UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Plavecká technika tělesně handicapovaných plavců s jednostrannou nadkolenní amputací

Disertační práce

Autoreferát

Vedoucí práce: **Vypracovala:**

Doc. PhDr. Vladimír Süss, Ph.D. **PaedDr. Lada Čuříková**

Praha 2012

Abstrakt

Cíl práce: Cílem práce je pomocí měření EMG u skupiny vybraných svalů, popsat intraindividuální rozdíly v plavecké technice plavců s jednostrannou nadkolenní amputací.

Metoda: Jedná se o případové studie na základě popisu pomocí záznamu průběhu povrchové elektromyografie u vybraných dvojic svalů, synchronizovaného s videozáznamem plavecké techniky.

Výsledky: Výzkum prokázal u sledovaných plavců s jednostrannou nadkolenní amputací, že:

- u plaveckého způsobu kraul, vyrovnávají nestejně intenzivní kop pravou a levou dolní končetinou především pomocí břišních svalů a následně pak i rozdílnou intenzitou elektrického potenciálu u dalších sledovaných svalů;
- u plaveckého způsobu znak, svaly horní části těla na straně amputované končetiny, nevykazují rozdílnou aktivitu, než svaly na opačné straně;
- u plaveckého způsobu prsa je hlavní propulzní sval pro lokomoci prostřednictvím pletence ramenního – m. latissimus dorsi aktivován po delší dobu na straně amputované končetiny, čímž elektrická aktivita vybraných svalů, není v časové ose symetrická.

Klíčová slova: plavecký krok, plavání, nadkolenní amputace, elektromyografie, svalová aktivita, handicap, EMG.

Abstract

Headline: Swimming technique of physically disabled swimmers with unilateral above–knee amputation

Aim of the Thesis: The aim of this thesis is to describe the intra–individual differences in the swimming technique of unilateral above–knee amputees by measuring the EMG of selected muscle groups.

Methods: Surface EMG measurement in combination with using synchronized video recordings.

Results: Research of the observed swimmers with unilateral above–knee amputation showed that:

- when swimming the front crawl, the swimmers unequally balance the intense kick of right and left leg mainly using the abdominal muscles and subsequently also in the electric potential of different sizes in other observed muscles;

- when swimming the backstroke, the upper body muscles on the side of amputated limb do not show any different activity than the muscles of the opposite side;

- when swimming the breaststroke, the main propulsion muscle for locomotion through the shoulder girdle – m. latissimus dorsi is activated for a longer period of time on the side of amputated limb; thereby, electrical activity of the selected muscles is not symmetrical in the timeline.

Key words: swimming step, swimming, above–knee amputation, electromyography, muscle activity, handicap, EMG

ÚVOD

Pohybová aktivita je samostatnou specifickou oblastí kultury. Jejím hlavním úkolem je zajišťování optimálního rozvoje fyzických sil člověka, jejichž zdrojem je náležitá míra pohybové aktivity, která je jednou ze základních geneticky podmíněných potřeb lidského organismu. Jedná se o specifický druh lidské činnosti a je jevem společenským.

Objektem jejího působení je bezprostředně člověk s jeho fyzickými a duševními potřebami. Pomáhá formovat osobnost člověka, řeší předpoklady jeho všestranného harmonického rozvoje nejen zprostředkováním přiměřené pohybové aktivity, ale ovlivňuje též jeho psychické a morální vlastnosti. Působnost tělesné kultury se promítá v širokém celospolečenském rozsahu, neboť zasahuje nejdůležitější sféry života.

Tuto skutečnost si uvědomují i lidé s handicapem a je velmi příjemné, že náš stát patří v tomto směru k průkopníkům v organizování sportovní činnosti pro handicapované osoby, tak jak s ní započal v Anglii sir Ludwig Guttmann, který začal aktivovat vozíčkáře. U nás jeho příkladu následoval především Dr. Knapek.

Dle charakteru a rozsahu handicapu jsou sportovci se zdravotním handicapem členěni do skupin a svou aktivitu vyvíjejí v celé řadě sportovních odvětví. Zvláštní postavení má plavání. Plavání je součástí řady rehabilitačních i léčebných procedur, zejména pohybového aparátu. Stává se tak významným prostředkem resocializačního procesu zdravotně handicapované populace, neboť napomáhá po úrazu či chorobě k návratu do normálního života a vydatně přispívá ke zmírňování trvalých zdravotních problémů. Pro tělesně handicapované jedince je plavání často jedinou formou jejich samostatné aktivity (Bělková, 1994).

Pohybová aktivita handicapovaných osob

Komplexní účinky pohybu ve vodním prostředí u osob s tělesným handicapem

Srdečný (1981), Bělková (1994), Adamírová (1999), Čechovská a Miler (2001) uvádějí že: plavání a další pohybové aktivity ve vodním prostředí mají pozitivní dopad v různých aspektech života handicapovaných. Zejména ve velmi limitovaném pohybovém režimu tělesně handicapovaných je plavání ojedinělou aktivitou, která těmto lidem všestranně prospívá a zároveň umožňuje samostatný a nezávislý pohyb bez pomoci jiných osob či podpůrných prostředků. Plavání je jednou z nejvhodnějších aktivit pro osoby po amputaci. Při

pohybu ve vodě je tělo nadlehčováno hydrostatickým vztlakem, tudíž nehrozí přetížení zdravé dolní končetiny, kloubní rozsahy se zvětšují a dochází k protažení svalů. Mimo to dochází k posílení funkce kardiovaskulárního systému. Ve vodě nehrozí riziko pádu a následného zranění. Patří k typickým aerobním cvičením, která vydatně podněcují činnost vegetativních orgánů. Ve vodě můžeme některé pohyby provést uvolněněji, ve větším rozsahu, zdánlivě bez vyššího úsilí. Účastní se ho velké komplexy svalových skupin všech končetin. Většinou jde o rotační pohyby, které mají příznivý vliv na rozsah kloubní pohyblivosti.

Tím, že tělo je ve vodním prostředí nadlehčováno, není páteř zatížena hmotností těla, přitom voda klade pohybům mírný odpor. Vodorovná poloha, jako důsledek vztlaku, je prospěšná též oběhovému systému, kdy návrat krve do srdce v horizontální poloze je snadnější.

Plavání zvláště příznivě působí na rozvoj dýchacího systému. Plíce jsou lépe prokrvovány a pracují i horní částí, která je za normálních podmínek aktivována jen minimálně. Dále je nutno překonávat tlak při dýchání do vody a zvyšuje se maximální respirační síla. Důležitý je též fakt, že nad vodní hladinou je vzduch mimořádně čistý, bezprašný a nasycený vodními parami a chemikáliemi, což má význam pro jedince s respiračním oslabením.

Pohyb ve vodě, kterou vnímáme jako chladnou (26° C), působí pozitivně na funkci termoregulačního systému a napomáhá všeobecně žádoucímu otužování organismu. Pobyt ve vodě zvyšuje několikanásobně energetický výdej organismu, a proto vede k výraznému zvýšení metabolické činnosti (Kučerová, 2006). Specifický pozitivní význam má plavání na duševní funkce člověka.

Vliv jednostranné amputace dolní končetiny na plaveckou techniku

Se ztrátou jedné dolní končetiny se těžiště přesouvá na zdravou stranu a výše. Na zdravou stranu působí přetáčení, které je třeba vyrovnávat vlastním úsilím. Plavec musí aktivně překonávat vertikální i laterální rotaci, aby dosáhl dobrých podmínek pro nádech.

Laterální rotace se ovládá polohou hlavy nebo změnami v rozložení specifické hmotnosti – plavec provádí pohyby horními nebo dolními končetinami v opačném směru proti rotaci. Asymetrie v objemu a specifické hmotnosti těla vede k tzv. hadovitému pohybu.

Kraul a znak

Při plavání plaveckými způsoby kraul a znak, plavci s amputací jedné dolní končetiny využívají kop nejen pro lokomoci, ale i k udržení optimální polohy. Pohyb dolní končetiny se přesouvá na střed – do osy těla, výsledná síla působí rovnoměrně na obě strany těla.

Pro udržení splývavé polohy musí plavec provést první kop ve vertikálním směru a následný kop provede křížem v šíři boků směrem ke středové ose těla. Např. Je li amputována pravá dolní končetina, musí provést kop levou dolní končetinou při záběru levou horní končetinu směrem dolů a při záběru pravou horní končetinu musí provést kop křížem ve směru ke středové ose těla.

Prsa

Plavci s jednostrannou amputací dolní končetiny používají stejnou techniku kopu v počáteční fázi práce nohou jako zdraví plavci. Následně musí provádět kop spíše dozadu a přímo, než do stran. Je li kop směřován přímo, umožňuje plavci plavat přímým směrem (Cranfield, Seley a Strom, 1984).

Zapojení svalů při plaveckém způsobu kraul a znak

Zapojení svalů při záběrové fázi

V počátku záběrové fáze se na pohybu podílejí svaly podmiňující pokles pletence ramenního, které spouští rameno, čímž prodlužují délku záběru (Čihák, 2001; Colwin, 2002).

Jsou to tyto svaly:

- Malý a velký sval prsní (M. pectoralis major et minor);
- Sval podklíčkový (M.subclavius);
- Vzestupná a sestupná vlákna deltového svalu (M. deltoideus, pars clavicularis, pars acromialis, pars spinalis);
- Dolní vlákna předního pilovitého svalu (M. serratus anterior);
- Široký sval zádový (M. latissimus dorsi).

Ve fázi záběru pak hlavně svaly vykonávající krouživý pohyb, flexory ramenního kloubu:

- Přední část deltového svalu (M. deltoideus, pars clavicularis);
- Velký prsní sval (M. pectoralis major, pars clavicularis, pars sternocostalis, pars abdominalis);
- Hákový sval (M. coracobrachialis);
- Dvojhlavý sval pažní (M. biceps brachii, caput longum, caput brevis).

Svaly způsobující vnitřní rotaci předloktí se zapojují na konci záběru a při zahájení přenosu:

- Velký prsní sval (M. pectoralis major);
- Přední část deltového svalu (M. deltoideus, pars clavicularis);
- Široký sval zádový (M. latissimus dorsi, pars vertebralis, pars costalis, pars iliaca);
- Hákový sval (M. coracobrachialis);
- Podlopatkový sval (M. subscapularis);
- Velký oblý sval (M. teres major).

Zapojení svalů při plaveckém způsobu prsa

V průběhu záběrové fáze paží se zapojují svaly vykonávající vnitřní rotaci, flexi a abdukci ramenního kloubu (Čihák, 2001; Colwin, 2002).

Jsou to tyto svaly:

Dle Preislerové – Bělkové (1984) se ve fázi záběru zapojují svaly vykonávající flexi ramenního kloubu:

- Přední část deltového svalu (M. Deltoideus);
- Velký sval prsní (M. pectoralis major);
- Sval hákový (M. Coracobrachialis);
- Dvojhlavý sval pažní (M. biceps brachii).

Svaly vykonávající abdukci ramenního kloubu ve fázi záběru:

- Zadní snopce deltového svalu (M. deltoideus, pars spinalis);
- Sval nadhřebenový (M. Supraspinatus).

Svaly způsobující vnitřní rotaci ramenního kloubu ve fázi záběru:

- Velký prsní sval (M. pectoralis major);
- Přední část deltového svalu (M. deltoideus, pars clavicularis);
- Široký sval zádový (M. latissimus dorsi);

- Velký oblý sval (M. teres major);
- Sval hákový (M. coracobrachialis);
- Sval podlopatkový (M. subscapularis).

Svaly, které se v průběhu záběru podílejí na flexi předloktí:

- Hluboký sval pažní (M. brachialis);
- Sval vřetenní (M. brachioradialis).

Svaly způsobující addukci ramenního kloubu se pohybu účastní v momentě přechodu od ukončení záběrové fáze k fázi natahování:

- Velký prsní sval (M. pectoralis major);
- Široký sval zádový (M. latissimus dorsi);
- Sval podhřebenový (M. infraspinatus);
- Sval podlopatkový (M. subscapularis);
- Malý a velký oblý sval (M. teres minor et major);
- Dlouhá hlava trojhlavého svalu ramenního (M. triceps brachii, caput longum).

Hodnocení svalové aktivity v plavání

Hodnocení svalové aktivity v plavání bylo popsáno v mnoha studiích pomocí sledování různých fyziologických, kinematických a biomechanických parametrů.

Sledováním nejnižší rychlosti, která vyvolává maximální spotřebu kyslíku, se zabývali Billat a kol. (1996) a následně i Fernandes a kol. (2006). Krevní koncentraci laktátu během plaveckých soutěží a následně po nich u družstva italských plavců, složeného z mužů i žen, sledovali Bonifazi a kol. (1993). Výsledky prokázaly nižší koncentraci laktátu u plavců na 800 m a 1 500 m, také plavkyně vykazovaly nižší hodnoty. Obdobnou problematikou se zabývali i Weiss a kol. (1988). Změny ve zrychlení před a po zátěži ve 25 m úsecích maximální rychlostí, ukázaly pomocí Fourierovy analýzy Tella a kol. (2008), které hnací síly mohou přispět k lepší výkonnosti plavce. Vliv únavy na změnu délky záběru, řešili Toussaint a kol. (2006) a vliv změny frekvence záběrů na koordinaci paží, prodloužením přípravné fáze záběru Alberty a kol. (2008).

Analýzou kinematických změn během 100 m kraul u plavců s rozdílnou výkonností a pohlaví, kdy muži vysoké výkonnosti vykazovali stabilnější koordinaci a délku záběrů, se zabývali Seifert a kol. (2007). Na sledování účinků vysoké intenzity plavání

na časoprostorové parametry a trajektorii prstů u elitních plavců se zaměřili Aujouannet a kol. (2006). Seifert a kol. (2005) prováděli analýzu časoprostorových a kordinačních změn během 100 m kraul ve vztahu paže a dolní končetiny u vysoce trénovaných plavců. Plavci vykazovali vysokou stabilitu dat, kdy u stejné délky a rychlosti záběru se měnila rychlost pouze v průběhu částí záběru. Účelem studie bylo zjistit při submaximálním zatížení, zda hladina laktátu odpovídá této rychlosti a kdy dochází ke zkracování záběru (Dekerle a kol., 2005). Všechny tyto studie se zaměřují na hodnocení aktivace svalů při vzrůstající únavě a ukazuje se, že svalová únava během plavání je zajímavé téma, které může být šetřeno pomocí různých metod a parametrů.

Energetická náročnost při plavání 100 m sprint je odvozena z anaerobního metabolismu, což způsobuje koncentraci laktátu v krvi, která dosahuje hodnoty kolem 10–20 mmol/l. (Bonifazi a kol., 1993). Nahromaděné vodíkové ionty v rozporu s mechanizmy svalové kontrakce, způsobují pokles generované svalové síly (Fitts, 1994). Tento fakt byl prokázán i Aujouannetem a kol. (2006) porovnáním izometrické síly před a po čtyřech 50 m úsecích plavaných kraulem. Díky snížené svalové síle produkované unavenými svaly, plavec není schopen udržet počáteční délku záběru (SL), která byla použita, jako jeden z prvních ukazatelů únavy (Dekerle a kol., 1988). K udržení rychlosti dle Albertyho a kol. (2008), plavci často kompenzují zkrácení délky záběru vyšší frekvencí záběrů (SR), ale s postupem únavy, se rychlost plavání stejně snižuje. Někteří autoři zjistili, že relativní délka záběrové fáze se snižuje s progresivní únavou, což se odráží ve změně koordinace ramene Alberty a kol. (2008), Seifert a kol. (2007).

Výzkumy s využitím elektromyografu v plavání zaznamenaly velký vývoj v minulém století. Užitím povrchových elektrod se zabývali především Ikai a kol. (1964). V roce 1964 vydali Ikai, Ishii, Miashyta zprávu o zapojení povrchových svalů při plavání plaveckého způsobu kraul. Pozornost směřovali na fázi záběru, kde vznikají hlavní hnací síly, které jsou nejdůležitější pro plavecký výkon. Elektromyografický výzkum plavců Ikai a kol. (1964) ukazuje, že v první fázi přenosu paže se pracující svaly prudce smrští. Především sval deltový a trapézový (M. deltoideus; M. trapesius), tím dají impuls k přenosu paže nad vodou. Následně dojde k uvolnění svalů, které přenášejí paži a v druhé fázi přenosu musí plavec uvolnit vedení paže v přenosu, tedy uvolnit deltový sval (M. deltoideus) a trapézový sval (M. trapesius).

Špičkoví plavci oproti plavcům s nižší výkonností, zapojují svaly paží, malý a velký sval prsní (M. pectoralis major et minor), sval podklíčkový (M.subclavius), vzestupná a sestupná vlákna deltového svalu (M. deltoideus), dolní vlákna předního pilovitého svalu (M. serratus anterior), široký sval zádový (M. latissimus dorzi) méně intenzivně a po kratší časový úsek. Současně se také intenzivněji zapojují svaly, které přitahují paži k tělu, jsou to: široký sval zádový (M. latissimus dorzi); velký sval oblý (M. teres major); a trojhlavý sval pažní (M. triceps brachii), (Counsilman, 2000).

Dle Counsilmana (2000), lepší plavec více používá svaly přitahující paži k tělu a tím dosahuje mnohem účinnějšího záběru. Široký sval zádový (M. latissimus dorzi) se stahuje krátce po začátku záběru a velký prsní sval (M. pectoralis major) se aktivuje a připojuje k přitahování paže v okamžiku, kdy široký sval zádový již napůl vykonal stah. U horšího plavce je tomu naopak. Okamoto a Wolf (1979) ukazují metody měření EMG ve vodním prostředí pomocí závěsných systémů, u kterých vznikají problémy s artefakty vzniklými vadami na vedení mezi povrchem elektrod a snímacím přístrojem. Popisují způsoby zapojení a upevnění elektrod na tělo plavce. Jejich výzkumy však směřují spíše ke sledování kraulového kopu a porovnávání práce dolních končetin s pohybovým vzorcem chůze. Relativním přemístěním ramenního, loketního a zápěstního kloubu se zabývali Rouard a kol. (1997), kteří vycházejí z Counsilmana (2000), a Maglischo (2003), a věnovali se hlavně trajektorii pohybu zmíněných kloubů při plavání technikou kraul. Výzkum se však příliš nezabýval přímo zapojením svalů v průběhu pohybu.

Piette a Claris (1979) sledovali izometrickou a dynamickou kontrakci vybraných svalů při plavání technikou kraul. Výzkum byl prováděn na špičkových a průměrných plavcích. Kvantitativní a kvalitativní analýzou zjišťovali pohybový vzorec při plavání kraulem. Výsledky ukázaly na velké rozdíly sledovaného vzorku. Svalová aktivita rotátorů ramenního kloubu neukázala reprezentativní – ukázkový vzorec pohybu. Svaly aktivující se při plavání jsou gluteus maximus, břišní svaly a některé svaly horní části trupu a svaly paží: latissimus dorsi, m. pectoralis major a triceps brachii (Piette a Clarys, 1979; Clarys a kol, 1983). Flexor carpi ulnaris (Clarys a kol., 1983; Rouard a kol., 1997; Caty a kol, 2006), a extensor carpi ulnaris (Caty, 2006). Je všeobecně známo, že svaly paže a ramene se nejvíce aktivují při záběru a podílejí se přibližně z 85 % na lokomoci plavce (Hollander a kol, 1988; Deschodt a kol, 1999). Pectoralis major a latissimus dorsi se podílejí na rotaci v ramenním kloubu a napomáhají při zapojení paže při záběru. Navíc fungují jako pomocné dýchací svaly (Nuber a kol, 1986; Scovazzo a kol, 1991), zatímco triceps brachii hraje důležitou roli při

ukončení záběru tím, že způsobuje extenzi v lokti a paže končí záběr až u boků (Maglischo, 2003).

Použití povrchové elektromyografie umožňuje sledovat aktivaci různých svalů najednou (De Luca, 1984; Masuda a kol, 1999). Z našich autorů se tématikou metodika snímání povrchového EMG ve vodním prostředí pomocí modifikované metodiky povrchové elektromyografie ve vodním prostředí, tzv. Water Surface Elektromyography zabývali, Pánek a kol. (2010).

Amplituda EMG povrchu při trvalé svalové kontrakci se zvyšuje díky synchronizaci zařazených motorických jednotek a aktivaci nových (Lowery a kol, 2002; Masuda a kol, 1999; Merletti a kol, 1991, 2004). Během plavání, to bylo prokázáno Wakayoshi a kol. (1994), která odhaduje míru svalové únavy a tedy aktivitu z flexoru carpi radialis, biceps brachialis, triceps brachialis a deltových svalů při různé rychlosti plavání. Pouze deltové svaly prokázaly zvýšenou hodnotu integrované EMG (iEMG) při sprintech mezi 1,3 a 1,4 ms^{-1}, zatímco ostatní svaly neprokázaly žádné významné změny. V další studii (Rouard a Clarys, 1995; Rouard a kol, 1997), zahrnující 4 × 100 m kraul, prokázal pouze flexor carpi ulnaris zvýšenou EMG, přibližně u 85 % nejlepších výkonů plavců, bez ohledu na stupeň vyčerpání na konci měřených úseků. Pro hodnocení svalové únavy, je signál EMG obvykle analyzován ve frekvenční oblasti (Gerdle a kol, 1988; 2000; Komi a Tesch, 1979; Masuda a kol, 1999; Merletti a Roy, 1996).

Bylo prokázáno, že frekvence spektrální hustoty, která se obvykle vypočítá ze surového EMG signálu při zvýšené únavě, přechází na nižší frekvenci (De Luca, 1984; Lindstrom a Magnusson, 1977; Viitasalo a Komi, 1977; Merletti a kol, 1990; Merletti a Lo Conte, 1997). Pokles minimální a střední frekvence byl z velké části připisován snížené rychlosti vedení ve svalovém vláknu v důsledku místních metabolických změn v pracovním svalu (Bigland–Ritchie, 1981; Masuda a kol., 1983). Úpravou motorické jednotky, tvaru akčního potenciálu, rychlostí aktivace a synchronizace můžeme také přispět ke změnám minimální a střední frekvence (Brody a kol, 1991; Bigland–Ritchie a Woods, 1984; Dimitrova a Dimitrov, 2003; Gabriel a Kamen, 2009). Vzhledem k vysoké úrovni nestacionarity signálů EMG při dynamickém svalovém stahu (signál rychle mění vlastnosti v čase), je třeba spektrální vlastnosti takových signálů obecně analyzovat pomocí metody umožňující současné prezentace signálu EMG v časové a frekvenční oblasti. Různé pokročilé metody byly úspěšně využity, jako časově – frekvenční analýzy EMG – např. Cohen třídy

transformace (Bonato a kol., 1999; Bonato a kol., 2001). Jen minimum studií se zajímalo o analýzu EMG v oblasti frekvence. Aujouannet a kol. (2006) hodnotí svalovou únavu porovnáním EMG při izometrické kontrakci flexorů paží před a po plavání. Analýzou vybraných svalů horní končetiny při pohybu ve vodním prostředí a proti pohybu elastického tahu se zabývali Pánek a Pavlů (2009).

V odborné literatuře, zejména cizojazyčné jsou uvedeny studie zaměřené na handicapované plavce. Osborough, Payton, Daly (2009) sledovali 13 plavců skupiny S9 s amputací paže v loketním kloubu. Na základě natočení videí pod vodou následně vyhodnotily pomocí systému SIMI motion asymetrii záběrů u zdravého ramene a ramene na straně amputace.

Satkunskiene, Schega, Kunze, Birzinyte a Daly (2005) se zabývali vybranými kinematickými parametry ramene u 18 elitních plavců (9 žen a 9 mužů) se zdravotním handicapem klasifikačních tříd S3 – S10. V rámci studie zjišťovali možnosti potenciálního využití indexu koordinace paže (IDC) při hodnocení plavecké techniky u plavců s různými funkčními schopnostmi. Byla vyhodnocována míra překrývání záběrových fází a časová prodleva mezi záběrovými fázemi. Na základě výsledků, se správná koordinace jeví, jako zásadní pro všechny sledované klasifikační třídy. Někteří sledovaní plavci s postižením vykazovali extrémní hodnoty na obou koncích indexu měřítka, což by mohlo mít zásadní význam pro udržení rovnováhy při amputaci jedné z končetin.

Účelem studie Pelayo, Sidney, Moretto, Wille a Chollet (1999), bylo analyzovat rychlost lokomoce, délku záběrů a rychlost záběrů během 100 m volným způsobem u špičkových plavců (mužů a žen) se zdravotním postižením klasifikačních tříd S3–S10 a porovnat dosažené výsledky se zdravými plavci. Délka záběrů se významně zvýšila v závislosti na úrovni schopností klasifikační skupiny a hodnoty byly významně odlišné mezi muži a ženami v každé klasifikační skupině. Naopak rychlost záběrů se významně lišila především mezi pohlavími, mezi každou klasifikační skupinou a mezi zdravými plavci.
Technikou plaveckých způsobů se zabývá mnoho autorů jak českých, tak zahraničních Bunc (1989); Hofer a kol (2000); Čechovská a Miler (2001); Colwin (1992); Counsilman (2000). Analýzou svalové činnosti pomocí EMG, zapojením a podílem aktivity svalů na technice plaveckých způsobů, jednotlivými fázemi a délkou trvání se také zabýval Hamilton, Luttgenser in Čechovská (2003). O zvláštnostech plavecké výuky osob s tělesným postižením,

se můžeme dočíst, např. v Lockettovi a Keyeseovi (1994), kde se část publikace zabývá realizací pohybových aktivit ve vodním prostředí u osob po amputaci dolních končetin.

CÍLE A ÚKOLY PRÁCE

Pohybové aktivity prováděné ve vodním prostředí jsou pro handicapované sportovce velmi atraktivní. Jak vyplývá z rozboru literatury v teoretické části, nebyl dosud dostatečně zpracován popis plavecké techniky plavců s jednostrannou nadkolenní amputací. Proto se v naší práci budeme zabývat sledováním, jak jednostranná nadkolenní amputace dolní končetiny ovlivňuje plaveckou techniku handicapovaných plavců.

Na základě uvedených skutečností jsme definovali cíl práce.

Cílem práce je pomocí měření EMG u skupiny vybraných svalů, popsat intraindividuální rozdíly v plavecké technice plavců s jednostrannou nadkolenní amputací dolní končetiny.

Úkoly práce

- Vytvořit přehled dosavadních poznatků a teoretická východiska.
- Vybrat sledovaný soubor.
- Natočit videozáznamy plavecké techniky handicapovaných plavců.
- Provést měření EMG vybraných svalů u sledovaného souboru.
- Zpracovat získaná data.

Vědecká otázka

Bude se do plavecké techniky kraul, prsa a znak u plavců s jednostrannou nadkolenní amputací významně promítat absence dolní končetiny?

Může absence DK ovlivnit plaveckou techniku natolik, že svaly na straně těla bez amputace, budou vykazovat rozdílnou aktivaci při plavání plaveckými způsoby kraul, znak a prsa.

Hypotézy

H1: Vybrané svaly horní části těla na straně amputace dolní končetiny, budou vykazovat rozdílnou aktivitu, než svaly na opačné straně u plaveckého způsobu kraul.

H2: Vybrané svaly horní části těla na straně amputace dolní končetiny, budou vykazovat rozdílnou aktivitu, než svaly na opačné straně u plaveckého způsobu znak.

H3: Elektrická aktivita vybraných svalů při plaveckém způsobu prsa bude v časové ose symetrická.

METODIKA PRÁCE

Charakteristika výzkumu

Výzkum orientovaný na analýzu plavecké techniky u handicapovaných plavců s jednostrannou nadkolenní amputací má charakter popisné studie na základě čtyř případových studií. Popis je prováděn na základě rozboru videozáznamu pomocí kritických míst (Süss, 2006) se synchronizovaným záznamem EMG aktivity svalů.

V případové studii jde o detailní studium jednoho případu nebo několika málo případů. Zatímco ve statistickém šetření shromažďujeme relativně omezené množství dat od mnoha jedinců (nebo případů), v případové studii sbíráme velké množství dat od jednoho nebo od několika málo osob. V druhém případě se jedná především o zachycení složitosti případu, o popis vztahů v jejich celistvosti. Předpokládá se, že důkladným prozkoumáním jednoho případu lépe porozumíme jiným, podobným případům. V závěru studie se zkoumaný případ může srovnat s jinými případy, provádí se také posouzení validity výsledků (Hendl, 2005).

Případové studie se rozlišují podle sledovaného případu. V případě našich studií se jedná vždy o osobní případovou studii.

„Osobní případová studie je výzkumná metoda v empirickém pedagogickém výzkumu, při níž je zkoumání podroben jednotlivý případ (např. žák, malá skupina žáků, jednotlivá třída, škola apod.), detailně popsán a vysvětlován, takže se dochází k takovému typu objasnění, jehož při zkoumání týchž objektů v hromadném souboru nelze dosáhnout.

Výhodou metody je možnost hlubokého poznání podstaty případu, nevýhodou omezenost zobecnitelnosti výsledků.“ (Průcha, Walterová a Mareš, 2001, str. 4).

Charakteristika sledovaného souboru

Vzhledem k charakteru výzkumu – případové studie jsme zvolili záměrný výběr (Kerlinger, 1972). Sledovaný soubor tvořili čtyři plavci klasifikační skupiny S9, z toho dva muži a dvě ženy ve věku 20 – 37 let. Charakteristiku souboru uvádíme v tabulce 1. Všichni plavci se výzkumu zúčastnili dobrovolně a souhlasili s anonymním uveřejněním výsledků. V době výzkumu se tito plavci zúčastňovali plaveckých závodů tělesně handicapovaných v ČR.

Tabulka 1: Charakteristika sledovaného souboru

Označení sledované osoby	**A**	**B**	**C**	**D**
Pohlaví	muž	muž	žena	Žena
Věk [rok]	37	31	20	21
Váha [kg]	107	75	43	50
Amputace	levá	levá	pravá	Pravá

Charakteristika použitých metod

K popisu činnosti (aktivity) vybraných svalů jsme použili kvalitativní analýzu a povrchovou elektromyografii (EMG).

Kvalitativní analýza

Pro popis pohybu jsme vybrali popis pomocí kritických míst. Principiálně vycházíme z modelu kvalitativní analýzy pohybových dovedností, jak jej definovali Knudson a Morrison (1996) a v české literatuře například Dobrý (1999) a Süss (2006). Kvalitativní analýza je definována, jako systematické pozorování s introspektivním posouzením kvality lidského pohybu s cílem zlepšení pohybové výkonnosti následnou intervencí (Knudson a Morrison, 1996). Koncepce a modely kvalitativní analýzy se liší podle toho, ze kterého podoboru kinantropologie vycházejí. Podle původní terminologie rozlišujeme dvě velké skupiny modelů: „observational models“ (observační – založené na pozorování) a „comprehensive models“ (globální, souhrnné). V našem případě vycházíme z comprehensivního modelu, vycházejícího z principu modelu McPerson (1990) a z popisu kritických míst.

Při vytváření modelu jsme vycházeli nejprve z celkového provedení a z popisu plavecké techniky u zdravých jedinců a poté definováním kritických míst pro náš výzkum.

Kritická (klíčová, uzlové body) místa lze charakterizovat jako ta místa v pohybové dovednosti, která rozhodují o její úspěšnosti. Podobnou definici lze najít i u Janury a Zahálky (2004), kteří klíčová místa definují jako dílčí pohybové činnosti, které komplexní pohybovou činnost nejvíce ovlivňují (místa, časy a způsoby provedení těchto činností).

Pro kvalitativní analýzu je důležité znát rozsah (limity, pásmo) správnosti kritických míst, který určuje, zda výkon dovednosti bude ještě úspěšný nebo již neúspěšný. Integrální součástí kritických míst je myšlenka správné sekvence, tj. seřazení a vazby jednotlivých prvků dovednosti (Dobrý, 1999). Pro kvalitativní analýzu pohybových dovedností, založenou na pozorování kritických míst, je vhodným doplňkem využití kvantitativních kinematických dat, získaných pomocí různých metod měření nebo kinematických analýz (Zahálka, Süss a Tůma, 2000). Popis kritických míst plavecké techniky kraul, znak a prsa vychází z Hofer a kol. (2000) a hodnocení odborníků.

Výběr pohybu a kritických míst pro měření

Pro měření byly vybrány plavecké způsoby kraul, znak a prsa.

Jednotlivé kroky (záběry paží) jsme srovnávali s dalšími kroky následných pokusů jednotlivých technik.

Při sledování jsme se zaměřili na kritická místa, a to na přípravnou fázi a vytažení paže z vody. Kritická místa v plavecké technice popisovaná v literatuře, jsou okamžiky v průběhu plaveckého cyklu, ke kterým dochází, jak pod vodní hladinou, tak i nad ní. Pro naše měření jsme mohli použít pouze ta kritická místa, ke kterým docházelo nad hladinou, tzn., že jsme je mohli následně vidět na videozáznamu.

Kritická místa pro plavecký způsob kraul použitá pro měření:

Kritické místo I

Levá paže se nachází v přípravné fázi, tedy horní končetina je uvolněná, s miskovitým tvarem dlaně je zanořována do vody. Paže se zasouvá do vody v šíři ramen v pořadí prsty, předloktí, loket a postupně se natahuje vpřed. Pravá paže je vytahována z vody.

Kritické místo II

Pravá paže se nachází v přípravné fázi, tedy horní končetina je uvolněná, s miskovitým tvarem dlaně je zanořována do vody. Paže se zasouvá do vody v šíři ramen v pořadí prsty, předloktí, loket a postupně se natahuje vpřed. Levá paže je vytahována z vody.

Kritická místa pro plavecký způsob znak použitá pro měření:

Kritické místo I

Levá paže se nachází v přípravné fázi, která začíná protnutím hladiny malíkovou částí ruky. Pohyb směrem vpřed převažuje nad pohybem dolů, rukou dosahujeme hloubky 15–30 cm. Pravá paže je vytahována z vody a pohybuje se nahoru vpřed (Hofer a kol., 2000).

Kritické místo II

Pravá paže se nachází v přípravné fázi, která začíná protnutím hladiny malíkovou částí ruky. Pohyb směrem vpřed převažuje nad pohybem dolů, rukou dosahujeme hloubky 15–30 cm. Levá paže je vytahována z vody a pohybuje se nahoru vpřed (Hofer a kol., 2000).

Kritická místa pro plavecký způsob prsa použitá pro měření:

Kritické místo I

Tělo se v důsledku přitahování loktů prohýbá, hlava a ramena se zvedají co nejvýš nad hladinu. V okamžiku, kdy nadloktí dosáhne polohy téměř kolmé k hladině je fáze záběru ukončena a plavec vdechuje (Hofer a kol., 2000).

Elektromyografický záznam

Základní metodou pro popis zapojení vybraných svalů v průběhu pohybu byla povrchová elektromyografie (EMG).

Metodika vyšetřování svalových aktivit pomocí EMG má své místo v hodnocení okamžiku a rychlosti nástupu i relativního poměru svalové aktivity při vyšetřování komplexních pohybových vzorců. Vhodnost této metody je uznávána pro kineziologickou analýzu lidského pohybu, včetně chůze a postury (Rodová, Mayer a Janura, 2001). Zdrojem elektromyografického signálu je transmembránový proud na úrovni sarkolemy. Jedná se o elektrický ekvivalent změny iontové výměny na membráně při svalové kontrakci. Záznam se nazývá elektromyogram. Obvykle má podobu více či méně vyjádřeného interferenčního vzorce, který vzniká překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek. Nejedná se o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku,

ale je výsledkem jejich interferencí v prostorovém vodiči – sval, kůže, elektrody (Rodová, Mayer a Janura, 2001).

Technická specifikace mobilního přístroje EMG KaZe05

V našem výzkumu jsme použili přenosné zařízení ke snímání EMG KaZe05, které bylo vyvinuto na FTVS UK v Praze panem Ing. Karlem Zelenkou. Jedná se o nezávislý mobilní EMG přístroj s doplňujícím vybavením, které tvoří náhradní zdroje s nabíječkou, se speciálně vytvořeným SW pro ukládání dat, přenosem dat do PC, grafickým zobrazením a zpracováním a přenosný PC pro ukládání a zpracování dat. Mobilní EMG přístroj dokáže měřit EMG potenciály 7 svalů snímaných umístěnými elektrodami. Dále je opatřen jedním synchronizovaným kanálem pro synchronizaci videozáznamu a lokalizaci orientačních značek do záznamu se zvukovou signalizací pro probanda. Max. doba záznamu je 5 minut. Výsledek je přenesen do přenosného PC a EMG přístroj s plnou kapacitou paměti je během cca 2 min připraven k dalšímu měření.

Metody hodnocení

Zpravování dat

Reálné napětí

Prvním krokem bylo převedení hrubého skóre na reálné napětí ve svalu v daném okamžiku a v místě nalepení elektrody. Pro převod jsme použili následující úpravu reálné napětí = Hrubé skóre * k * c, kde k = konstanta, kterou musíme násobit naměřená data. Byla vypočítána podílem hodnoty referenčního napětí diody, která je součástí přístroje (V_{REF}) a maximálním možným rozsahem dat (255). (V_{REF} = 2,484 V) k = V_{REF}/255

<u>k = 0,009741 mV</u>

c = citlivost přístroje Pomocí přepínače před vlastním měřením, ale i během něho, volíme citlivost tak, aby křivka nedosáhla saturace. Náš přístroj disponuje škálou takovéto citlivosti: **0,05 mV; 0,1 mV; 0,2 mV; 0,5 mV; 1mV a 2 mV.**

Synchronizace EMG záznamu s videozáznamem

Vzhledem k rozdílnosti vzorkování videozáznamu (25 Hz) a EMG záznamu (200 Hz) bylo nutné synchronizovat začátky jednotek rozboru v EMG měření. Po určení srovnávací jednotky (pokusu) jsme určili synchronizovaný začátek jednotky rozboru pomocí

autokorelace (Konrad, 2009). Na základě výběru nejvyšší možné korelace mezi výsledkem srovnávací jednotky a vybranou jednotkou rozboru jsme určili počátek EMG záznamu.

Normalizace dat

Vzhledem ke skutečnosti, že jednotky rozboru (jednotlivé plavecké kroky) měly různou časovou délku, bylo nutné normalizovat data pomocí převodu na procentuální časovou osu (Konrad, 2009). Převod jednotek na procenta jsme provedli pomocí průměrování dat v intervalu odpovídajícímu jednomu procentu v každé analyzované jednotce rozboru. Tím jsme získali možnost kvantitativně porovnat záznamy EMG v každé jednotce rozboru.

Statistická analýza

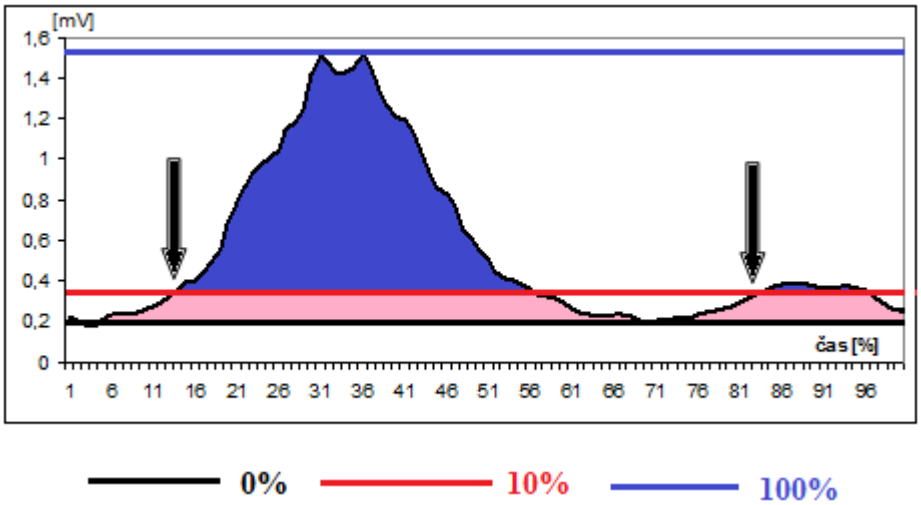
Pro hodnocení stability pokusů jsme v jednotlivých kasuistikách vybrali hodnocení pomocí:

Korelační analýzy, koeficientu determinace, lineární regrese a koeficientu variace (Hendl, 2004). Všechny tato uvedené metody jsme použili jako podklad k expertnímu hodnocení pomocí věcné významnosti (effect of size).

Stanovení začátků a ukončení aktivace svalů

Pro stanovení začátku a konce aktivace svalu jsem využili doporučení Konrada (2009) a stanovili počátek aktivace 10 %. Obrázek 1, hladina elektrického potenciálu při aktivaci svalu.

Na základě takto stanovených významných začátků a ukončení aktivace jsme schopni posoudit časování nástupu a odeznění aktivace mezi jednotlivými svaly. Z této skutečnosti plyne výhodnost použití povrchového EMG in vivo pouze při intraindividuálním sledování, tedy i při srovnávací analýze, na základě případové studie. (Véle, 2006).



Obrázek 1: Vyhodnocení nástupu elektrické aktivace svalu.

Sledované svaly

Výběr sledovaných svalů byl omezen počtem kanálů na přístroji EMG a tím, že jsme volili svaly symetricky na pravé i levé straně těla. Svaly, jejichž činnosti jsme sledovali a měřili, byly vybrány na základě jejich funkce, jak je uvádí Čihák (2001), Janda (1996), Javůrek (1986) a Véle (2006).

Skupinu sledovaných svalů tvořily tyto svaly:

- m. latissimus. dorsi dx;
- m. latissimus. dorsi sin;
- m. obliquus abdominis ext dx;
- m. obliquus abdominis ext sin;
- m. pectoralis major dx;
- m. pectoralis major sin;

Design výzkumu

Popis místa měření

Měření probíhalo v areálu Hostivař, Praha 10, v místním plaveckém bazénu. Podmínky, za kterých bylo prováděno měření, jsou považovány za běžné pro tuto sportovní disciplínu. Bazén o délce 25 m, hloubka 1,2 – 3,6 m, teplota vody 25° C, teplota vzduchu 27° C.

Popis techniky měření

Nejdříve jsme určili nejvhodnější místa na těle probanda pro aplikaci povrchových elektrod. Použili jsme při tom vyšetřovací postupy, při kterých jsme simulovali požadovaný pohyb na suchu a současně prováděli palpaci svalů. Povrchové elektrody byly aplikovány na probandky a probandy vždy stejnou fyzioterapeutkou. Po umístění povrchových elektrod jsme provedli kalibraci přístroje. Dále bylo vykonáno 5 testovacích měření za účelem získání reliability výsledků měření. Poté následovalo měření vlastní.

Celková doba měření, se všemi přípravnými procedurami, nepřesahovala 2 x 9 hodin.

Výběr svalových skupin byl omezen:

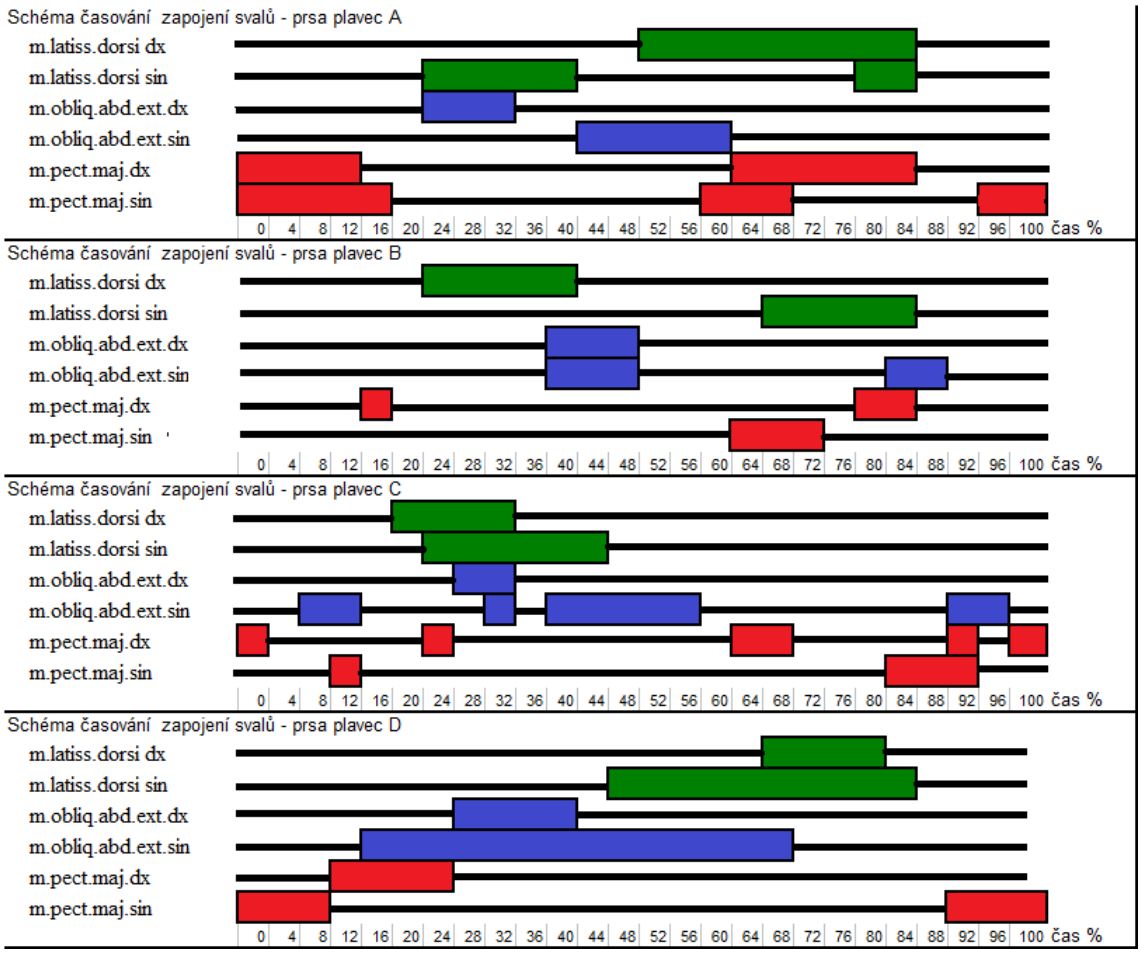
- stanovením rozhodujících svalových skupin podílejících se fázi záběru;
- nemožností invazního vyšetření hlubších svalových skupin jehlovými elektrodami (z důvodu technických omezení a zdravotních rizik);
- počtem přenosných kanálů přístroje EMG.

Aktivace svalů v průběhu záběrové fáze byla měřena v sériích 25 metrových úseků požadovaným plaveckým způsobem, které probíhaly v rozmezí od 1 do 2 min. Při plavání úseků, byla stanovena taková rychlost, aby technika plavání byla co možná nejvěrnější k soutěžní technice. Byl sledován nástup a odeznění aktivace jednotlivých svalů a jejich relativní zapojení do pohybu ve srovnání všech záběrových fází. Snímaná aktivita EMG křivky mohla být vždy vyladěná tak, aby byla rozprostřena dostatečně na ose y a aby tak byly dostatečně čitelné změny aktivace. Citlivost jednotlivých kanálů byla postupně vyladěna od meze čitelnosti při minimalizované křivce až k hranicím saturace náboru EMG křivky (tzv. přebuzení zesilovače). Měření proběhlo se změnami citlivosti kanálů snímajících EMG potenciály.

VÝSLEDKY

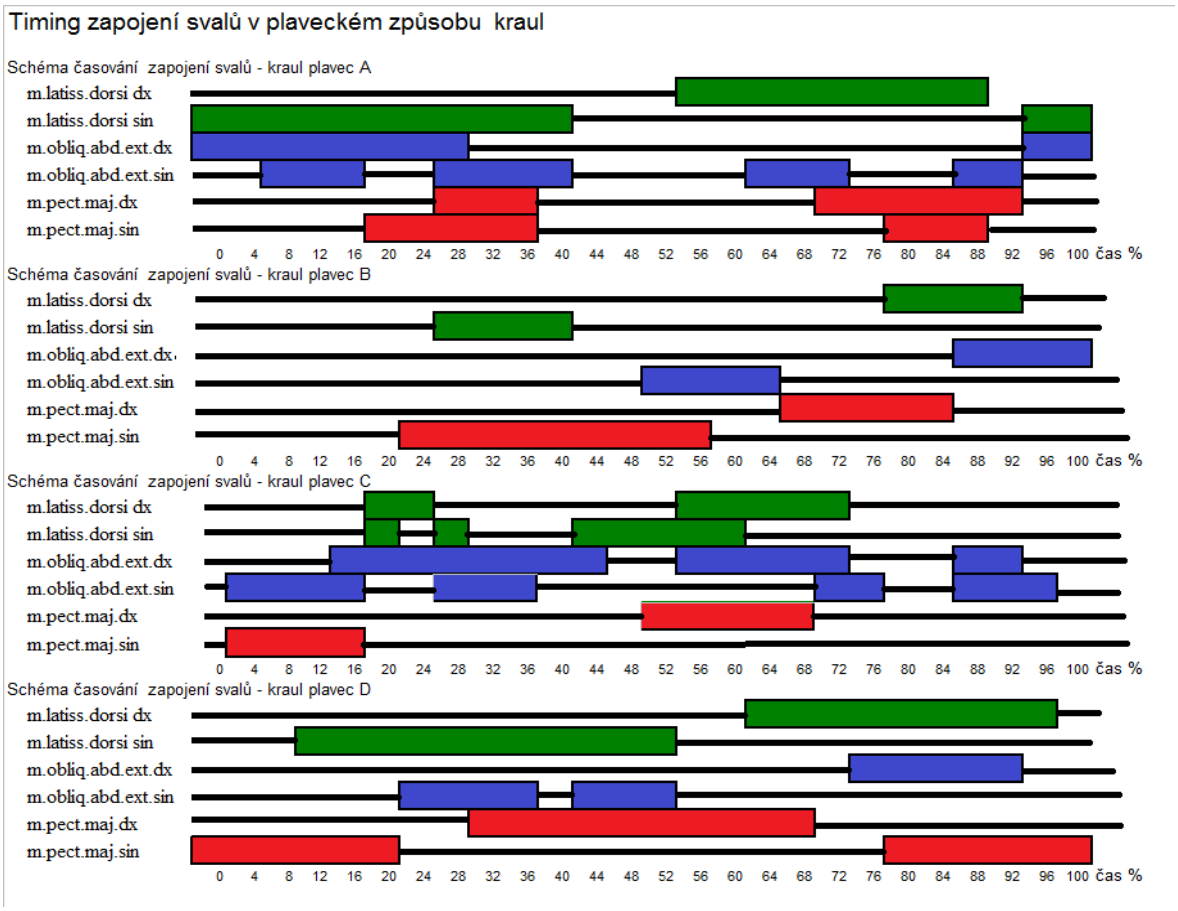
Pro každý plavecký krok v normalizované podobě, jsme určili intervaly, ve kterých dochází k lokálním extrémům (lokální maxima). Tyto byla určena na základě 10 % hladiny nárůstů z dané maximální hodnoty elektrického potenciálu ve vlastním svalu v průběhu

měření. Na obrázku 2, jsou znázorněny intervaly lokálních maxim v průběhu plaveckého kroku způsobem prsa.



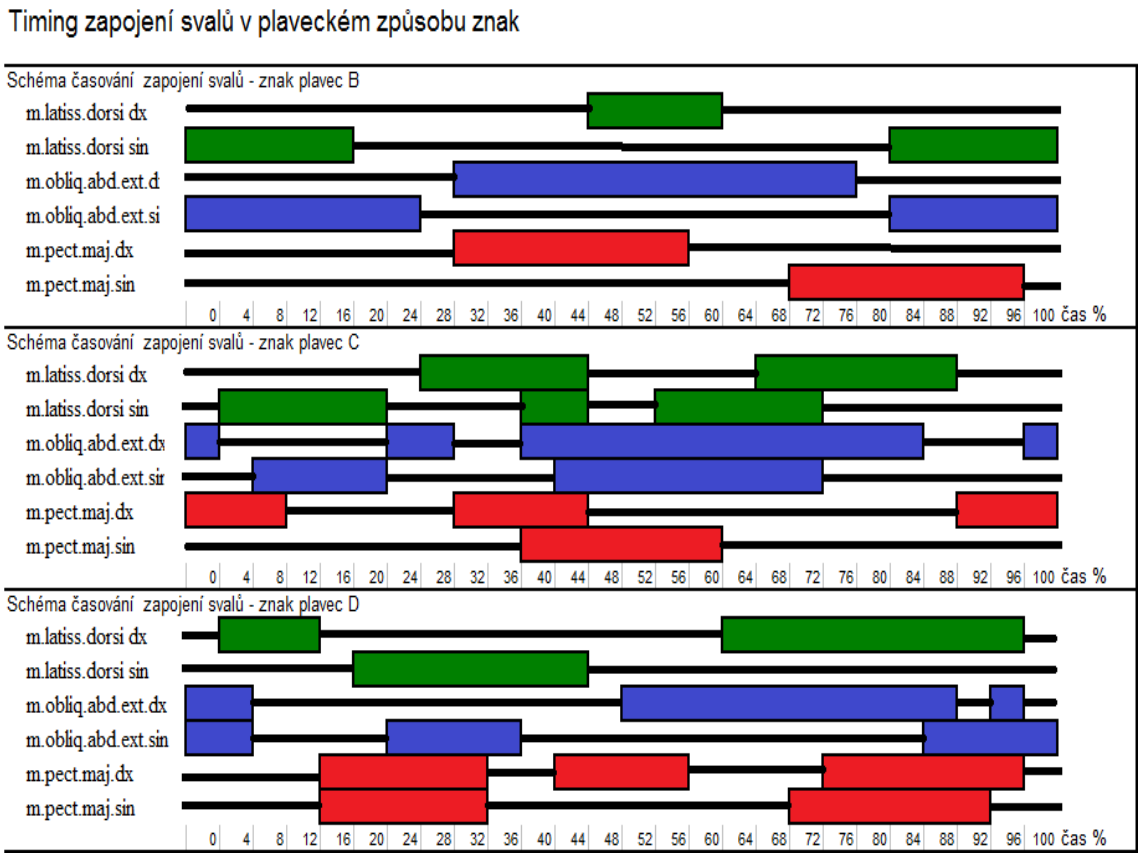
Obrázek 2: Lokální extrémy v plaveckém způsobu prsa

Na obrázku 3, jsou znázorněny intervaly lokálních maxim v průběhu plaveckého kroku způsobem kraul. Výsledky u svalů na levé straně těla jsou v nepřepočítané podobě, aby byl jasný průběh lokálních extrémů v jednotlivých plaveckých krocích. Stejným způsobem jsme postupovali i u plaveckého způsobu znak, jehož výsledky jsou uvedeny v obrázku 4.



Obrázek 3: Lokální extrémy v plaveckém způsobu kraul

Na obrázku 4, jsou znázorněny intervaly lokálních maxim v průběhu plaveckého kroku způsobem znak.



Obrázek 4: Lokální extrémy u plaveckého způsobu znak

Hodnocení hypotéz

H1: Vybrané svaly horní části těla na straně amputace dolní končetiny, budou vykazovat rozdílnou aktivitu, než svaly na opačné straně u plaveckého způsobu kraul.

Plavec A

Aktivace svalu *m. pectoralis major*, které začínají přibližně od poloviny aktivace homolaterálního svalu *m. latissimus dorsi* je doprovázena kratší aktivací kontralaterálního svalu *m. pectoralis major*. **To svědčí o nedokonalé technice záběru a nemá to žádnou souvislost s vyrovnáváním hendikepu ztráty levé končetiny, neboť tento jev je symetrický.** Plavec kompenzuje absenci stabilizujícího kopu dolní levou končetinou především doplňujícími aktivacemi svalů *m. latissimus dorsi sin* a *m. obliquus abdominis externus sin*, ačkoliv stabilizačním svalem pro polohu na břiše ve vodě by měl být právě pouze druhý jmenovaný sval.

Plavec B

Fázový posun svalů *mm. pectorali majori* činí 35 % doby průměrného pracovního cyklu a odpovídá podpoře strany bez amputované dolní končetiny. Sval *m. pectoralis major sin* je oproti svému kontralaterálnímu protějšku posunut o 42 %, ale rozhodující je délka jeho signifikantního zapojení – 36 % doby průměrného pracovního cyklu oproti 20 % doby průměrného pracovního cyklu svalu *m. pectoralis major dx*.

Plavec B tak kompenzuje absenci amputované končetiny posunem aktivace homolaterálního břišního svalu a prodloužením aktivace homolateráního svalu *m. pectoralis major sin*.

Plavec C

Koordinovanou kontralaterální diferenciaci svalové funkce nacházíme u svalů *mm. pectorali majori*, kde fázový posun dosahuje hodnoty 48 % doby průměrného pracovního cyklu. U ostatních svalů je nalezen problematický timing aktivace. **Z toho jednoznačně vyplývá, že plavec využívá pro vytváření propulze především ventrální strany trupu a trajektorie paže při záběru se dostává do nižších poloh, než je opodstatněné pro optimální plaveckou techniku, kdy rozhodujícím svalem pro propulzi by měl být sval *m. latissimus dorsi*.**

Plavec D

Vzhledem k dlouhému trvání propulzního působení mm. latissimi dorsi a k delší aktivaci sledovaných svalů na nepostižené straně těla plavce je možno předpokládat, že technika plavce se jeví jako nejlépe koordinovaná. Nastává tak paradox, že na straně amputované končetiny je vyvíjena svalová aktivita po kratší dobu než na straně nepostižené. Souvisí to velmi pravděpodobně s existencí opory prostřednictvím stabilizační akce dolní končetiny.

Je možné tedy konstatovat, že tito sledovaní plavci, s výjimkou plavce B, vyrovnávají nestejně intenzivní kop pravou a levou dolní končetinou pomocí břišních svalů a následně pak i rozdílnou velikostí elektrického potenciálu v dalších sledovaných svalech, čímž se „H1: Svaly horní části těla na straně amputace dolní končetiny, budou vykazovat rozdílnou aktivitu, než svaly na opačné straně u plaveckého způsobu kraul“ **nepotvrdila.**

H2: Vybrané svaly horní části těla na straně amputace dolní končetiny, budou vykazovat rozdílnou aktivitu, než svaly na opačné straně u plaveckého způsobu znak.

Plavec A

Neabsolvoval.

Plavec B

Výraznější fázový posun aktivace svalu *m. obliquus abdominis externus* (přibližně 50 %), způsobený ztrátou levé dolní končetiny zde nenalézáme. Nacházíme však dřívější počátky nástupu rozhodující aktivace u propulzních svalů *m. latissimus dorsi sin* a *m. pectoralis major sin* oproti předpokládanému fázovému kontralaterálnímu posunu o 50 % průměrného pracovního cyklu. A to v hodnotách 36 % u svalu *m. latissimus dorsi sin* a o 40 % u svalu *m. pectoralis major sin*. Rovněž je pozorováno delší působení svalu *m. latissimus dorsi sin,* tedy na straně amputované dolní končetiny. Celkově je svalová práce všech tří sledovaných dvojic laterálně výborně diferencována. Na **straně amputované končetiny dochází u propulzních svalů ke dřívější aktivaci.**

Plavec C

Úroveň laterální diferenciace u svalů *m. latissimus dorsi dx* a *m. latissimus dorsi sin* je nízká. Kontralaterální fázový posun je pouhých 24 % (oproti ideálnímu 50 %) ve smyslu předbíhání aktivace pravé strany dorzální strany trupu. Průběh EMG křivky navíc ukazuje na koaktivaci pravého a levého dorzálního svalu, což svědčí o nedokonalé koordinaci propulzního působení hlavního lokomočního svalu prostřednictvím pletence ramenního. Tuto myšlenku podporuje i sledování průběhu aktivace *mm. obliqui abdomini externi.* **Plavec řeší nestabilitu udržování postury v poloze na zádech častějším zapojením svalu *m. pectoralis major dx,* tedy na straně amputované končetiny, kdy se pravá paže hledající stabilitu opírá o vodní prostředí.**

Plavec D

Plavec lokálními maximy aktivace svalů *m. obliquus abdominis externus dx* a *m. latissimus dorsi dx* reaguje na absenci opory chybějící pravé dolní končetiny (kopu). Svaly *mm. pectorali majori* vykazují výbornou kontralaterální diferenciaci svalové funkce – 50 %. Navíc nacházíme opět další lokální maxima na pravé straně, tedy straně chybějící dolní končetiny. Dokonce v intervalu 12 % – 32 % v přesné koaktivaci s kontralaterálním svalem, což by mohlo zavádět k myšlence nedostatečné kontralaterální diferenciaci funkcí. Ale opět

se jedná o vyrovnávací působení na straně chybějící končetiny. **Plavec tak častější aktivací sledovaných svalů na straně chybějící končetiny kompenzuje neexistující činnost této amputované končetiny.**

Celkově lze říci, že v plaveckém způsobu znak mohou plavci dosahovat velmi stabilního provedení, ale „H2: Svaly horní části těla na straně amputace dolní končetiny, budou vykazovat rozdílnou aktivitu, než svaly na opačné straně u plaveckého způsobu znak“se **nepotvrdila**.

H3: Elektrická aktivita vybraných svalů při plaveckém způsobu prsa bude v časové ose symetrická.

Plavec A

Synchronizace hlavních svalů pro propulzi – *mm. latissimi dorsi* je hrubě porušena. Počátek jejich aktivace je posunut o 28 % ve prospěch levé strany, tedy strany, kde chybí amputovaná končetina. Délka aktivace na levé straně je 36 % doby průměrného pracovního cyklu, na straně pravé 24 %. Pletenec ramenní a horní končetiny tak nahrazují chybějící propulzní působení pletence pánevního na této straně. Svaly *mm. obliqui abdomini externi* reagují na tuto skutečnost opačným timingem svalové aktivace, naopak s delší aktivací na straně, kde končetina nechybí. **Jelikož plavec řeší změnu svého tělesného schématu vyšším zapojením propulzně působících sledovaných svalů na straně amputované dolní končetiny (svaly *mm. pectorali majori* působí shodně po dobu 32 % doby průměrného pracovního cyklu), musí pro udržení směru lokomoce zapojit po delší dobu sval *m. obliquus abdominis externus sin*, čímž vyrovná zřejmě vyšší propulzní působení svalu *m. latissimus dorsi dx*.**

Plavec B

Synchronizace aktivity svalů *mm. latissimi dorsi* prakticky neexistuje. Nástup jejich aktivace je fázově posunut o 44 % ve prospěch právé strany. Naopak synchronizace svalů *mm. obliqui abdomini externi* je dokonalá a druhá aktivace svalu *m. obliquus abdominis externus sin* se jednoznačně jeví jako odpověď na aktivaci svalu *m. latissimus dorsi sin*. **Tato dokonalá synchronizace svalů *mm. obliqui abdomini externi* je však problematická, protože spolu s asynchronií funkce svalů *mm. latissimi dorsi* naznačuje, že se tyto břišní a zádové svaly nacházejí v naprosto odlišné režimu spolupráce a zde je tedy zásadní bod, ve kterém se projevuje fatální změna tělesného schématu jedince s amputací dolní**

končetiny. Na tuto skutečnost reagují svaly *mm. pectorali majori* totálním rozbitím symetrie své aktivace.

Plavec C

Zde lze sledovat velmi vysokou míru synchronizace aktivity kontralaterálních svalů *mm. latissimi dorsi*, která ovšem způsobuje desynchronizace kontralaterálních svalů *mm. obliqui abdomini externi* a *mm. pectorali majori*. Sval *m. obliquus abdominis externus dx* se omezuje na velmi krátkou dobu aktivace a sval *m. obliquus abdominis externus sin* pracuje se čtyřmi lokálními maximy. Ještě komplikovanější je situace timingu svalů *mm. pectorali majori*, kde nelze najít jakoukoliv souvztažnost s aktivací ostatních sledovaných svalů. **Celkově lze shrnout, že doba aktivace sledovaných svalů na straně amputované dolní končetiny je delší.**

Plavec D

Nápadná je značná synchronizace aktivity kontralaterálních svalů *mm. latissimi dorsi,* pouze s delší aktivací na straně chybějící amputované dolní končetiny. Obdobně pracují i svaly *mm. obliqui abdomini externi*. Desynchronizace se týká pouze svalů *mm. pectorali majori*. Zde je přímá odpověď na neexistenci pravé dolní končetiny. **Delší aktivace svalu *m. pectoralis major sin* (19 % doby průměrného pracovního cyklu) než jeho protějšku (16 % doby průměrného pracovního cyklu) je jasnou odpovědí na akci levé dolní končetiny.**

Obecně lze konstatovat, že při plaveckém způsobu prsa je hlavní propulzní sval pro lokomoci prostřednictvím pletence ramenního – *m. latissimus dorsi* aktivován po delší dobu na straně chybějící amputované končetiny a nahrazuje tak její neexistující propulzní působení, čímž se „H3**:** Elektrická aktivita vybraných svalů při plaveckém způsobu prsa bude v časové ose symetrická“ **nepotvrdila**.

ZÁVĚR

Jak již bylo zmíněno v kapitole pojednávající o kineziologickém zhodnocení svalové práce při sledovaných plaveckých pohybech, je nutné vycházet ze skutečnosti, zda jsou plavecké způsoby prováděny na základě bazálních pohybových programů suchozemských obratlovců – tedy na základě kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru, jako je tomu

u plaveckých způsobů kraul a znak nebo na základě jiného bazálního pohybového programu (který by se nejlépe vysvětlil jako aplikace lokomoce vodních savců ve vodním prostředí formou tzv. delfínového vlnění), jak je tomu u plaveckých způsobů motýlek a prsa, respektive při rychlostním potápění.

Ukazatelem koordinace pohybu první skupiny plaveckých způsobů, kraul a znak je tak směřování k 50 % fázovému posunu aktivace svalových skupin pletence ramenního a trupu v rámci průměrného pracovního cyklu. Ukazatelem koordinace pohybu druhé skupiny plaveckých způsobů v našem případě reprezentované plaveckým způsobem prsa, by naopak měla být maximální symetrie pohybu, tedy minimalizace fázových posunů kontralaterálních svalů v rámci průměrného pracovního cyklu. Přičemž první skupina plaveckých způsobů, kraul a znak, by měla využívat pro propulzní působení především svalů *mm. latissimi dorsi*, což vyplývá z principů kvadrupedie. U druhé skupiny k těmto svalům přistupují především ventrálně uložené svaly *mm. pectorali majori* a dále samozřejmě svaly abdominální.

Na základě provedených měření se objevují určité fenomény, které souvisejí s řešením změněného tělového schématu u plavců s amputovanou dolní končetinou.

Plavecký způsob kraul

Absence opory o chybějící dolní končetinu při pohybu směrem od hladiny ke dnu (kopu) vyvolává dodatečnou homolaterální aktivaci svalů *m. latissimus dorsi* a *m. obliquus abdominis externus* na straně amputované končetiny. Tato absence je kompenzována také posunem aktivace stabilizujícího homolaterálního svalu *m. pectoralis major* a s ním na ventrální straně trupu spolupracujícího *m. obliquus abdominis externus*. Při nedokonalé technice záběru se může absence dolní končetiny projevit hlubší trajektorií záběru paží. Propulzní působení pletence ramenního je pak relativně transportováno z dorzální na ventrální stranu trupu, konkrétně ze svalu *m. latissimus dorsi* na sval *m. pectoralis major*. Tento jev ukazuje na odklon od principů kvadrupedie, která je na své nejnižší neaddukované podobě charakteristickou pro lidskou lokomoci prostřednictvím pletence ramenního. Při velmi dobré koordinaci pohybu blížící se 50 % posunu kontralaterálních svalů dochází k situaci, kdy na straně bez chybějící amputované dolní končetiny, dochází ke svalové aktivitě trvající po delší dobu než na straně bez končetiny. Souvisí to velmi pravděpodobně s existencí opory prostřednictvím stabilizační akce dolní končetiny formou kopu ve směru od hladiny.

Plavecký způsob znak

Při tomto plaveckém způsobu nalézáme u plavců s amputovanou dolní končetinou následující fenomény. Při vysoké koordinaci pohybu detekované časovou laterální diferenciací svalových funkcí kontralaterálních svalových skupin blížící se fázickému posunu 50 % v rámci průměrného pracovního cyklu, dochází na straně amputované končetiny u propulzních svalů k dřívější aktivaci. Kvalitní koordinované provedení plaveckého způsobu znak vykazuje i extraordinární lokální maxima svalů *m. obliquus abdominis externus* a *m. latissimus dorsi* na straně chybějící dolní končetiny.

Při nedokonalém udržování postury v poloze na zádech dochází ke koaktivaci kontralaterálních svalů *mm. latissimi dorsi*. Tato skutečnost narušuje přirozené propulzní působení ve smyslu kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru.

Resume

Plavecké způsoby kraul a znak zahrnujeme do skupiny lokomočních pohybů ve vodním prostředí, kde se jednoznačně projevuje kvadrupedální diagonální lokomoční vzor. Zároveň je velmi důležitou skutečností, že rozhodující propulzní působení vzniká na pletenci ramenním. Pletenec pánevní se nemůže propulzně realizovat díky tomu, že člověk disponuje malými akrálními plochami (nohy), které slouží ke kontaktu s pevným prostředím, ale nikoliv s prostředím vodním. Druhotně vodní savci mají v tomto směru spojeny původní zadní končetiny syndesmózami a synchondrózami. Obě původní pětiprsté končetiny vytvářejí elastickou horizontální ploutev, která výrazně zvětšuje akrální plochu pro vodní prostředí, kde se může realizovat silové působení velkých svalových skupin trupu a dolních (zadních) končetin.

Plavecký způsob prsa

U tohoto plaveckého způsobu (plavecký způsob motýlek vzhledem k náročnosti provedení nebyl zkoumán) se jedná především o dosažení maximální možné laterální synchronizace práce pohybové soustavy, což vzhledem ke změně tělesného schématu při amputaci dolní končetiny je naprosto zásadní problém. Při plaveckém způsobu prsa dolní končetiny nejenže vytvářejí propulzní působení, ale zároveň vytvářejí oporu (punctum fixum) pro činnost pletence ramenního.

Při plaveckém způsobu prsa plavců s amputovanou dolní končetinou dochází k následujícím fenoménům. Je rozbita spolupráce propulzních svalů na ventrální

(m. pectoralis major) a na dorzální (*m. latissimus dorsi*) straně trupu. Strana se zachovanou končetinou zůstává v nižší poloze než strana s končetinou amputovanou. Je rozbita laterální synchronizace zásadních oboustranných svalů pro propulzi *mm. latissimi dorsi*. Pokud je uchována laterální synchronizace těchto zádových svalů, dochází automaticky k rozbití synchronizace svalů na ventrální straně trupu, *mm. pectorali majori* a *mm. obliqui abdomini externi*. Při technicky vysoké úrovni provedení se jedná o vysokou míru synchronizace kontralaterálních propulzních svalů, *mm. latissimi dorsi* pouze s delší dobou aktivity na straně chybějící amputované končetiny. Touto delší aktivitou – nahradit Toto delší působení, plavec nahrazuje absentující homolaterální dolní končetinu. Při koordinovaném provedení plaveckého způsobu prsa se absence amputované dolní končetiny projevuje desynchronizací aktivace svalů na ventrální straně trupu – v našem případě *mm. pectorali majori*. Tuto skutečnost nejsme schopni porovnat s vrozenými pohybovými programy, protože nám není dodnes jasné, jak se ventrální a dorzální svalové skupiny podílejí na zajištění lokomoce, označované jako lokomoce vodních savců neboli delfínové vlnění člověka.

REFERENČNÍ SEZNAM

1. ADAMÍROVÁ, J. *Zdravotní gymnastika: vyrovnávací cvičení*. Praha: ČASPV, 1999. ISBN 80–902509–5–5.

2. ALBERTY, M., POTDEVIN, F., DEKERLE, J., PELAYO, P., GORCE, P., SIDNEY, M. Changes in swimming technique during time to exhaustion at freely chosen and controlled stroke rates. *Journal of Sports Sciences*, 2008, 26(11), p. 1191–1200.

3. AUJOUANNET, YA., BONIFAZI, M., HINTZY, F., VUILLERME, N., ROUARD, AH. Effects of a high–intensity swim test on kinematic parameters in high–level athletes. *Applied Physiology Nutrition Metabolism*, 2006, 31, p. 150–158.

4. BĚLKOVÁ, T. *Zdravotní a léčebné plavání*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 1994. 43 s. ISBN 80–7066–990–X.

5. BĚLKOVÁ – PREISLEROVÁ, T. *Plavání v pohybovém režimu zdravotně oslabených a tělesně postižených*. Praha : Univerzita Karlova, 1988. 81 s.

6. BIGLAND–RITCHIE, B., WOODS, JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve*, 1984, 7:691–699.

7. BIGLAND–RITCHIE, B. EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions. In: PORTER, R., WHELEN, J. (eds) *Human muscle fatigue: physiological mechanisms*. CIBA foundation symposium 82. Pitman Medical, 1981, London.

8. BILLAT, V., FAINA ,M., SARDELLA, F., MARINI, C., FANTON, F., LUPO, S., FACCINI, P., DE ANGELIS, M., KORALSZTEIN, JP., DALMONTE, A. A comparison of time to exhaustion at VO2 max in élite cyclists, kayak paddlers, swimmers and runners. *Ergonomics*, 1996, 39 (2), p.267–277.

9. BONATO, P., GAGLIATI, G., KNAFLITZ, M. Analysis of surface myoelectric signals recorded during dynamic contractions. IEEE Eng Medicine and Biology Magazine, 1996, 15 (10), p.102–111

10. BONATO, P., ROY, SH., KNAFLITZ, M., DE LUCA, CJ. Time–frequency

parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE transactions on bio–medical engineering*, 2001, 48 (7), p.745–753.

11. BONIFAZI , M., MARTELLI, G., MARUGO, L., SARDELA, F., CARLI, G. Blood lactate accumulation in top level swimmers following competition. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 1993, 33, p.13–18.

12. BUNC, V. *Zásady externího hodnocení „techniky“ pohybu*. Praha: Výzkumný ústav tělovýchovný UK Praha, 1989. 368s., ISBN 80–7066–214–X.

13. CATY, VY., ROUARD, AH., HINTZY, F., AUJOUANNET, YA., MOLINARI, F., KNAFLITZ, M. *Time–frequency parameters of wrist muscles EMG after an exhaustive freestyle test*. Revista Portuguesa de Ciencias do Desporto, 2006, No. 6, p. 28 –30.

14. CLARYS, JP.: *The Brussels swimming EMG project.* Swimming Science *V*. International Series on Sport Sciences Volume 18. Illinois, USA : Human Kinetics Books, 1988, p. 157–172. ISBN 80–246–0169–9.

15. CLARYS, JP., MASSEZ, C., VAN DER BROECK, M., PIETTE, G,. ROBEAUX, R. Total telemetric surface EMG of the front crawl. In: MATSUI, H., KOBAYASHI, K. (eds). *Biomechanics VIII–B: International series on biomechanics*, vol. 4B. Champaign (IL) : Human Kinetics, 1983, p. 951 – 958.

16. COLWIN, CM. *Breakthrough swimming*. 2. vyd.Champaign (IL): Human Kinetics, 2002. p. 55, 95. ISBN 0–7360–3777–2.

17. COLWIN, CM. *Swimming into 21st century*. 1. vyd. Champaign (IL): Human Kinetics, 1992. ISBN 0–88011–436–3.

18. COUNSILMAN, J. E. *The science of swimming*, Brentice–Hall, 2000.

19. CRANFIELD, A., SELEY, D., a STROM, A. *Esso Swim Canada program for the physically disabled: Instructor manual*. Ottawa, Ontario: Canadian Federation of Sp6rts Organizations for the Disabled. Distributed by Swim Canada. 1984. ISBN 0969195303, p. 82.

20. ČECHOVSKÁ, I.: *Problematika plavání a plaveckých sportů III*. Praha: 2003. 12 s., ISBN 80–246–0637–2.

21. ČECHOVSKÁ, I., MILER, T. *Plavání*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, spol.

s r o., 2001. 132 s. ISBN 80–247–9049–1.

22. ČIHÁK, R. *Anatomie* I. 2. vyd. Praha : Grada Publishing, 2001, ISBN 80–7169–970–5.

23. DE LUCA, CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Review Biomedicine England*. 1984;11(4): 251–79. Review. PubMed PMID: 6391814.

24. DE LUCA, CJ. Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE Trans Biomedical Engineering*, 1979, 26, p. 313–325.

25. DEKERLE, J., NES, X., LEFEVRE, T., DEPRETZ, S., SIDNEY, M., MARCHAND, FH., PELAYO, P.) Stroking parameters in front crawl swimming and maximal lactate steady state velocity. Int J*ournal of Sports Medicine*, 2005, 26 (1), p. 53–58.

26. DESCHODT, V J., ARSAC, L M., ROUARD, A. H. Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25 – m sprint front–crawl swimming. *European journal of applied physiology and occupational physiology,* 1999 Aug, Vol. 80, No. 3, pp. 192–9. Journal code: 0410266. ISSN: 0301–5548.

27. DIMITROVA, NA., DIMITROV, GV. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003, 13:13–36.

28. DOBRÝ, L. Kvalitativní analýza pohybových dovedností, In. DOBRÝ, L., ŠAFAŘÍKOVÁ, J., MARVANOVÁ, Z. *Pedagogická kinantropologie 98*. Sborník ze semináře sekce pedagogické kinantropologie VSK v září 1998, Praha : FTVS, 1999.

29. FERNANDES, RJ., BILLAT, VL., CRUZ A, C., COLAÇO, PJ., CARDOSO, CS., VILAS–BOAS, JP. Does net energy cost of swimming affect time to exhaustion at the individual's maximal oxygen consumption velocity? *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 2006, 46 (3):373–380.

30. FITTS, RH. Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 1994, 74, 49–89.

31. GABRIEL, DA., KAMEN, G. Experimental and modeling investigation of spectral compression of biceps brachii SEMG activity with increasing force levels. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 2009, 19:437–448.

32. GERDLE, B., ERIKSSON, N E., HAGBERG, C. Changes in the surface electromyogram during increasing isometric shoulder forward flexions. European journal of applied physiology and occupational physiology, 1988, Vol. 57, No. 4, pp. 404–8. Journal code: 0410266. ISSN: 0301–5548.

33. GERDLE, B., KARLSSON, S., CRENSHAW, A G., ELERT, J., FRIDEN, J. The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. *European journal of applied physiology*, 2000 Jan, Vol. 81, No. 1–2, pp. 2–10. Journal code: 100954790. ISSN: 1439–6319.

34. HENDL, J. *Kvalitativní výzkum: základní metody a aplikace*. Praha : Portál, 2005, 408 s. ISBN 80–7367–040–2.

35. HOFER, Z. a kol. *Technika plaveckých způsobů*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2000. 100 s. ISBN 80–246–0169–9.

36. HOLLANDER, AP., DE GROOT, G., VAN INGEN SCHENAU, GJ. Contribution of the legs in front crawl swimming. In: UNGERECHT, BE., WILKE, K., REISCHIE, K. (eds) *Swimming science* V., Champain, Illinois : Human kinetics, 1988,pp 39–43.

37. IKAI, M., ISHII, K., MIYASHITA, M. *Anelectromyographic Study of swimming* : Research journal of Physical education, 1964, číslo 4 (4).

38. JANDA, V. *Funkční svalový test.* Praha: Grada Publishing, 1996. ISBN 80–7169–208–5.

39. JANURA, M., ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza pohybu člověka.* 1.vyd. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2004, 209 s.

40. JAVŮREK, J. *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. Praha: SPN Praha, 1986.

41. KERLINGER, FN. *Základy výzkumu chování*. Praha: SPN, 1972.

42. KNUDSON, DV., MORRISON, CS. *Qualitative Analysis of Human Movement*. Champain : Human Kinetics, 1996, 250 s. ISBN 0–88011–523–8 .

43. KOMI, PV., TESCH, P. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *European journal of applied physiology and*

occupational physiology, 1979 Sep. Vol. 42, No. 1, pp. 41–50. Journal code: 0410266. ISSN: 0301–5548.

44. KONRAD, P. The ABC of EMG a Practical Introduction to Kinesiological *Electromyography* [cit. 2009–07–25] Retrieved from www: <http://reseau.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1>.

45. KUČEROVÁ, M. *Ověření školícího programu pro instruktory plavání osob se zdravotním postižením*. Diplomová práce, Praha : FTVS UK, 2006.

46. LINDSTROM, J., MAGNUSSON, RT. Interpretation of myoelectric power spectra: a model and its applications. *Proceedings of the IEEE*, 1977, 65:653–662.

47. LOCKETTE, KF., KEYES, A. M. *Conditioning With Physical Disabilities*. USA: Human Kinetics, 1994. ISBN 0–87322–614–3.

48. LOWERY, M., NOLAN, P., O'MALLEY, M. Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub–maximal contraction of the brachioradialis muscle. *Journal of electromyography and kinesiology*: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 2002 Apr. Vol. 12, No. 2, pp. 111–8. Journal code: 9109125. ISSN: 1050–6411.

49. MAGLISHO, EW. *Swimming fastest*. 1.vyd. Champaign (IL): Human Kinetics, 2003. ISBN 0–7360–3180–9.

50. MASUDA, K., MASUDA, T., SADOYAMA, T., INAKI, M., KATSUTA, S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of electromyography and kinesiology*: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 1999 Feb, Vol. 9, No. 1, pp. 39–46. Journal code: 9109125. ISSN 1050–6411.

51. MC PHERSON, MN. A systematic approach to skill analysis in sport Sports science *Periodical on Research and Technology in Sport,* 11 č l 1990 s. 1–10.

52. MERLETTI, R., RAINOLD, I A., FARINA, D. Myoelectric manifestations of muscle fatigue. In: MERLETTI, R., PARKER, FA. (eds) *Electromyography*. IEEE Press, 2004, New Jersey, ISBN 9780471675808.

53. MERLETTI, R., ROY, S. Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, 1996, 24:342–353.

54. MERLETTI, R., LO CONTE, LR., ORIZIO, C. Indices of muscle fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology*: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 1991, Vol. 1, No. 1, p. 20–33.

55. MERLETTI, R., KNAFLITZ, M., DE LUCA, CJ. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, 1990, 69 (5): 1810–1820.

56. NUBER, GW., JOBE, FW., PERRY, J., MOYNES, DR., ANTONELLI, D. Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. American *Journal of Sports Medicine*,1986, 14 :7–11.

57. OKAMOTO, T, WOLF, SL., *Underwaterrecording of muscular activity using fine–wire electrodes*. Swimming III. Baltimore, University Park Press, 1979, str. 160–166.

58. OSBOROUGH, CD., PAYTON, CJ., DALY, D. Relationships Between the Front Crawl Stroke Parameters of Competitive Unilateral Arm Amputee Swimmers, With Selected Anthropometric Characteristics, Journal of applied biomechanics, 2009, 25 (4), p. 304–312.

59. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ J. *Rychlost vedení akčního potenciálu svalu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, vol.16, , No. 3, 2009, pp. 96–101.

60. PELAYO, P., M. SIDNEY, P. MORETTO, F. WILLE, and D. CHOLLET. Stroking parameters in top level swimmers with a disability. Medicine Science Sports and Exercise, 1999, Vol. 31, No. 12, p. 1839-1843.

61. PIETTE, G., CLARYS, JP. Telemetric EMG of the front crawl movement. In: TERAUDS, J., BEDINGFIELD, EW. (eds) *Swimming III*. University Park Press, 1979, Baltimore, pp. 153–159.

62. PRŮCHA, Jan.; WALTEROVÁ, Eliška.; MAREŠ, Jiří. *Pedagogický slovník*.

Praha: Portál, 2001. 3. rozšířené a aktualizované vydání. 322 s. ISBN 80–7178–579–2.

63. RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2001, č. 4, p. 173 – 177.

64. ROUARD, A. H.; BILLAT, R. P.; DESCHODT, V.; CLARYS, J. P. Muscular activations during repetitions of sculling movements up to exhaustion in swimming. Archives of Physiology and Biochemistry , 1997, 105(7), 655–662 CODEN: APBIF5; ISSN: 1381–3455.

65. ROUARD, A H; CLARYS J P. Contraction in the elbow and shoulder muscles during rapid cyclic movements in an aquatic environment. *Journal of electromyography and kinesiology*: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 1995 Sep, Vol. 5, No. 3, pp. 177–83. Journal code: 9109125. ISSN: 1050–6411.

66. SATKUNSKIENE, D., SCHEGA,L., KUNZE, K., BIRZINYTE, K. and DALY, D. Coordination in arm movements during crawl stroke in elite swimmers with a loco-motor disability. Human Movement Science, 2005, 24(1), p. 54-60.

67. SEIFERT, L., CHOLLET, D., CHATARD, JC. Kinematic changes during a 100–m front crawl: effects of performance level and gender. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2007, 39 (10) :1784–1793.

68. SEIFERT, L., BOULESTEIX, L., CARTER ,M., CHOLLET, D. The spatial–temporal and coordinative structures in elite male 100–m front crawl swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 2005, 26 (4):286–293.

69. SCOVAZZO M L; BROWNE A; PINK M; JOBE F W; KERRIGAN J. The painful shoulder during freestyle swimming. An electromyographic cinematographic analysis of twelve muscles. *The American journal of sports medicine*, 1991 Nov–Dec, Vol. 19, No. 6, pp. 577–82. Journal code: 7609541. ISSN: 0363–5465.

70. SRDEČNÝ, V. *Tělesná výchova a sport tělesně postižených*. Praha: Olympia, 1981. 69 s.

71. SÜSS, V. *Význam indikátorů herního výkonu pro řízení tréninkového procesu*. Vědecká monografie. Praha : Karolinum 2006, 173 s. ISBN 80–246–1162–7.

72. TELLA,V., TOCA – HERRERA , JL., GALLACH, JE., BENAVENT, J.,

GONZÁLEZ, LM., ARELLANO, R. Effect of fatigue on the intra–cycle acceleration in front crawl swimming: a time – frequency analysis. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41 (1) : 86–92.

73. TOUSSAINT, HM., CAROL, A., KRANENBORG, H., TRUIJENS, MJ. Effect of fatigue on stroking characteristics in an arms–only 100 m front–crawl race. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2006, 38:1635–1642.

74. VÉLE, F. Kineziologie. 2. vyd. Praha : Triton, 2006, 375 s. ISBN 80–7254–837–9.

75. VIITASALO, JH., KOMI, PV. Signal characteristics of EMG during fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupation Physiology*, 1977, 16:111–121.

76. WAKAYOSHI K, MORITANI T, MUTOH Y, MIYASHITA M Electromyographic evidence of selective muscle fatigue during competitive swimming. In: MIYASHITA M, MUTOH Y, RICHARDSON AB (eds) *Medicine and Science in Aquatic Sports, Medicine and Sports Science. Basel*: Karger, 1994. vol. 39, p. 16–23.

77. WEISS, M., REISCHLE, K., BOUWS, N., SIMON, G., WEICKER, H. Relationships of blood lactate to stroke rate and distance per stroke in top female swimmers. In: Ungerechts BE, Wilke K, Reischle K (eds) *Swimming science V*. Human Kinetics Publishers, 1988, Champaign, Illinois, 18:295–303.

78. ZAHÁLKA, F., SÜSS, V., TŮMA, M. *Hodnocení dovedností pomocí kinematických analýz*, In TÁBORSKÝ, F. Sportovní hry. Trénink, výzkum, perspektivy. Sborník ze semináře. Praha: ČOV, 2000.