

UNIVERZITA KARLOVA

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Studijní obor - Kinantropologie

Autoreferát disertační práce

Komparativní kineziologická analýza záběru při veslování na skifu a při jízdě na trenažeru Concept 2

Comparative-Kinesiological Analysis of the Rowing Stroke on a Single Scull and on a Rowing Machine Concept 2

Školitel

doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Vypracovala

Mgr. Bc. Martina Zbořilová

Praha, leden 2017

Vědní obor: Kinantropologie

Název práce: Komparativní kineziologická analýza záběru při veslování na skifu a při jízdě na trenažeru Concept 2

Autorka: Mgr. Bc. Martina Zbořilová

Školitel: doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Školící pracoviště: Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu,
Katedra sportů v přírodě

Abstrakt

Název: Komparativní kineziologická analýza záběru při veslování na skifu a při jízdě na veslařském trenažeru Concept 2.

Cíl práce: Cílem této disertační práce je srovnání vnitrosvalové koordinace a určení podobnosti nebo rozdílnosti aktivace vybraných svalů během záběru při veslování na skifu a při jízdě (napodobivém cvičení) na obecně užívaném veslařském trenažeru Concept 2 v jeho klasické podobě a při jeho umístění na kolejnice.

Metoda: Výzkumná studie má charakter intra-individuální a inter-individuální komparativní analýzy s cílem monitorovat časové rozložení vnitrosvalové aktivace. Jedná se o vnitroskupinovou případovou studii s experimentálním způsobem získávání dat.

Výsledky: Statistická významnost timingu svalové synergie byla shledána ve všech třech měřených situacích. Tabulkové výsledky ukazují absenci vyšších hodnot korelace mezi dosaženými výsledky.

Klíčová slova: veslování, Concept 2, skif, povrchová elektromyografie, biomechanika.

Abstract

Title: Kinesiological analysis of the rowing stroke on a single scull and on a rowing ergometer Concept 2 comparison.

Purposes: The purpose of the present study was to determine a specific structure in timing of selected muscles during two movement patterns – rowing on a single scull and rowing on an ergometer Concept 2.

Methods: By surface electromyography we recorded muscular activity, synergies and involvement throughout mean cycle of the rowing stroke.

Results: The mutual correlations of mean EMG curves of all measured muscles showed, that there were not found any differences in inter-locomotive synchronization of selected muscles. Established values of correlation (r) showed higher level of dynamic balance (performance similarity between all measured activities. Determination of the muscular activity timing considering onsets and cessations, was in the percentual results explication of the movement cycle inter-locomotive different. Results showed a great similarity in synergies organizing the muscular coordination in between both measured physical activities. But timing of the movement was different in the moments of muscular activity onsets during rowing and during ergometer rowing. This may be attributed to the specificity of on-water locomotion.

Key words: Rowing, Concept 2, Single scull, Electromyography, Biomechanics.

1 Úvod

Světová literatura uvádí podstatné rozdíly mezi biomechanickou strukturou záběru při veslování na skifu a při jízdě na veslařském trenažeru. Stabilní umístění trenažeru neumožňuje dostatečnou koordinaci svalů jako při veslování na skifu, kdy je na nestabilním vodním povrchu veslař nucen aktivovat svaly nejen kvůli samotné lokomoci, ale také pro stabilizaci veslice, protože veslařský výkon nezávisí pouze na fyziologických charakteristikách, ale také na mechanice veslování nebo na vlivu externích faktorů. Pohyb na veslařském trenažeru by měl s nejvyšší možnou mírou kopírovat veslařský pohyb proto, že se jedná o doplňující a také zástupnou tréninkovou metodu, zejména v kontextu ke klimatickým specifikům v České Republice, kdy je možnost celoročního veslování omezená a veslařský trenažer Concept 2 (stabilní i na kolejnicích) je aktuálně nedílnou součástí testové baterie Českého veslařského svazu, který výsledky těchto výkonů považuje za jedno z jednoznačných kvalifikačních kritérií a přikládá mu důraz (Český veslařský svaz, 2016).

Při veslování jako závodní disciplíně, je zapotřebí překonat dráhu o určité vzdálenosti, která závisí na věkové kategorii závodníka a typu závodu, v rámci pravidel v co nejkratším čase. Takže mimo celkovou kondici, fyzickou zdatnost a mentální schopnosti závodníka, které tvoří podstatné faktory výsledného sportovního výkonu, je zapotřebí zdůraznit také individuální technickou vyspělost, která má v podaném výkonu nezastupitelnou roli a může rozhodnout o výsledku. Díky technickému vývoji v konstrukci závodních lodí a použití nových technologií a materiálů nejen ke stavbě lodí, ale i k výrobě jednotlivých lodních komponentů a vesel, prošlo závodní veslování významným rozvojem, a to především v oblasti veslařské techniky, kterou se nejen závodní týmy, ale i jednotlivci, snaží individuálně dovést k dokonalosti, právě díky nově získaným vědeckým poznatkům a informacím. V důsledku této zásadní změny se objevily nové pohybové stereotypy a změnila se také technika provedení veslařského tempa (kroku) tak, aby odpovídala nárokům aktuálního sportovního náčiní a umožnila efektivnější přenos síly na lopatky vesel a tím celkově rychlejší pohyb lodě. Z čistě vytrvalostního způsobu lokomoce se přešlo k silově-vytrvalostnímu pojetí, které klade na správné technické provedení a koordinaci pohybu velké nároky, které se ještě zvyšují díky měnícím se klimatickým podmínkám (síla, směr nebo rychlost větru, proud, hloubka a teplota vody atd.) a nepředvídatelným situacím (lodní doprava, plavci, ostatní veslaři atd.), způsobených veslováním na řekách, kanálech nebo jezerech. Tyto okolnosti

negativně ovlivňují provádění pohybu, naučené pohybové vzorce a účelné a efektivní uspořádání pohybu v prostoru a v čase je narušováno. Systém řízení motoriky si s těmito rušivými vlivy musí poradit, a proto je nutné zvládnutí techniky na úrovni tvořivé koordinace. Za předpokladu, že je tato tvořivá koordinovanost pohybu vysoká, dochází vždy k aktivaci stejných svalových skupin i jednotlivých svalů v konstantním sledu a s podobnou intenzitou. Legimitu komparace odlišností koordinačních charakteristik cílového pohybu na skifu a náhradního pohybu na arteficiálním zařízení – trenažéru potvrzuje fakt, že jsou pořádány světové a národní soutěže jak na skifu na vodě, tak i závody na veslařských trenažerech. Tabulkové výsledky však ukazují na absenci vyšších hodnot korelace mezi dosaženými výsledky a řada národních federací a asociací k nim proto buď příliš nepřihlíží, anebo je opomíjí úplně.

2 Cíle, úkoly a hypotézy disertační práce

2.1 Cíle

Cílem disertační práce je zjištění míry koordinační shody práce vybraných svalů během záběru při veslování na skifu a při jízdě (napodobivém cvičení) na obecně užívaném veslařském trenažeru Concept 2 (Concept 2 Ltd., USA) v jeho klasické podobě a při jeho umístění na kolejnici.

Zdůvodnění cíle:

Cíl práce je formulován tak, aby poskytl pohled na to, zda modelované veslování na ergometru Concept 2 kineziologicky popř. kinematicky imituje veslování na skifu a zda jsou anebo nejsou tyto pohybové aktivity zástupné a zda se mohou doplňovat.

Formulace cíle by pak měla dovolit specifické závěry (návrh metodických doporučení), ale i závěry obecnějšího charakteru – vztáhnout výsledky výzkumu k dosavadním poznatkům z kineziologie sportovní lokomoce k fylogenetickým východiskům a porovnat je s poznatky lidské posturálně pohybové ontogeneze.

2.2 Úkoly

1. Rešerše odborných a vědeckých materiálů, formulace teoretických východisek.
2. Formulace vědeckých otázek a stanovení hypotézy.
3. Stanovení designu výzkumu:
 - a. Výběr zkoumané lokomoce.
 - b. Výběr měřených svalů.
 - c. Výběr homogenního výzkumného souboru.
 - d. Realizace dvou pilotních studií.
 - e. Realizace terénního výzkumu.
4. Analýza, zpracování, vyhodnocení a následná interpretace naměřených dat.
5. Formulace závěrů a zpracování disertační práce.
6. Praktická doporučení.

2.3 Hypotézy

Hypotézy byly stanoveny na základě odborné literatury, podrobného pilotního měření, na základě komerčních informací o progresivnější modifikaci trenažeru C2 a na základě odlišností ve výsledcích ze světových mistrovských soutěží ve veslování a v jízdě na trenažeru Concept 2.

H0a

Svalová aktivace a deaktivace při veslování na skifu bude z hlediska timingu sledovaných svalů vykazovat během záběru statisticky významnou podobnost na hladině významnosti $p = 0,05$ (míru koordinační shody) s jízdou na dynamickém trenažeru Concept 2 (umístěným na kolejnicích).

H0b

Svalová aktivace a deaktivace při veslování na skifu bude z hlediska timingu sledovaných svalů vykazovat během záběru statisticky významnou podobnost na hladině významnosti $p = 0,05$ (míru koordinační shody) s jízdou na statickém trenažeru Concept 2 (umístěným na podlaze).

H0c

Svalová aktivace a deaktivace při jízdě na trenažeru Concept 2 (umístěném na podlaze) bude z hlediska timingu sledovaných svalů vykazovat během záběru statisticky významnou podobnost na hladině významnosti $p = 0,05$ (míru koordinační shody), jako při jízdě na dynamickém trenažeru Concept 2 (umístěným na kolejnicích).

3 Metodika výzkumu

3.1 Obecná charakteristika výzkumu

K řešení daného problému jsme zvolili plán vhodně použitelný v českém prostředí. Za použití povrchové polyelektromyografie synchronizované s videozáznamem jsme na vybraném výzkumném souboru postupně analyzovali, vyhodnotili a objasnili změny v koordinačních parametrech, v nástupech svalové aktivace (timingu) a v ekonomii činnosti sledovaných svalů. Užitá metoda povrchové polyelektromyografie získává diskrétní kvantitativní data (2D kinematická analýza, synchronizace s akcelerometrem pro fázování pracovních cyklů, výška amplitudy, plocha pod křivkou, frekvenční spektrum atd.), na jejichž základě je tvořena analýza kvality pohybu. Ta tvoří bázi pro stanovení koordinačních ukazatelů.

Výzkumná metoda:

Kvantitativně-kvalitativní metoda výzkumu.

Komparativní analýza koordinačních charakteristik pohybové soustavy (vnitroskupinová případová studie) s experimentálním charakterem získávání kvantitativních dat.

Jde o tříhladinový jednofaktorový experiment za použití povrchové polyelektromyografie při intenzitě zatížení 80% během přechodného tréninkového makrocyklu. Intenzita zatížení byla stanovena na základě předcházejícího měření hodnot ANP prahu.

Po formulaci závěrů ze zjištěných výsledků bude verifikována hypotéza a v případě jejího potvrzení budou formulována konkrétní metodická doporučení pro praktické využití trenažeru Concept 2 v přípravě elitních veslařů i pro použití širokou veřejností.

První část práce je přehledová s cílem ujasnit teoretický i výzkumný kontext problému a poskytnout přehled o vztahu mezi záběrem při veslování na skifu a při jízdě na trenažeru Concept 2, kritická analýza dostupných zdrojů a přehled teoretických východisek.

Ve druhé části práce zkoumaný problém a danou problematiku podrobíme komparativní analýze a zhodnotíme na základě dat získaných provedeným výzkumem. Budeme posuzovat tři podoby pohybu: lokomoci (veslování) na skifu, kontinuální (cyklickou) dovednost (modelované veslování – imitaci veslování) na veslařském trenažeru Concept 2 postaveném stabilně na podlaze a na stejném veslařském trenažeru, který přemístíme na kolejnice kvůli simulaci pohybu skifu po vodní hladině. Za změnu budeme považovat rozdílné pořadí při jejich aktivaci a také fázový posun z hlediska timingu jejich aktivace

(detekce cyklů akcelerometrem), protože z rozdílné polohy končetin a rozdílných bodů opory, podobně jako z rozdílného průběhu tempa ve smyslu fázické a tonické svalové aktivity, předpokládáme rozdíly v ekonomii svalové činnosti.

3.2 Charakteristika výzkumného souboru (zdroje dat)

Provedení správně technicky zvládnutého veslařského pohybu vyžaduje speciální trénink pod odborným vedením a teprve na základě praxe a zkušeností se naučená technika stává pohybovým stereotypem, který zajistí kvalitu pohybu nutného pro autokorelaci EMG záznamu.

Kritéria pro výběr výzkumného souboru byla daná nutností fixovaného a dokonale zvládnutého pohybového stereotypu srovnatelného s elitní veslařskou světovou třídou, čímž v ČR přicházel v úvahu pouze testovaný soubor tvořený probandy, kteří jsou členy armádního sportovního centra VK Dukla Praha, kategorie Men Elite A a B a členy reprezentačního družstva ČR, trénovanými ve veslování na skifu a v jízdě na veslařském trenažeru Concept 2, který běžně využívají jako tréninkový a testovací prostředek. Výběrová kritéria zahrnovala například účast na mistrovských národních soutěžích po dobu minimálně pěti let a aktivní účast v soutěžích ve veslování i jízdě na trenažeru během sezóny, kdy výzkumné měření probíhalo. Sledovaný výzkumný soubor byl záměrně vybrán expertním posouzením hlavního trenéra veslařského klubu ASC Dukla Praha, panem Koudelou. Těmito charakteristikami byla zajištěna dostatečná homogenita výzkumného souboru. Věk probandů byl 20-34 let (průměrný věk $27,3 \pm 7$ let), výška probandů byla 182 – 200 cm (průměrná výška 195 ± 5 cm), váha probandů byla 72 – 108 kg (průměrná váha 88 ± 6 kg), délka praxe ve veslování byla 13 – 20 let (průměrná délka praxe 15 ± 3 roky).

Velikost výzkumného souboru byla stanovena na základě aktuálního rozsahu vybrané populace (podzim 2015) a po domluvě s vedením sekce veslování ASC Dukla Praha a s jednotlivými adepty. Výsledný počet probandů byl čtrnáct. Z hlediska uvedených parametrů se tak jednalo o aktuálně kompletní soubor českých elitních veslařů, jejichž vysoká výkonnostní úroveň byla zajištěna náročným nominačním výběrem. Zpracování výsledků proběhlo anonymně, ale bylo potvrzeno informovaným souhlasem probandů a schváleno Etickou komisí FTVS UK v Praze dne 15.9.2015 pod jednacím číslem 124/2015. Platnost výsledků výzkumu je omezena na výše uvedenou populaci.

3.3 Sběr dat

Na základně kritérií daných pilotní studií a v konfrontaci s literaturou byl proveden výzkum, při kterém byli probandi za stejně stanovených podmínek postupně testováni během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (umístěném na podlaze), za jízdy na pohyblivém trenažeru Concept 2 (umístěném na kolejnicích) a při veslování na skifu. Z průběhu průměrného tempa jsme se zaměřili na jeho hnací, tedy propulzní část a tuto jsme ohraničili uzlovými body (kritickými místy pohybu) a porovnali je v jednotlivých režimech skutečné a modelované lokomoce veslaře. Uzlovými body byly tzv. zaveslování, tj. zanoření lopatek vesel do vody a tzv. vyveslování, tj. vytažení lopatek vesel z vody. U trenažeru se jednalo o moment, kdy začalo odvíjení lana a moment, kdy se lano odvíjelo nazpět a bylo v klidu.

Z rozdílné polohy končetin a rozdílných bodů opory podobně jako z rozdílného průběhu tempa ve smyslu fázičké a tonické svalové aktivity jsme předpokládali rozdíly v ekonomii svalové činnosti. Za změnu jsme považovali rozdílné pořadí při jejich aktivaci a také fázový posun z hlediska timingu jejich aktivace.

Doba jízdy byl vždy 120sec se čtyřminutovou pauzou mezi těmito úseky, z důvodu vyloučení únavy. Byla stanovena intenzita zatížení submaximálního charakteru na úrovni 80% maxima daného subjektu a frekvence 20 záběrů za minutu, která bude shodná pro celý výzkumný soubor a při které již můžeme předpokládat rozdíly v zapojení svalů, jak uvádí odborná literatura. Samotné měření bude provedeno po individuálním rozcvičení. Díky počítači se SW s interní pamětí, který je implementován ve veslařském trenažeru modelu Concept 2 D PM3 a přenosnému počítači, který může být snadno připojen na skifu, nám byl umožněn kompletní přehled o práci vykonané sledovanými subjekty během měření, konkrétně o době trvání pohybového cyklu, rychlosti lokomoce vyjádřené frekvencí počtu temp za minutu, síle průtahu určené jako průměrný čas na dráze 500m, odvedený výkon ve W, tepové frekvenci a dráze ujeté v metrech.

Tento kontrolní systém nám umožnil stanovit konkrétní a stejnou intenzitu zatížení, tj. rychlost a sílu záběru, při které byl shodně testován celý výzkumný soubor. Ukotvení telemetrických ukazatelů během měření pomůže stanovit i ekonomii záběru na základě parametru plochy pod EMG křivkou.

3.4 Instrumentárium

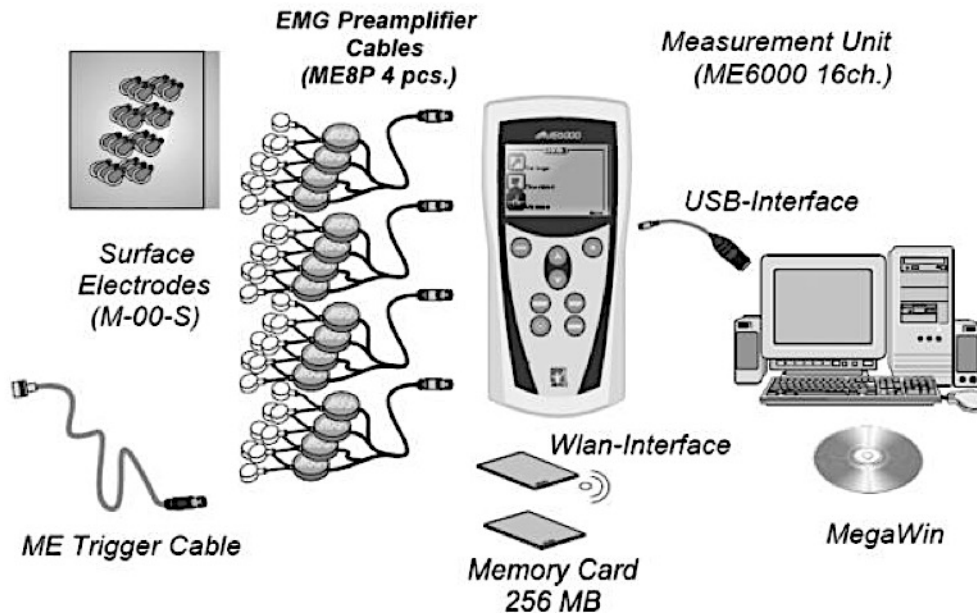
Měření proběhlo pomocí povrchové polyelektromyografie (přístrojem umístěným v pouzdře a neseným za pasem probanda) a video-analýze pohybu díky bezdrátové synchronizaci EMG přístroje s videokamerou.

Elektrická aktivita svalů byla snímána přenosným elektromyografem BIOMONITOR ME6000 (Mega Electronics Ltd., Finland), o váze 344g a rozměrech 181x85x35mm, který je na obrázku č. 7. Toto zařízení umožňuje pořizovat až šestnácti kanálový elektromyografický záznam. Z důvodu použití akcelerometru pro snímání signálu reprezentujícího úhlové zrychlení, jsme však čtyři vstupní kanály použili pro jeho zapojení, což bylo výhodné pro následnou segmentaci záznamu. Vstupní obvody dosahují činitele potlačení souhlasného rušení typicky 110dB, pro digitalizaci byla zvolena vzorkovací frekvence 1kHz v každém kanálu, rozlišení převodníku je čtrnáctibitové. Frekvence vzorkování přístroje byla stanovena 1.000 Hz/kanál. Záznam byl ukládán do interní paměti přístroje. K videozáznamu byla použita digitální videokamera Sony HDR-SR12 (SONY Co., Japan). Elektrické potenciály motorických jednotek byly snímány samolepicími homologovanými hydrogelovými elektrodami s průměrem 2,7cm Ag/AgCl MEDICO LEAD-LOK (Medico Electrodes Int., India, ISO 13485:2003). Tyto elektrody byly lokalizovány pro polySEMG analýzu dle standardů SENIAM a ISEK, které determinují zásady EMG měření a tyto lokace popisují jako pozici dvou bipolárních míst překrývajících sval vzhledem k linii dvou anatomických bodů ve směru svalových vláken a ve vzájemné vzdálenosti 20mm. Dále dle doporučení daných výrobcem použitého elektromyografu společností Mega Electronics Ltd. Elektrody byly k EMG přístroji připojené pomocí kabelů s předzesilovačem (Mega Electronics Ltd., Finland). Ve vstupu na první čtyři kanály byl zapojen akcelerometr (Mega Electronics Ltd., Finland). Přenosné záznamové zařízení bylo umístěno vždy za pasem měřené osoby, čímž ji neomezovalo v pohybu.

Elektrody ani umístění přístroje nebylo během měření měněno, intervaly mezi jednotlivými měřeními byly velmi krátké (2 - 5 minut). K synchronizaci videokamery a EMG záznamu byly použity bezdrátové trigger (Mega Electronics Ltd., Finland). Naměřená data z paměťové karty přístroje byla převedena do PC, analyzována, algoritmicky zpracována a vyhodnocena prostřednictvím softwaru Mega Win (Mega Electronics, Ltd., Finland) a Matlab 2013a (Math Works, Inc, USA). EMG data byla dále doplněna zvolenými metrickými parametry získanými z akcelerometru a 2D kinematické

analýzy. Výsledky jsme následně interpretovány na základě dosavadních poznatků o koordinačních aspektech práce pohybové soustavy.

Obr. č. 3-1: Schéma zapojení přístroje ME6000 (Mega Electronics Ltd., Finland).



3.5 Měření svaly a lokalizace elektrod

Výběr konkrétních svalů pro výzkum byl proveden na základě jejich funkce a zapojení při sledované lokomoci a také s ohledem na jejich dostupnost a omezení počtu kanálů, kdy bylo nutné měřit svaly umístěné ve vhodné vzdálenosti od sebe. Elektrody byly umístěny vždy na levé i na pravé polovině těla, na očištěnou pokožku, po směru svalových vláken dle doporučení výrobce. Tím byla na svalech vybraných k měření, stanovena nejvhodnější místa pro umístění elektrod, které následně aplikoval vyškolený fyzioterapeut. Stejný postup byl dodržen u všech probandů. Byla provedena kalibrace měřícího přístroje a před samotným měřením bylo provedeno několik zkušebních testů pro získání reliability výsledků. Následně proběhlo samotné měření a jízda na lodi byla u všech probandů snímána bezdrátově synchronizovanou videokamerou, nezbytnou pro získání konkrétní časové informace o průběhu pohybu.

K měření bylo vybráno těchto dvanáct svalů:

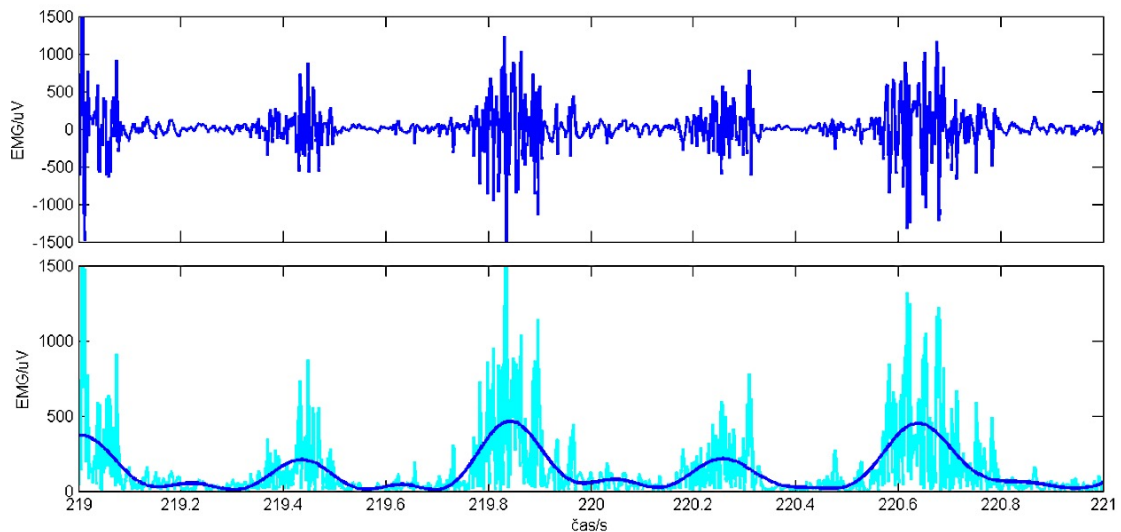
1. m. quadriceps femoris – rectus femoris dx. (RFd)
2. m. quadriceps femoris – rectus femoris sin. (RFs)
3. m. biceps femoris dx. (BFd)

4. m. biceps femoris sin. (BFs)
5. m. semitendinosus dx. (SEMd)
6. m. semitendinosus sin. (SEMs)
7. m. gluteus maximus dx. (GMAd)
8. m. gluteus maximus sin. (GMAs)
9. m. gluteus medius dx. (GMEd)
10. m. gluteus medius sin. (GMEs)
11. m. biceps brachii dx. (BBd)
12. m. biceps brachii sin. (BBs)

3.6 Zpracování a analýza naměřených dat

Užitá metoda povrchové polyelektromyografie získává kvantitativní data, na jejichž základě je tvořena analýza kvality pohybu. Ta tvoří bázi pro stanovení koordinačních ukazatelů. Vzdálená data byla ošetřena designem použitého softwaru (Špulák, 2016). Pro detekci svalové aktivity jsme využili dvě metody detekce prahování a trojúhelníkovou metodu. Obě metody detekce využívají namísto surového elektromyografického signálu jeho tzv. obálku. Po tom, co byl nezpracovaný digitální EMG signál v každém kanálu usměrněn převedením do absolutních hodnot (rektifikován), získali jsme obálky EMG křivky filtrováním absolutní hodnoty elektromyografického signálu dolní propustí (filtr FIR o délce 1501 koeficientů s mezním kmitočtem propustného pásma 4,14 Hz a nepropustným pásmem s útlumem 55dB pro signály se vzorkovací frekvencí 1000 Hz). Na obálkách EMG křivky byly následně vyznačeny jednotlivé cykly pohybu. Obrázek č. 7-2 zachycuje tmavě modrý původní elektromyografický signál a ve spodní části pak výslednou obálku EMG křivky s absolutní hodnotou elektromyografického signálu (azurová křivka).

Obr. č. 3-2.: Elektromyografický signál – tmavě modrá horní křivka a absolutní hodnota elektromyografického signálu – azurová křivka a jeho obálka (tmavě modrá) (archiv autorky).



Obálky těchto cyklů byly interpolovány na jednotnou délku a pro každý sval byl vytvořen jejich průměr v podobě tzv. průměrné obálky.

7.6.1 Metody detekce

K detekci počátků a konců svalové aktivity jsme použili metodu prahování signálové obálky, kterou využívá řada autorů (např. Hug, & Dorel, 2011; De Luca, 1997; Konrad, 2005) a které je možné použít také v dodávaném softwaru Mega Win. Obálka EMG signálu je stanovena jako absolutní hodnota EMG signálu filtrovaná dolní propustí s mezní frekvencí 20 Hz. Součástí detekce počátku a konce svalové aktivity je při této metodě určení vhodné hodnoty prahu. Práh detekce je stanoven na základě lokálních extrémů signálové obálky jako $(\max - \min) \cdot 0.25 + \min$. Detekce počátku využívá práh určený z minimální hodnoty obálky předcházející EMG aktivaci a detekce konce práh určený z minimální hodnoty obálky, která následuje po EMG aktivaci. Přesné pozice lokálních extrémů jsou stanoveny na základě analýzy průměrné obálky, která předchází samotnou detekci EMG aktivací. Na obálce elektromyografického signálu bylo v každém pohybovém cyklu nalezeno lokální maximum a úseky obálky přesahující 25 % tohoto maxima byly označeny jako svalová aktivita (Špulák et al., 2014). Zvolení nižší hodnoty prahu může zachytit šumy EMG signálu a při cyklickém pohybu navíc vzniká riziko vysokého „tonicko-posturálního pozadí“, kdy sval může setrvávat dlouhodobě v určitém reziduu svalové aktivace (Hug & Dorel, 2011).

Díky detekci prováděné v jednotlivých pohybových cyklech bylo možné zobrazit průběh svalové aktivity v celém zpracovávaném úseku a zároveň posoudit opakovatelnost činnosti jednotlivých svalů a případné rozdíly v pořadí svalových aktivací a deaktivací v různých pohybových cyklech.

Princip detekce počátků a konců svalové aktivity trojúhelníkovou metodou dobře funguje na spojitých signálech. Na obálce elektromyografického signálu musíme vyznačit maximum ležící v intervalu $\pm 10\%$ cyklu od polohy maxima průměrné obálky. Stejným způsobem bylo nalezeno minimum a následně se trojúhelníkovou metodou vyznačil bod považovaný za počátek svalové aktivity, tedy bod ležící pod spojnicí minima s maximem, který společně s těmito body tvoří trojúhelník o největší možné ploše. Takže jehož přepona začíná v bodě polohy lokálního minima obálky pohybového cyklu a končí v bodě polohy lokálního maxima obálky pohybového cyklu dané EMG aktivace.

Podobně byl určen i konec svalové aktivity.

Výsledky této metody jsou ovlivněny mezní frekvencí dolní propusti použité při výpočtu obálky (např. požadujeme-li, aby preaktivace svalu nebyla použita jako aktivace). Výsledky jsou interpretovány na základě fázových posunů aktivace a deaktivace měřených svalů, v průběhu krokového cyklu.

Pro algoritmické zpracování a vyhodnocení dat byl použit SW MegaWin (Mega Electronics Ltd., Finland) a Matlab 2013a (Math Works, Inc, USA) a metoda automatické segmentace pohybových cyklů.

V programu Matlab byla vypočtena průměrná poloha začátků a konců aktivit jednotlivých svalů, v závislosti na aktivaci svalu m. biceps brachii, který byl vybrán jako rozhodující sval, který by měl teoreticky mít převažující tendenci se aktivovat ihned v počátku sledované lokomoce. Na základě těchto vstupů byla vytvořena matice nástupu sledovaných svalů v rámci jedné periody a získané hodnoty byly zaokrouhleny na celá čísla.

Detekce pomocí parametrizační techniky + K-Means: tento detektor využívá parametrizaci EMG signálu pomocí variance, entropie, spektrálních vlastností a délky křivky v okně délky 100ms s překryvem 75%. Výsledky parametrizace jsou rozděleny do dvou tříd pomocí klasifikátoru K-means. Třída s vyšší průměrnou variancí je považována za svalovou aktivaci. Výsledky klasifikace jsou následně převedeny na detekci svalové aktivity s ohledem na sekvenci lokálních extrémů.

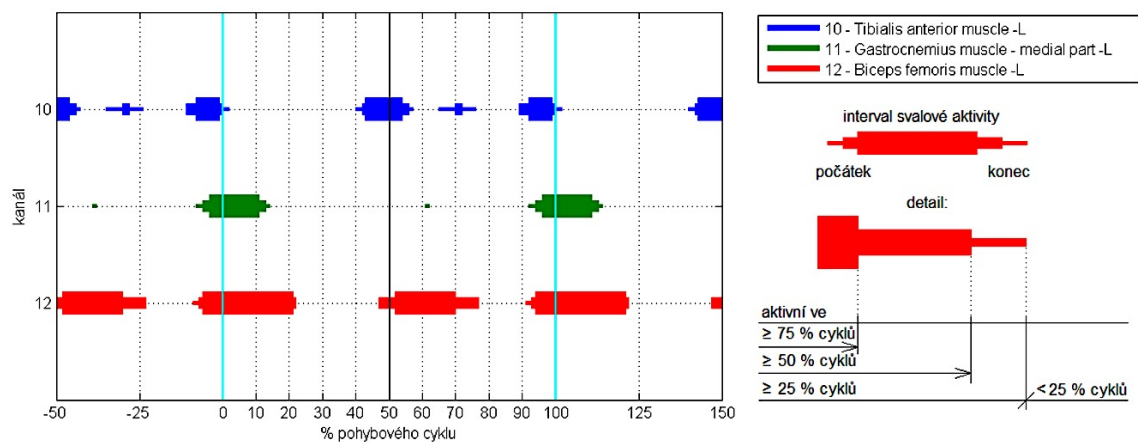
3.7 Interpretace a prezentování výsledků prahování

Při posuzování svalové koordinace jsme vyhodnocovali polohu nástupu či poklesu svalové aktivity vztažené k referenčnímu svalu, kterým byl zvolen sval m. biceps brachii, z důvodu velké autokorelace elektromyografické křivky, takže algoritmus vytvářející číselné i grafické výstupy umožňuje zadat referenční sval a průměrné polohy počátku a konců svalové aktivity jsou k němu vztaženy.

Aktivita detekovaná prahováním v jednotlivých pohybových cyklech, byla oddělena svislými čarami v místech, kde obálka překročila práh stanovený jako 25% maxima obálky v daném pohybovém cyklu.

Pro souhrnné výsledky prahování v jednotlivých pohybových cyklech byla graficky vyjádřena 0 až 100% pravděpodobnost, že byl sval v daném místě aktivní.

Obrázek č. 3-3: Grafické znázornění pravděpodobnosti svalové aktivity v různých fázích pohybového cyklu s vysvětlením tloušťky vodorovných čar (dle Špuláka, 2016).



Výstupy z detekce lze rozdělit na ty, které popisují průběh každého pohybového cyklu zvlášť, tedy každému pohybovému cyklu odpovídá jeden výstupní údaj a ty, které představují souhrnné informace o činnosti svalu během celého zpracovaného úseku čili údaj, který je společný pro všechny cykly.

U průměrných, tedy souhrnných informací se jedná o:

- Průměrnou obálku elektromyografického signálu,
- Počet intervalů svalové aktivity během pohybového cyklu,
- Polohu relevantních lokálních extrémů průměrné obálky elektromyografického signálu,

- Relativní polohu intervalů pro hledání lokálních extrémů v jednotlivých pohybových cyklech,
- Průměrnou relativní polohu počátků a konců svalové aktivity,
- Směrodatnou odchylku polohy počátků a konců svalové aktivity.

U hodnot, které popisují průběh každého pohybového cyklu zvláště se jedná o:

- Polohu relevantních lokálních extrémů obálky elektromyografického signálu,
- Polohu detekovaných počátků a konců svalové aktivity.

Informaci o opakovatelnosti pohybu a zapojení jednotlivých svalů poskytují výsledky detekce svalové aktivity patrné z číselných výstupů:

- Průměrná korelace po sobě jdoucích interpolovaných obálek,
- Průměrná korelace interpolovaných obálek z jednotlivých cyklů a průměrné obálky,
- Průměrná kovariance po sobě jdoucích interpolovaných obálek,
- Průměrná kovariance interpolovaných obálek z jednotlivých cyklů a průměrné obálky.

K výpočtu korelací i kovariancí jsou využívány interpolované obálky elektromyografického signálu z každého pohybového cyklu. Je spočítána korelace a kovariance interpolovaných obálek z každých dvou po sobě jdoucích cyklů a z těchto hodnot je vypočtena průměrná korelace a kovariance po sobě jdoucích obálek. Zároveň je každá interpolovaná obálka porovnána také s průměrnou obálkou; vypočtené hodnoty jsou rovněž zprůměrované a prezentované jako průměrná korelace a kovariance s průměrnou obálkou elektromyografického signálu.

Výsledky na základě expertního hodnocení vypadají takto:

Envelopes (obálky): průběh EMG signálu během průměrného krokového cyklu jednotlivých svalů.

Boats (lodě): interval významné aktivity svalů v rámci průměrného kroku.

Grafické vyznačení intervalů aktivit jednotlivých svalů v jednotlivých pohybových cyklech se rovná průměrné poloze zprůměrovaných intervalů; tzn. kromě průměrné polohy počátku a konce aktivity byly určeny i směrodatné odchylky těchto hodnot.

3.8 Analýza zpracovaných dat

Data z paměťové karty elektromyografu byla stažena do PC a nahrána do SW Megawin v souborech ve formátu tff. Tyto soubory byly převedeny do formátu mat, ve kterém všechna data prošla v nezávislém SW na bázi SW Matlab 2013a automatickou segmentací pohybových cyklů. Korelačními a kovariančními koeficienty (kovarianční souvisí se stabilitou pohybu 1 – jsou stejné, 0 – jsou odlišné, minus jsou opačné; korelační určují průměrnou hodnotu opakovatelnosti činnosti) byly vyřazeny cykly s odlišnou aktivitou.

Komparativní analýza je provedena:

1. na základě průměrné signálové obálky: normovanou korelací a detekcí přesné pozice maxima svalové obálky v rámci pohybového cyklu;
2. na základě detekce svalové aktivity: podle časování aktivace a deaktivace svalu, případně délky svalové aktivace. Aktivace jsou tříděny podle pořadí v pohybovém cyklu a pro každou aktivaci je vypočtena empirická (získaná z empirických dat) distribuční funkce (EDF) počátků a konců aktivací v celém signálu. Na základě EDF je vypočten medián, dolní a horní kvartil distribuce počátků a konců (Hendl, 2015).

Statistické testování, které bylo použito v tomto výzkumu:

1. Shapirův-Wilkův test normality dat;
2. Kruskal-Wallisův test (jednocestná ANOVA);
3. F test (pretest pro T-test, zda se liší součty odchylek modelů, rozdíly mezi rozptyly);
4. Spearmanův koeficient pořadové korelace (intraindividuální posouzení) – závislost mezi sledovanými veličinami.

Použité expertní semiautomatické hodnocení výzkumu:

1. průměrné obálky zkoumaných svalů;
2. jako vzor svalové koordinace - grafy boats.

Byla provedena průzkumová analýza dat a ověření normality jejich rozložení Shapiro-Wilkovým testem normality dat a vizuální kontrolou histogramů. Normalita byla splněna u všech naměřených dat.

Data byla prezentována jako aritmetický průměr (míra polohy) a směrodatnou odchylku (míra variability) všech měřených pohybových cyklů (≥ 20).

Vzhledem k normalitě rozložení dat byla k posouzení statistické významnosti rozdílů mezi pohybovými činnostmi použita jednofaktorová analýza rozptylu, která ověřuje, zda má hodnota náhodné veličiny statistickou významnost. (Náhodné veličiny jsou nezávislé, s normálním rozdělením a stejným neznámým rozptylem. Náhodné veličiny uvnitř jedné skupiny mají stejné střední hodnoty). Analýza rozptylu nám umožnila vyvodit závěry o funkci regrese na základě rozboru celkového rozptylu dat, který rozkládá soubor na jednotlivé třídy a vytváří o nich závěry. Do ANOVY jde četnost aktivací, tj. histogram osa Y (distribuce aktivací). Použili jsme Kruskal-Wallis test (jednocestná ANOVA). Byl použit F test.

Kvůli parametrickému rozložení dat jsme synchronizovali data podle referenčního svalu, u kterého nepředpokládáme, že se bude u jednotlivých pohybových aktivit lišit, použili jsme akcelerometr pro validaci segmentace pohybových cyklů. Segmentace pohybu byla také vypočtena z videa synchronizovaného s EMG.

Intraindividuální analýza ze zjištěných výsledků byla provedena na základě korelace jednotlivých svalů. Vyhodnocení podobnosti aktivace dvojic svalů bude provedeno na základě Spearmanova korelačního koeficientu pořadové korelace. Pro určení časového nástupu svalové aktivace s následnou intraindividuální a interindividuální analýzou vybraného úseku bude zvolena detekce počátku a konce aktivity metodou treshold. Na základě zjištěných výsledků byly vyhledány určité trendy v zapojování jednotlivých svalů, zda dochází k jejich podobné aktivaci či nikoliv v rámci celé skupiny sledovaných probandů. Z důvodu různých délek trvání pohybových fází a možnosti lepší komparace mezi probandy byla časová osa normalizována na procenta.

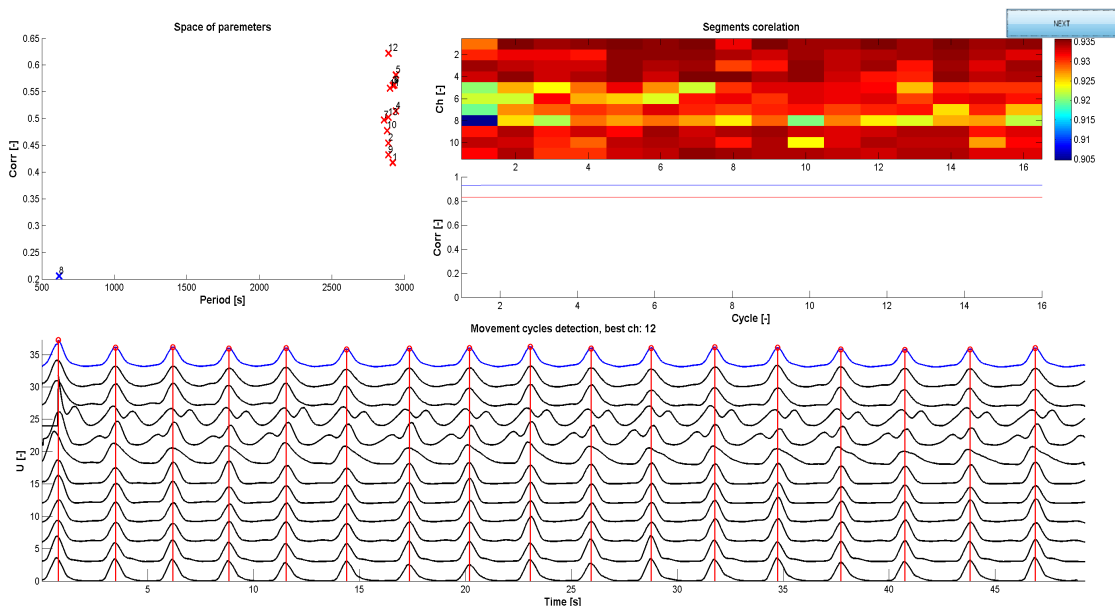
4 Výsledky výzkumu

Vyhodnotili jsme celkem 840 pohybových cyklů, tj. dvacet pohybových cyklů na jednoho probanda a jednu výzkumnou situaci. Průměrná délka jednoho hodnoceného pohybového cyklu byla 2,61 vteřiny.

Před samotnou detekcí pohybových cyklů jsme vybrali u jednotlivých probandů při každé ze tří měřených situací (stabilní veslařský trenažer Concept 2, dynamický veslařský trenažer Concept 2 a skif) pro všechny měřené kanály relevantní úsek měřeného pohybového cyklu. Tento výběr probíhal semiautomaticky, expertním posouzením. Ve všech pohybových cyklech byly odstraněny úseky, kde se jednalo o úsek signálu mezi prvním pohybovým cyklem a pohybovým cyklem se stabilním vzorem svalové koordinace bez artefaktu, tedy první jedno nebo dvě tempa, které obsahovaly artefakty (viz Obr. č. 8-1, Obr. č. 8-2 a Obr. č. 8-3). Všechny měřené záznamy byly konzistentní.

V kapitole 8 Výsledky výzkumu jsou uvedena získaná a analyzovaná data jednoho (prvního) probanda a souhrnná data všech probandů. Data ostatních probandů jsou umístěna v přílohách.

Obrázek č. 4-1: Záznam segmentace z vybraného signálu ze všech dvanácti kanálů u probanda č. 1. Červené svíslé čáry ve spodním grafu označují jednotlivé pohybové cykly ve vybraném úseku elektromyografického signálu. Levý graf horní graf na obrázku znázorňuje označení clusterování kanálů, které jsou vhodné k detekci pohybových cyklů (červené křížky). Pravý horní graf znázorňuje křížovou korelaci mezi průměrnou obálkou a obálkou v jednotlivých cyklech, což je spektrograficky znázorněno tak, že červená barva znamená vysokou autokorelaci pohybových cyklů, tzn. že čím je autokorelace jednotlivých pohybových cyklů vyšší, tím je barva více červená a tím více se daný cyklus podobá průměrnému pohybovému cyklu. Modrá barva označuje nízkou autokorelaci pohybového cyklu, jak vidíme např. u prvního cyklu kanálu č. 8.



Metodou detekce pohybových cyklů, popisovaných v kapitole č. 7.6.1 bylo u jednotlivých pohybových cyklů provedeno automatické prahování signálové obálky za pomoci detektorů. Výsledky tohoto prahování byly ještě dodatečně u každého probanda, u každého svalu ve všech měřených situacích vizuálně zkontrolovány a případně korigovány. Na obrázku je patrné, že průměrná poloha první aktivace svalu biceps femoris sin. ležela v 1% pohybového cyklu, zatímco pokles aktivity první aktivace nastával v 36% pohybového cyklu. Poloha druhé aktivace svalu biceps femoris sin. ležela v 69% pohybového cyklu a pokles aktivity druhé aktivace nastával průměrně v 85,5% cyklu.

Počátky a konce svalové aktivity uvádí tabulka č. 8-a: Jsou v ní uvedeny rozdíly průměrných poloh náběhu a poklesu aktivity v mediánech. Nejvýraznější výsledky se

ukázaly u svalu rectus femoris, které ukazují na velkou variabilitu polohy nástupu i poklesu svalové aktivity.

Rozdíly mezi průměrnými mediány aktivací a deaktivací aktivity jednotlivých svalů vyjádřené v procentech uvádí tabulka č. -b. Zde jsou nejzřetelnější rozdíly v polohách nástupů a konců aktivity u svalu rectus femoris. Nebyla použita metoda popisné statistiky jako mean a std, ale medián a IQR, protože rozdělení nemusí vždy splňovat podmínku normality dat.

Tabulka č. 4-a: Průměrné mediány počátků a konců svalové aktivity všech probandů pro jednotlivé měřené svaly (C2S – trenažer Concept 2 statický; C2D – trenažer Concept 2 dynamický; SS - skif).

	Aktivace	Akt1	Deaktivace	Akt1
	Median [%]	IQR [%]	Median [%]	IQR [%]
m. biceps femoris sin.				
C2S	97,9	5,5	17,6	3,7
C2D	92	10	17,3	5,4
SS	91	6,2	20,8	4,9
m. biceps femoris dx.				
C2S	94,5	10,2	17,1	3,7
C2D	95,7	12,6	16,9	3,2
SS	0,1	3,5	21,5	2,4
m. semitendinosus sin.				
C2S	94	6,1	18	4,6
C2D	93,4	16,1	18,4	3,7
SS	0,7	7,2	20,5	1,8
m. semitendinosus dx.				
C2S	92,2	13,3	17	3,2
C2D	89,6	13,3	17,6	5,6
SS	0,9	4,6	22,2	6,4
m. quadriceps femoris – rectus femoris sin.				
C2S	10	24,8	42,7	9,1
C2D	18,8	3,3	45,7	7,2
SS	22,1	7,1	54,1	8
m. quadriceps femoris – rectus femoris dx.				
C2S	8,3	21,1	43,4	5,9
C2D	0,2	16,3	44,5	6,6
SS	5,7	23	56	5,6
m. gluteus maximus sin.				
C2S	98,3	4	22,3	6,2
C2D	99,3	4	23,8	8,1
SS	3,7	7,9	25,8	11,1

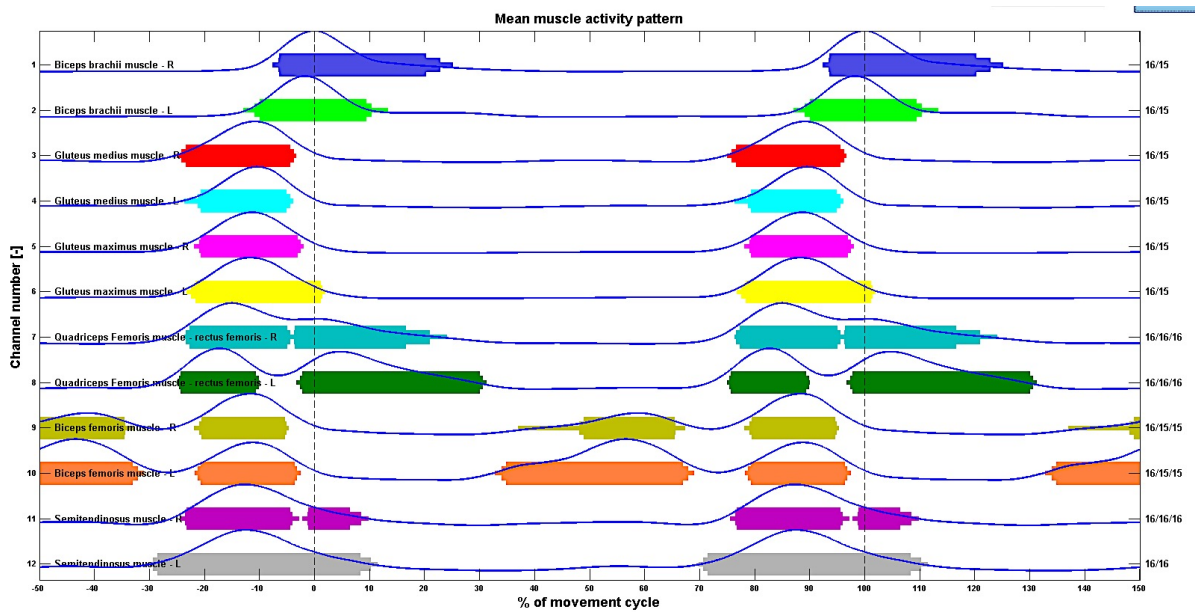
m. gluteus maximus dx.				
C2S	99,5	5,5	23,5	8,7
8,2	99	6,1	24,5	8,2
SS	4,2	11,6	26,2	19
m. gluteus medius sin.				
C2S	1,9	3,5	17,9	4,3
C2D	2,4	3,1	17,5	3,6
SS	6	10,1	22,3	4,8
m. gluteus medius dx.				
C2S	1,8	2,4	18,1	3,9
C2D	1,8	5,5	18,4	3,2
SS	6,6	6,4	22,7	4,9
m. biceps brachii sin.				
C2S	12,5	2,5	30,5	4,5
C2D	11,9	1,8	30,8	9,8
SS	13,6	7,8	25,5	2
m. biceps brachii dx.				
C2S	12,6	2,4	30	7,4
C2D	12,3	3,6	29,5	6,7
SS	14	3,9	24,8	1,9

Tabulka č. 4-b: Rozdíly mezi průměrnými mediány počátků a konců svalové aktivity všech probandů pro jednotlivé měřené svaly (C2S – trenažer Concept 2 statický; C2D – trenažer Concept 2 dynamický).

	Aktivace		Deaktivace	
	C2S [%]	C2D [%]	C2S [%]	C2D [%]
m. biceps femoris sin.	1,2	7,1	3,2	3,5
m. biceps femoris dx.	5,6	9,4	4,4	4,6
m. semitendinosus sin.	6,7	7,3	2,5	2,1
m. semitendinosus dx.	8,7	11,5	5,2	4,6
m. rectus femoris sin.	12,1	3,3	11,4	8,4
m. rectus femoris dx.	-2,5	5,5	12,6	11,5
m. gluteus maximus sin.	5,4	4,4	3,5	2
m. gluteus maximus dx.	4,7	5,2	2,7	1,7
m. gluteus medius sin.	4,1	3,6	4,4	4,8
m. gluteus medius dx.	4,8	4,8	4,6	4,3
m. biceps brachii sin.	1,1	1,7	-5	-5,3
m. biceps brachii dx.	1,4	1,7	-5,2	-4,7

S počátky a konci svalové aktivity souvisí pořadí aktivace a deaktivace svalu v jednotlivých pohybových cyklech. Proměnlivost je zobrazena zešpičatělými konci čar vyznačujících intervaly svalové aktivity na grafu zobrazeném na obrázku č. 8-6. Tyto zužující se úseky u jednotlivých svalů poukazují na směrodatné odchylky počátků a konců svalové aktivity v jednotlivých pohybových cyklech. Čím je tedy úsečka špičatější, tím jsou nástupy aktivace a deaktivace méně periodické a s většími intraindividuálními odchylkami. Tloušťka čáry - 1sd, 2sd, 3sd.

Obrázek č. 4-2: Záznam naměřeného signálu ze všech dvanácti kanálů u probanda č. 1. Svislé čáry označují vybraný úsek elektromyografického signálu. Na ose „x“ je normalizovaný časový průběh průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ jsou pozice jednotlivých snímaných kanálů.

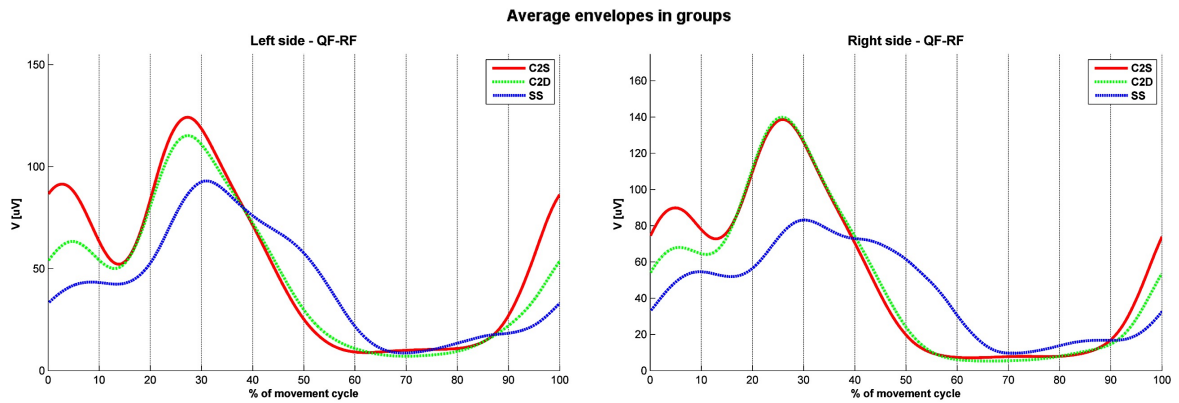


Tabulka č. 4-c: Průměrné pořadí aktivovaných svalů, nahrazené z procent pořadím. Tabulka je stanovena ze statistiky mediánů počátků a konců svalové aktivity všech probandů pro jednotlivé měřené svaly. Mediány detekce v normovaném časovém měřítku jsou sdružené po skupinách, tj. každý dataset má stejný počet příspěvků a to znamená, že výsledný medián je ovlivněn každým probandem stejně. (C2S – trenažer Concept 2 statický; C2D – trenažer Concept 2 dynamický; SS –skif).

Názvy svalů	Aktivace			Deaktivace		
	C2S	C2D	SS	C2S	C2D	SS
m. biceps brachii dx.	12.	11.	11.	9.	8.	7.
m. biceps brachii sin.	11.	10.	10.	10.	9.	8.
m. gluteus medius dx.	7.	8.	9.	6.	5.	6.
m. gluteus medius sin.	8.	9.	8.	4.	3.	5.
m. gluteus maximus dx.	6.	5.	6.	8.	8.	10.
m. gluteus maximus sin.	5.	6.	5.	7.	7.	9.
m. rectus femoris dx.	9.	7.	7.	12.	10.	12.
m. rectus femoris sin.	10.	12.	12.	11.	11.	11.
m. biceps femoris dx.	3.	4.	2.	2.	1.	3.
m. biceps femoris sin.	4.	2.	1.	3.	2.	2.
m. semitendinosus dx.	1.	1.	4.	1.	4.	4.
m. semitendinosus sin.	2.	3.	3.	5.	6.	1.

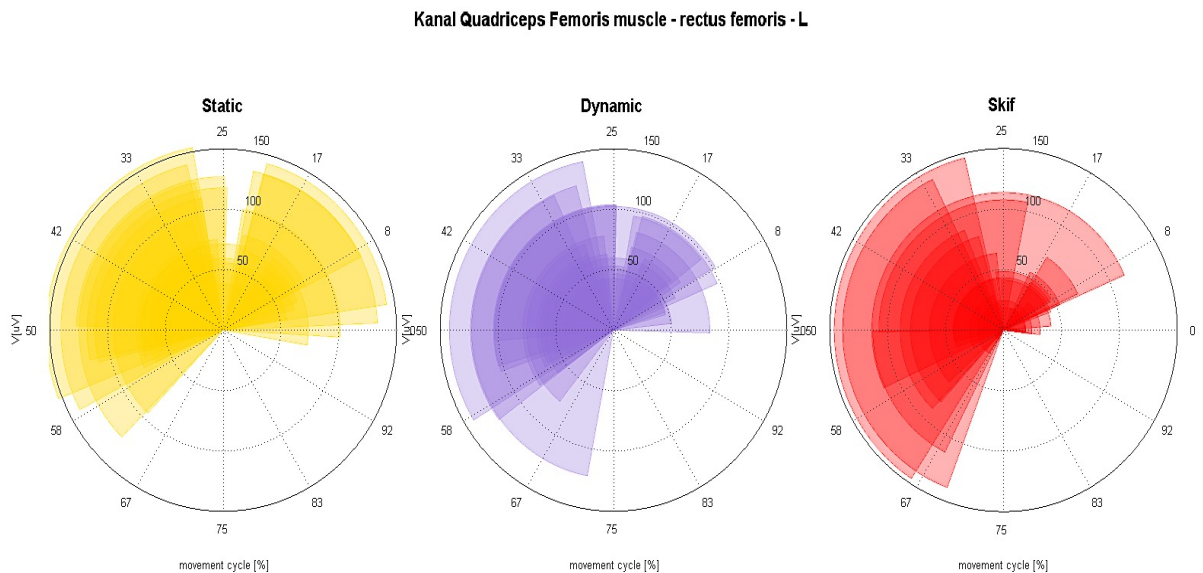
Výsledné grafy, pro expertní semiautomatické hodnocení, byly zpracovány jako tzv. grafy Envelopes (viz. Obr. č. 8-7 až 8-12). Jedná se o spojitě křivky, které ukazují průběh EMG signálu v průměrných krokových cyklech. Vyhodnocují se vždy u jednotlivých kanálů (měřených svalů) v každé výzkumné situaci, což byly v tomto pořadí – jízda na statickém trenažeru, jízda na dynamickém trenažeru a jízda na skifu. Tyto grafy vyjadřují intervaly významné aktivity a průměrné signálové obálky. Počátek pohybového cyklu začíná v hodnotě 0% a končí ve 100%. Časový údaj průběhu průměrného kroku je normalizován na procenta z důvodu lepší a názornější interpretace.

Obr. č. 4-3: Ukázka grafu průměrné signálová obálka levého a pravého svalu *m. quadriceps femoris – rectus femoris*, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru Concept 2 (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.



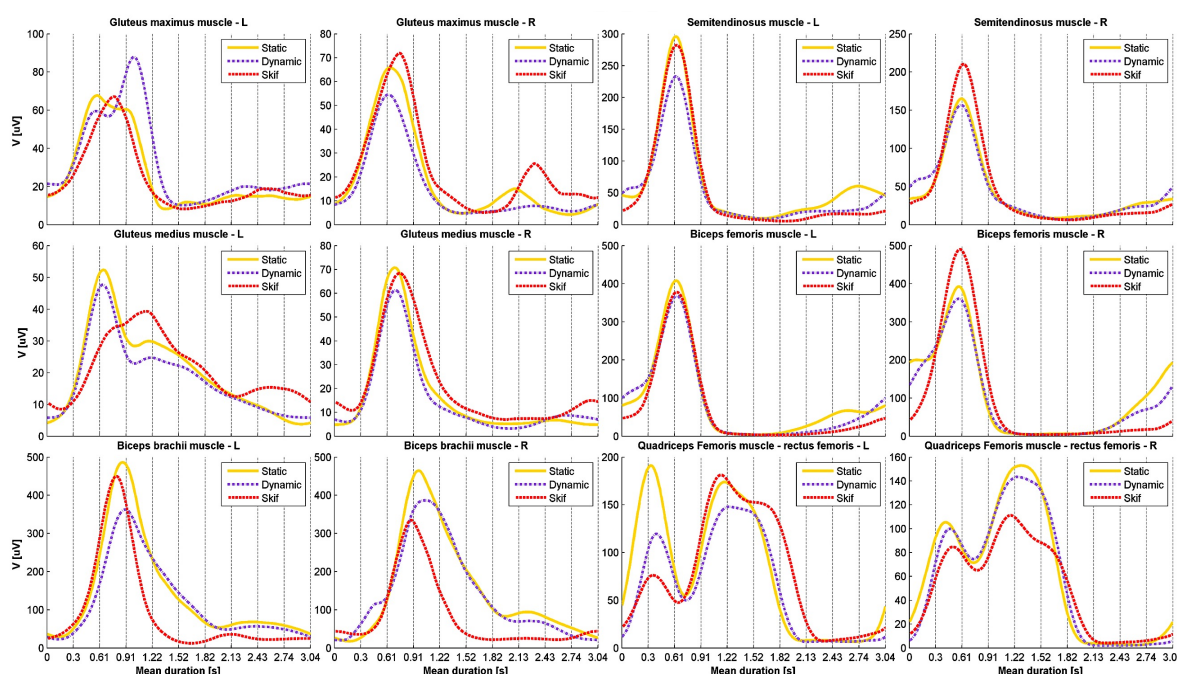
Koláčové grafy tzv. Pies: jsou výsledné grafy (viz. Obr. č. 8-13). Jedná se o zobrazení jednotlivých probandů. 360° odpovídá 0-100% průměrného pohybového cyklu. Čím více se jednotlivé barvy v určitých výsecích kružnice překrývají, tím je shoda pohybu vyšší. Poloměr označuje hodnotu v mikrovolttech. Ta je vypočtena jako průměrná hodnota průměrné signálové obálky v úseku detekované aktivity.

Obr. č. 4-4: Ukázka průměrného koláčového grafu levého svalu *m. quadriceps femoris – rectus femoris sin.* u probanda č. 1, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (žlutá barva), během jízdy na dynamickém trenažeru Concept 2 (fialová barva) a během jízdy na skifu (červená barva).



Pro každého probanda jednotlivě byly zpracovány průměrné obálky pro každý měřený sval (viz obrázek č. 8-14). Osa x zobrazuje časový průběh měřené periody.

Obr. č. 4-5: Ukázka grafu průměrných obálek probanda č. 1 pro všechny měřené svaly během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (žlutá křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru Concept 2 (fialová křivka) a během jízdy na skifu (červená křivka). Časová osa v sekundách, tj. medián délek všech cyklů odpovídá ose „x“, kde je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu v procentech. Na ose „y“ jsou hodnoty snímaného napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.



Změny v aktivaci svalů dolních končetin:

1. Sval m. quadriceps femoris – rectus femoris: Synergie levé i pravé strany těla je souměrná. Sval vykazuje dvouvrcholovou aktivaci, jejíž první vrchol odpovídá přibližně intervalu 2-5% od počátku cyklu a jejíž druhý vrchol dosahuje maxima přibližně v 25% pohybového cyklu shodně pro oba typy veslařských trenažerů. Nicméně během veslování na skifu je druhý vrchol, tzn. absolutní maximum průměrné obálky posunutý přibližně o 5%, což znamená pozdější nástup aktivace, ale zároveň postupnější deaktivace, protože na rozdíl od dvouvrcholové aktivace při jízdě na veslařském trenažeru, kdy hodnota v mikrovoltech ihned po dosažení

maxima prudce klesá, je deaktivace u veslování na skifu pozvolná a dosahuje minima přibližně v 70% pohybového cyklu. Evidentně se jedná o rozdíl práce na arteficiálním, pevně ukotveném stroji a na vodě, kdy všechna místa opory je možné díky viskozitě kapaliny chápat pouze jako virtuální puncta fixa (kvazi punctum fixum). Zatím neformulovatelný „cit pro vodu“ se projevuje i tím, že nástupy a konce svalové aktivace jsou pozvolnější jakoby „měkké“ oproti tvrdě ukotvenému stroji na pevném povrchu. Snaha, aby nedocházelo k „utržení vody“ (turbulence) vede k jemnější, cizelované svalové koordinaci. Jelikož je celkový výstupní výkon veslaře zaměřen právě na optimalizaci svalové práce ve vodním prostředí, musí se tato skutečnost projevit i u popisovaného svalu, který hraje jednu z klíčových funkcí veslařského pohybu. Minimum dosažené při jízdě na obou typech trenažeru jsme shledali přibližně v 55% pohybového cyklu. První aktivace začíná tedy již před koncem tempa, to je během návratu do výchozí pozice a jedná se o počátek během veslování na skifu přibližně v 80% pohybového cyklu a u jízdy na trenažeru to je přibližně 85% pohybového cyklu. Sval rectus femoris je tedy během jízdy na skifu činný v podstatě v průběhu celého tempa, vyjma 10% cyklu od 70% do 80% pohybového cyklu kdy dosahuje minima. Sval rectus femoris je během jízdy na obou typech trenažeru aktivní přibližně od 85% do 60% pohybového cyklu a během intervalu 60 – 85% pohybového cyklu není aktivní. Průběh průměrné obálky se u jízdy na statickém i dynamickém trenažeru shoduje. Nebyly zjištěny žádné rozdíly v průběhu pohybového cyklu. Vzhledem k délce zapojení svalu rectus femoris byla shledána jeho stabilizační funkce, což může být vysvětlením jeho velké variability, která byla shledána u všech probandů.

2. Sval m. biceps femoris: tento sval (caput longum) je spolu se svaem m. gluteus maximus hlavním extenzorem kyčelního kloubu a flektorem kloubu kolenního (caput longum et caput brevis). Tímto dochází k odrazu dolních končetin od podložky v lodi nebo na trenažeru. Z výše uvedených EMG záznamů je patrná jednovrcholová aktivace tohoto svalu a doba jeho aktivity tvoří přibližně 95% pohybového cyklu. Nedochází k jeho výrazné relaxaci. Maxima dosahuje v 8% pohybového cyklu shodně u obou typů trenažeru. Maximum průměrné obálky při jízdě na skifu dosahuje přibližně o 5% později, tj. v 13% od zahájení pracovního cyklu. Minimum aktivity vykazuje sval m. biceps femoris shodně v obou případech trenažeru přibližně ve 40% pohybového cyklu, kdežto měřená situace

- na skifu vykazuje své minimum přibližně v 50% pohybového cyklu, tedy o 10% později. Synergie svalu m. biceps femoris je u levé i pravé strany těla souměrná.
3. Sval m. semitendinosus: sval vykazuje jednovrcholovou aktivaci, jejíž vrchol odpovídá přibližně intervalu 8-9% od počátku cyklu shodně pro oba typy veslařských trenažerů. Svě maximum při jízdě na skifu sval vykazuje přibližně v 54% průměrného pohybového cyklu a to je o 10% později než při jízdě na trenažeru, kterou jsme naměřili u obou trenažerů stejně a to v 44% pohybového cyklu. Sval m. semitendinosus je činný v podstatě v průběhu celého tempa a kopíruje průběh aktivity svalu m. biceps femoris. Podobná funkce. Průběh průměrné obálky se u jízdy na statickém i dynamickém trenažeru shoduje. Nebyly zjištěny žádné statistické rozdíly v průběhu pohybového cyklu na pravé a levé straně těla.
 4. Sval m. gluteus maximus: stejně tak jako u ostatní motoriky v oblasti pánevního pletence se i během veslování sval m. gluteus maximus stává hlavním extenzorem kyčelního kloubu. Během pohybového cyklu vykazuje jednovrcholovou aktivaci, která při jízdě na obou typech trenažerů dosahuje svého maxima přibližně v 9% průměrného pohybového cyklu a jeho aktivita klesá přibližně od 34% do 90% pohybového cyklu. Průměrná aktivita svalu m. gluteus maximus je při jízdě na skifu také jednovrcholová, nicméně svého maxima dosahuje přibližně v 17% průměrného pohybového cyklu, což je o 8% později z hlediska časového průběhu průměrného pohybového cyklu. Obě tělesné strany, levá i pravá vykazovaly aktivitu souměrně ve všech třech měřených situacích.
 5. Sval m. gluteus medius: tento sval začíná shodně pro všechny tři měřené situace svou aktivitu přibližně v 60% pohybového cyklu a dosahuje své maximální aktivity v 11% v případě obou situací na trenažeru a 16% v případě situace na skifu. Maximální aktivita je tedy shodná s aktivitou svalu m. gluteus maximus. Jedná se tedy pouze o jednovrcholovou aktivaci svalu, přičemž se průběh průměrné křivky v průběhu pohybového cyklu bilaterálně shoduje. Shodná koaktivace se svalem m. gluteus maximus je logická. Veslař sedí. Proto sval m. gluteus medius nemusí zajišťovat boční stabilitu pánve jako ve stoji a při chůzi.
 6. Sval m. biceps brachii: tento sval byl měřen jako referenční sval pro určování jednotlivých pohybových cyklů. Průběh jeho aktivity tedy nebyl pro tento výzkum podstatný. Zajímala nás pouze počátek jeho aktivity, který byl určen ve 20% pohybového cyklu a to shodně pro všechny tři měřené situace, tedy pro situace na

trenažerech i pro situaci na skifu. Svaly měřené bilaterálně vykazovaly absolutní shodu.

Vysoké hodnoty korelačních koeficientů ukazují na stejnou práci měřených svalů ve všech třech sledovaných situacích (viz Tabulka č. 8-d). Tyto výsledky tak potvrzují stanovené hypotézy o koordinační shodě změřených svalů.

Největší variabilitu vykazuje sval m. quadriceps femoris - rectus femoris, což je zřejmé jak z hodnot korelačních koeficientů, tak z expertního semiautomatického hodnocení předchozích grafů.

Tabulka č. 4-d: Skupiny korelačních koeficientů na hladině spolehlivosti alfa α 0,05.

Hladina spolehlivosti alfa α 0,05						
Kombinace	Rlo [-]	Rup [-]	R [-]	p	Rmax [-]	Lag [%]
BBs-C2S x BBs-C2D	1,00	1,00	1,00	0,00	1,00	0,2
BBs-C2S x BBs-SS	0,96	0,97	0,97	0,00	0,99	1,1
BBs-C2D x BBs-SS	0,96	0,97	0,97	0,00	0,98	0,9
BBd-C2S x BBd-C2D	1,00	1,00	1,00	0,00	1,00	0,1
BBd-C2S x BBd-SS	0,99	0,99	0,99	0,00	0,99	-0,2
BBd-C2D x BBd-SS	0,99	0,99	0,99	0,00	0,99	-0,3
GMEs-C2S x GMEs-C2D	0,99	1,00	0,99	0,00	1,00	0
GMEs-C2S x GMEs-SS	0,89	0,92	0,91	0,00	0,96	-0,5
GMEs-C2D x GMEs-SS	0,90	0,92	0,91	0,00	0,95	-0,6
GMEd-C2S x GMEd-C2D	0,99	0,99	0,99	0,00	1,00	0
GMEd-C2S x GMEd-SS	0,85	0,88	0,87	0,00	0,96	-0,8
GMEd-C2D x GMEd-SS	0,87	0,89	0,88	0,00	0,96	-1,3
GMAAs-C2S x GMAAs-C2D	1,00	1,00	1,00	0,00	1,00	0
GMAAs-C2S x GMAAs-SS	0,78	0,82	0,80	0,00	0,94	-3,9
GMAAs-C2D x GMAAs-SS	0,78	0,83	0,81	0,00	0,94	-3,8
GMAAd-C2S x GMAAd-C2D	1,00	1,00	1,00	0,00	1,00	0
GMAAd-C2S x GMAAd-SS	0,87	0,90	0,88	0,00	0,94	-1,1
GMAAd-C2D x GMAAd-SS	0,86	0,89	0,87	0,00	0,94	-1,2

RFs-C2S x RFs-C2D	0,98	0,99	0,99	0,00	0,99	0
RFs-C2S x RFs-SS	0,73	0,78	0,76	0,00	0,92	-4,4
RFs-C2D x RFs-SS	0,79	0,83	0,81	0,00	0,93	-4,4
RFd-C2S x RFd-C2D	0,96	0,97	0,97	0,00	0,99	0
RFd-C2S x RFd-SS	0,75	0,80	0,78	0,00	0,93	-2
RFd-C2D x RFd-SS	0,87	0,90	0,88	0,00	0,97	-2,3
BFs-C2S x BFs-C2D	1,00	1,00	1,00	0,00	1,00	0
BFs-C2S x BFs-SS	0,82	0,86	0,84	0,00	0,93	-1,3
BFs-C2D x BFs-SS	0,83	0,86	0,85	0,00	0,93	-1,1
BFd-C2S x BFd-C2D	0,97	0,98	0,98	0,00	0,99	0
BFd-C2S x BFd-SS	0,89	0,91	0,90	0,00	0,96	-0,5
BFd-C2D x BFd-SS	0,90	0,92	0,91	0,00	0,96	0
SEMs-C2S x SEMs-C2D	0,99	0,99	0,99	0,00	1,00	0
SEMs-C2S x SEMs-SS	0,78	0,83	0,80	0,00	0,93	-1,7
SEMs-C2D x SEMs-SS	0,75	0,80	0,77	0,00	0,91	-1,7
SEMd-C2S x SEMd-C2D	0,98	0,99	0,98	0,00	0,99	0
SEMd-C2S x SEMd-SS	0,87	0,90	0,89	0,00	0,96	0
SEMs-C2D x SEMd-SS	0,84	0,88	0,86	0,00	0,95	0

Pozn.: C2S – trénažer Concept 2 statický, C2D – trénažer Concept 2 dynamický, SS – skif.

Závěrem můžeme zkonstatovat, že grafy na obrázcích č. 8-13 a 8-14 postihují vyjádření souhrnných výsledků ze získaných souborů datasetů. Zpoždění mezi průměrným náběhem i poklesem aktivity všech svalů v jednotlivých situacích bylo v těchto sadách téměř stejné a také směrodatné odchylky dosahovaly podobných hodnot. Nicméně u svalu rectus femoris se pořadí nástupu i poklesu svalové aktivity mění, zatímco u ostatních svalů nikoliv. Tyto odlišnosti je možné vyčíst jak z grafů znázorňujících polohy detekovaných lokálních extrémů v jednotlivých pohybových cyklech. Souhrnné výsledky získané v tomto případě zřetelně indikují velkou proměnlivost časování nástupů i poklesu aktivity.

Hypotéza H0a, že veslování na skifu bude z hlediska timingu zapojených svalů vykazovat během záběru statisticky významnou podobnost (míru koordinační shody) s jízdou na dynamickém veslařském trenažeru Concept 2 umístěným na kolejnicích, byla potvrzena.

Hypotéza H0b, že veslování na skifu bude z hlediska timingu zapojených svalů vykazovat během záběru statisticky významnou podobnost (míru koordinační shody) s jízdou na statickém trenažeru Concept 2 umístěném na podlaze, byla potvrzena.

Hypotéza H0c, že svalová aktivace a deaktivace při jízdě na trenažeru Concept 2 (umístěném na podlaze) bude z hlediska timingu sledovaných svalů vykazovat během záběru statisticky významnou podobnost na hladině významnosti $p = 0,05$ (míru koordinační shody), jako při jízdě na dynamickém trenažeru Concept 2 (umístěným na kolejnicích) byla potvrzena. Souvislosti byly zmíněny v diskuzi.

5 Diskuze

Schéma svalové koordinace získané pomocí elektromyografie patří mezi základní podklady pro výzkum lokomoce.

Za změnu v komparativní analýze jsme považovali rozdílné pořadí svalů při jejich aktivaci a fázový posun z hlediska timingu jejich aktivace. Svalová synergie byla mezi všemi třemi hodnocenými situacemi vzhledem ke spočítaným korelačním koeficientům vysoká.

Analýzou jsme zjistili, že na rozdíl od ostatních měřených svalů je sval m. quadriceps femoris, rectus femoris velmi variabilní ve všech třech měřených situacích, a to i mezi levou a pravou stranou těla. Jedná se o lokomočně významný sval ve veslování. Asaka et al. (2010), který zkoumal za pomoci MRI tzv. cross-sectional area (CSA), konkrétně svaly stehen, zjistil, že sval m. quadriceps femoris, je u veslařů o 13% větší než u netrénované populace a sval celkově vyvine během extenze dolních končetin o 43% větší sílu, což předestírá funkční a anatomické změny způsobené veslováním. Guével et al. (2011) snímal za pomoci elektromyografie svaly stehen během veslování na lodi a za hlavní „pohonný“ sval považuje m. quadriceps femoris. Uvádí převahu jeho aktivity ke konci extenze dolních končetin během záběru, což odpovídá námi změřené druhé aktivaci svalu. Guével et al. (2011) dále uvádějí, že svaly m. biceps femoris a m. semitendinosus byly aktivní ve stejné fázi veslařského tempa jako sval m. quadriceps femoris, a aktivně se podílely na extenzi v kyčelním kloubu. Toto tvrzení je ve shodě aktivacemi těchto svalů, které jsme změřili a je známé i jako tzv. Lombardův paradox.

Dalším významným zjištěním bylo, že není na základě zvolené metodiky výzkumu možné konstatovat, zda je jízda na trenažeru postaveném na kolejnicích více podobná veslování, než jízda na trenažeru umístěném na podlaze nebo naopak. Rozdíly mezi zapojením a synergií svalů na pevném a dynamickém trenažerem námi nebyly signifikantně prokázány. Stejně jako Benson, Abendroth, King, & Swensen (2011), kteří porovnávali pevný a dynamický trenažer v podrobné studii, jsme došli k závěru, že pohyb na obou trenažerech je totožný, tedy v místě kontaktu chodidel s opornou bází působí reaktivní síla, což potvrzuje stanovené hypotézy. Pro veslařský trénink tedy mohou být používány oba typy trenažeru.

Nicméně Greene, Sinclair, Dickson, Colloud, & Smith (2013) ve studii porovávající pevný a pohyblivý trenažer uvádí, že se přenos síly z veslaře na rukojeť ocelového lana

opozďuje přibližně o 15%, což mělo být způsobeno tím, že se kinetická energie podílela na správném postavení těla veslaře před samotným záběrem a Christov, Ivanov, & Christov (1989) jasně vymezují, že veslování na trenažeru nedokáže simulovat explozivní sílu v počáteční fázi záběru ve veslování. Je to proto, že veslař zahájí krokový cyklus zaujetím výchozí polohy. Během ní dochází k flexi v kolenním a kyčelním kloubu a k dorsální flexi v kotníku, protože se kolena předsouvají nad špičky chodidel. Bezprostředně po atitudě následuje záběr. Flexí trupu se vyrovnává těžiště těla a dochází ke kontrakci svalů pro následnou trojextenzi v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu a pro napřimování trupu. Trojextenze je spolu s troflexí fenoménem přirozené lokomoce suchozemských obratlovců (Kračmar, Chrástková, & Bačáková, 2016). Zmíněná skutečnost bezpochyby souvisí i s tím, že na trenažeru se jedná o odpor mechanického zařízení, zatímco na skifu lze o hydraulickém odporu hovořit díky vazkosti tekutiny jako o kvaziodporu.

Zbořilová et al. (2016) popisují, že se kolena a pletenec pánevní během záběru pohybují současně a jejich rychlost je podobná, i když rychlost pohybu boků je nevýrazně nižší, než je rychlost pohybu kolen. V počáteční fázi záběru se kontrahuje sval rectus femoris, aby způsobil extenzi v kolenním kloubu, což odpovídá námi změřené druhé aktivaci. Zároveň se kontrahují hamstringy, aby vyvolaly extenzi v kyčelním kloubu. Svalová aktivita extenzorů převažuje během počáteční fáze záběru a aktivita flexorů začíná směrem ke konci záběru, kdy se zpomaluje extenze trupu a trup se překlápí do nepohonné fáze veslařského kroku. Po dotažení pačín vesel k tělu a vytažení lopatek vesel z vody stabilizuje sval rectus femoris odhoz a návrat těla do výchozí pozice. Během vytažení lopatek vesel z vody, tedy momentu přechodu z pohonné do nepohonné fáze tempa, je excentrická kontrakce okamžitě následována koncentrickou kontrakcí, která byla charakterizována zvyšující se neuromuskulární aktivitou svalu m. biceps femoris. Během nepohonné části tempa aktivita svalu rectus femoris postupně klesá až do relaxace. Tyto závěry jsou ve shodě s Rodriguezem (1990). Symetrické zapojení zúčastněných svalů a jejich efektivní koordinace je potřebná pro dosažení maximálního výkonu, protože neoptimální strategie může limitovat silový výkon a pohyby tělesných segmentů. Jak uvádí Kornecki a Jaszczak (2010), porovnání absolutních hodnot úhlové rychlosti během veslování potvrdilo, že vícekloubové svaly mohou pracovat excentricky, takže jejich stupeň potencionální silové využitelnosti může dosahovat velmi vysokých hodnot. Během analýzy změřených svalů jsme zjistili, že v průběhu pohybového stereotypu

jednotlivých probandů docházelo k modifikacím v zatížení svalů během tempa. Protože však nedocházelo ke koordinačním změnám ve svalové synergii, výsledky ukázaly, že se motorické programy rozvíjejí během lokomoce u každého jedince specificky, což bylo ve shodě s uvedenými studiemi zabývajícími se svalovou synergií ve veslování (Marcolin, Lentola, Paoli, & Petrone, 2015; Shaharudin, Zanotto, & Agrawal, 2015; Turpin, Guével, Durand, & Hug, 2011).

Aktivitou svalu lze měnit pánevní sklon. Přední klopení pánve – antevertze: pánevní sklon zvyšují svaly m. iliopsoas, m. adductor longus et brevis a námi změřený sval rectus femoris. Pomocnými svaly jsou flexory kyčelního kloubu. Z druhé strany pánev a křížovou kost zdvihají m. multifidus lumborum a m. quadratus lumborum, m. longissimus a m. iliocostalis. Zadní klopení pánve – retrovertze: pánevní sklon naopak snižují zejména flexory kolenního kloubu jako je dlouhá hlava m. biceps femoris a m. semitendinosus, které jsme měřili, m. semimembranosus, a námi změřené svaly m. gluteus maximus a zadní část svalu m. rectus abdominis.

Při veslování sledujeme paradox při aktivaci svalů rectus femoris a m. biceps femoris. Svaly se koaktivují, aby zvýšily mechanickou účinnost během zátěže (Pollock et al., 2009; Bezzera et al., 2013; Guével et al., 2011). Tato kontradikce se nazývá Lombardův paradox a znamená, že při extenzi v kyčelním kloubu je rameno páky hamstringů větší než rameno páky svalu m. quadriceps femoris ve flexi kyčelního kloubu (Zbořilová et al., 2016; Guével et al., 2011; Gordon E. Robertson, Fortin, Wilson, & Curry, 2001). Tato situace je při koordinovaném fázickém pohybu poměrně neobvyklá. Za předpokladu, že síla generovaná mezi těmito dvěma svalovými skupinami je stejná, síla hamstringů v extenzi kyčelního kloubu je větší než síla svalu m. quadriceps femoris ve flexi kyčelního kloubu. Protože v této situaci jsou hamstringy protažené, a tudíž jsou schopny vyvinout větší sílu. Stejně tak je rameno páky svalu m. quadriceps femoris v extenzi kolenního kloubu větší, než je rameno páky hamstringů při flexi v kolenním kloubu. Takže síla produkovaná svalem m. quadriceps femoris při extenzi v kolenním kloubu potlačuje sílu produkovanou hamstringy při flexi v kolenním kloubu. Rozdíly v ramenu páky v kyčelním a kolenním kloubu umožňují svalům vykonat pohyb v celém rozsahu jejich pohybu, tj. kompletní exkursi. Jinými slovy, antagonistické dvoukloubové svaly mohou být navzájem hyperaktivní, zkracuje se a oslabuje inhibiční fáze, svaly pracují více kontinuálně a posilují vzájemnou funkci tak, že se sval může podílet na extenzi kloubu, který jinak flektuje. Aby došlo k takovéto kokontrakci antagonistů musí být úroveň páky

extenzoru větší a dvoukloubový sval musí disponovat opoziční funkcí, Stává se pak flektorem kloubu, který extenduje a u druhého kloubu opačně – extenduje flektovaný kloub. Pokud jsou všechny dvoukloubové svaly kontrahovány v jeden okamžik, je energie přenášena svalem jako nekonečným řetězcem. Tím se každý sval zapojuje na principu trojextenze do extendování kyčle, kolene a kotníku a vytváří větší propulsní sílu.

6 Závěr

Pohybová schémata svalové koordinace patří mezi základní podklady pro výzkum lidské lokomoce.

V této práci jsme se soustředili na zkoumání interlokomoční podobnosti, tj. monitoraci a srovnání vnitrosvalové koordinace vybraných svalů během záběru při veslování na skifu, a při jízdě (napodobivém cvičení) na veslařském trenažeru Concept 2 v jeho statické podobě a při jeho umístění na kolejnice kvůli simulaci pohybu skifu na vodní hladině. Tyto tři situace reprezentují veslařský trénink.

Analýzou svalové koordinace jsme došli k poznatku, že její statistická významnost byla shledána vysoká ve všech třech případech.

Dalším významným zjištěním bylo, že není na základě zvolené metodiky výzkumu možné konstatovat, zda je jízda na trenažeru postaveném na kolejnicích více podobná veslování, než je jízda na trenažeru umístěném na podlaze nebo naopak. Rozdíly mezi zapojením a synergií svalů na pevném a dynamickém trenažerem námi nebyly signifikantně prokázány. Výsledky ukázaly, že se motorické programy rozvíjejí během lokomoce u každého jedince specificky.

V práci je důkladně rozvinuta analýza detekce svalové aktivity prahováním obálky elektromyografického signálu a trojúhelníkovou metodou založenou na analýze tvaru signálové obálky, která využívá kombinaci posouzení průměrného průběhu obálky s detekcí prováděnou v jednotlivých cyklech. Výstupy pak tvoří průměrné polohy počátků a konců svalové aktivity doplněné o směrodatné odchylky. Mezi další výstupy patří porovnání průběhů svalové aktivity u téhož svalu na obou opačných stranách těla.

Disertační práce byla zpracována na základě splnění všech úkolů, které jsou formulované v metodice disertační práce.

Provedli jsme rešerši odborných a vědeckých materiálů a formulovali jsme teoretická východiska, na jejichž základě jsme stanovili hypotézu H0a, H0b a H0c. Byl dodržen design disertační práce, tj. stanovení zkoumané lokomoce, výběr měřených svalů a homogenního souboru, realizace dvou pilotních studií a realizace samotného terénního výzkumu.

Analyzovali, zpracovali, vyhodnotili a interpretovali jsme získaná data a následně formulovali závěry a zpracovali disertační práci.

Hypotéza H0a, že veslování na skifu bude z hlediska timingu zapojených svalů vykazovat během záběru statisticky významnou podobnost (míru koordinační shody) s jízdou na dynamickém veslařském trenažeru Concept 2 umístěným na kolejnicích, byla potvrzena.

Hypotéza H0b, že veslování na skifu bude z hlediska timingu zapojených svalů vykazovat během záběru statisticky významnou podobnost (míru koordinační shody) s jízdou na statickém trenažeru Concept 2 umístěném na podlaze, byla potvrzena.

Hypotéza H0c, že svalová aktivace a deaktivace při jízdě na trenažeru Concept 2 (umístěném na podlaze) bude z hlediska timingu sledovaných svalů vykazovat během záběru statisticky významnou podobnost na hladině významnosti $p = 0,05$ (míru koordinační shody), jako při jízdě na dynamickém trenažeru Concept 2 (umístěném na kolejnicích) byla potvrzena. Souvislosti byly zmíněny v diskuzi.

Výsledky výzkumu jsou limitovány již samotnou použitou metodou povrchové polyelektromyografie a počtem probandů. Jedná se však o první studii realizovanou na populaci mužské reprezentace ČR ve veslování a zároveň v českém veslování vůbec. Dosažené výsledky práce mají metodický charakter, využitelný při práci na kvalitě techniky pohybu a tím zvýšení výkonnosti veslařů.

Teoretický přínos práce: veslování je arteficiální sportovní lokomoce. Oproti přirozenosti této lokomoce vztažené k lidskému biologickému druhu hovoří tyto skutečnosti:

A – fakt, že se veslař nepřitahuje k punctu fixu na akrální části horních končetin, které tak nevyvíjejí propulzní působení. Končetiny pracují ve fázickém režimu práce svalové aktivity.

B – díky použití dvojjzratné páky je směr lokomoce obrácen o 180° .

C – práce horních, ale i dolních končetin není střídavá a neodpovídá kvadrupedálnímu zkříženému lokomočnímu vzoru.

D – oproti přirozené lidské lokomoci, kde orientovaná postura, tzv. atituda, rozhoduje o úspěšnosti celého pohybu, je u veslování zásadní také dokončení záběru, tzv. dotažení rukojetí vesel k tělu.

Dalším teoretickým přínosem je ověření faktu, že umělý stroj nedokáže věrně simulovat cílový pohyb ve vodním terénu. Nerovnosti na vodním povrchu (asymetrii zatížení) vyrovnává páteř.

Rovněž byl ověřen koncept tzv. Lombardova paradoxu při veslařském záběru, který poukazuje na spolupráci svalů na ventrální a dorzální straně stehen.

Kromě jiného, výsledky zmiňují určité rozdíly mezi levou a pravou stranou těla.

Výsledky této práce mohou tvořit podklad pro další výzkum.

Praktickým přínosem jsou metodická doporučení pro optimální pohybový stereotyp během veslování a během jízdy na trenažeru Concept 2, protože při správně prováděném pohybu dojde ke zřetězení svalových smyček a tím zapojení celé pohybové soustavy do cíleného pohybu. Prezentované výsledky mají také napomoci pochopit techniku veslování.

7 Bibliografie

- Asaka, M., Usui, Ch., Ohta, M., Takai, Y., Fukunaga, T., & Higuchi, M. (2010). Elderly oarsmen have larger trunk and thigh muscles and greater strenght than age-matched untrained men. *European Journal of Applied Physiology*, 108(6), 1239-1245.
- Benson, A., Abendroth, J., King, D., & Swensen, T. (2011). Comparison of rowing on a Concept 2 stationary and dynamic ergometer. *Journal of Sports Science & Medicine*, 10(2), 267-273.
- Bezerra, E. S., Simao, R., Fleck, S. J., Paz, G., Maia, M., Costa, et al. (2013) Electromyographic activity of lower body muscles during the deadlift and still-legged deadlift. *Journal of Exercise Physiology Online*, 16(3), 30-39.
- Český veslařský svaz. (2016). *Dokumenty pro vstup do seniorské reprezentace*. Retrieved from <http://www.veslo.cz/informace1>
- Český veslařský svaz. (2015). *Směrnice k provádění preventivních lékařských prohlídek*. Retrieved from <http://www.veslo.cz/smernice-k-provadeni-preventivnich-lekarskych-prohlidek-u-vykonostnich-sportovcu-startujicich-na-akcich-poradanych-cvs>.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163.
- Gordon E. Robertson, D., Fortin, Y. D., Wilson, J.-M. J., & Curry, D. T. (2001). *Paradoxical role of muscle during controlled movements*. University of Ottawa, CA.
- Greene, A. J., Sinclair, P. J., Dickson, M. H., Colloud, F., & Smith, R. M. (2013). The effect of ergometer design on rowing stroke mechanics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(4), 468-477.
- Guével, A., Boyas, V., Guihard, V., Cornu, C., Hug, F., & Nordez, A. (2011). Thigh muscles activities in elite rowers during on-water rowing. *International Journal of Sports Medicine*, 32(2), 109-116.
- Hug, F., & Dorel, S. (2011). Electromyographic analysis of pedaling: A rewiew. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 182-198.
- Christov, R., Ivanov, S., & Christov, R. (1989). Problems of the biomechanical analysis of the rowing technique in real and test conditions. In: Tsarouchas, L. (ed.) et al. *Biomechanics in*

Sports V: proceedings of the Fifth International Symposium of Biomechanics in Sports. Hellenic Sports Research Institute, Olympic Sports Center of Athens, p. 269-275

Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG – a practical introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon INC USA. Retrieved from <http://www.demotu.org/aulas/control/ABCofEMG.pdf>.

Kornecki, S., & Jaszczak, M. (2010). Dynamic analysis of rowing on Concept II type C ergometer. *Biology of Sport*, 27(3), 187-194.

Kračmar, B., Chrástková, M., & Bačáková, R. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Karolinum.

Marcolin, G., Lentola, A., Paoli, A., & Petrone, N. (2015). Rowing on a boat versus rowing on an ergo-meter: a biomechanical and electromyographical preliminary study. *Procedia Engineering*, 112, 461-466.

Pollock, C. L., Jenkyn, T. R., Jones, I. C., Ivanova, T. D., & Garland, S. J. (2009). Electromyography and kinematics of the trunk during rowing in elite female rowers. *Medicine and Sciences in Sports and Exercise*, 41(3), 628-636.

Rodriguez, R. J. (1990). Electromyographic analysis of rowing stroke biomechanics. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 30, 103-108.

Shaharudin, S., Zanutto, D., & Agrawal, S. (2015). Muscle synergies of untrained subjects during 6 min maximal rowing on slides and fixed ergometer. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13, 793-800.

Špulák, D., Čmejla, R., Bačáková, R., Kračmar, B., Satrapová, L., & Novotný, P. (2014). Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements. *Computers in Biology and Medicine*, 47, 93-103.

Špulák, D. (2016). Zpracování povrchových elektromyografických signálů. Disertační práce. Praha: ČVUT FEL.

Turpin, N. A., Guével, A., Durand, S., & Hug, F. (2011). No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 1030-1040.

Zbořilová, M., Kračmar, B., Sedlák, J., & Vele, F. (2016). Míra koordinační podobnosti dřepu a veslařského kroku. *Studia Kinanthropologica*, 17(3), 491-500.