavení výchozí polohy dochází k neefektivnímu využití síly pro dopřednou jízdu lodi. Opakované provádění pohybu s nepřesným nastavením výchozí polohy vede vybudování chybného neekonomického stereotypu s následkem funkční odchylky

motoriky. Při déletrvajícím chybném zatěžování podpůrného aparátu může dojít k přetížení a následné poruše struktury (Véle, 2006).

Rozpoznání chybné výchozí polohy a správně vedená korekce je náplní trenérů ve sportu při nácviu technického provedení pohybu.

Lokomoční systém navazuje na posturální funkce. „*Lokomoční systém mění fázickým pohybem polohu jednotlivých segmentů, i polohu celé soustavy v zevním prostředí*“ (Véle, 2006, s. 56). Volní rozhodnutí k provedení pohybu je dále řízeno programy rámcově preformovanými, které lze rozšiřovat učením (Véle, 2006).

Výchozí lokomoční programy, stejně jako posturální funkce spojené s udržováním centrované polohy kloubů jsou druhově specifické (Véle, 2006; Kolář, 1998).

Lokomoční systém pracuje s posturálním ve vyvážené spolupráci. Véle (2006) přirovnává oba systémy k brzdě a akceleratoru automobilu. „*Lokomoční systém tlumí posturální funkci a tím facilituje pohyb. Posturální systém pohyb brzdí, umožňuje zastavení pohybu a stabilizuje konečnou polohu*“ (Véle, 2006, s. 99-100). Posturální systém má také ochranný ráz. U vedených fázických pohybů není posturální funkce potlačena, ale působí jako omezující zpětná vazba, která pohyb přibrzdí a tím zajišťuje koordinaci a plynulost pohybu.

2.4.5 Stabilizace

Stabilizace je vnímána jako pocit jistoty polohy těla v prostoru a je součástí všech pohybů. Zastabilizování klíčových **segmentů** je předpokladem pro jakýkoli cílený pohyb. „*Pohybový segment je tvořen na páteři spojením dvou sousedních obratlů meziobratlovou ploténkou, meziobratlovými klouby, vazivovými elementy a krátkými svaly. Pohybový segment je funkční jednotka umožňující flexibilní fixaci jednoho nebo více segmentů a tím vytvoření relativní oporné báze (PF) pro sousední pohybové segmenty*“ (Véle, 2006, s. 99). Vývojový model stabilizace je vrozeným motorickým programem.

Stabilizaci detailně popisuje Véle (2006) Rozlišuje **segmentovou** stabilizaci umožňující pružnou stabilizaci pohybových segmentů činností především krátkých svalů uložených v hluboké vrstvě. **Sektorovou** stabilizaci zajišťují delší svaly uložené

blíže k povrchu působící přes několik segmentů a udržujících stabilizaci jednotlivých funkčních sektorů páteře (krční, hrudní, bederní). Hovoří i o **celkové** stabilizaci integrující funkci osového orgánu jako celku zajištěnou činností dlouhých svalů působících přes celou páteř (erector trunci).

Svaly podle vztahu ke kloubu (podle Véle, 2006)

Končetinové a pletencové svaly, které se podílejí na stabilizaci, se rozlišují podle specifické funkce odvozené od vzdálenosti svých úponů od osy příslušného kloubu. Rozlišují se svaly záběrové působící na pohybový segment více kolmým směrem, ve větší vzdálenosti od osy otáčení. Tyto svaly mají větší moment záběru. Stabilizující svaly obklopují kloub těsněji a působí paralelně s osou pohybujícího se segmentu. Jejich činností se kloub stabilizuje tak, že vtlačí hlavici do jamky. Basmajian (inVéle, 2006) nazývá krátké svaly jako **shunt muscles**, dlouhé záběrové jako **spurt muscles**.

V osovém orgánu se na stabilizaci konkrétně podílejí krátké svaly spojující sousední obratle, také nazvané autochtonní svaly. V rameních kloubech jsou to hluboké a relativně krátké svaly rotátorů: m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, m. teres minor. V kyčelních kloubech to jsou: mm. obturatorii, mm. gemuli, m. quadratus femoris a m. piriformis. K delším záběrovým svalům vyvíjející fázičké pohyby, a které jsou hlavním zdrojem síly pro pohyby nebo korekci polohy patří například m. erector trunci apod.

Na stabilizaci se podílejí také dýchací svaly, jak zdůrazňuje ve své publikaci Véle (2006).

Stabilizace je řízena na základě informací přicházejících do CNS z receptorů podávajících zprávy o stavu zevního i vnitřního prostředí. Informace se porovnávají s informacemi již obsaženými v paměti na základě zkušenosti a jsou použity k řízení stabilizace. Ve vzpřímené poloze jsou to především informace z chodidel. V sedu receptory informující o poloze pánve vůči páteři. Dále to jsou informace z proprioreceptorů a receptorů ve svalech, šlachách a kloubech., informace z vestibulárního aparátu. Zrak informuje o stavu zevního prostředí. Veškeré informace jsou zpracovávány a porovnávány v CNS, který adekvátně koriguje polohu podle aktuálního stavu.

2.5 Pohyb při působení zevní síly

Kanoistika je příkladem působení zevní síly na lidské tělo (odpor vodního prostředí) tažením.

„Při tažení mají pohyby v kloubech použitých končetin rotační charakter. Na horních končetinách je extenze nebo flexe v loketním kloubu a opačný pohyb v ramenním kloubu. Na dolních končetinách se používá nejčastěji extenčního pohybu v kyčelních i koleních kloubech a plantární flexe nohy. Při této činnosti vzniká kombinace režimů reciproční inhibice potřebná pro fázický pohyb s koaktivací svalů nutnou pro stabilizaci polohy těla“ (Véle, 2006, s. 304).

Při působení zevní síly (odpor prostředí, tíha činky atd.) se zevní síly přenáší na síly vnitřní. Pracují nejen svaly na končetinách, ale aktivuje se celý převodní systém. Zapojují se nejen svaly, které se konkrétního pohybu účastní, ale i svaly osového orgánu. Aktivuje se celý posturální systém stabilizující polohu, aby se mohla svalová síla účinně uplatnit vzhledem k reaktivní síle vznikající v místě opory (Véle, 2006, Kolář, 2006). Tuto reakční stabilizační funkci nazývá Kolář (2009) jako **posturální reaktivita**. Biologickým účelem této reakce je upevnění jednotlivých pohybových segmentů (kloubů), aby bylo získáno co nejstabilnější punctum fixum a aby kloubní segmenty odolávaly účinku zevní síly. PF znamená, že jedna z úponových částí svalu je upevněna (vlivem aktivity jiných svalů), aby druhá úponová část svalu mohla provádět v kloubu pohyb. Tu pak označujeme jako punctum mobile. Tuhost spojení lze měnit a je možné spojit několik anatomických segmentů do jednoho celku. Tuhost spojení je ovlivněna koordinovanou činností agonistů, antagonistů a dalších podpůrných svalových skupin (Kolář, 2009) Aktivita svalů, které segment stabilizují, generuje aktivitu v dalších svalech, s jejichž úpony souvisí. Ty pak zajišťují zpevnění v dalších kloubních segmentech, a tímto se svalová aktivita v pohybovém systému řetězí. Každý pohyb je tímto způsobem převáděn do celé postury (Kolář, 2009).

Při pohybu trupu pomocí končetin (také kanoistika) je požadavek na dokonalé zpevnění trupu. Stabilizace je uskutečněna díky souhře aktivity bránice a pánevního dna, dále břišních a zádových svalů.

M. transversus předchází aktivitu ostatních břišních svalů. Tato jeho činnost přispívá ke stabilizaci páteře. Jeho aktivitou se zvyšuje napětí v thorakolumbální oblasti

a břišní stěna se kontrakcí tohoto svalu přitlačuje k páteři a tím se brání přílišnému vyklenutí břišní stěny při nádechu. Dochází k jejímu zpevnění zvýšením nitrobřišního tlaku způsobené aktivitou bránice při inspiraci spolu s aktivitou m. transversus abdominis i přímých a šikmých břišních svalů a svalů pánevního dna. Tato koordinovaná aktivita zajišťuje držení páteře (Véle, 2006; Kolář, 2009).

Tento mechanismus zpevnění trupu se aktivuje prakticky při všech pohybech dolních či horních končetin a tvoří tak pevný rám, který je podmínkou všech pohybových činností.

Významem správného dýchání a podíl dechových svalů na zpevnění trupu zdůrazňuje ve svých pracích Véle. Bránice je významným dechovým svalem podílejícím se na stabilizaci, a proto je nutné dbát na správné dýchání při všech pohybových činnostech i při jejich nácviku.

2.5.1 Cvičení svalové síly

Silová složka přípravy v kanoistice je u nás upřednostňována. V zimním období je trénink zaměřen na rozvoj svalové síly posilováním s odpory ve fitness. Tento přístup vychází s analytického myšlení a pohlíží na sval jako na anatomickou jednotku definovanou svalovým začátkem a úponem. Sval je trénován pouze dle směru jeho kontrakce. Svalová síla nabitá izolovaným posilováním svalů nic nevypovídá o zlepšení silového projevu v konkrétním sportovním pohybu. Tento způsob vyvolá morfologické změny, ale úskalím je nedostatečný rozvoj mezisvalové koordinace. Během posilování příslušného svalu se zapojují i další svaly zajišťující jeho stabilizaci, a svaly, které přednastavují a zabezpečují atitudu celé hybné soustavy. Zapojení těchto svalů rozhoduje i o vnitřní koordinaci svalu, který posilujeme. Nedokonalá vnitřní stabilizace (břišní, zádové svaly atd.) může vést k nerovnoměrnému posílení konkrétního svalu a přetížení některých jeho částí. Následná porušená stabilizační funkce v kloubu může vést k jeho decentraci vedoucí díky svalovému řetězení k motorickým poruchám, které se mohou přenášet do dalších vzdálených oblastí.

Na stabilizaci osového orgánu se podílejí břišní svaly. Selektivním posilováním m. transversus abdominis se podporuje vzpřímené držení těla. Kontrakcí přímých a šikmých břišních svalů se také udržuje vzpřímené držení. Véle (2006) zdůrazňuje

nutnost posilování břišních svalů v izometrickém režimu. V kanoistice i řadě jiných sportů je bohužel stále nejoblíbenějším posilovacím prvkem styl sed-leh, kdy dochází k přibližování sternu k symfýze, přestože se tento pohyb během záběru na kajaku vůbec neobjevuje.

Převedeme-li výše uvedené poznatky do sportovní praxe, je nutné při výběru tréninkových metod vždy přihlížet k funkci jednotlivých svalových řetězců, které dávají pohybu jeho konečný účelový průběh. Zdá se být vhodnější posilování v odpovídajících polohách blížící se výslednému pohybovému projevu v konkrétním sportu nebo alespoň omezení selektivního posilování jednotlivých svalů na strojích bez nutnosti stabilizace klíčových kloubů konkrétního sportovního pohybu. Véle (2006) doporučuje posilovat ve více rovinách, což zvyšuje všestrannost použití svalů a tím i obratnost. Janda cituje Jacksona (Jackson, 1931 in Janda, 1982) „*mozek nepracuje na principu aktivace jednotlivých svalů nebo svalových skupin, ale na principu celkových pohybů*“.

„Adaptace na silovou zátěž není vázána na sval nebo svalovou skupinu, ale na příslušný pohyb a jeho posturální zajištění. Další složky adaptace (morfologické atd.) jsou již vázány na konkrétní sval. Při nadměrných odporech motorické programy zajišťující stabilizaci svalové souhry selhávají, jsou tedy schopné se realizovat ve fyziologické kvalitě jen do určité míry zátěžovosti“ (Kolář, 2009).

Tlapák (Tlapák, 2002 in Kolář, rok 2009) neodsuzuje klasický způsob posilování. Upozorňuje na pozitivní stránky, kdy dochází ke změnám vnitrosvalové a mezisvalové koordinace, biochemickým a enzymatickým změnám.

Důležité je při posilování typ svalové aktivity koncentrická, excentrická, izometrická atd. Víceklobová cvičení aktivují velké množství svalů a vyvolávají výraznější hormonální odezvu, která poté zlepšuje schopnost celého svalového systému adaptovat se na silovou zátěž. Zároveň se trénuje mezisvalová koordinace za posturálně náročnější situace. Asymetrická cvičení přinášejí torzní zatížení, které lépe aktivuje některé svalové souhry nebo svalové systémy.

Podle Koláře (2009) je žádoucí při výběru tréninkových prostředků na rozvoj síly přihlídnout k začlenění svalů do biomechanických řetězců, včetně řízení CNS, tedy k centrálním programům. Při cvičení konkrétního svalu přihlídnout ke svalům, na které je sval upnut. Ty zajišťují jeho stabilizaci (stabilizují jeho úpon).

2.6 Kineziologie ramenního pletence

Dylevský (1996) definuje pletenec ramenní jako závěs, který tvoří prstenec klíčních kostí a lopatek vpředu uzavřen hrudní kostí. S lopatkou se v ramenním kloubu pohyblivě spojuje pažní kost tvořící volnou horní končetinu. Horní končetina má ve fylogenezi určenou především úchopovou a manipulační funkci (Véle, 2006).

Stavba pletence horní končetiny se postupně vytvářela v devonském období. Přední končetiny byly původně napojeny na zadní okraj lebky. Pro pohyb na souši bylo nutné oddělit kosti pletence od lebky, zmnožit počet elementů pletence a přesunout je kaudálně. Vznik předních končetin z párových ploutví vyžadovalo další proměny, a to přestavbu hrudníku, proměny lebky, páteře a většiny orgánových soustav. Postupně se horní končetiny (HK) čtvernožců, kteří je užívali k lokomoci, přetvořily na manipulační orgán člověka. Ve fylogenezi se funkce diferencovala s postupným přechodem na bipední způsob lokomoce. Lidská bipedie byla spojena současně s napřímením páteře a propnutím kolen (Dylevský, 2007).

V ontogenetickém vývoji se horní končetiny plní lokomoční funkci přibližně do 11. měsíce věku, pak se osamostatňuje pro manipulaci s předměty (Kolář, 2005). Lokomoční funkce se nevytrácí zcela, jak upozorňuje ve svých studiích Kračmar. Můžeme ji spatřovat v řadě sportovních odvětví jako je sportovní lezení, kanoistika apod.

Pro horní končetiny je typický pohyb jemně odstupňovaný a typově diferencovaný. Funkci horní končetiny odpovídá subtilnější stavba skeletu v porovnání s dolní končetinou, a úprava kloubních spojů, ale i charakteristické uspořádání svalových skupin. Mohutné, vícekloubové svalové jednotky převládají v bezprostředním okolí pletence končetiny a na paži. Pro předloktí jsou typické štíhlé, ploché a dlouhé vícekloubové svaly sdružující se do funkčních vrstev a skupin. Krátké svaly vlastní ruky jsou koncentrovány do dlaně, na hřbet ruky zasahují dlouhé svaly (šlachy) z předloktí. Svaly ruky, zvláště svaly palce mají ze svalů horní končetiny nejmenší motorické jednotky, a tím i nejjemněji diferencovaný pohyb.

Kořenový kloub horní končetiny - ramenní kloub - umožňuje největší rozsah pohybu ze všech kloubů v lidském těle. Komplex kloubů a spojení v ramenním pletenci pracuje sladěně v jednom funkčním celku a tvoří spojení horní končetiny a trupu.

Z funkčního hlediska se pohyby dějí ve vlastním kloubu ramenním (glenohumerálním, humeroskapulárním), dále v kloubu sternoklavikulárním, akromioklavikulárním, ve spojení skapulotorakálním a pomocí četných burs, které spolu s řídkým vazivem umožňují klouzavý pohyb mezi jednotlivými svalovými skupinami (spojení subdeltoideální). Ve všech kloubech ramenního pletence je pohyb možný ve třech rovinách, což zajišťuje dostatečnou mobilitu, ale naopak vysoká pohyblivost zhoršuje značně stabilitu ramene (Janda, Poláková, Věle, 1966; Kapandji, 1982).

2.6.1 Kosti pletence ramenního

Klíční kost (clavicula) má esovitá tvar, který umožňuje dostatečný rozsah elevace ramenního kloubu. Při pohybu v ramenním kloubu opisuje klíček jakoby tvar kužele s vrcholem ve sternoklavikulárním kloubu. Klíček rovněž rotuje při pohybu kolem své osy v rozsahu přibližně 45°.

Lopatka (scapula) je plochá kost, trojúhelníkovitého tvaru, svým typickým tvarem ploché kosti s několika poměrně mohutnými výběžky, slouží především jako plocha pro úpony svalů pohybujících pletencem horní končetiny. Do mělké jamky na její boční straně zapadá hlavice pažní kosti a vytváří tak základ ramenního kloubu (Dylevský, 1996).

V základním postavení lopatka svírá úhel 30° s frontální rovinou. Je tedy zešikmena ventrálně tak, že kloubní jamka směřuje šikmo dopředu. S klíční kostí svírá úhel přibližně 60°. V neutrální pozici leží mezi II.-VII. žebrem. Dolní úhel lopatky se nachází v úrovni trnového výběžku VII. hrudního obratle, hřeben lopatky se nachází v úrovni III. hrudního obratle. Podélná osa je nakloněna laterálně, přičemž její mediální hrana svírá se sagitální rovinou úhel 3°-5° (Kolář, 2009).

Pohyby lopatky

Sternoklavikulární a akromioklavikulární klouby jsou mechanicky propojeny takovým způsobem, že všechny pohyby klíčku jsou doprovázeny pohyby lopatky. Lopatka se pohybuje klouzavým pohybem po hrudní stěně.

Sama lopatka může vykonávat posuvné a otáčivé pohyby. Posuvné pohyby lopatky jsou: elevace (40°), deprese (10°); abdukce a addukce – při prováděné protrakci

(30°), při retrakci (25°). Rotační pohyby lopatky mění polohu dolního úhlu lopatky a sklon kloubní jamky. Rozeznáváme laterální rotaci dolního úhlu (okolo příčné předozadní osy) – při prováděné abdukci nebo elevaci paže, při 60° rotace lopatky se dolní úhel pohybuje přibližně 10cm laterálně, horní úhel 2-3cm inferomediálně. Dále rozeznáváme rotaci kolem příčné osy. Během abdukce dochází k naklonění lopaty horní hranou dorzálně až o 23° (při 145° abdukci), (Kolář, 2009).

Pažní kost (humerus) je dlouhá kost, která vykazuje určitý stupeň torze, tzn., že její distální konec je zevně rotován vůči konci proximálnímu. Hlavice pažní kosti odpovídá 1/3 koule o poloměru 3cm. Osa hlavice směřuje kraniálně, mediálně a dorzálně. Hlavice se v místě do těla zužuje, toto místo se nazývá chirurgický krček (Dylevský, 1996; Kolář, 2009).

2.6.2 Klouby pletence ramenního

Articulatio glenohumeralis je kulovitý kloub a umožňuje pohyb v šesti směrech.

Articulatio akromioclavicularis je tuhý kloub s plochými kloubními ploškami, ve kterém se spojuje akromiální konec klíční kosti s nadpažkem. Čisté pohyby v akromioklavikulárním kloubu jsou minimální posuny, značně omezené vazy. Klíční kost se s lopatkou pohybuje jako funkční celek. Především lig. coracoclaviculare značně omezuje pohyb akromiálního konce klíční kosti.

Nadpažek (acromion)), který je součástí akromioklavikulárního kloubu, je značně přetíženou partií lopatky. Podobně je zatížen i procesus coracoideus lopatky. Stabilizaci a zpevnění systému obou výběžků vystavených tahu řady svalů, zajišťuje ligamentum coracoacromiale. Mezi vazem a pouzdem ramenního kloubu je asi půl centimetru vysoká štěrbina, ve které probíhají šlachy některých rotátorů ramenního kloubu.

Articulatio sternoclavicularis je složený kloub mezi hrudní a klíční kostí. Díky vmezeřenému disku z vazivové chrupavky je umožněn pohyb ve třech osách, jako u kulovitého kloubu, ale v malém rozsahu.

Mezi „nepravé“ klouby s charakterem funkční spoje je řazen **skapulothorakální kloub** a **subakromiální kloub**. Pohybovou i stabilizační funkci mají svaly pletence.

Skapulothorakální spojení je realizováno pomocí vmezeřeného řídkého vaziva. Klouzavý pohyb, který toto vazivo umožňuje je předpokladem pro posun lopatky.

Subakromiální spojení označuje řídké vazivo a burzy vyplňující úzký prostor mezi spodní plochou nadpažku, úpony svalů rotátorové manžety, kloubním pouzdem a spodní plochou deltového svalu. Pro pohyby v subakromiálním kloubu je bursa subacromialis (Janda, Poláková, Věle, 1966; Kapadji, 1982).

2.6.3 Pohyby v ramenním kloubu

Pohyb v ramenním kloubu je realizován ve třech osách, tedy pohyb ve směru vertikálním, horizontálními a rotační pohyb. Maximální rozsah pohybů je možný za současného pohybu ve všech kloubech ramenního pletence. Základní svaly, které se pohybu účastní jsou: m. deltoideus, mm. pectorales, m. latissimus dorsi, m. teres major, m. subscapularis, m. supraspinatus, m. infraspinatus a m. teres minor. Při všech pohybech v ramenním kloubu se aktivují skoro všechny, poměr jejich aktivace se odvíjí od postavení končetiny v prostoru (Janda, Poláková, Věle, 1966).

Na **flexi** paže se podílejí svaly m. deltoideus (pars anterior), klavikulární část m. pectoralis major. K nim přistupuje m. biceps brachii, m. coracobrachialis a m. supraspinatus. Činnost brzdí m. teres major, m. teres minor a m. infraspinatus, které zabraňují vypáčení hlavice z jamky. Nad 90° se přidávají m. trapezius, a m. serratus anterior. Činnost brzdí m. latissimus dorsi a m. pectoralis major (pars sternocostalis). Ve fázi vzpažení spolupůsobí trupové svaly, zvyšuje se bederní lordóza a dochází k úklonu.

Abdukci paže provádí m. supraspinatus, m. deltoideus, nad 90° se účastní m. trapezius a m. serratus anterior. Ve fázi do 180° se připojují trupové svaly se svými dlouhými smyčkami, což vede k úklonu a zvýšení bederní lordózy. Abdukce nad 90° je spojena s vnější rotací paže, čemuž napomáhá i aktivita dlouhé hlavy svalu m. biceps brachii.

Při flexi a abdukci v ramenním kloubu se zásadně aktivují také m. infraspinatus, teres minor a m. subscapularis, které pomáhají fixovat humerus v kloubní jamce. M.

infrapinatus a m. teres minor provádějí současnou zevní rotaci (Janda, Poláková, Véle, 1966; Kapandji, 1982).

Na **addukci** se podílejí svaly m. teres major, m. latissimus dorsi, m. pectoralis major a m. rhomboideus. Mezi slabé adduktory je řazen m. triceps brachii. Extenzi zajišťují m. teres major, m. teres minor, m. deltoideus pars posteriori a m. latissimus dorsi. Tato skupina svalů extenduje ramenní kloub. M. rhomboideus. střední část svalu m. trapezius a m. latissimus dorsi addukuje lopatku extensí skapulothorakálního spoje (Kapandji, 1982)

Extensi (dorzální flexi) v ramenním kloubu provádějí: m. latissimus dorsi, m. teres major a m. deltoideus.

Rotace paže

Rozsah rotačních pohybů, které probíhají podél podélné osy humeru, závisí na stupni abdukce v ramenním kloubu.

Svaly, které se podílejí na rotaci: m. latissimus dorsi, m. teres major, m. subscapularis, m. pectoralis major (mediální rotátory), dále m. infraspinatus a m. teres minor (laterální rotátory). První skupina mediálních rotátorů je velice silná, laterální rotátory jsou slabé (Kapandji, 1982). **Vnitřní rotaci** provádí m. latissimus dorsi, m. teres major, m. suprascapularis, m. pectoralis major. **Vnější rotaci** provádějí svaly m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, m. teres minor (Véle, 2006).

Při rotačních pohybech se pohybuje i lopatka, tedy při vnitřní rotaci se také aktivují m. serratus anterior, m. pectoralis minor. Při vnější rotaci se aktivují m. trapezius a mm. rhomboidei. Při nesprávné funkci v ramenním kloubu je obvykle omezena rotace zkrácením vnitřních rotátorů (Véle, 2006; Kapandji, 1982).

Rozeznáváme dále **horizontální flexi a horizontální extenzi** (pohyby paže v 90° abdukci).

Běžné činnosti vyžadují kombinaci uvedených pohybů. Pro optimální provedení pohybu a nastavení výchozí pozice ramenního pletence je rovněž rozhodující pozice trupu a pánve.

2.6.4 Svaly pletence ramenního

2.6.4.1 Svaly spojující lopatku s trupem, krkem a hlavou

Musculus trapezius je povrchový plochý sval, který propojuje vzájemně temeno hlavy se šíjí a hrudní páteří, tuto centrální pohybovou osu propojuje se skapulou a klavikulou. Tento sval je spíše morfologickou než funkční jednotkou a obsahuje v sobě několik funkčních celků, jejichž funkce je dána úpony na příslušných částech skeletu.

Horní část svalu elevuje ramenní pletenec s lopatkou, při fixovaném rameni extenduje hlavu proti šíjí a rotuje hlavu k odvrácené straně, zabraňuje poklesu ramene při nesení břemene na rameni nebo v ruce (spolupracuje s m. levator scapulae). Střední část provádí addukci lopatek, pohyb pletence dozadu a stlačuje lopatku proti hrudní stěně. Dolní část provádí depresi lopatky a pletence (Véle, 1997, 2006).

Horní část svalu se řadí do skupiny tonických svalů, které jsou fylogeneticky starší a mají tendenci k hypertrofii, dolní část svalu naopak patří mezi svaly fázické, fylogeneticky mladší s tendencí k hypotrofii (Kolář, 2001). Kontrakce všech skupin přitlačuje lopatku ke hrudníku, táhne lopatku mediálně a posteriorně, rotuje lopatku superiorně (20°), zpevňuje ramenní pletenec při nesení těžšího břemene (Dylevský, 1994). M. trapezius se také účastní druhé a třetí fáze elevace paže (jak při abdukci, tak i flexi), kde se účastní na humeroskapulární rytmu mezi 30°-170° abdukce (na každých 15° abdukce případně pohyb v rozsahu 10° v glenohumerálním a 5° v thorakoskapulárním skloubení). Dominantně se zapojuje ve druhé fázi abdukce (v 90°-150° abdukce) spolu s m. serratus anterior, ve třetím stupni abdukce (mezi 150°-180°) se akce účastní spolu s extenzory páteře a m. deltoideus (Kapandji, 1982). Spolu s ostatními svaly ramenního pletence (mm. romboidei, m. levator scapulae, m. serratus anterior, m. pectoralis minor, m. subclavius) se podílí na dynamice i statické ramenního pletence.

U tak rozsáhlého plochého svalu lze předpokládat, že každý jednotlivý úpon na obratli může tvořit samostatnou funkční jednotku. Sval představuje složitý a rozsáhlý funkční řetězec propojující segmentovanou osu krční a hrudní páteře včetně hlavy s horními končetinami.

Porucha funkce svalu m. trapezius velmi ovlivňuje jak postavení šíje, tak postavení ramenního pletence a jeho funkce má vliv na základní držení hlavy a horní poloviny těla (Véle, 1997).

M. rhomboideus major et m. rhomoides minor (m. rhomboideus)

Tyto svaly spojují dolní krční páteř a horní hrudní páteř s lopatkou. Jsou kryty středními vlákny m. trapezius. Oba svaly (v praxi hovoříme pouze o m. rhomboideus) přitahují lopatku směrem k páteři (synergicky s m. trapezius) se současnou rotací lopatky, jejíž dolní úhel stáčí mediálně. Při nesprávné funkci se lopatka stáčí dolním úhlem laterálně (Janda, Polková, Véle, 1966).

M. levator scapulae spojuje krční páteř s lopatkou. Zvedá její horní úhel, zpevňuje ramenní pletenec a účastní se na laterální flexi krční páteře. Úpon na horním úhlu lopatky bývá zdrojem bolesti z přetížení.

M. serratus anterior spojuje žebra s lopatkou. Částečně je překryt velkým prsním svalem. Patří k nejdůležitějším svalům pletence ramenního. Podílí se na abdukci paže, umožňuje vzpažení, fixuje a stáčí lopatku dolním úhlem laterálně. Horní část zvedá horní úhel lopatky, střední část je antagonistou transverzálních snopců m. trapezius a dolní část umožňuje vzpažení nad horizontálu. Paréza tohoto svalu se projevuje odstáváním lopatky od hrudní stěny.

M. pectoralis minor spojuje žebra (II-V) s processus coracoideus na lopatce. Provádí depresi ramenního pletence s abdukcí lopatky a její dolní úhel posouvá kraniálně.

M. subclavius spojuje první žebro s klíční kostí. Přitažením k žebro provádí depresi ramenního pletence a lopatky (Véle, 2006).

Výše uvedené svaly ovlivňují postavení lopatky, tedy nastavené glenoidální jamky pro budoucí pohyb. Mají zásadní význam pro klidové centrované postavení v ramenním kloubu, tedy postavení celého ramene.

Svaly kolem lopatky pracují vyváženě ve spolupráci, tak aby postavení lopatky bylo optimální. Tvoří partnerské dvojice, jejichž rozdílnou aktivací dochází k pohybu, také k její fixaci v libovolné poloze.

Partnerské dvojice (podle Janda, Poláková, Věle, 1966)

mm. rhomboidei – m. serratus anterior (rotace lopatky)

m. levator scapulae – m. trapezius pars ascendens (elevace a deprese lopatky)

m. pectoralis minor – m. trapezius pars descendens (předklon, záklon lopatky)

m. serratus anterior pars horní a střední . m. trapezius pars transversus (abdukce, addukce lopatky)

Spolu s ostatními svaly fixují partnerské dvojice lopatku a tím i polohu jamky ramenního kloubu tvořící opornou bázi hlavice humeru pro pohyb paže.

2.6.4.2 Svaly spojující lopatku a kost pažní

M. deltoideus spojuje klíční kost s lopatkou a s humerem. Má tři části s rozdílnou funkcí. Přední část (klavikulární) provádí předpažení, působí při horizontální addukci, antevertzi ramene, abdukci a vnitřní rotaci paže. Střední (akromiální) část provádí abdukci paže. Zadní část (skapulární) provádí horizontální extenzi, podporuje extenzi a zevní rotaci paže. Všechny tři části se aktivují při pohybu současně jako funkční jednotka. Určitá část představuje agonistu, ostatní fixátory nebo neutralizační svaly. Deltový sval je důležitý pro stabilizaci ramene. Přitlačuje hlavici humeru v glenoidální jamce (Janda, Poláková, Věle, 1966).

M. supraspinatus spojuje lopatku a humerus. Tento sval provádí abdukci paže do 90° a pomáhá při horizontální extenzi paže. M. supraspinatus je synergistou dalších svalů rotátorové manžety (rotátorů). Je velkým pomocníkem svalu m. deltoideus.

M. infraspinatus spojuje lopatku s humerem. Je současně kryt svalem deltovým a svalem trapézovým. Patří do skupiny zevních rotátorů a působí při horizontální extenzi paže (Kapandji, 1982).

M. teres minor spojuje lopatku s humerem a má synergickou funkci s infraspinatem. Jejich hlavní funkce je addukce a zevní rotace paže.

M. subscapularis spojuje lopatku s humerem. Provádí vnitřní rotaci paže a působí při flexi, abdukci a horizontální flexi. Při addukci působí synergicky s m. infraspinatus a m. teres minor (Janda, Poláková, Věle, 1966).

M. teres major spojuje lopatku s humerem, provádí extenzi, abdukci, horizontální extenzi a vnitřní rotaci paže.

M. coracobrachialis je štíhlý sval, jehož základní funkce je stabilizace v ramenním kloubu, dále addukce a flexe paže (Janda a kol., 1966).

Rotátorová manžeta se nazývá skupina zevních rotátorů (m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis), které zpevňují a chrání ramenní kloub. Mají společné to, že jejich úpony se váží v těsné blízkosti ramenního kloubu, a to na větší či menší hrbolek kosti pažní. Jsou zavzaty do pouzdra ramenního kloubu, které tak zesilují a tvoří kolem kloubu prstenec (Janda a kol., 1966). Svou činností nastavují polohu hlavice humeru v glenoidální jamce a působí při nastavení centrovaného postavené v kloubu. Nejvíce zatíženým úsekem rotátorové manžety je úponová partie m. supraspinatus, jejíž šlacha je při abdukci stlačována mezi velký hrbolek pažní kosti a nadpažek.

2.6.4.3 Svaly spojující paži s trupem bez přímého vztahu k lopatce

M. latissimus dorsi spojuje hrudní páteř (Th IX. - XII.) s lopatkou a s humerem. Jeho hlavní funkcí je vnitřní rotace paže. Působí dále při extenzi, addukci a podporuje vnější rotaci a horizontální extenzi paže.

M. pectoralis major má tři části rozdělené podle úponů. Pars clavicularis provádí ventrální a horizontální flexi a účastní se na addukci a vnitřní rotaci paže. Pars sternalis a pars abdominalis provádějí extenzi, addukci, horizontální flexi a spolupůsobí při vnitřní rotaci paže. Janda, Poláková, Véle (1966) dělí sval z funkčního hlediska pouze na dvě části. Obě části se podílejí na flexi a addukci, přičemž horní část se zapojuje, svírá-li paže s trupem tupý úhel; dolní, pokud je mezi paží a trupem úhel ostrý. Hlavní funkcí svalu je flexe abdukované paže s maximem aktivity při flexi paže v úhlu 115°. Dále se prsní sval účastní na addukci paže. Jako vnitřní rotátor pracuje při pohybu proti odporu; při volně prováděné rotaci se neaktivuje

Pohyb v ramenním kloubu ovlivňují i svaly **m. biceps brachii** a **m. triceps brachii**. Patří sice do skupiny svalů kolem lokte, ale v ramenním pletenci působí jako svaly pomocné a fixační. Dlouhá hlava svalu m. biceps brachii v ramenním kloubu

abdukuje paži, a krátká hlava ji flektuje. M. triceps brachii se podílí na extenzi a abdukcii v ramenním kloubu

Pro spolehlivou funkci svalů kolem ramenního kloubu je nutná spolupráce osového orgánu pro zajištění stabilizace těla při manipulaci.

Svaly oblasti kolem lokte, předloktí a ruky jsou svou stavbou přizpůsobeny jemně diferencovanému pohybu a náleží do oblasti jemné motoriky. Drobné svaly ruky mají větší počet motorických jednotek, které zajišťují přesněji zacílené pohyby. Ve výzkumu se zabývám především svalovou aktivitou svalů kolem ramenního kloubu, tedy svaly dalších skupin na horní končetině nejsou dále rozepisovány.

2.6.5 Funkční spojení při pohybech ramenního pletence

Na funkci svalů lze pohlížet z anatomického hlediska, které upřednostňuje funkci svalu odvozenou od jeho začátku a úponu, případně z výsledků svalového testu rozpracovaného Jandou (1982). Na každém pohybu se podílí více svalů současně a pohyb probíhá ve více segmentech často v diagonálním směru. Kineziologie nahlíží na sval začleněný do svalových řetězců, jejichž funkce je určena pohybovým účelem.

2.6.5.1 Svalové smyčky mezi trupem a lopatkou (podle Véle, 2006 in Novotný, 2006)

Čtyři svalové smyčky zajišťující pohyb lopatky a její stabilizaci pro pohyb paže. Jejich činnost probíhá současně, oddělený popis je uveden pouze pro přehlednost.

První tvoří dvojice **m. rhomboideus a spodní část m. serratus anterior**. Jde o spojení páteře přes lopatku s hrudníkem. Oba svaly mají prakticky shodný průběh vláken. Mediální okraj lopatky je jakoby zavzat do této svaloviny, která se táhne stejným směrem mezi páteří a hrudníkem. Vmezeřený mediální okraj lopatky šikmo proniká svalovinou.

V klidu je napětí obou svalů vyvážené, při volní aktivitě se vytváří za účelem změny postavení funkční dystonie. Při kontrakci jednoho svalu se musí protáhnout

druhý z dvojice a naopak. Aktivací mm. rhomboidei dochází k rotaci dolního úhlu k páteři. Tím se jamka ramenního kloubu nastavuje do polohy skloněné šikmo dolů. Při aktivaci spodní části m. serratus anterior dochází k opačné situaci.

Při fixaci lopatky je napětí v obou svalech stejnoměrně zvýšené a mění se při působení zevní síly, která má tendenci vychýlit lopatku v jednom směru. Svalová smyčka vyvine automaticky funkční dystonii, která směřuje k udržení původní polohy lopatky proti účinku zevní síly. Jestliže vzniká svalová dystonie bez funkčního záměru již v klidu, jde o funkční poruchu spojenou změnou postavení lopatky.

Při zpevnění abdukované horní končetiny v kloubu ramenním provádí svalová smyčka m. rhomboideus – m. serratus anterior pars inferior pohyby celé paže nahoru a dolů ve frontální rovině.

Druhou smyčku tohoto segmentu tvoří **m. levator scapulae, m. trapezius pars superior a pars inferior**. Její funkcí je elevace a deprese lopatky. Probíhá od cervikální páteře přes m. levator scapulae, scapulu, pars inferior musculi trapezii a uzavírá se přes páteř hrudní. Uplatňuje se při nošení břemen na rameni a v ruce.

Třetí smyčku oblasti lopatky tvoří **m. pectoralis minor a m. trapezius pars superior**. Smyčka je mechanicky uzavřena přes krční páteř a hrudník. Smyčka pracuje vždy ve spolupráci s prvním popsaným svalovým řetězcem (m. serratus ant. inf. – mm. rhomboidei). Jedná se zde vlastně o dva zkřížené elastické pruhy. Tímto mechanismem je dosaženo precizní vyvážené regulace pohybu.

Čtvrtou svalovou skupinu tvoří **m. trapezius pars medialis spolu s horní a střední částí m. serratus anterior**. Opět se uzavírá žebry a páteří. Fixuje lopatku přitlačováním k hrudníku spolu s m. latissimus dorsi.

2.6.5.2 Řetězce mezi ramenním pletencem a hrudníkem (podle Véle, 2006 in Novotný, 2006)

Řetězec záběrový tvoří m. pectoralis major a m. latissimus dorsi. Začíná na přední straně hrudníku, pokračuje přes paži a končí na zadní straně hrudníku, kde pokračuje přes fascia thoracolumbalis a pletenec pánevní dále pokračuje prostřednictvím dalších svalů až k hlavičce fibuly a dále k akrální části dolní končetiny (crista tub. minoris

humeri – zadní axillární řasa – fascia thoracolumbalis – páteř – druhostranná crista iliaca - fascia glutea - m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae – fibulární strana kolene – m. triceps surae – calcaneus – ploska nohy). Na přední straně dosahuje pak záběrový řetězec také až k plosce nohy (crista tuberculi majoris – přední axillární řasa – m. pectoralis major – fascie přední plochy hrudníku – mm. obliqui abdominis – linea alba – druhostranné mm. obliqui abdominis – lig. inguinale – stehenní fascie – stehenní svalstvo – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno – bérce – pata – noha).

„Záběrový řetězec má vliv na pohyb horních končetin a je efektoem pohybu při lokomoci přes pletenec ramenní, tedy jak při reflexním plazení dle Vojty, tak při pádlování na kajaku“ (Kračmar, 2002).

Oba řetězce se vzájemně kříží na přední i na zadní straně trupu a zpevňují ho. Funkční poruchy z hrudní oblasti se tak mohou přenášet na oblasti pletenců a dále na končetiny (Véle, 2006).

2.6.5.3 Řetězec zpevňující a fixující pletenec ramenní (podle Véle, 2006 in Novotný, 2006).

Řetězec probíhá od hrudníku přes klavikulární část m. deltoideus k paži a dále prostřednictvím m. deltoideus pars acromialis a pars spinalis k lopatce a hrudníku. Ovlivňuje vztahy mezi kostí klíční a lopatkou. Většinou pracuje současně s m. supraspinatus a biceps brachii, a také se smyčkami kolem lopatky. Hlavní jeho funkce je při předpažení, upažení, zapažení a vzpažení. Aktivuje se též při pronaci a při extenzi v lokti (Véle, 2006).

2.6.5.4 Řetězce pletenec mezi pletencem ramenním a předloktím (podle Véle, 2006 in Novotný, 2006)

Řetězec tvoří dvě otevřené smyčky scapula – m. supraspinatus – humerus – m. biceps brachii – předloktí a scapula – m. coracobrachialis – humerus – m. triceps – předloktí.

M. supraspinatus podporuje střední část m. deltoideus a přitlačuje hlavici femuru do jamky ramenního kloubu. Při rotaci hlavy doprava se aktivuje levá strana, dále se aktivuje při roztažení prstů a sevření pěsti.

M. coracobrachialis vytváří spojení mezi pletencem ramenním a zmenšuje zátěž ramenního kloubu, přivádí paži z různých poloh do výchozího postavení.

Uzavřené smyčky tvoří řetězec scapula – m. deltoideus – humerus – m. brachialis – ulna, scapula – m. biceps brachii – radius, scapula – m. triceps brachii – ulna.

2.6.5.5 Ostatní řetězce

Funkční propojení svalů je složitější, než bylo výše popsáno. Celé svalové skupiny jsou na sebe vázány víceméně reflexní vazbou, která je závislá na postavení trupu, páteře a celého těla v prostoru, stupni zatížení atd. (Janda, Poláková, Véle, 1966).

Zmíníme ještě řetězec spojující nohu s hrudníkem, jenž vede od os cuneiforme – m. peroneus longus – tibia – fascia. Cruris – m. biceps femoris a m. adduktor longus – m. obliquus abdominis internus – m. obliquus abdominis externus opačné strany a uzavírá se přes hrudník.

Řetězce osového orgánu jsou účastny prakticky při všech pohybech, neboť zajišťují zpevnění osy hlava, trup, pánev. Umožňují stabilizovat jednotlivé celky nebo naopak umožňují jejich vzájemný pohyb. Řetězce v oblasti ruky zajišťují pronaci – supinaci, extenzi a flexi. Samostatné smyčky tvoří skupiny svalů pro opozici a repozici palce. Další svalové smyčky působí v oblasti dolních končetin a pánve, které nebudeme dále rozepisovat.

Při vzniku nerovnováhy v řetězci a její nápravě je nutno opět přihlížet ke svalovému řetězení. Véle (2006) zdůrazňuje, že lokální náprava jedné části řetězce obvykle vede k nerovnováze v jiné části, a tím k vrstvení poruch.

2.7 Řízení pohybu

Fylogenetický vývoj vedl k diferencování motoriky, a tím k vývoji stále složitějších mechanismů řízení. Ontogenetický vývoj člověka prakticky kopíruje vývoj fylogenetický. Pozorujeme postupné dozrávání nervové soustavy a zapojování stále vyšších úrovní řízení do motoriky dítěte. Povšechný pohyb novorozence (holokinetický) se mění na pohyb podpurný (ereismatický) až po účelově orientovaný pohyb dospělého jedince s cílem dosáhnout zamýšleného cíle (pohyb telekinetický, ideomotorický). Pohyb člověka je realizován kosterním svalstvem, na jehož řízení se podílejí všechny oddíly CNS od spinální míchy až po mozkovou kůru (Trojan, Druga, Pfeifer, 1991).

S dozráváním vyšších úrovní CNS dochází k útlumu pohybů reflexní povahy (nezanikají zcela) a vzniká pohyb účelově orientovaný. Účel pohybu je individuální povahy. Promítá se zde aktuální stav jedince (zkušenost, motivace atd.). Jak uvádí *Véle (2006)*: „*Pohyb lze odhadnout, nelze ho ale předem přesně určit*“.

Pohyb člověka probíhá na základě vrozených pohybových vzorů (matric) uložených v CNS jako předloha určité funkce, které se během postnatálního vývoje obohacují, a opakováním a porovnáváním s předchozími zkušenostmi se vytvářejí složitější motorické programy za účasti bazálních ganglií a mozečku. Zásoba pohybových reakcí je individuální povahy (Kolář, 2009).

Proces řízení pohybu probíhá oboustranně výměnou informací mezi řídicími orgány CNS a výkonným pohybovým aparátem. Volní pohyb vzniká reakcí na podnět různé povahy, který vyvolává emocionální náboj neboli vůli k pohybu. Podnětem jsou stimuly z receptorů (proprioceptory, exteroceptory, interoceptory), z limbického systému (emoce), z vnitřních orgánů apod. Než dojde k realizaci výkonným orgánem, vzniká postupně aktivita v různých částech CNS. Nejprve se aktivuje retikulární formace (dále RF) a limbický systém (pocitový mozek). Následně se aktivita objeví v bazálních gangliích a přechází do asociačních oblastí mozkové kůry. Nakonec se aktivuje kortikální motorická oblast. Poté se aktivita přenáší k míšním motoneuronům a dále ke svalům. Zpoždění samotného pohybu je vyvoláno potřebou aktivovat posturální systém zajišťující podmínky pro realizaci fázického pohybu. Na výběru použitého programu se podílí bazální ganglia spolu s asociačními oblastmi mozkové kůry, kde jsou programy paměťově fixovány (Véle, 2006; Trojan, 2005).

Na základě informací z receptorů je spuštěný pohyb zpětně korigován, a tím upřesňován. Čím je pohyb pomalejší, mohou do něj častěji zasáhnout zpětnovazebné mechanismy a výsledný pohyb je plynulejší, ekonomičtější, přesnější.

Řízení pomalých pohybů se uplatňuje ve sportu při nácviu nové motorické dovednosti. Je třeba věnovat dostatečně dlouhou dobu nácviu (uvádí se minimálně šest týdnů), aby došlo k zafixování stereotypu do paměti v odpovídající kvalitě. Pomalé dobře korigovatelné pohyby se uplatňují i při přeučování chybných pohybových stereotypů (Véle, 2006). Oboje vyžaduje aktivní účast samotného sportovce. Bez účasti vědomí a pozitivní motivace by řízení převzaly automatizované podkorové mechanismy a převládl by původně vybudovaný stereotyp.

Řízení pohybu lze rozlišit do několika hierarchicky uspořádaných úrovní, které postupně získávají prioritu během motorického vývoje (podle Véle, 2006; Trojan a kol., 2005).

- **Autonomní úroveň** řídí základní biologické funkce. Neuronová síť sympaticus a parasympatikus řídí funkci vnitřních orgánů. Tento systém je napojen obousměrně na spinální a mozkové nervy a rozhoduje o intenzitě aktivity jak vnitřních orgánů, tak svalů a má vliv i na psychiku.

Mezi autonomně řízené orgány patří i plíce a dýchací pohyby. To má význam i ve sportu, kdy vlivem různých typů dechových cvičení lze získat kontrolu nad autonomním systémem a regulovat tak napětí způsobené stresem. Při nedostatečné nebo nadměrné závodní připravenosti naopak povzbudit či inhibovat organismus hyperventilací nebo prohloubeným dýcháním a optimalizovat stav organismu k podání kvalitního výkonu.

- **Míšní (spinální) úroveň** řízení ovlivňuje základní činnost svalů. Jsou zde uloženy základní pohybové mechanismy, jako je střídavá aktivita končetin při lokomoci řízená režimem reciproční inhibice. Dále jsou zde lokalizovány primitivní reflexy, které se v průběhu posturální ontogeneze vytrácejí.

Míšní neuronová síť je obousměrně propojena s řídicími subkortikálními a kortikálními oblastmi. Dále s receptory ve svalech, šlachách, kloubech, pokožce atd.

- **Subkortikální úroveň** zodpovídá za posturální a lokomoční motoriku. Jednotlivá centra vzájemně kooperují na průběhu a korekci pohybu.

Retikulární formace – zde se soustředí veškeré aferentní signály. Po vyhodnocení informací RF ve spojení s dalšími oddíly CNS nastavuje podmínky pro pohyb.

Mozkový kmen řídí logistiku. Dále zajišťuje předpoklady pro funkci složitějších motorických programů.

Bazální ganglia jsou centra pomalých pohybů a ovlivňují posturální funkce. Dále spolupůsobí při výběru pohybového programu a hrubě nastavují úroveň svalového tonu.

Thalamická jádra a hypotalamus spolupracují při koordinaci posturálně lokomoční, tak i jemné pohybové mechaniky

Mozeček je generátorem rychlých pohybů. Je hlavním centrem pohybové koordinace a orientace v prostoru a čase. Mozeček zajišťuje jemné doladění pohybu, zajišťuje jeho plynulost a přesnost. Předpokládá se, že rozhoduje o správném časovém sledu při zapojování jednotlivých svalů (timing) v průběhu pohybu.

Mozeček má hlavní úlohu při tzv. „vypilování“ techniky ve sportu. Inhibicí nadbytečných aktivací svalů pohyb zpřesňuje a ekonomizuje (oddaluje únavu), a tím přispívá k lepšímu výkonu.

- Kortikální úroveň umožňuje změnit režim reciproční inhibice na koaktivaci nebo používat obou režimů střídavě, jak vyžaduje stabilizace právě zaujaté polohy potřebné pro cílený fázický pohyb. Kortikální úroveň je nadřazeným orgánem a může zasáhnout do všech úrovní předešlých.

Pro sportovní účely můžeme zdůraznit vliv všech oddílů CNS na řízení motoriky, včetně psychického stavu. Tento fakt zasahuje do sportovního výkonu na všech úrovních. Psychika doplňuje sportovní výkon a její podíl je nezanedbatelný, troufám si říci, je to jedna z hlavních součástí sportovního výkonu. Provází jak tréninkový proces ve fázi budování pohybových stereotypů, tak v konečné fázi realizace výkonu. Na vrcholové úrovni, kdy je každý závodník maximálně fyzicky připraven, může být právě psychika zdrojem selhání pohybového úkonu. Naopak slabší závodník může dominovat nad lépe fyzicky disponovanými jedinci, pokud je připraven psychicky. Domnívám se, že úloha psychiky je v přípravném procesu stále podceňována. Převládá pohled na sportovce jako na stroj mechanicky vykonávající daný úkol.

Jedním z úkolů trenérů a specializovaných pracovníků by mělo být vedení sportovce k uvědomování si vlastního těla (sebepojetí), a tím možností jeho ovlivňování (seberealizaci).

2.7.1 Základní systémy řízení činnosti kosterního svalstva

Základem motoriky je svalový tonus, který zajišťuje správné postavení segmentů a udržuje celý systém ve správném nastavení. Základní jednotkou vedoucí vzruch je motoneuron.

Řízení svalů je složitý proces podléhající řízení CNS. Základní řídicí dráhy tvoří **systém pyramidový a systém extrapyramidový.**

Pyramidovou drahou (kortikospinální) jsou vzruchy převáděny jedním neuronem až do míchy, a to z jádra kinestetického aparátu a pravděpodobně z korových oblastí. Prostřednictvím pyramidových drah se vytvářejí volní pohyby. Jejich opakováním pak vznikají složité dynamické stereotypy. Vzruchy vedené pyramidovými drahami docházejí také k autonomním míšním centrům, čímž je zajištěno přímé působení na vegetativní funkce bez prostřednictví hypotalamu (Seliger, Vinařický, 1980)

Extrapyramidovými drahami přicházejí vzruchy z mozkové kůry ke kosternímu svalstvu několika neurony přes různá podkorová centra. Tím jsou tato centra pod kontrolou mozkové kůry a naopak tato centra mohou různým způsobem ovlivňovat nervové vzruchy. Extrapyramidovému systému je přiřazena mimovolní hybnost a zajišťuje především tonus posturálního svalstva (Véle, 2006; Seliger, Vinařický, 1980).

Pyramidový systém je vývojově mladší a působí cíleněji a diferencovaněji na jednotlivé svaly nebo jejich části. Vyvinul se u vyšších forem živočichů, kde je zapotřebí obratné akční motoriky (Véle, 2006).

Na vytváření vzruchů v motoneuronech se dále podílejí senzitivní dráhy vedoucí z periferie a ze svalových proprioreceptorů (svalových vřetének, šlachových tělísek).

Novější poznatky o motorických drahách dělí systémy řízení na nastavovací systém gama a spouštěcí systém alfa (podle Véle, 2006; Trojan a kol., 1991).

Gama systém nastavuje podmínky pro realizaci pohybu a předchází aktivitu alfa systému, který pohyb spouští. Dráhy gama systému vystupují z retikulární formace

v mozkovém kmeni a jdou ke γ motoneuronům v míše, ovlivňují činnost míšních neuronové sítě a působením svalových vřetének nastavují dráždivost motoneuronů.

Alfa systém spouští volní pohyb a řídí jeho průběh. Jeho dráhy vycházejí z kortikálních oblastí a z některých subkortikálních struktur.

Obecně lze konstatovat, že hlavní rozdíl v systémech řízení je rozdělení vycházející z řízení mimovolní podpůrné hybnosti kořenové a axiální, a řízení obratné volné hybnosti akrální.

2.8 Elektromyografie

Povrchová elektromyografie (PEMG) patří mezi elektrofyziologické techniky, které pracují na principu registrování elektrických projevů svalového a nervového aparátu a napomáhají hodnocení akčního stavu motorického systému (Dufek, 1995; Keller, 1998). Akční potenciály motorických jednotek jsou snímány elektrodami umístěnými na kůži nad vybraným svalem. Elektrody jsou dvě z vodivého materiálu, nejčastěji Ag, AgCl. Jsou obvykle umístěné ve střední linii svalu v místě největšího bříška svalu, orientované kolmo na průběh svalových vláken. V této lokalizaci je EMG signál snímán s největší amplitudou (De Luca, 1993).

Grafický záznam akčních potenciálů se nazývá elektromyogram.

PEMG je běžně využívána v neurologii, neurofyziologii, fyzioterapii, ortopedii, sportovní medicíně, biomechanice, ergonomii, zoologii a dalších oborech (Clarys, 2000). V kineziologii je PEMG využívána k vyšetření svalové funkce během selektovaného i komplexního pohybu, ke sledování koordinace činnosti svalů, pozoruje speciální vliv a efekt tréninkových metod, terapeutických prvků, vztah velikosti elektromyografického signálu k síle, únavě a vliv interakce zátěže a svalové funkce (Clarys, 2000). Metodika vyšetřování svalových aktivit pomocí povrchové PEMG má své místo v hodnocení okamžiku a rychlosti nástupu i relativního poměru svalové aktivity při vyšetřování komplexních pohybových vzorů. Je uznávána vhodnost tohoto prostředku vyšetřování pro kineziologickou analýzu lidského pohybu (Rodová, Mayer, Janura, 2001 in Pišvejc, 2006).

Výhodou PEMG je neinvaznost a relativně jednoduchý postup provedení detekce. K rizikům patří ovlivnění velikosti elektromyografického signálu v důsledku nerespektování technických požadavků v oblasti detekce a zpracování signálu. Na úrovni vyhodnocení signálu je největším problémem opomíjení vlivu dalších faktorů (vnitřních i vnějších), které se na vzniku signálu podílejí, což může vést ke zjednodušenému výkladu a k nesprávným závěrům (viz. kapitola Problémy elektromyografie).

2.8.1 EMG záznam a faktory, které ho ovlivňují

Zdrojem EMG signálu je transmembránový proud vznikající na úrovni sarkolemy. Jedná se o elektrický ekvivalent iontové změny na membráně svalového vlákna během kontrakce a má podobu interferenčního vzorce, který vzniká překrytím sumačního potenciálu většího počtu motorických jednotek (Hejná, 2002; Schuman, Scholle a Andres, 1994). Nejedná se o prostorovou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, ale je výsledkem jejich interferencí v prostorovém vodiči – sval, kůže, elektrody (Rodová et al., 2001).

Hodnota jednotlivých parametrů elektromyografického signálu je ovlivněna jak fyziologickými faktory (počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken; hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu; množství tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami; stabilita náboru apod.), tak je důležitý vliv faktorů metodického postupu detekce a zpracování signálu (De Luca, 1993). V oblasti detekce se jedná především o elektrodovou konfiguraci, která je dána velikostí a tvarem detekční plochy, lokalizací a vzdáleností elektrod. Za optimální považuje De Luca (1993) vzdálenost elektrod 10mm, velikost elektrody o délce 10mm, šíře 1mm.

2.8.2 Zpracování naměřených dat

Pro zpracování EMG signálu se obecně využívá rektifikace a integrace. Rektifikací rozumíme usměrnění elektromyografického signálu. Negativní fáze EMG signálu, který kolísá nad a pod bazální linií je převedena do fáze pozitivní, a tím získáme absolutní hodnotu elektromyografického signálu (Rodová a kol., 2001). Integrace je proces, který upraví rektifikovaný záznam tak, že vypustí z křivky ostré hroty, které značí vysoké frekvence (Rodová et al, 2001).

EMG signál je obvykle kvantifikován dle následujících parametrů: RMS (root mean square, efektivní hodnota signálu), průměrná amplituda (po zpracování signálů rektifikací), poloha pod křivkou plně usměrněného (full rectification) EMG signálu získaná integrací, vzdálenost maximálních vrcholů (peak-to-peak) v daných časových

intervalech, hodnoty získané frekvenční analýzou a celkový výkon (total power) elektromyografického signálu (Rodová a kol., 2001). Mezi hodnoty získané frekvenční analýzou EMG signálu patří hlavně střední a průměrná frekvence. Střední frekvence (MF) je matematicky určena jako medián, průměrná frekvence (mean frequency, MNF) je dána aritmetickým průměrem, Area je plocha křivky vymezená dvěma kurzory, obvykle začátkem a koncem akčního potenciálu, nebo jeho negativní část. Udává se v milivoltmilisekundách (mVms) nebo v mikrovoltmilisekundách (μ Vms).

Při sledování posloupnosti zapojování svalů pozorujeme začátek, průběh a konec aktivity svalu. Jak uvádí Rodová (2001) míra aktivace svalu je hodnocena především pomocí kvantifikace amplitudy signálu. Velikost amplitudy je ovlivněna řadou faktorů, které je nutno brát v úvahu a předem ošetřit při návrhu experimentu. EMG signál umožňuje pouze zjistit, zda je sval aktivní či nikoliv, popřípadě míru svalové aktivity ve smyslu vyšší, nižší aktivity, nelze určit o kolik.

Změna velikosti amplitudy je pozorována např. ke vztahu k síle. Při komparaci EMG signálu se silou je vztah pouze kvalitativní. Se zvyšující se rychlostí kontrakce a velikostí síly dochází ke zvýšení amplitudy EMG signálu. Nelze však vyjádřit přesně velikost změny (z kvantitativního hlediska se nejedná o linearitu), protože velikost výsledné síly je dána nejen silou detekovaného aktivního svalu, ale i velikostí pasivních sil (tření v kloubu, odporových sil vazů, kloubního pouzdra, kůže, stlačováním a protahováním interartikulárních svalů apod.), (Karas a kol., 1972).

De Luca (1993) tvrdí, že z hlediska sledování časové posloupnosti v zapojení svalů je pro optimální vyhodnocení EMG signálu nutná znalost průměrné klidové amplitudy každého ze sledovaných svalů. Za vlastní aktivaci pak považuje nárůst velikosti amplitudy o dvě směrodatné odchylky klidové hodnoty. Jestliže je sledován nárůst aktivity více svalů současně, pak za hranici rozlišitelnosti posloupnosti v zapojení je doba 10ms. Pod touto hranicí není hodnocení pořadí zapojení svalů smysluplné, neboť se jedná o délku času, která je v řádu ovlivnitelném šířením signálu ve svalu, resp. vzdáleností elektrody od inervační zóny svalu.

De Luca (1993) shrnuje praktická doporučení pro aplikaci povrchové EMG ve vztahu k silovým charakteristikám. Pro vyšetření je vhodná izometrická kontrakce s omezením silových příspěvků jiných svalů. Pro nezbytnost analýzy za anizometrických podmínek se doporučuje použít kontrakce s nejnižší rychlostí, u

cyklických aktivit vybrat data z relativně fixované části cyklu a výsledky stanovovat obezřetně. V interindividuálním srovnávání se používá metody tzv. normalization. Jedná se o stanovení amplitudy EMG signálu vyjádřeného procentem z velikosti amplitudy signálu dosaženého během maximální volní kontrakce (méně často z velikosti amplitudy při kontrakci vyvolané stimulací).

2.8.3 Únava svalu

Únava svalu je další faktor, se kterým je třeba počítat. Nejlépe je únava charakterizována analýzou frekvenčního spektra (průměrná frekvence a medián frekvenčního spektra), přičemž preferován je spíše medián frekvenčního spektra, který je méně citlivý k rušivým signálům (De Luca, 1993). Únavu můžeme hodnotit na základě změny amplitudy elektromyografického signálu. Během intenzivního cvičení dochází k poklesu síly i amplitudy v důsledku akumulace draslíkových iontů v intersticiu svalu. Naopak při cvičení na submaximální úrovni je elektrolytická rovnováha méně porušena a pokles síly je připisován vlivu tzv. neelektrických faktorů, které souvisejí s uvolněním vápníkových kationtů a vazbou na troponin. Během prolongovaného cvičení dochází k postupnému zvyšování amplitudy EMG signálu paralelně s únavou, což je vysvětlováno náborem motorických jednotek (Vollestad, 1999 in Rodová a kol., 2001).

S únavou svalů je třeba při experimentu počítat, jelikož fyziologické změny, které se ve svalu odehrávají, mají vliv na jejich koordinaci a správné funkční zapojování.

Při vyhodnocování EMG záznamu musíme brát v úvahu artefakty. Jsou to odchylky od základní klidové linie EMG záznamu, které nemají původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu. Tyto odchylky 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).

2.8.4 EMG přístroj – požadavky na konstrukci

Elektromyografie jako exaktní vyšetřovací metoda vyžaduje souhrn 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 stimulátor, 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.

KAZE 05

KAZE 05 mobilní bezdrátový přístroj využíván na katedře Sportů v přírodě k povrchovému EMG sledování a kineziologické analýze sportovního pohybu. Velikost, váha a bezdrátový přenos signál přístroje umožňuje využití EMG metody v terénních podmínkách, tedy v přirozeném prostředí daných pohybových činností. Přístroj je upraven pro transport na těle pokusné osoby.

Autorem a výrobcem přístroje je pan Karel Zelenka, UK FTVS.

Problémy měření EMG přístrojem KAZE 5 (podle fyzioterapeutky Marty Vystrčilové, 2007)

1. **Počet elektrod a výběr svalů:** máme k dispozici jen 7 kanálů pro vstup elektrod, které zaznamenávají současně elektrické potenciály ze svalů. Toto se může zdát dostatečné množství pro diagnostiku v jednom svalovém řetězci. Není ale dostatečné, pokud chceme zkoumat obě laterality.

2. **Výběr místa pro umístění elektrody na konkrétním svalu:** existuje jakási „mapa“ pro umístování elektrod na určený sval. Elektroda by měla být umístěna do oblasti bříška svalu, kde je pravděpodobnost největšího nábory motorických jednotek. Stejný pohybový úkon je však řešen v rámci individuality každého člověka, prvotně podpořenou už jen samotnou anatomickou strukturou. Proto i bříška svalů mohou být lokalizována malinko jinak, než je v mapě. Sval bude troficky růst tam, kde je v rámci pohybů nejčastěji používán. Budeme-li chtít ale měřit pohyb, který nepatří mezi jedincovy často užívané pohyby, a budeme se řídit mapou, pak se může stát, že nezacílíme elektrodu na místo, kde v momentálním případě pracuje nejvíce motorických jednotek – neboli palpačně – kde zjistíme největší aktivitu. Lokalizace elektrod by spíše měla být závislá na expertním posouzení odborníka, který bude palpovat sval během probíhající činnosti a v závislosti s tím pak umístí elektrody do oblasti těch vláken, jež jsou aktivní.

Ve vyhodnocení pak musíme tento fakt uvést spolu s fotodokumentací a také s dodatkem, že jsme si vědomi, že detekujeme data, která vycházejí pouze z té části svalu, jehož plocha je mezi elektrodami.

3. **Umístění elektrod:** kolmo na svalová vlákna versus podél svalových vláken: umístování elektrod kolmo na průběh svalových vláken udává De Luca ve svých člancích (De Luca, 1993). Jedná se o jiný druh přístroje a zkoumání. My umístujeme elektrody v průběhu svalových vláken podle šablony, kde jsou elektrody od sebe vzdáleny 2 cm od jejich středů. Průměr kruhové elektrody je 5 mm. Přístroj snímá elektrické potenciály v ploše mezi elektrodami. Amplituda snímaného signálu je dána množstvím zapojených motorických jednotek.

4. **Artefakty, chyby apod.:** díky tomu, že přístroj KAZE 05 pana Zelenky nevyužívá telemetrického přenosu dat, je výrazně snížena možnost vzniku/vstupu nadbytečných artefaktů z okolí, např. mobilních telefonů, jiných přístrojů apod. V průběhu měření, přes všechna opatření a nejpečlivější fixaci, může dojít vlivem pohybu a pocení probanda k drobným posunům elektrody. Výsledek bude zkreslen, a to velikostí amplitudy křivky – tedy jejím tvarem. Posunem jedné elektrody dále či blíže ke druhé pak snímáme více či méně motorických jednotek. Vliv na timing by takto malé posuny mít neměly.

5. **Vliv motivace** (pokles motivace) během měření: v průběhu experimentu můžeme s určitým úsilím dosáhnout zajištění stejných vnějších podmínek

(počasí, teplota, denní doba a další), nebo alespoň můžeme zjistit, jak se tyto podmínky změnilo. Nikdy však nezaručím a dokonce ani nezjistíme, jaké změny proběhly či neproběhly v prostředí vnitřním, čili v člověku samotném. Tělo nefunguje jako stroj. Paradoxem je, že vnitřní prostředí se neustále mění pro to, aby bylo udrženo stálé prostředí – homeostáza. Nejen, že vnitřní prostředí reaguje na vnější vlivy, ale taky na vlivy pocházející z CNS, z pohnutek motivačních, reakcí na myšlenky, soustředěnost, podvědomé reakce na změny z interních orgánů, na logistiku systému, zásobování svalů energetickými substráty, reakce na vědomou i zatím nerozpoznanou únavu apod.

Vyhodnocování křivky EMG

6. Svalová práce s intenzitou nad 50% mění tvar křivky

Tento fakt vyplývá z fyziologie svalu. Úroveň práce svalu je dána množstvím zapojení motorických jednotek. Svalová membrána má určité klidové napětí. Při signálu z motorické ploténky dojde k depolarizaci membrány, vznikne měřitelný elektrický potenciál, který se projeví jako vychýlení křivky do kladných hodnot. Po depolarizaci dojde fyziologicky k repolarizaci membrány do záporných hodnot. Při zapojení jedné motorické jednotky by díky konstrukci EMG přístroje došlo k překlapaní záporné hodnoty na kladnou a toto by bylo opět patrné, jako vychýlení EMG křivky do kladných hodnot. Konstruktor přístroje pan Zelenka ošetřil, aby v rámci depolarizace a repolarizace jedné motorické jednotky bylo toto hodnoceno jako jeden signál. Problém nastává ve chvíli, kdy začíná pracovat více motorických jednotek najednou. Při fyziologické práci svalu sice narůstá počet aktivovaných jednotek, ale neděje se tak synchronně (všechny ve stejném momentě najednou), nýbrž asynchronně, tedy dochází k jistému posunu fází depolarizace a repolarizace a při snímání se tyto kladné a záporné hodnoty vektorově sečtou – tedy se vyruší. Čím větší práce svalu a čím větší množství zapojení motorických jednotek, tím více dochází k úbytku snímatelných dat. Z uvedeného vyplývá, že hodnocení práce svalu pomocí plochy pod křivkou a jiných podobných metod nemá pravdivou vypovídající hodnotu.

7. Určení úrovně práce a maximální práce svalů – některými autory je navrhováno provedení svalového testu pro standardizaci maxima.

S touto metodou nelze souhlasit. Aktivita svalu v průběhu svalového testu neprobíhá tak, jako tak ve zkoumaném pohybu. Jandův svalový test jednotlivých svalů je pokud možno zaměřen na práci jednoho svalu, čemuž odpovídá nastavení segmentů, popř. fixace. Pro izolovaný pohyb je sice zapojeno i mnoho dalších blízkých i vzdálených svalů pro úspěšnou fixaci, jde ale o odlišnost v provedení. Jinak se bude člověk cítit a jinak zapojovat př. svaly horní končetiny při jízdě na kajaku a při svalovém testu. Dalšími vstupy jsou samozřejmě i motorické učení a motivace a především vědomá aktivace při testu versus podvědomý zafixovaný motorický vzor (Vystrčilová, 2007).

Povrchová elektromyografie je metodou, která má díky svému způsobu konstrukce a vyhodnocování dat omezené možnosti. Její největší přínos spatřujeme v možnosti přístrojové diagnostiky koordinace svalů – tedy jejich timingu. Spolu se synchronizovaným videozáznamem významně přispívá k ozřejmění časoprostorových vztahů v pohybové podstatě.

Povrchová EMG je vhodným prostředkem pro kineziologickou analýzu lidského pohybu. Z hlediska funkční a zátěžové diagnostiky ji lze použít při reakci na daný podnět, resp. pro sledování velikosti aktivace svalu, funkce svalu v čase a jeho únavy (Vystrčilová, 2007). Při sledování komplexních pohybových projevů je výhodnější se zaměřit na časovou souvztažnost aktivací jednotlivých svalových skupin. Sledování cyklických lokomočních pohybových projevů je běžné (Zwieck, Kollmitzer, 1994).

2.8.5 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu cyklického pohybu (podle Hojka, Vystrčilová, Kračmar, 2010)

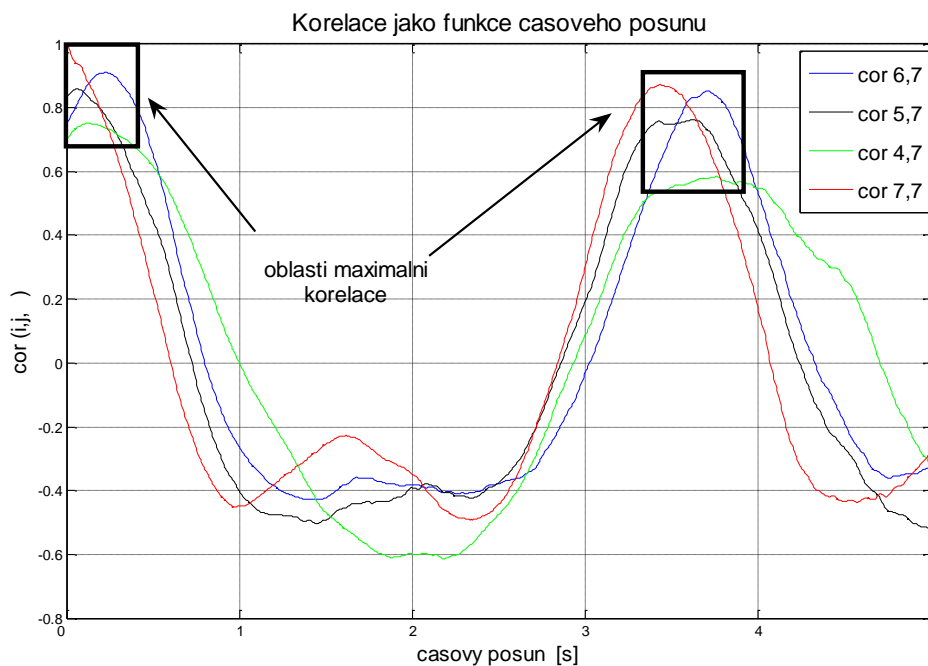
Hojka (2010) popisuje metodiku zpracování dat pomocí analýzy časových řad. Pro nevyhovující definici autokorelací a cross-korelací časových řad zvolil přepracování jejich výpočtu a metodiku použil na hodnocení EMG cyklického pohybu. Z autokorelačních křivky lze hodnotit do jaké míry sval vykazuje fázičkový nebo posturální (stabilizační) charakter aktivity. Z cross-korelačních matic lze odečíst timing svalové aktivace.

Korelace činností svalů

Vzájemnou koordinaci činnosti dvou či více svalů popisuje korelační matice složená z korelací časových řad, které označují časový průběh napětí v jednotlivých svalech. Tato matice je čtvercová a symetrická a její prvky v i -tém řádku a j -tém sloupci označují korelaci dvou svalů s pořadím i a j (pro $i=j$ je korelace rovna 1). Pokud svaly vykazují vysokou korelaci, lze je považovat za činitele konkrétního pohybu, pokud je korelace záporná jedná se pravděpodobně o antagonisty.

Pokud svaly nemají vysokou korelaci, neznamená to ještě, že se na daném pohybu nepodílejí. Tato nízká korelace může být způsobena časovým posunem činnosti jednoho svalu vůči druhému, podobně jako korelace funkcí $\sin(t)$ a $\cos(t)$, jež mají stejný tvar křivky, který je pouze o čtvrtinu fáze posunutý. Jestliže začneme v čase posouvat vůči sobě dva záznamy z různých svalů, vzniká korelace jako funkce časového posunu τ [s] jednoho měření vůči druhému.

V každé periodě můžeme identifikovat maxima funkce $\text{cor}(i, j, \tau)$, které přísluší fázovému posunu svalové činnosti (obr. č. 6).



Obr. č. 6: Korelace jako funkce časového posunu mezi dvojicemi svalů. Červeně je vyznačena obdobně definovaná „auto“ korelace, která má podobnou negativní vlastnost jako cross-korelace. Okamžik lokálního maxima nejbližšího nulovému časovému posunu považujeme za timing svalů. Vzdálenosti lokálních maxim příslušné funkce jsou vhodné pro výpočet periody.

Maximální korelace činností dvou svalů

Pokud svaly pracují v podobném režimu, měly by být i jejich dominantní frekvence shodné a tedy i maximální korelační koeficient při posunutí jednoho signálu vůči druhému vysoký (0,7 a více). Pokud svaly působí jako antagonisté, měla by být jejich původní korelace nízká až záporná. V případě že svaly působí v jiném režimu (např. hnací sval pohybu vs. stabilizátor), lze jejich korelaci očekávat v rozmezí 0,2-0,5, a to nezávisle na posunu jednoho měření vůči druhému.

Výpočet časového posunu vzájemné činnosti dvou svalů

Z výše uvedeného vyplývá, že pokud budou dva EMG signály mít stejnou periodu, bude existovat časový posun t_s , takže korelace signálu x posunutého o t_s a signálu y bude maximální, čili signály se budou nacházet ve stejné fázi. Tento koeficient budeme nazývat časový posun činnosti svalu y za svaem x . Pro každou periodu by měl takový koeficient existovat (tzn. $0 \leq t_s \leq T$; kde T je perioda pohybu)

Výpočet periody pohybu

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

Druhou možností výpočtu periody je určení časového posunu mezi globálními maximy funkce $\text{cor}(x, y, \tau)$. Zde se ukazuje nejvýhodnějším využití autokorelační křivky $\text{cor}(x, x, \tau)$.

Základní vlastností periody činnosti dvou svalů je symetrie (na rozdíl od časového posunu). Specifickým případem periody je hodnota 0, která prezentuje skutečnost, že oba svaly pracují ve stejné fázi. Zpravidla hledáme hodnotu τ na větším intervalu než je perioda, proto mohou nastat případy, kdy součet časových posunů vyjde větší než je skutečná perioda (dvojnásobek). Pokud se při daném pohybu objeví více zkoumaných svalů, uvažujeme jako periodu medián všech period vzájemné svalové činnosti.

Fázový posun

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

3. Cíle a úkoly práce

Cílem výzkumné práce je porovnání dvou forem sportovního pohybu z kineziologického hlediska – jízdy na kajaku a jízdy v pádlovacím bazénu. Prostřednictvím povrchové elektromyografie zjistit, jak se mění vnitrosvalová a mezisvalová koordinace při lokomočním pohybu s rozdílným uložením bodu opory.

Dalším cílem je zhodnotit efektivitu zkoumaných činností a jejich využití jako náhradního tréninkového prostředku.

Vědecká otázka

Je možné zjistit, jaký je rozdíl v koordinační složce pohybu při jízdě na kajaku a při tréninku v pádlovacím bazénu? Tato otázka je položena v souvislosti s faktem, že při jízdě na kajaku je místo opory na paži, ke které se kajakář i s lodí přitahuje, zatímco v pádlovacím bazénu je místem opory sedačka a kajakář přitahuje paži k trupu.

Jak se mění charakter svalové funkce? Rozdílná výchozí konfigurace segmentů vytváří rozdílnou vstupní aferenci, tedy bude mít vliv na svalovou funkci.

Úkoly práce.

- Vytvořit přehled dosavadních teoretických poznatků a východisek práce.
- Polyelektromyograficky vyšetřit aktivitu vybraných svalů při jízdě na kajaku a při jízdě v pádlovacím bazénu. Sledované činnosti paralelně zaznamenat na videokameru.
- Kvantitativně a kvalitativně vyhodnotit získaná data.
- Vyhodnotit časovou souslednost svalů (timing), zhodnotit charakter EMG křivek a porovnat intraindividuální rozdíly.
- Sledovat tendenci ke změně kineziologického obsahu pohybu obou činností interindividuálně.
- Formulovat závěry výzkumné práce a přenos výsledků do praxe.

Hypotéza

H1 Bude rozdílný charakter svalové funkce v pádlovacím bazénu a při jízdě na kajaku, ve smyslu fázická – tonická svalová činnost. Budou rozdíly v ekonomii svalové činnosti (rychlost a strmost nástupu a odeznění EMG signálu).

H2 Z rozdílné výchozí aferentní situace dané rozdílným uložením bodu opory a směru tahu svalů, dojde ke změně timingu.

Pro formulaci hypotéz jsme využili výsledky pilotních studií a poznatků obecné kineziologie, anatomie a vývojové ontogeneze (Kračmar 2001, 2002, Vojta 1993, 1995, Kolář 2001, 2006, Vele 2006, Havlíčková, 1999, Krobot, 1997)

Další otázky

Jaká je efektivita využívání náhradních tréninkových prostředků? Lze nahradit specifický pohyb jinou tréninkovou metodou, tak aby byly svaly trénovány ve správných koordinačních souvislostech?

4. Metodika práce

4.1 Charakter výzkumu

Studie je deskriptivní případovou studií, komparativně analytického charakteru s intraindividuálním s interindividuálním zhodnocením.

Formou případové studie jsme sledovali aktivitu sedmi vybraných svalů při jízdě na kajaku a při jízdě v pádlovacím bazénu u 5ti sportovců vrcholové výkonnosti s cílem sledovat kvalitativní změny pohybu.

Studie primárně vychází z kvantitativního zpracování dat pomocí korelací časových řad získaných metodou PEMG a následně kvalitativního popisu EMG záznamů sledovaných forem lokomoce přes pletenec ramenní. Následně jsme provedli kineziologickou analýzu zkoumaných forem lokomoce, respektive prostorovou a časovou charakteristiku zapojování vybraných svalů. Metoda PEMG umožnila posoudit především sled aktivace svalů (timing) a charakter svalové činnosti (fázická, tonická).

Studie sledovala několik případů s **intraindividuálním** charakterem zhodnocení. Na základě výsledků lze formulovat určité tendence v interindividuálním porovnání. Nelze výzkumem přinést zobecnění na velký vzor populace. Práce přinesla výsledky sledování pohybu malého počtu jedinců s vysokou úrovní koordinace ve sledovaných lokomočních aktivitách.

4.2 Popis sledovaného souboru, výběr případů

Expertním posouzením jsme provedli záměrný výběr ze skupiny vrcholových sportovců – kajakářů a kajakářek (všichni jsou členové reprezentačního týmu ČR ve sjezdu na divoké vodě). Sledovali jsme 5 případů ve věku 20-30let s minimální pětiletou závodní praxí. Závodní úroveň a členství v reprezentaci ČR ukazuje na vysokou koordinaci a fixaci pohybového stereotypu, tedy vysokou efektivitu svalové práce.

4.3 Použité metody

- Polyelektromyografie (PEMG) viz. kapitola 2.8 Elektromyografie
- Kinematografická analýza

Charakteristika EMG přístroje

Polyelektromyografický přístroj je vybaven vlastní pamětí 8 měřících kanálů, z toho 7 kanálů pro snímání elektrické aktivity vybraných svalů, 1 kanál je pracovní pro synchronizaci s videozáznamem, akustickou informací ohraničující čas apod. Doba měření je v šesti nastavitelných stupních od 2,5 sec – 327s, tedy přibližně 5 min. Vzorkování: 200Hz, tj. 5ms, spodní filtr 29 Hz, horní filtr 1200Hz. Frekvence: 30 – 1200 Hz při -3 dB pro každý kanál. Je zaznamenána absolutní hodnota EMG signálu s integrací. Křivka je vyhlazena s časovou konstantou od 14 – 125 ms. Stupeň citlivosti je možno nastavovat v řadě 50 – 2000V.

Napájení: 3 samostatné akumulátory NiMH. Rozměry přístroje s akumulátory: 185 140 42mm. Hmotnost s akumulátory do 2kg.

Naměřená data jsou přenesena do přenosného PC, následně upravena specifickým softwarem KAZE 05 a exportována do programu Microsoft Excel.

Príslušenství: 7 kabelů zakončených dvojicemi Ag elektrod o průměru 5mm, uzemnění na zápěstí. Dále SW pro měření v MS-DOS, možnost prohlížení a editace ve Windows.

4.4 Sběr dat

Byl sledován timing nástupu aktivace jednotlivých svalů a jejich relativní zapojení do pohybu. Citlivost jednotlivých kanálů byla postupně vyladěna od meze čitelnosti při minimalizované křivce až k hraničním saturace náboru EMG křivky (tzv. přetečení detekovaných dat). Časoprostorové charakteristiky sledovaných forem lokomoce probanda byly získány natočením s elektronickou synchronizací záznamu s přenosným měřícím EMG přístrojem.

Formou případové studie jsme sledovali svalovou aktivitu vybraných sedmi svalů při jízdě na sjezdovém kajaku a při jízdě v pádlovacím bazénu. Pro měření byl vybrán úsek klidné vodní hladiny se zanedbatelným prouděním u loděnice USK Praha, v Chuchli nad mostem Inteligence. Pro potřeby měření v pádlovacím bazénu byl využit tréninkový bazén stejné loděnice.

Pro povrchovou elektromyografickou analýzu měření byl použit mobilní měřicí přístroj KAZE 05, vyvinutý na FTVS UK v Praze. Sedm kanálů bylo využito pro snímání elektrické aktivity vybraných svalů, osmý kanál byl použit pro synchronizaci EMG záznamu s videokamerou. Před lokalizací povrchových elektrod na vybrané svaly, byla provedena palpace při simulovaném pohybu a označení umístění elektrod po směru svalových vláken do místa největší svalové kontrakce při simulované činnosti. Palpaci provedl vysokoškolsky graduovaný fyzioterapeut. V místech styku elektrod s pokožkou byla pokožka oholena, jemným smirkem zbavena nečistot a následně očištěna ethanolem. Pod elektrody kruhového tvaru (průměr 5 mm) byl aplikován konduktivní gel. Vzdálenost středů elektrod byla 2 cm.

Použité ploché stříbrné povrchové elektrody nejsou tak přesné a objektivní jako elektrody jehlové, pro účel této studie jsou dostačující. Jejich výhodou je neinvazivnost vyšetření, navíc při jejich použití nedochází k porušení integrity tělesného povrchu probanda. Použití jehlových elektrod by iniciovalo nebolestivou nebo bolestivou nocicepci, která by ovlivnila činnost svalů.

Každý proband byl seznámen s postupem vyšetření a dostal informace o použití naměřených údajů. Svůj souhlas s měřením podepsal na přiloženém formuláři (Příloha č. 2)

EMG signál vybraných svalů byl opakovaně snímán při jízdě na sjezdovém kajaku i pádlování v bazénu v délce 40s v pěti pokusech. Činnosti následovaly za sebou a byly odměřeny v celkovém čase do 90 minut z důvodů minimalizace chyb způsobené únavou, ztrátou motivace či změnou terénních či klimatických podmínek. Intenzita provedení odpovídala střednímu tempu na úrovni technických cvičení. Přístroj KAZE 05 byl umístěn na bedrech probanda tak, aby neomezoval jeho lokomoční aktivitu během sledované sportovní aktivity.

Průběh měření byl zároveň natáčen na digitální videokameru SONY 900VCR. Paralelní záznam videokamerou umožnil odečíst průběh EMG aktivity pro jednotlivé fáze pohybu.

Standardizace podmínek

- Úsek na kajaku měřen na stabilním vodním terénu bez pulsace hladiny a při vyrovnaných povětrnostních podmínkách (bezvětří).
- Množství provedených pohybových činností nedosahuje běžné tréninkové dávky, proband – vrcholový sportovec – nedojde ke zkreslení výsledků svalovým vyčerpáním.
- Doba měření 30-90 min je dostatečně krátký časový úsek, aby nedošlo ke změně vnějších a vnitřních podmínek nebo jen zanedbatelným změnám.
- Pádlování je cyklická lokomoční činnost, sportovec – proband je plně adaptován na pohyb, provádí ho stále stejně v rámci stanovené střední chyby (viz. kapitola 5 Výsledky), (rozdíly dány pouze v rámci individuální variability) – kontrola odborným trenérem v oblasti techniky.
- Měřili jsme vždy jednoho probanda bez přelepování elektrod při obou aktivitách, tím jsme zajistili snímání elektrického potenciálu ze stejného místa. Při závěrečném interindividuálním porovnávání sledujeme určitou tendenci ve změně timingu. Neporovnáváme konkrétní práci svalů interindividuálně.

Popis používaného materiálu

Pro potřeby vyšetření aktivity vybraných svalů při jízdě na kajaku byl zvolen závodní sjezdový kajak od výrobce Zástěra Composites a karbonové pádlo kapkového typu. Při náborech EMG dat v pádlovacím bazénu byly použity pádla dřevěná se zúženou plochou listu, která se běžně využívají v tréninku v pádlovacím bazénu (odpor vodního prostředí v bazénu je mnohonásobně vyšší a s klasickým závodním pádlem by nebylo možné dosáhnout při stejném úsilí obdobné frekvence).

Výběr svalů

Výběr svalů byl proveden analýzou hlavních svalových skupin podílejících se na lokomočním pohybu při přímém záběru vpřed a dostupných svalů zajišťujících jejich stabilizaci (Strnadová, 2004; Stecenko, 1982 a další). Vybrané svaly jsou povrchově uloženy, a tím dostupné pro vyšetření povrchovou elektromyografií.

1. M. pectoralis major dx.

2. M. obliquus abdominis externus dx.

3. M. latissimus dorsi dx.

4. M. serratus anterior dx.

5. M. triceps brachii dx. (caput longum)

6. M. infraspinatus dx.

7. M. quadriceps femoris - vastus lateralis dx.

(číslování svalů se shoduje s pořadím kanálů zapojených elektrod)

Funkce vybraných svalů ramenního pletence byla popsána v kapitole 2.6.4 Svaly pletence ramenního a kapitole 2.2.4 Kineziologie záběru vpřed na sjezdovém kajaku. Pro jízdu na kajku a stabilizaci trupu je důležitá i funkce dalších vybraných svalů m. obliquus abdominis externus a m. vastus lateralis.

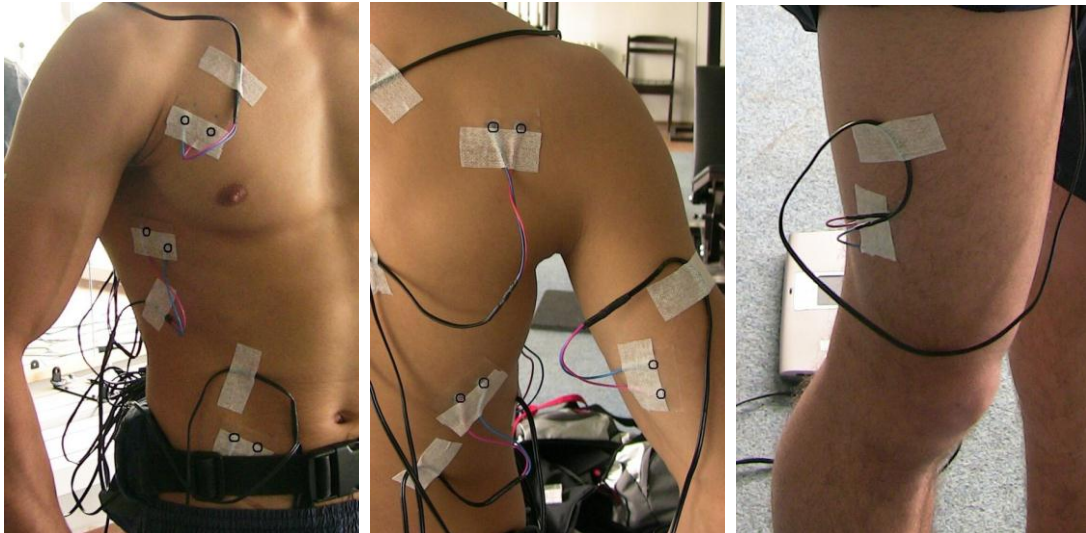
M. obliquus abdominis externus

Zevní šikmý břišní sval je rozsáhlý plochý sval na povrchu boční stěny břišní. Hlavní funkce zevního šikmého svalu je flexe páteře a zdvihání pánve; při oboustranné kontrakci se synergistou svalu m. rectus abdominis. Při jednostranné akci rotuje trup na opačnou stranu. Sval je součástí břišního lisu (Dylevský, 2009). Rotace trupu je podmínkou efektivního záběru. Sval je také důležitý při přenosu síly paží a trupu na pohyb lodi.

7. M. vastus lateralis

M. vastus lateralis je součástí mohutného svalu m. quadriceps femoris, který obaluje téměř celou stehenní kost. Hlavní funkce celého svalu je extenze v kolenním kloubu. M. vastus lateralis je důležitý při stabilizaci kolenního kloubu. Je čistým extensorem v koleni (Dylevský, 2009; Janda a kol., 1966). Sval se aktivuje při přenosu síly paží a trupu na pohyb lodi vpřed.

Lokalizaci elektrod na svaly m. pectoralis major, m. serratus anterior a m. obliquus abdominis externus zobrazuje obr. č. 7. Obr. č. 8 zobrazuje lokalizaci elektrod na svaly m. latissimus dorsi, m. triceps brachii a m. infraspinatus. Obr. č. 9 ukazuje lokalizaci elektrod na m. vastus lateralis. Obrázky jsou pouze ilustrativní na jednom z probandů. Elektrody byly umístěny do míst nejvyšší svalové kontrakce při simulované činnosti, tedy se přesná lokalizace může u jednotlivých probandů nepatrně lišit.



Obr. č. 7: Lokalizace elektrod na svaly 1, 2, 4

Obr. č. 8: Lokalizace elektrod na svaly 3, 5, 6

Obr. č. 9: lokalizace elektrod na sval 7.

4. 5 Analýza a interpretace dat

Při vyhodnocení dat jsme střídali kvantitativní a kvalitativní analytické kroky.

Snímané signály vybraných svalů byly elektronicky filtrovány (20-1000Hz), rektifikovány, a vyhlazeny s nastavením časové konstanty na 25ms. Následně byl signál digitalizován pomocí A/D převodníku o frekvenci 200 Hz. Přístroj KAZE 05 umožňuje pouze 8bitové rozlišení, proto před každým měřením proběhlo nastavení zesílení jednotlivých kanálů, aby došlo k co největšímu využití 8bitové škály. Výsledný signál byl po každém měření kontrolován a následně uchován na harddisku pro softwarové vyhodnocení.

Editor skriptů v programovacím prostředí Matlab R14 (MathWorks, Inc.) jsme použili pro vyhodnocení součinnosti jednotlivých svalů. Vzhledem k specifičnosti snímacího přístroje jsme se rozhodli pro analýzu signálů využít crosskorelační analýzu časových řad. Upravená formulace crosskorelační funkce dvou signálů (Hojka a kol., 2010) byla použita pro vyhodnocení podobnosti aktivace dvojic svalů a pro určení časového posunu nástupu svalové aktivace. Dále v programu Matlab byly sjednoceny časové osy pro porovnání křivek EMG aktivity svalů překrytých grafů obou sledovaných činností (obr. 10 - 14).

V programu Microsoft Excel byly zpracovány výsledné grafy (graf č. 1 - 10) a přeneseny do programu Dartfish k dalšímu zpracování. Použitý přístroj umožňuje 8bit rozlišení (0-255). Aby bylo možné grafické znázornění aktivity 7mi svalů v jednom grafu, bylo v programu Microsoft Excel vytvořeno makro a ke každému kanálu byla přičtena hodnota 300, aby nedocházelo k překrytí grafů EMG jednotlivých svalů (osa Y).

Program Dartfish byl použit pro vizualizaci videozáznamu s elektromyogramem. Analyzovány a vyhodnoceny byly úseky v délce trvání 12,5s (viz. Příloha č. 5 – 8, graf č. 1. - 10.), což odpovídá 6-8 záběrovým cyklům při dané intenzitě. Analyzovaný úsek byl po rozjetí lodi (resp. vody v bazénu) a stabilizaci technického provedení pohybu.

Program Matlab umožňuje vyhodnocení vzájemné koordinace činnosti dvou či více svalů pomocí korelační matice složené z korelací časových řad, které označují časový průběh napětí v jednotlivých svalech. V místech maximální korelace dvou svalů byly vypočteny časové a fázové posuny. Fázové posuny jsme převedly na celá procenta pro větší názornost. Na základě těchto hodnot jsme stanovili pořadí zapojování jednotlivých svalů (timing). Na základě porovnání výsledků korelací a fázových posunů u 5-ti náhodně vybraných úseků EMG křivky u každého probanda, jsme stanovili hodnotu odchylky v % (střední chyba měření) hodnoty fázových posunů pro posouzení změny timingu. Pod touto hodnotou nemá smysl hodnotit zpoždění zapojení svalů, neboť jde o změny v rámci intraindividuální variability, nejedná se tedy o změnu timingu.

Hodnocení korelačních maxim

Hojka (2010) stanovuje kritéria pro hodnocení korelačních matic. Pokud svaly vykazují vysokou korelaci, lze je považovat za činitele konkrétního pohybu, pokud je korelace záporná jedná se pravděpodobně o antagonisty. Pokud svaly pracují v podobném režimu, měly by být i jejich dominantní frekvence shodné, a tedy i maximální korelační koeficient při posunutí jednoho signálu vůči druhému vysoký (0,8 a více). V případě že svaly působí v jiném režimu (např. hnací sval pohybu – fázický sval vs. stabilizátor), lze jejich korelaci očekávat v rozmezí 0,2-0,5.

Perioda pohybu

Výslednou periodu činností dvou svalů dostaneme, jakou součet časových posunů. Perioda pohybu odpovídá jednomu záběrovému cyklu.

Fázový posun

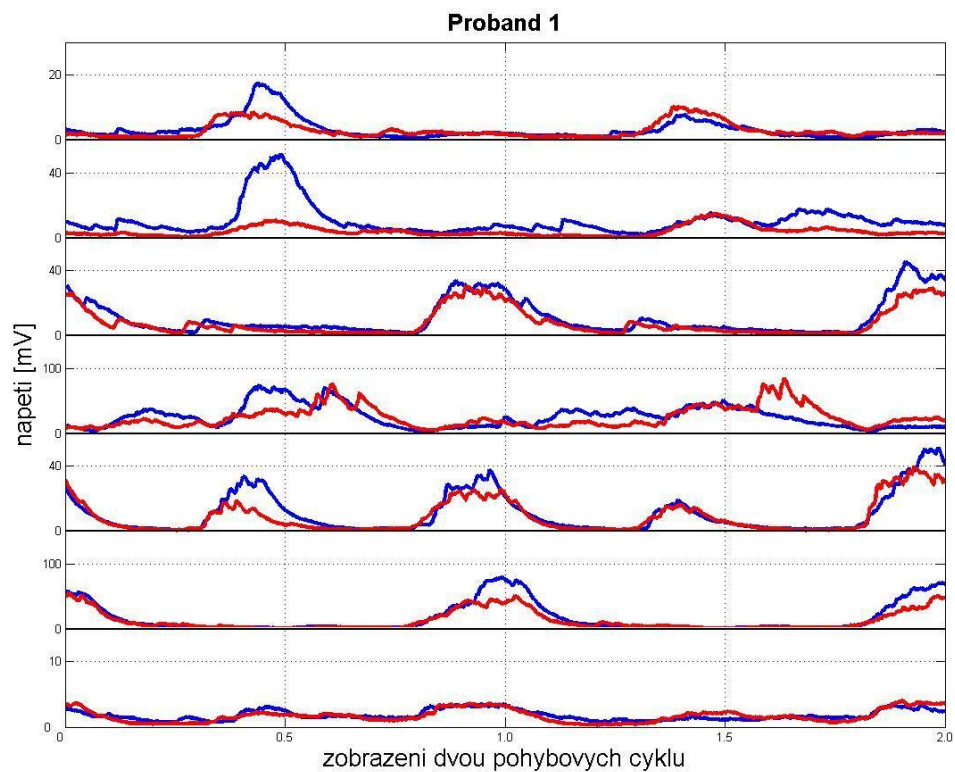
Porovnávat relativní časový posun vztažený vůči periodě pohybu. Fázový posun svalové činnosti je definován jako podíl časového posunu činnosti dvou svalů a periody pohybu (Hojka, 2010).

Kvalitativní analýza po vyhodnocení kvantitativních dat umožnila přesnou charakteristiku zkoumaných pohybů jako podklad pro kineziologickou analýzu. Získané údaje jsme dále srovnávali interindividuálně, ve smyslu sledování určité tendence ke změně pohybového stereotypu. Použitý přístroj má omezené funkce a získaná data nejsou dost podrobná pro umožnění interindividuálního statistického zhodnocení. Navíc se jedná o případovou studii a pro statistické zhodnocení by musel mít testovaný vzorek mnohem vyšší počet probandů.

5. Výsledky

Kinogramy jízdy na kajaku a jízdy v pádlovacím bazénu zobrazují obrázky v Příloze č. 3 a Příloze č. 4. Čísla označují jednotlivé pozice jednoho cyklu přímého záběru vpřed.

5.1 Proband 1



Obr. č. 10: Zobrazení fázového posunu během dvou pohybových cyklů při jízdě na kajaku (modrá) a pádlování v bazénu (červená)

Délka periody: kajak 1,53s, PB 2s

Tab. č. 1: Maximální korelace svalů při jízdě na kajaku

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext .	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	1	0,971	0,866	0,797	0,648	0,82	0,817
obliq.abd.ext .	0	1	0,85	0,778	0,67	0,775	0,746
latiss.dor.	0	0	1	0,598	0,789	0,929	0,864
serr.ant.	0	0	0	1	0,799	0,672	0,777
tric.br.	0	0	0	0	1	0,53	0,703
infra spin.	0	0	0	0	0	1	0,85
vast.later.	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č. 2: Fázový posun svalové aktivity při jízdě na kajaku (%)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext .	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	0%	-3%	-48%	-5%	-2%	-48%	48%
obliq.abd.ext .	0%	0%	48%	1%	-5%	49%	45%
latiss.dor.	0%	0%	0%	-44%	0%	2%	-2%
serr.ant.	0%	0%	0%	0%	-3%	48%	43%
tric.br.	0%	0%	0%	0%	0%	-43%	5%
infra spin.	0%	0%	0%	0%	0%	0%	-3%
vast.later.	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%

Tab. č. 3: Maximální korelace svalů při jízdě v pádlovacím bazénu (PB)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext .	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	1	0,909	0,957	0,749	0,909	0,916	0,858
obliq.abd.ext .	0	1	0,893	0,634	0,828	0,884	0,754
latiss.dor.	0	0	1	0,746	0,907	0,957	0,891
serr.ant.	0	0	0	1	0,795	0,855	0,787
tric.br.	0	0	0	0	1	0,901	0,889
infra spin.	0	0	0	0	0	1	0,862
vast.later.	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č. 4: Fázoový posun svalové aktivity při jízdě v pádlovacím bazénu (%)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	0%	7%	-48%	21%	-49%	-46%	-47%
obliq.abd.ext	0%	0%	45%	13%	45%	50%	47%
latiss.dor.	0%	0%	0%	-42%	0%	2%	-1%
serr.ant.	0%	0%	0%	0%	34%	39%	36%
tric.br.	0%	0%	0%	0%	%	2,50%	1%
infra spin.	0%	0%	0%	0%	0%	0%	-4%
vast.later.	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%

Tab č. 5: Pořadí aktivace zapojení svalů kajak a PB

kajak	3,6		5	1	2	4	7
PB	5	7	3	6	1	2	4

1. M. pectoralis mj., 2. M. ob. abdominis externus, 3. M. latissimus dorsi, 4. M. serratus anterior, 5. M. triceps brachii, 6. M. infraspinatus, 7. M. vastus lateralis

Tab. č. 6: Pořadí zapojení svalů v rámci 10% odchylky, kajak a PB

kajak	1,2,4,5		7,3,6,(5)
PB	1,2,(5)	4	5,7,3,6

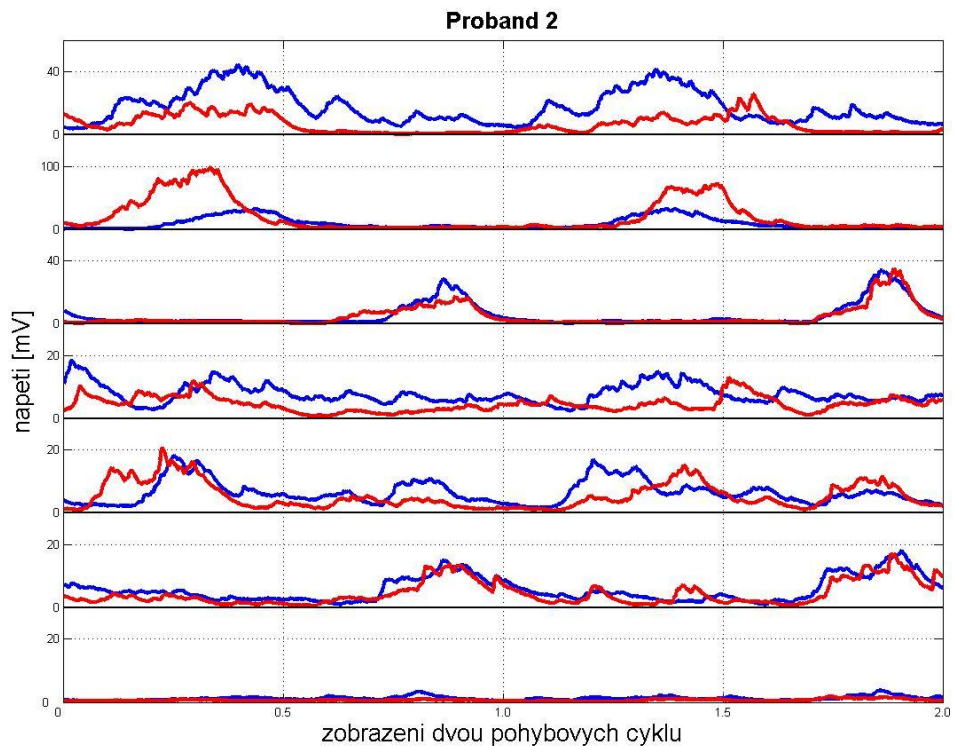
Při porovnání elektromyografického záznamu jízdy na kajaku (příloha č. 5, graf č. 1) a jízdy v pádlovacím bazénu (příloha č. 5, graf č. 2) je vidět rozdílnost v plynulosti EMG signálu obou činností. Záznam měření z bazénu má u měřených svalů pravidelnější a jasně ohraničený nástup a pokles aktivace, zřetelné je to u svalů m. obliquus abdominis externus, u m. serratus anterior, m. triceps brachii a m. vastus lateralis. Charakter aktivity na kajaku je smíšený, uvedené svaly pracují tonicky i fázičky. EMG signál se jeví méně pravidelný (ekonomický). Při jízdě v bazénu převládá fázičkový charakter svalové aktivity. Uvedené potvrzují i vyšší korelační koeficienty v PB (tab. č. 1 a tab. č. 3), především svalů m. triceps brachii a svalů m. serratus anterior. Zvýrazněny jsou korelace vztažené k m. latissimus dorsi, který představuje hlavní hnací sval při pádlování. U ostatních svalů nejsou změny tak specifické.

Elektromyografický záznam průměrného kroku obou sledovaných činností (obr. č. 10) poukazuje na zapojování svalových skupin v podobných koordinačních

souvislostech, včetně timingu (tab. č. 5) Na začátku záběru, ve fázi zasazení (Příloha č. 3, pozice 3 a Příloha č. 4, pozice 5), se aktivují svaly m. latissimus dorsi spolu s m. triceps brachii, který vykazuje dvojrcholovou aktivitu během pohybu. Ve stejné fázi se aktivuje stejnostranný m. quadriceps femoris - vastus lateralis a m. infraspinatus. V druhé části cyklu, ve fázi vytažení a přenosu (Příloha č. 3, pozice 10 a Příloha č. 4, pozice 12), kdy horní paže vyvíjí tlačnou práci, se aktivuje m. pectoralis mj, m. obliquus abdominis externus a m. triceps brachii.

V rámci stanovené odchylky je timing obou činností podobný. Rozdíl vykazuje sval m. serratus anterior, jehož aktivita se zpožďuje za skupinou svalů m. pectoralis mj., m. obliquus abdominis externus, m. triceps brachii v bazénu, které se aktivují ve stejné fázi. Na kajaku se aktivuje shodně s touto skupinou svalů.

5.2 Proband 2



Obr. č. 11: Zobrazení fázového posunu během dvou pohybových cyklů při jízdě na kajaku (modrá) a pádlování v bazénu (červená)

Délka periody: kajak 1,55s, PB 1,91s

Tab. č. 7: Maximální korelace svalů při jízdě na kajaku

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext .	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	1	0,763	0,774	0,531	0,413	0,774	0,729
obliq.abd.ext .	0	1	0,908	0,6	0,804	0,956	0,697
latiss.dor.	0	0	1	0,612	0,54	0,945	0,871
serr.ant.	0	0	0	1	0,538	0,591	0,681
tric.br.	0	0	0	0	1	0,737	0,552
infra spin.	0	0	0	0	0	1	0,789
vast.later.	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č. 8: Fázový posun svalové aktivity při jízdě na kajaku (%)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext .	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	0	2	50	-35	48	48	46
obliq.abd.ext .	0	0	49	-6	-10	47	44
latiss.dor.	0	0	0	14	39	0	-9
serr.ant.	0	0	0	0	26	-13	-19
tric.br.	0	0	0	0	0	-40	49
infra spin.	0	0	0	0	0	0	-17
vast.later.	0	0	0	0	0	0	0

Tab. č. 9: Maximální korelace svalů při jízdě v pádlovacím bazénu (PB)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext .	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	1	0,79	0,683	0,78	0,652	0,702	0,541
obliq.abd.ext .	0	1	0,952	0,889	0,771	0,801	0,651
latiss.dor.	0	0	1	0,853	0,74	0,9	0,727
serr.ant.	0	0	0	1	0,761	0,731	0,696
tric.br.	0	0	0	0	1	0,704	0,767
infra spin.	0	0	0	0	0	1	0,693
vast.later.	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č.10: Fázový posun svalové aktivity při jízdě v pádlovacím bazénu (%)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext .	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	0	-3	46	0	-8	39	36
obliq.abd.ext .	0	0	49	1	-7	50	-4
latiss.dor.	0	0	0	-46	49	3	-1
serr.ant.	0	0	0	0	-7	-49	-5
tric.br.	0	0	0	0	0	-43	50
infra spin.	0	0	0	0	0	0	47
vast.later.	0	0	0	0	0	0	0

Tab. č. 11: Pořadí aktivace zapojení svalů kajak a PB

kajak	1	3	7	5,6		3	4
PB	1,4		7	6	3	5	2

1. M. pectoralis mj., 2. M. ob. abdominis externus, 3. M. latissimus dorsi, 4. M. serratus anterior, 5. M. triceps brachii, 6. M. infraspinatus, 7. M. vastus lateralis

Tab. č 12: Pořadí zapojení svalů v rámci 15% odchylky, kajak a PB

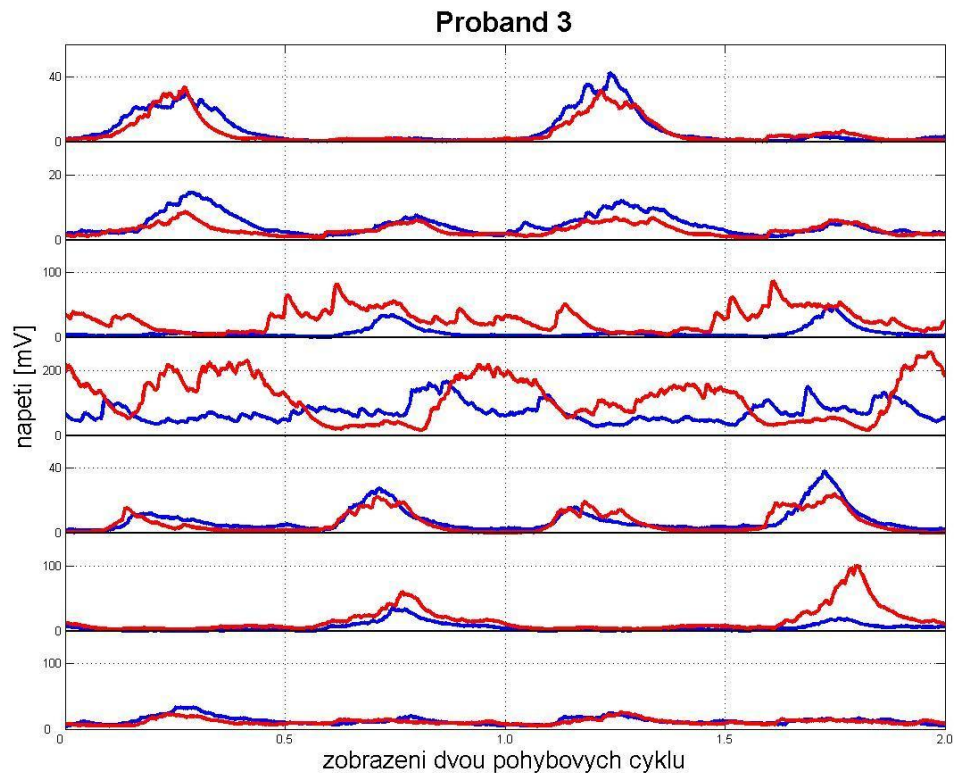
kajak	1,2,(5)		7,6,5,3	4
PB	1,2,4,5		7,6,3,(5)	

U druhého probanda můžeme sledovat největší změny v charakteru aktivity u svalu m. serratus anterior (Příloha č. 6, graf č. 3), který se aktivuje v PB více fázicky než na kajaku. Vykazuje i největší rozdíl v korelačním koeficientu (vztaženo opět k hlavnímu fázickému svalu na kajaku, kterým je m. latissimis dorsi), (tab. č. 9). Podobný charakter s větším podílem fázické složky v PB ukazuje i m. triceps brachii.

Pořadí zapojení svalů představují tab. č 11 a tab. č. 12, která poukazuje na zapojení svalů ve stejné fázi v rámci intraindividuální odchylky. Ve fázi zasazení obou sledovaných činností se aktivují společně svaly m. vastus lateralis, m. infrapsinatus, m. triceps brachii a m. latissimus dorsi, v druhé části cyklu při přechodu horní končetiny přes palubu lodi a současném záběru na opačné straně lodi se aktivují m. pectoralis major, m. obliquus abdominis externus a m. triceps brachii. Rozdíl timingu vykazuje sval m. serratus anterior, který se v PB aktivuje ve stejné fázi se skupinou svalů m. pectoralis mj., m. obliquus abdominis externus a m. triceps brachii. Na kajaku jeho aktivita tuto skupinu svalů předchází (tab. č. 12)

Synchronizovaná práce záběrové paže společně s aktivací m. vastus lateralis ukazuje na včasný a kvalitní přenos síly na pohyb lodi.

5.3 Proband 3



Obr. č. 12: Zobrazení fázového posunu během dvou pohybových cyklů při jízdě na kajaku (modrá) a pádlování v bazénu (červená)

Délka periody: kajak 1,59s, PB 1,95s

Tab. č. 13: Maximální korelace svalů při jízdě na kajaku

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext .	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	1	0,924	0,932	0,688	0,93	0,951	0,868
obliq.abd.ext .	0	1	0,877	0,733	0,915	0,845	0,938
latiss.dor.	0	0	1	0,819	0,947	0,944	0,895
serr.ant.	0	0	0	1	0,476	0,584	0,398
tric.br.	0	0	0	0	1	0,864	0,885
infra spin.	0	0	0	0	0	1	0,904
vast.later.	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č. 14: Fázoový posun svalové aktivity při jízdě na kajaku (%)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext.	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	0	6	-49	-36	48	-47	0
obliq.abd.ext.	0	0	49	-41	46	-49	-2
latiss.dor.	0	0	0	16	-2	3	49
serr.ant.	0	0	0	0	-44	-38	7
tric.br.	0	0	0	0	0	7	-48
infra spin.	0	0	0	0	0	0	46
vast.later.	0	0	0	0	0	0	0

Tab. č. 15: Maximální korelace svalů při jízdě v pádlovacím bazénu (PB)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext.	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	1	0,74	0,843	0,795	0,856	0,954	0,827
obliq.abd.ext.	0	1	0,716	0,809	0,903	0,691	0,787
latiss.dor.	0	0	1	0,609	0,685	0,794	0,668
serr.ant.	0	0	0	1	0,779	0,694	0,8
tric.br.	0	0	0	0	1	0,789	0,861
infra spin.	0	0	0	0	0	1	0,833
vast.later.	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č. 16: Fázoový posun svalové aktivity při jízdě v pádlovacím bazénu (%)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext.	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	0	3	45	-28	45	-47	3
obliq.abd.ext.	0	0	38	-32	43	-50	1
latiss.dor.	0	0	0	24	-1	1	-46
serr.ant.	0	0	0	0	-27	-21	31
tric.br.	0	0	0	0	0	3	-43
infra spin.	0	0	0	0	0	0	-50
vast.later.	0	0	0	0	0	0	0

Tab. č. 17: Pořadí aktivace zapojení svalů kajak a PB

kajak	3	6	4	1,7		2	5
PB	6	4	1	2,7		3,5	

1. M. pectoralis mj., 2. M. ob. abdominis externus, 3. M. latissimus dorsi, 4. M. serratus anterior, 5. M. triceps brachii, 6. M. infraspinatus, 7. M. vastus lateralis

Tab. č. 18: Pořadí zapojení svalů v rámci 10% odchylky, kajak a PB

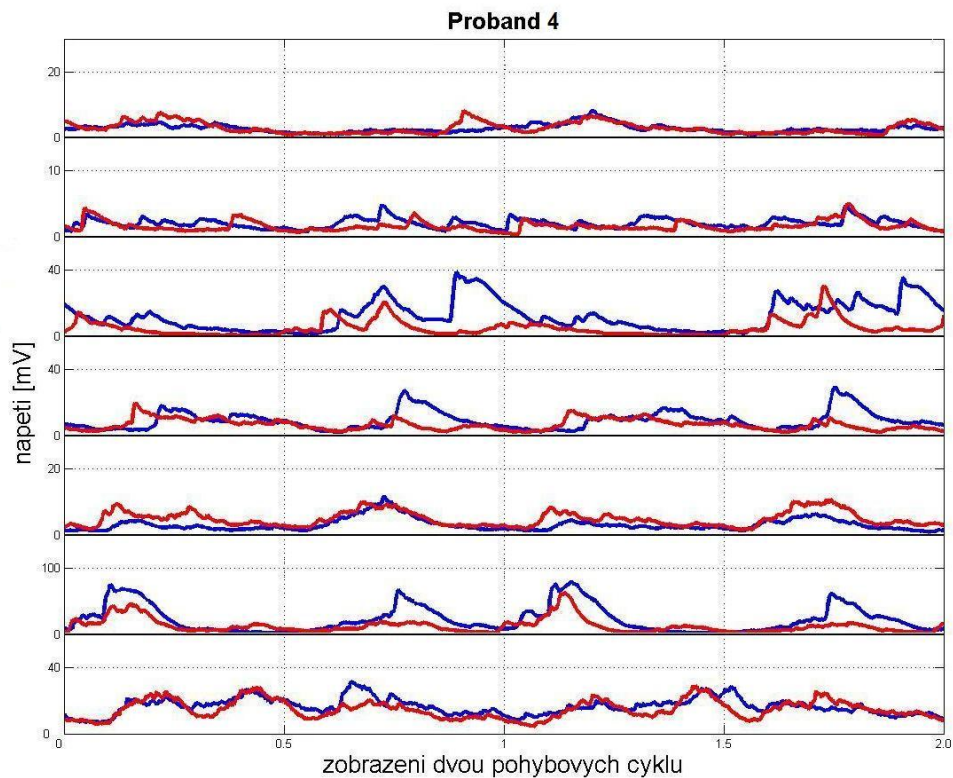
kajak	1,7,2,(5)		5,3,6	4
PB	1,2,7,(5)		3,5,6	4

Největší rozdíly v charakteru aktivity při sledovaných činnostech vykazují svaly m. latissimus dorsi a m. serratus anterior. EMG signál svalu m. latissimus dorsi vykazuje na kajaku více fázičnou aktivitu. Je to hlavní hnací sval přímého záběru vpřed při pádlování. V PB se jeví jeho aktivita smíšená s velkým podílem tonické složky. Rozdíl obou sledovaných činností můžeme vidět i v charakteru aktivity svalu m. serratus anterior, který v PB pracuje více harmonicky s vyšším podílem fázičné aktivity než na kajaku (příloha č. 7, graf č. 6). Uvedené tvrzení potvrzují i korelace v tab. č. 15 vztaženo k m. infraspinatus, který vykazuje fázičný charakter aktivity u obou činností. U ostatních svalů nesledujeme výrazné změny.

Svalový timing je podobný v rámci intraindividuální variability stanovené odchylkou (tab. č. 18) Nezvyklé zapojení m. vastus lateralis, který se aktivuje v druhé části cyklu se svaly m. pectoralis major, m. obliquus abdominis externus ukazuje na sníženou synchronizaci akce záběrové paže a práce nohy důležitou pro kvalitní přenos z pádla na loď. Pro hodnocené sledovaných změn obou činností není toto zjištění významné. Shodně se aktivují svaly m. latissimus dorsi, m. infraspinatus a m. triceps brachii, který vykazuje dvojvrcholovou aktivitu jako u předchozích probandů. M. serratus anterior se zpožďuje svojí aktivitou za skupinou svalů m. triceps brachii, m. latissimus dorsi, m. infraspinatus.

Rozdíl v charakteru signálu svalu m. latissimus dorsi si vysvětlujeme vyšším odporem vodního prostředí v pádlovacím bazénu (Szanto, 2007). Svaly zde pracují v koncentrické kontrakci. Excentrická kontrakce je méně energeticky náročná (Havlíčková, 1999). Proband nemusel být dostatečně silově disponován pro jízdu v PB. Tonická složka aktivity ukazuje na zapojení svalu i během samotného záběru. Proband mohl mít problémy s uváděním vody do pohybu.

5.4 Proband 4



Obr. č. 13: Zobrazení fázového posunu během dvou pohybových cyklů při jízdě na kajaku (modrá) a pádlování v bazénu (červená)

Délka periody: kajak 1,66s, PB 2,13s

Tab. č. 19: Maximální korelace svalů při jízdě na kajaku

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext.	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	1	0,667	0,771	0,542	0,618	0,752	0,815
obliq.abd.ext.	0	1	0,469	0,429	0,481	0,389	0,565
latiss.dor.	0	0	1	0,43	0,462	0,629	0,758
serr.ant.	0	0	0	1	0,836	0,436	0,416
tric.br.	0	0	0	0	1	0,371	0,523
infra spin.	0	0	0	0	0	1	0,572
vast.later.	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č. 20: Fázový posun svalové aktivity při jízdě na kajaku (%)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext.	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	0	-36	-35	-35	-46	-9	21
obliq.abd.ext.	0	0	9	13	-2	42	-41
latiss.dor.	0	0	0	-46	-9	17	-42
serr.ant.	0	0	0	0	-10	33	-2
tric.br.	0	0	0	0	0	-5	9
infra spin.	0	0	0	0	0	0	-43
vast.later.	0	0	0	0	0	0	0

Tab. č. 21: Maximální korelace svalů při jízdě v pádlovacím bazénu (PB)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext.	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	1	0,532	0,575	0,596	0,151	0,64	0,688
obliq.abd.ext.	0	1	0,494	0,562	0,553	0,579	0,473
latiss.dor.	0	0	1	0,502	0,622	0,599	0,539
serr.ant.	0	0	0	1	0,621	0,694	0,591
tric.br.	0	0	0	0	1	0,655	0,374
infra spin.	0	0	0	0	0	1	0,409
vast.later.	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č. 22: Fázový posun svalové aktivity při jízdě v pádlovacím bazénu (%)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext.	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	0	-16	-21	24	-24	-11	26
obliq.abd.ext.	0	0	-4	40	-10	37	-37
latiss.dor.	0	0	0	-45	5	8	-23
serr.ant.	0	0	0	0	-4	-4	24
tric.br.	0	0	0	0	0	46	-23
infra spin.	0	0	0	0	0	0	39
vast.later.	0	0	0	0	0	0	0

Tab. č. 23: Pořadí aktivace zapojení svalů kajak a PB

kajak	5	2	3,4		6	1	7
PB	5	3	2	6	1	4	7

1. M. pectoralis mj., 2. M. ob. abdominis externus, 3. M. latissimus dorsi, 4. M. serratus anterior, 5. M. triceps brachii, 6. M. infraspinatus, 7. M. vastus lateralis

Tab. č. 24: Pořadí zapojení svalů v rámci 15% odchylky, kajak a PB

kajak	1,6,(5)	7	5,2,3,4
PB	1,(5)	4,7	5,3,2,6

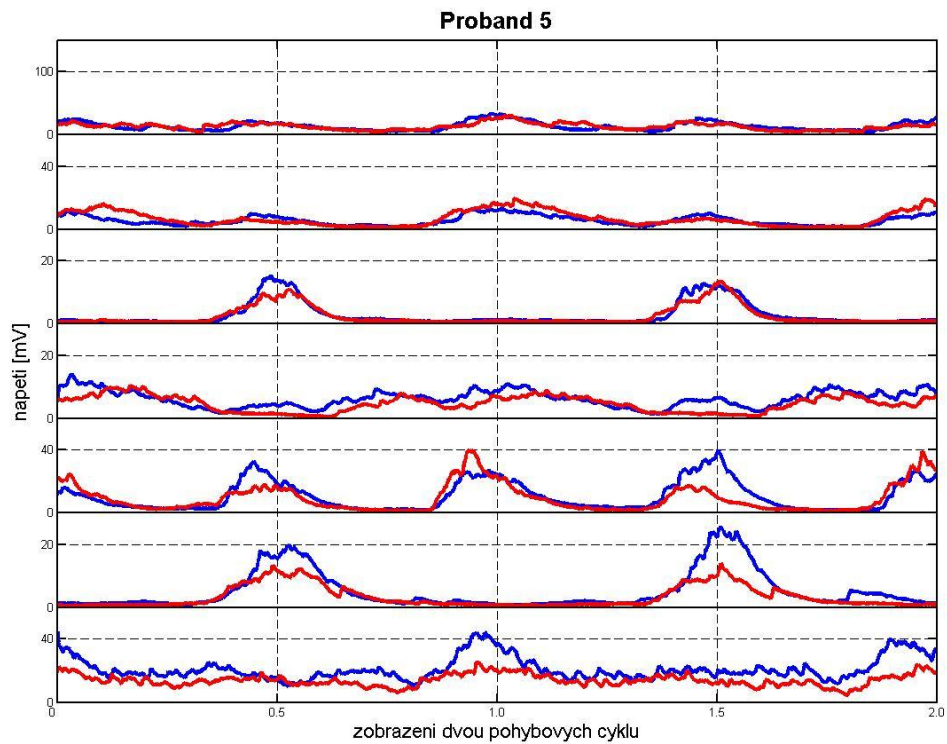
Charakter záznamu probanda č. 4 se jeví poměrně chaotický. Na kajaku pracují v podobné režimu svaly m. pectoralis major spolu se svaly m. latissimus dorsi, m. infrapsinatus a m. vastus lateralis (tab. č. 19). Vysoké korelace ukazuje i na podobný režim svalů m. serratus anterior a m. triceps brachii (tab. č. 19) V PB tyto svaly vykazují sníženou korelaci (tab. č. 21).

Svalový timing se významně liší u obou sledovaných činností (tab. č. 24). Na kajaku se ve fázi zasazení aktivují společně svaly m. triceps brachii, m. latissimus dorsi, m. obliquus abdominis externus spolu se svalem m. serratus anterior. V PB jeho aktivita tuto skupinu svalů předchází. V druhé fázi záběrového cyklu se zapojuje m. pectoralis major spolu se svalem m. triceps brachii. Na kajaku se společně s touto skupinou svalů aktivuje dále m. infrapsinatus, který v PB spolupracuje se svaly m. triceps brachiiim . latissimus dorsi, m. obliquus abdominis externus.

Charakter svalové aktivity obou sledovaných činností se jeví smíšený se zastoupením složky tonicko-fázické u téměř všech sledovaných svalů. M. infrapsinatus vykazuje u obou činností dvojrcholovou aktivitu. Charakter záznamu se jeví málo harmonický neekonomický (Příloha č. 8, graf č. 8).

U sportovce vrcholové výkonnosti je předpoklad vysoké fixace pohybového stereotypu ve správných koordinačních souhrách. Předpoklad ekonomie pohybu je dán výsledky na světových soutěžích, jinak by bylo velice obtížné se probojovat do světové špičky. Výsledky nás vedou k úvaze, že i sportovec vrcholové výkonnosti nemusí mít kvalitně fixované souhry a sportovních výsledků může dosáhnout jinými kvalitami (např. nadměrně silovými dispozicemi, vyrovnanou psychikou apod.). Takové případy jsou ve vrcholovém sportu ojedinělé.

5.5 Proband 5



Obr. č. 14: Zobrazení fázového posunu během dvou pohybových cyklů při jízdě na kajaku (modrá) a pádlování v bazénu (červená)

Délka periody: kajak 1,73s, PB 2,02s

Tab. č. 25: Maximální korelace svalů při jízdě na kajaku

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext.	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	1	0,873	0,873	0,525	0,852	0,847	0,882
obliq.abd.ext.	0	1	0,792	0,556	0,849	0,779	0,807
latiss.dor.	0	0	1	0,677	0,881	0,969	0,895
serr.ant.	0	0	0	1	0,542	0,75	0,709
tric.br.	0	0	0	0	1	0,698	0,743
infra spin.	0	0	0	0	0	1	0,879
vast.later.	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č. 26: Fázový posun svalové aktivity při jízdě na kajaku (%)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext.	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	0	9	48	-5	-1	-50	-8
obliq.abd.ext.	0	0	47	-25	-1	50	-8
latiss.dor.	0	0	0	49	3	4	45
serr.ant.	0	0	0	0	-50	-42	-3
tric.br.	0	0	0	0	0	7	49
infra spin.	0	0	0	0	0	0	41
vast.later.	0	0	0	0	0	0	0

Tab. č. 27: Maximální korelace svalů při jízdě v pádlovacím bazénu (PB)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext.	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	1	0,737	0,663	0,648	0,742	0,664	0,775
obliq.abd.ext.	0	1	0,857	0,679	0,784	0,896	0,819
latiss.dor.	0	0	1	0,776	0,753	0,951	0,751
serr.ant.	0	0	0	1	0,532	0,776	0,477
tric.br.	0	0	0	0	1	0,768	0,812
infra spin.	0	0	0	0	0	1	0,741
vast.later.	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č. 28: Fázový posun svalové aktivity při jízdě v pádlovacím bazénu (%)

Musculus dx	pect. maj.	obliq.abd.ext.	latiss.dor.	serr. ant.	tric.br.	infra spin.	vast. later.
pect.maj.	0	2	49	-24	-6	47	-3
obliq.abd.ext.	0	0	46	9	-3	48	-3
latiss.dor.	0	0	0	-35	47	1	49
serr.ant.	0	0	0	0	-23	39	-15
tric.br.	0	0	0	0	0	-46	1
infra spin.	0	0	0	0	0	0	48
vast.later.	0	0	0	0	0	0	0

Tab. č. 29: Pořadí aktivace zapojení svalů kajak a PB

kajak	6	7	4	5	1	2	3
PB	4	5	7	1,2		6	3

1. M. pectoralis mj., 2. M. ob. abdominis externus, 3. M. latissimus dorsi, 4. M. serratus anterior, 5. M. triceps brachii, 6. M. infraspinatus, 7. M. vastus lateralis

Tab. č. 30: Pořadí zapojení svalů v rámci 10% odchylky, kajak a PB

kajak	1,2,4,5,7	3,6,(5)	
PB	1,2,5,7	6,3,(5)	4

Charakter EMG signálu obou sledovaných aktivit nevykazuje výrazné změny (Příloha č. 9, graf. č. 9 a 10). Výklad funkce by byl spekulativní.

Sled aktivace svalů u obou činností se však liší (tab. č. 30). Odchylku můžeme sledovat v aktivaci svalu m. serratus anterior. Ve fázi zasazení se aktivují společně svaly m. latissimus dorsi, m. triceps brachii a m. infrapinatus. V druhé fázi cyklu se v rámci stanovené odchylky aktivují svaly m. pectoralis major, m. obliquus abdominis externus, m. triceps brachii a m. vastus lateralis. M. serratus anterior se na kajaku aktivuje ve stejné fázi s touto skupinou svalů, v pádlovacím bazénu jeho aktivita tuto skupinu předchází (tab.č. 30).

Tab. č. 31: Přehled výsledků měření sledu svalové aktivace jednotlivých probandů

Proband	Kajak				Pádlovací bazén			
	1	1,2,4,5		3,6,7,(5)		1,2,(5)	4	3,5,6,7
2	1,2,(5)		3,5,6,7	4	1,2,4,5		3,6,7,(5)	
3	1,2,7,(5)		3,5,6	4	1,2,7,(5)		3,5,6,(5)	4
4	1,6,(5)	7	2,3,4,(5)		1,(5)	4,7	3,2,5,6	
5	1,2,4,5,7		3,6,(5)		1,2,5,7		3,6,(5)	4

Při porovnání výsledků timingu (tab. č. 31) interindividuálně sledujeme rozdílný sled aktivace jednotlivých svalů. Do každého záběru se zapojují primárně svaly nejčastěji používaných funkčních řetězců, jak je fixován pohybový stereotyp každého závodníka, ale v trochu jiných koordinacích či rychlosti nástupu. V konečném důsledku však svalové aktivace sledují zapojení v zákonitě predeterminovaných koordinačních vzorech budovaných během motorické ontogeneze s postupným dozráváním CNS (Kolář, 1995; Véle, 2006).

Rozdíl v časovém nástupu svalové aktivity u obou sledovaných činností vykazoval u všech probandů m. serratus anterior (u 4 z 5-ti probandů došlo ke změně koordinace).

6. Diskuse

V naměřených signálech zachycujících aktivitu vybraných svalů v průběhu zvolených cvičení jsme mohli sledovat změny v charakteru svalové činnosti některých svalů. Při změně výchozí polohy, dáno rozdílnou sportovní činností, došlo ke změně charakteru signálu. U každého probanda došlo k trochu jiným změnám, obvykle však s přechodem k činnosti v pádlovacím bazénu se jevil EMG signál vybraných svalů více harmonický a s nižším podílem tonické svalové aktivity. Intraindividuálně jsme sledovali rozdíly timingu obou sledovaných sportovních aktivit. Ke změně časové aktivace došlo u svalu m. serratus anterior (proband 1, 2, 4 a 5). U probanda 4 navíc změnu timingu vykazoval i m. infraspinatus. Při porovnání probandů interindividuláně jsme však neshledali změny stejného charakteru. Pouze sval m. serratus anterior vykazoval rozdílný timing u 4 z 5-ti probandů při změně sportovní aktivity.

Změny charakteru signálu nebyly náhodné, ale měnily se v závislosti na prováděné činnosti, tedy na rozdílné výchozí poloze (atitudě), a tím rozdílné aferentní situaci. Rozdílná aferentní situace, která ovlivňuje funkci svalu, jak uvádí Kolář (1995), byla dána rozdílným uložením bodu opory pro lokomoční pohyb.

Funkce svalu nepodléhá pouze anatomickým a metabolickým poměrům, ale odráží se v ní aferentní stav celého organismu (Trojan, Druga, Pfeiffer, 1991). Uložení bodu opory obou činností představuje rozdíl v konfiguraci a zpevnění segmentů tvořících bázi pohybu. Vstupní proprioceptivní informace daná výchozí polohou pohybu je převedena do polohy celého těla a probíhá zákonitě podle preformovaných řídicích schémat, a je dána zráním řídicích struktur (Trojan a kol., 1991). Zpracování probíhá vždy supraspinálně a odpověď probíhá na polysegmentální úrovni. Jedná se o zákonité koordinační schéma sdružující ve funkční souvislosti rovnovážné funkce, anti gravitační funkce a na ně navazující fázickou hybnost (Kolář, 1995).

Základní rozdíl charakteru EMG aktivity mezi sledovanými činnostmi přisuzujeme rozdílnému vnějšímu prostředí, ve kterém jsou prováděny. V pádlovacím bazénu, kde je loď pevně usazena není nutné vyvažovat přirozenou nestabilitu kajaku ve vodním prostředí. Stabilizace trupu vsedě probíhá na základě informací o poloze pánve vůči sedací ploše a vůči páteři. Význam má i postavení femurů v kyčelních kloubech, které postavení páteře ovlivňuje (Véle, 2006), proto je důležité usazení závodníka v lodi

a musíme brát v úvahu pevnou sedací plochu v pádlovacím bazénu. Při jízdě na kajaku, má aktivita břišního svalu posturální charakter zajišťující stabilizaci trupu, vzhledem k proměnlivému vnějšímu prostředí se zapojuje do funkce častěji. Podílí se i na řízení lodi náklony trupu. Přírozenou nestabilitu lodi vyvažuje také m. vastus lateralis, který současně pracuje fázicky (chůzový mechanismus) při přenosu síly trupu a paží na pohyb lodi. M. serratus anterior posturálně stabilizuje lopatku během záběrového cyklu. Vykazuje především stabilizační funkci a charakter jeho aktivity na kajaku se mírně mění u každého záběru vlivem neznatelné pulzace vodní hladiny a aktuálnímu nastavení akra záběrové paže. V pádlovacím bazénu je kajakář usazen na stabilní ploše, práce horních končetin vykazuje více mechanický fázický charakter s nižším podílem posturální složky nutné pro vyvažování lability a řízení kajaku na řece. Nižší zastoupení tonické složky u některých svalů je dáno i faktem, že v pádlovacím bazénu není potřeba adaptace pohybového systému při uchopení vody (PF) na počátku záběru, neboť se loď nikam nepohybuje a sportovec nemá zpětnou vazbu o prováděném pohybu.

Interindividuálně jsme neshledali stejné změny. Výsledek si vysvětlujeme tím, že do funkce svalu se promítá nejen propiocepce, ale také exterocepce, interocepce, nocicepce apod. (Kolář, 1995). Veškerá aference je pak zpracována na různých úrovních CNS a poté je stanoven motorický výstup. Promítají se sem tedy i vlivy spojené s vnitřním stavem organismu, tedy i vlivy psychické atd. Konečný motorický výstup je tedy individuální povahy, přestože se pohybuje v určitých mantinelech determinovaných pohybových schématach.

Základní rozdíl charakteru EMG aktivity mezi sledovanými činnostmi přisuzujeme rozdílnému vnějšímu prostředí, ve kterém jsou prováděny.

M. serratus anterior působí při záběru vpřed stabilizačně a přednastavuje lopatku do správné polohy pro pohyb horní končetiny podle aktuálních zevních podmínek. Vlivem pulzace hladiny při jízdě na řece dochází při každém záběru k jinému nastavení akra záběrové paže. Drobná koordinovaná práce svalů předloktí udržuje kontakt pádla s vodou tak, aby odpor na pádle byl optimální a nedošlo k protržení vody, a tím ztrátě pevného bodu opory důležitého pro dopřednou jízdu. Záběrová paže se podílí také na řízení lodi. Díky tomuto nastavení dochází pokaždé k oslovení určitého pohybového programu, který je korigován dle aktuálního nastavení záběrové končetiny, síly proudící vody a také stability trupu. V pádlovacím bazénu musíme uvažovat pevnou stabilní plochu, na které je závodník usazen bez nutnosti řízení a udržování stability lodi.

V práci jsme se pokusili poukázat na skutečnosti, kdy výchozí poloha (atituda) a uložení bodu opory vysílá rozdílné aferentní signály a tím rozdílnou odpověď svalové aktivity týkající se celé muskulatury, vyjádřeno především rozdílným sledem svalové aktivace. Z výsledků je také patrná specifická vztahu mezi aferentním stavem a mezi tonickou a fázičnou funkcí svalů.

Dle dosažených výsledků můžeme doporučit pádlovací bazén jako vhodný tréninkový prostředek pro sjezdové kajakáře. Má však určitá omezení. Tato tréninková metoda vhodně stimuluje aktivaci fázičnou svalů v podobných koordinačních souvislostech, ale s rozdílným posturálním zajištěním některých svalů, nenahradí tedy trénink specifického pohybu.

Výsledky nás dále vedou k úvaze, zda trénink stále stejných svalových skupin pracujících v podobných funkčních souvislostech nepřinese únavu a přetížení. Jak uvádí Seliger s Vinařickým (1980), příliš pevně vybudovaný pohybový stereotyp může být v určité situaci nevhodný, protože člověku nedovolí adaptovat se na nové situace. Kládeme si otázku, zda by v zimním období neprospěla naopak změna činnosti se zapojováním více svalů do pohybu, než se podílí na záběru vpřed při pádlování? Navíc by byla vytvořena určitá kompenzace svalů používaných v průběhu celé závodní sezóny. Tím by si od stereotypní činnosti odpočinula také psychika, která se významně podílí na sportovním pohybu i konečném výkonu.

Srovnání naší studie s dosud provedenými studii se jeví poněkud problematické. Podle nám dostupné literatury není dosud provedeno dostatečné množství elektromyografických analýz v oblasti kanoistiky zabývajících se rozdílným uložení bodu opory. Studií v oblasti sjezdu na divoké vodě je obecně poskrovnu. Práce, které jsou publikovány, se zabývají především jízdou na trenažéru či jízdou s rozdílnou intenzitou provedení apod. Důvodem nedostatečného množství EMG studií v pádlovacím bazénu je pravděpodobně technická náročnost provedení výzkumů, kdy je nutné se vypořádat s vodotěsností přístroje, elektrod a dalšími problémy vodního prostředí.

7. Závěry

H1 Hypotéza byla potvrzena, byl nalezen rozdílný charakter svalové funkce v pádlovacím bazénu a při jízdě na kajaku, ve smyslu fázická – tonická svalová činnost.

H2 Hypotéza byla potvrzena. Z rozdílné výchozí aferentní situace dané rozdílným uložením bodu opory a směru tahu svalů, došlo ke změně timingu.

Hodnocená činnost pádlování v pádlovacím bazénu vykazuje aktivaci fázických svalů v podobných koordinačních souvislostech jako na kajaku, ale s rozdílným posturálním zajištěním některých svalů. Můžeme doporučit pádlovací bazén jako kvalitní prostředek tréninku, ale ne jako prostředek jediný. Za největší nedostatek tréninku v pádlovacím bazénu považujeme nemožnost nahradit uchopení vody a pocit skluzu způsobené rozdílným uložením bodu opory. Pádlovací bazén tedy nemůže nahradit specifický pohyb při tréninku na kajaku. Je tedy třeba hledat další vhodné metody.

Sportovní trénink vrcholových sportovců je velice energeticky náročný. Zaběhnuté tréninkové metody jsou často přejímány z jedné generace trenérů na další bez integrace nových vědeckých poznatků v dané oblasti. Chápání svalové funkce v kineziologických vztazích by mohlo přispět k efektivnějšímu využití tréninkových metod.

Obecné závěry práce lze výstižně formulovat slovy *Véleho (2006, s. 59): „Účelem orientovaný pohyb nelze pokládat pouze za výslednici působení mechanických sil a odporů, ale současně i za výsledek řídicí funkce CNS ovládající účelové použití mechanické síly vzniklé ve svalech k dosažení zamýšleného cíle. Mechanika řeší mechanické problémy pohybu a nemůže řešit fyzikálně problém ideokineze, který vyžaduje zahrnutí řídicích procesů do průběhu účelově orientovaného pohybu.“*

Provedená studie je případovou studií vyšetřenou na 5-ti jednotlivých sportovcích. Reprezentační sjezdový tým zahrnuje 8 kajakářů, tedy 5 sledovaných sportovců představuje více jak polovinu reprezentativního vzorku. Vzhledem k malému počtu vyšetřených nelze výsledky generalizovat na populaci, ale můžeme výsledky považovat za významné pro trénink reprezentačních kajakářů s určitým zamýšlením nad

volbou tréninkových metod vzhledem k očekávanému efektu i v jiných sportovních odvětvích.

Seznam literatury

1. BARTON, G. *Systém tréninku Grega Bartona*. Praha: Olympia, 2002.
2. BASMAJIAN, J. V. *Muscles alive. Their functions revealed by elektromyography*. Second edition. Baltimore: The Williams and Wilkins Company. 1967.
3. BÍLÝ, M. *Komplexní analýza techniky pádlování a jízdy na divoké vodě*. Praha, 2002. 77 s. Rigorózní práce na FTVS UK.
4. BÍLÝ, M., KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P. *Kanoistika*. Praha: Karolinum, 2000.
5. BÍLÝ, M., KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P. *Kanoistika*. Praha: Grada Publishing, s.r.o., 2001.
6. CIBULČÍK, F., ŠÓTH, J. *Základná příručka elektromyografických technik EMG atlas*. Martin: Osveta, 1998.
7. CLARYS, J. P. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 2000, 43, 10, p. 1750-1762.
8. ČÁPOVÁ, J. *Aferentace-posturalita-posturální terapie*. Jimramov, Rehabilitační centrum, 2000.
9. ČERMÁK, J. A KOL. *Záda už mě nebolí*. Praha, 2005, Praha: FTVS UK, 2003. ISBN 80-7236-117-1
10. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 4. rozšířené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2001.
11. DE LUCA, CJ. *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*. The International Society for Biomechanics [online] 1993. Internet: www.delsys.com.
12. DE LUCA, CJ. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve* 16 (2), 1993, s. 210-216.
13. DITTRICH, P., 2007. Dostupné z www.vkslaviahk.cz/Vodacek/technika/NT
14. DRUGA, R., DYLEVSKÝ I., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing, 2000.
15. DUFEK, J. *Elektromyografie*. Učební text. Brno: IDVPZ, 1995.
16. DUFKOVÁ, A., BAČÁKOVÁ, R., MRŮZKOVÁ, M. Zapojení vybraných svalů pletence ramenního při jízdě na slalomovém kajaku a napodobivém

- cvičení. In PĚKNÝ, M., TVAROH, S. *Sborník studentské vědecké konference Věda v pohybu pohyb ve vědě*. Praha: FTVS UK, 2009.
17. DVOŘÁK, R. Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených kinematických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2005, č. 1, s. 12-17
 18. DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
 19. DYLEVSKÝ, I., *Kineziologie*. Praha: Alberta s.r.o., 1994.
 20. DYLEVSKÝ, I. *Základy funkční anatomie*. Praha: Triton, 1996.
 21. ENDICOTT, W. *To win the Word*. Baltimore: Mariland, 1980.
 22. FUČÍKOVÁ, K. *Analýza techniky pádlování v rychlostní kanoistice z hlediska časového rozdělení záběru*. Praha, 2003, 58 s. Diplomová práce na FTVS UK.
 23. GAGIN, J. A. Základy technik pádlování. In. *Kanoistika. Sborník specializovaných překladů*. Praha: ÚV ČSTV, 1981, s. 13-19
 24. HAVLÍČOVÁ, L. Význam excentrické kontrakce pro posturu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1999, č. 1, s. 9-14.
 25. HEJNÁ, L. *Vliv dominance DKK na velikost vyvíjení momentu svalové síly m. biceps femoris, m. vastus medialis*. Olomouc, 2002. Diplomová práce na FTK UP.
 26. HENDL, J. *Přehled statistických metod zpracování dat*. 2. vyd. Praha: Portál, 2006.
 27. HENDL, J. *Úvod do kvalitativního výzkumu*. Praha: Karolinum 1997.
 28. HOJKA, V., VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B. Metodika zpracování a vyhodnocení EMG cyklického pohybu. *Česká kinantropologie*, 2010, Vol. 14, č. 1, s. 19-28.
 29. ISSURIN, V. B. A KOL. Studium pohybů pádla při jízdě na kajaku. In. *Kanoistika. Sborník specializovaných překladů*. Praha: ÚV ČSTV, 1981, s. 69-70.
 30. JANDA, V. Dynamické hybné stereotypy a jejich význam v reedukaci hybných poruch. *Pokroky v rehabilitaci*, 1968, s. 119-137.
 31. JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing, 1996.
 32. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1982.

33. JANSA, P, DOVALIL, J. A SPOL. *Sportovní příprava*. Praha: Q-art, 2007.
34. KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S. *Praktická elektromyografie*. Brno: IDPVZ, 1994.
35. KANDAUROV, A. M. Rozbor kajakářské techniky a jeho využití v tréninkové praxi. In. *Kanoistika. Sborník specializovaných překladů*. Praha: ÚV ČSTV, 1981, s. 60-65.
36. KAPADJI, P. V. AT AL. *The physiology of joints (vol. I, II, III)*. London: Churchill Livingstone, 1974.
37. KARAS, V., OTÁHAL, S. Úvod do biomechaniky svalové činnosti při tělesném pohybu člověka. Praha: SPN, 1972, s. 103-130.
38. KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P. *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha: SPN, 1990, s. 147-150.
39. KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton, 1998. ISBN 80-7254-047-5.
40. KEMECSEY, I. Fyzikální základy jízdy na kajaku. In. *Kanoistika. Sborník specializovaných překladů*. Praha: ÚV ČSTV, 1981, s. 20-45
41. KNEBEL, R. *Problematika jízdy na sjezdovém kajaku*. Olomouc: ČSK, 2000. 32 s. Metodická příručka.
42. KOLÁŘ, P., KERNER, J. Funkce svalu v rámci aferentních souvislostí. *Med Sport Boh Slov*, 1995, č. 4, s. 38-41.
43. KOLÁŘ, P. Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1996, č. 4, 139–143.
44. KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č. 4, 142 – 147.
45. 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.
46. KOLÁŘ, P. *Hluboký stabilizační systém páteře*, 1999.
47. KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 4, s. 151-164.
48. KOLÁŘ, P. *Vývojová kineziologie*. Přednáška. 1. LF Praha, 11. 5. 2005.
49. KOLÁŘ, P. *Typická zranění pohybového aparátu u atletů, jejich léčba a prevence*. Přednáška na semináři v Nymburku 20. 10. 2006.

50. KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2006, č. 4, s. 155-170.
51. KOLÁŘ, P. AT AL. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009.
52. KRAČMAR, B. Vyšetření hlavních svalových skupin zapojených při provádění vybraného prvku na kajaku při slalomu na divoké vodě. In: *Sport v České republice na začátku nového tisíciletí. Sborník příspěvků národní konference. Díl 1*. Praha: UK FTVS, 2001, s. 164-168.
53. KRAČMAR, B. Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti. *Rehabilitácia*, 2001, č. 3, s. 157 – 170.
54. KRAČMAR, B. Svalové skupiny, zapojené při provádění vybraného prvku na kajaku na divoké vodě. *Telesná výchova a šport*, 2001, č. 3, s. 26 – 32.
55. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu: Studie lokomočního pohybu při jízdě na kajaku*. Praha, 2002. Habilitační práce na FTVS UK.
56. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha. Triton 2002.
57. KRAČMAR, B., MRŮZKOVÁ, M, DUFKOVÁ, A. Pletenec ramenní v režimu kvadrupedální lokomoce. In. *Sborník studentské vědecké konference Sport a kvalita života 2007*. Brno: Masarykova univerzita, 2007.
58. KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum, 1995.
59. KROBOT, A. Klinické aplikace pohybových řetězců. *Rehabilitácia*, 1997, Vol. 30, No. 1.
60. LAZAREVA, A. M. Koordinace práce svalů při jejich intenzivní činnosti (pádlování na kajaku). In. *Kanoistika. Sborník specializovaných překladů*. Praha: ÚV ČSTV, 1981, s. 53-59.
61. 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.
62. MERLETTI, R., PARKER, P., *Electromyography, physiology, engineering and noninvasive application*, John Wiley and Sons, Inc., Hoboken, New Persey, 2004
63. MRŮZKOVÁ, M., NOVOTNÝ, P. Lidská lokomoce pletencem ramenním. *Sborník studentské vědecké konference Sport a věda*. Praha: FTVS UK, 2007.

64. NOVOTNÝ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce přes pletenec ramenní*. Praha, 2006. Disertační práce na FTVS UK.
65. ORTH, H. *Dítě ve Vojtově terapii*, příručka pro praxi, KOPP: České Budějovice, 2009. ISBN 978-80-7232-378-4.
66. PIŠVEJC, I. *Princip kvadrupedální lokomoce při jízdě na kajaku*. Praha, 2006. Diplomová práce na FTVS UK.
67. RASH, P, BURKE, R. K. *Kinesiology and applied anatomy*. Philadelphia: Lea and Febiger, 1971.
68. RAZUMOV, G. G. Výzkumy biomechanické struktury a vnějších znaků záběru při jízdě na kajaku. In. *Kanoistika. Sborník specializovaných překladů*. Praha: ÚV ČSTV, 1981, s. 66-68.
69. RODOVÁ D., MAYER M., JANURA M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č. 4, s. 173-177.
70. RODOVÁ D. Vztah mezi elektromyografickým signálem a silou. *Fyzioterapie*, 2001, č. 1, s. 2.
71. ROHAN, J.: *Přímý záběr na C1*. Praha, 1991. Diplomová práce na FTVS UK
72. SKOLIL, D. A KOL. *Kanoistika-slalom a sjezd na divoké vodě*. Učební text pro trenéry III. A II. třídy. Praha: TŠ ČUV ČSTV Olympia, 1982.
73. SELIGER, V., VINAŘICKÝ, R. *Fyziologie člověka*. Praha: UK, 1980. ISBN 80-7066-820-2.
74. SCHUMANN, N. P., SCOLLE, H. Ch., ANDERS, Ch. Die Frequenzanalyse als quantitatives Hilfsmittel bei der EMG-Analyse. In: *EMG Meeting 94 - Beilage*. Berlin, 1994.
75. SZANTO, C. *Racing Canoeing*. Beijing:Wendy Yu, 1997.
76. STECENKO, J., N. a kol. Obecná charakteristika záběrového cyklu. In: *Kanoistika. Sborník specializovaných překladů*. Praha: Olympia, 1982. s. 21 – 39
77. STEINDLER, A. *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. Springfield: Charles C. Thomas, 1955.
78. STRNADOVÁ, M. *Analýza zapojování svalových řetězců při záběru vpřed na kajaku ve sjezdu na divoké vodě*. Praha, 2004. Diplomová práce na FTVS UK.
79. TREVITHICK, B., GINN, K., HALAKI, M., BALNAVE, R. Shoulder muscles recruitment pattern during a kayak stroke performed on a paddling ergometer. *Journal of Elektromyography and Kinesiology*, 2007, 17, p. 74-79.

80. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J. *Centrální mechanismy řízení motoriky*. Praha: Avicenum, 1991.
81. VACKOVÁ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Praha, 2004. Diplomová práce na FTVS UK.
82. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002, č. 9, s. 122-126.
83. VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnost řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1999, č. 3, s. 84-85.
84. VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 8, s. 33-37.
85. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995.
86. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997.
87. VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006.
88. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada, 1995. s. 25, 39, 95. ISBN 80-7169-044-X.
89. VOLLESTAD, NK. *Fatigue mechanism vary and have different implications for EMG*. J. Clin. Neurophysiol., 1999, 110 Suppl. 1, p. S249
90. VYSTRČILOVÁ, M. (vysokoškolsky graduovaná fyzioterapeutka). *Ústní sdělení*, 2007.
91. WOZNIAK, K. H. A KOL. Technika v rychlostní kanoistice. In. *Kanoistika. Sborník specializovaných překladů*. Praha: ÚV ČSTV, 1981, s. 7-12.
92. WASSINGER, J At AL. Kayak stroke technique and musculoskeletal trans in shoulder injured white water kayakers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2010, 12, p. 32.
93. ZATSIORSKY, V. M. Kinematics of human motion. *Human Kinetics*, 1998.
94. ZWIECK, EB., KOLLMITZER, P. Zeit Frequenzanalysen (TFA) des oberflächen – EMGs des M.soleus beim Gehen. *EMG Meeting 94 – Beilage*. Berlin, 1994.

Seznam příloh

Příloha č. 1	Souhlas etické komise
Příloha č. 2	Informovaný souhlas probandů
Příloha č. 3	Kinogram jízdy na kajaku
Příloha č. 4	Kinogram jízdy v pádlovacím bazénu
Příloha č. 5	EMG záznam při jízdě na kajaku a v PB, proband 1
Příloha č. 6	EMG záznam při jízdě na kajaku a v PB, proband 2
Příloha č. 7	EMG záznam při jízdě na kajaku a v PB, proband 3
Příloha č. 8	EMG záznam při jízdě na kajaku a v PB, proband 4
Příloha č. 9	EMG záznam při jízdě na kajaku a v PB, proband 5

Seznam grafů

Graf č. 1	EMG záznam při jízdě na kajaku, proband 1
Graf č. 2	EMG záznam při jízdě v PB, proband 1
Graf č. 3	EMG záznam při jízdě na kajaku, proband 2
Graf č. 4	EMG záznam při jízdě v PB, proband 2
Graf č. 5	EMG záznam při jízdě na kajaku, proband 3
Graf č. 6	EMG záznam při jízdě v PB, proband 3
Graf č. 7	EMG záznam při jízdě na kajaku, proband 4
Graf č. 8	EMG záznam při v PB, proband 4
Graf č. 9	EMG záznam při jízdě na kajaku, proband 5
Graf č. 10	EMG záznam při jízdě v PB, proband 5