

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



**Porovnání timingu svalů při jízdě na kole ve vodě a na suchu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.**

Vypracovala:

**Bc. Hana Sladká**

Praha, duben 2011

# **Abstrakt**

## **Název:**

Porovnání timingu svalů při jízdě na kole ve vodě a na suchu

## **Cíl práce:**

Hlavním cílem této diplomové práce je porovnání timingu vybraných svalů dolní končetiny a zádových svalů při jízdě na kole ve vodě a na suchu.

## **Metoda:**

Jedná se o případovou studii, ve které je analyzován a zpracován vztah svalů dolní končetiny a zádových svalů vůči vzduchu a vůči vodě. Jako objektivizační metoda byla zvolena povrchová elektromyografie. Pro zajištění nastavení stejných výchozích podmínek pro obě prostředí bylo vybráno stacionární vodní kolo Sapilo, které se dá využít i na suchu. Do výzkumného souboru byly zařazeny 4 ženy, z nichž žádná se v minulosti nevěnovala profesionální cyklistice.

## **Výsledky:**

Timing svalů je podobný, ale vodní prostředí se projevilo ve změně rychlosti šlapání a velikosti svalové aktivity.

## **Klíčová slova:**

povrchová elektromyografie, Water Surface EMG, timing, vodní kolo

# **Abstract**

## **Title:**

Comparing muscle timing during cycling on land and in water

## **Objective:**

The main goal of this thesis was to compare timing of muscles of lower extremities and of back muscles during cycling on land and in water.

## **Methods:**

In this experiment the relationship between muscles of lower extremities/back muscles and air/water was processed and analyzed. As an objectification was used surface electromyography. The same aqua bike Sapilo was used for both environments. Four women took part in the experiment. None of them was professional cyclist in the past.

## **Findings:**

Timing of muscles is similar for both environments. The influence of water was reflected in the speed of pedaling and in the level of muscle activity.

## **Keywords:**

surface electromyography, Water Surface EMG, timing, aqua bike

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Porovnání timingu svalů při jízdě na kole ve vodě a na suchu“ vypracovala samostatně pod vedením Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu na konci práce.

Nemám závažný důvod proti užití této práce ve smyslu §60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne

Hana Sladká

.....

.....

## **Poděkování**

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. za její odborné vedení a za čas, který mi věnovala. Dále bych také poděkovala MUDr. Davidu Pánkovi, Ph.D. zejména za pomoc s praktickou částí, Mgr. Danielu Jurákovi za zajištění podmínek v plavecké laboratoři a Kateřině Stýblové za zapůjčení vodního kola.

## Evidenční list knihovny

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

# Obsah

|  |    |
|--|----|
| 1 ÚVOD .....   | 10 |
| 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE .....                          | 11 |
| 2.1 EMG obecně .....   | 11 |
| 2.1.1 Technické vybavení .....                               | 12 |
| 2.1.2 Lokace elektrod.....                                   | 13 |
| 2.1.3 Ovlivnění EMG signálu a jeho interpretace.....         | 14 |
| 2.2 Artefakty vodního prostředí při měření WaS-EMG .....     | 15 |
| 2.3 Vlastní měření WaS-EMG z praktického pohledu .....       | 16 |
| 2.4 Výzkumy v oblasti jízdy na kole .....                    | 18 |
| 2.4.1 Nastavení kola.....                                    | 19 |
| 2.4.2 Rychlost šlapání .....                                 | 20 |
| 2.4.3 Technika šlapání.....                                  | 20 |
| 2.5 Hodnocení jízdy na kole .....                            | 21 |
| 2.5.1 Popis cyklu šlápnutí .....                             | 21 |
| 2.5.2 Aktivace svalů dolní končetiny při jízdě na kole ..... | 22 |
| 2.5.3 Vliv senzomotorického řízení na šlapání .....          | 25 |
| 2.6 Porovnání pohybu ve vodním prostředí a na suchu.....     | 26 |
| 2.7 Vodní kolo .....   | 28 |
| 2.7.1 Parametry vodního kola Sapilo .....                    | 28 |
| 2.7.2 Různé druhy vodního kola .....                         | 29 |
| 2.7.3 Jízda na kole ve vodě a její vliv na organismus .....  | 30 |
| 2.7.4 Výzkumy a vodní kolo .....                             | 31 |
| 3 CÍL A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY .....                          | 32 |
| 3.1 Cíl práce.....   | 32 |
| 3.2 Úkoly práce.....   | 32 |
| 3.3 Hypotézy.....  | 32 |
| 4 METODY A POSTUP ŘEŠENÍ.....                                | 33 |
| 4.1 Charakter výzkumu.....                                   | 33 |

|       |                                      |    |
|-------|--------------------------------------|----|
| 4.2   | Použité metody a přístroje .....     | 33 |
| 4.3   | Výzkumný soubor.....                 | 33 |
| 4.4   | Průběh měření .....                  | 34 |
| 4.5   | Sběr dat .....                       | 36 |
| 4.6   | Analýza dat .....                    | 36 |
| 5     | VÝSLEDKY .....                       | 40 |
| 5.1   | Timing na suchu.....                 | 40 |
| 5.2   | Timing ve vodě .....                 | 41 |
| 5.3   | Porovnání timingu.....               | 42 |
| 5.3.1 | Individuální odlišnosti.....         | 43 |
| 5.4   | Další výsledky.....                  | 43 |
| 5.4.1 | Posun fáze .....                     | 43 |
| 5.4.2 | Porovnání svalové aktivity .....     | 44 |
| 5.5   | Shrnutí výsledků .....               | 46 |
| 6     | DISKUZE .....                        | 47 |
| 7     | ZÁVĚR .....                          | 54 |
|       | SEZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH CITACÍ ..... | 56 |
|       | PŘÍLOHY .....                        | 61 |

## **Seznam zkratk a jejich definic**

BDC bottom dead center (nejnižší pozice chodidla na převodníku)

BPM beats per minute (úderů za minutu)

EMG povrchová elektromyografie

MVC maximální volní kontrakce

PCA principal component analysis (analýza hlavních komponent)

RMS root mean square (střední kvadratická hodnota)

RPM revolutions per minute (otáčky za minutu)

TDC top dead center (nejvyšší pozice chodidla na převodníku)

WaS-EMG Water Surface Electromyography (EMG snímané ve vodním prostředí)

# 1 ÚVOD

Možnosti využití vodního prostředí k pohybové aktivitě nám přibližuje sportovní odvětví aquafitness. V něm jsou ve velké míře používány pomůcky uzpůsobené pro horní končetiny. Existují ale samozřejmě nejrůznější zařízení i pro dolní končetiny. Jedním z nich je vodní kolo, které je běžně v České republice označováno jako aquabike. V současné době lze v několika našich městech navštěvovat veřejně přístupné, pravidelné lekce aquabiku (t.č. např. v Jablonci nad Nisou, Praze a Uherském Brodě).

V zahraničí i u nás jsou k dispozici vodní kola, která jsou jiná nejen svým pojmenováním a konstrukcí (např. poolbike, hydrobike, hydroider), ale někdy i odlišným využitím přesahujícím rámec rekreačního sportu (např. hydrocycle pro tetraplegiky). Tímto by mohl být naznačen další možný směr využití ve fyzioterapii - např. v rehabilitačních ústavech používat v rámci hydroterapie vodní kola u pacientů s ortopedickými, neurologickými, metabolickými a dalšími nemocemi.

Voda a vzduch jsou dvě různá prostředí, která mají odlišné fyzikální vlastnosti. Mají také odlišný vliv na prováděný pohyb, což je dokládáno v literatuře. Některé studie využívají k objektivizaci svých tvrzení povrchovou elektromyografii a v mnoha případech se zabývají porovnáním chůze. V této práci tedy určitým způsobem navazují na publikované výzkumy.

Cílem je porovnat timing vybraných svalů dolní končetiny a zádových svalů při jízdě na vodním kole na suchu a ve vodě.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

V úvodních kapitolách teoretické části diplomové práce je stručně uvedena problematika povrchové elektromyografie (dále EMG), vlivu vodního prostředí na záznam EMG a metodiky při měření WaS-EMG (EMG snímané ve vodním prostředí).

Dále jsou popsána základní kritéria potřebná při jízdě na kole a jsou zmíněny možnosti hodnocení jízdy na kole (vztažené na výsledky plynoucí z užití EMG).

Je zařazena i kapitola věnující se výzkumům, které již dříve porovnávaly pohyb ve vodním prostředí a na suchu (taktéž vztažené k objektivizační metodě EMG).

V neposlední řadě pak teoretickou část doplňuje popis vodního kola Sapilo, které bylo použito k experimentu. Jsou uvedeny vlivy vodního prostředí na organismus při jízdě na vodním kole a je zmíněn také přehled výzkumů, které ke svým pozorováním využily jízdu na kole ve vodě.

### 2.1 EMG obecně

V posledních padesáti letech je při výzkumech velmi často používanou laboratorní metodou EMG (Rouffet a Hautier, 2008). EMG snímá sumu potenciálů z mnoha svalových vláken uložených pod elektrodami a tím poskytuje globální informaci o činnosti celého svalu nebo jeho podstatné části (Zedka a Valouchová, 2009). Umožňuje porozumění tomu, jak se chová nervový systém při působení vnějších vlivů (Rouffet a Hautier, 2008). Jak uvádí Kolář et al. (2009), sval vnímáme funkčně jako pokračování nervu, součást nervového systému a ne jako izolovanou jednotku. EMG je také často popisována jako zobrazení aktivity motorických jednotek (Hug, 2011).

Signál pořízený z více svalových vláken lépe vystihuje funkci svalu jako celku, což je v rehabilitaci využíváno k hodnocení svalové koordinace, k vyšetření síly a k posouzení unavitelnosti svalu (Zedka a Valouchová, 2009). De Luca (1997) uvádí, že jakékoli místo na svalu obsahuje vlákna, která reprezentují motorické jednotky, které produkují sílu do celého svalu.

Při sledování svalů během komplexních, koordinovaných pohybů lze provádět hodnocení procentuálního zastoupení aktivace svalů, lze posuzovat časový sled (dále

timing) aktivace jednotlivých svalů či podpořit motorické učení zpětnovazebně – biofeedbackem (Zedka a Valouchová, 2009).

Svalovou sílu jako takovou pomocí EMG přímo měřit nelze. Amplituda EMG je pouze úměrná síle, kterou daný sval vykonává (Zedka a Valouchová, 2009). Tento vztah tedy do jisté míry umožňuje určit sílu podle EMG záznamu, pro jejíž výpočet prozatím neexistuje jedna metoda aplikovatelná na všechny druhy kontrakce - z důvodů technických a anatomicko-fyziologických (Zedka a Valouchová, 2009). Obecně lze říct, že EMG signál roste při vzrůstající síle a/nebo rychlosti kontrakce svalu (De Luca, 1997). Je to kvalitativní údaj, který lze využít při hodnocení dvou pohybů tak, aby bylo možné říct, který z nich vyžaduje více síly (De Luca, 1997). Konrad (2005) dodává, že také závisí na trénovanosti a kondici svalu. Podle něj trénovaný sval vykazuje nižší aktivitu EMG pro dosažení vysoké síly, kdežto hypotrofický nebo unavený sval má vysokou EMG aktivitu při malé síle.

Někdy bývá stanovována svalová únava. Obyčejně se určuje bod v čase, tj. okamžik, ve kterém kontrakce již nemůže být déle zachována (De Luca, 1997).

Jak vyplývá z práce De Lucy (1997): při práci s EMG musíme mít na paměti spoustu faktorů, které mohou ovlivnit měření. Jsou to anatomické souvislosti a možné rušení signálu z okolních svalů (viz 2.5.2), stav vnitřního prostředí, ovlivnění vnějším prostředím (viz 2.1.3), fyziologické pochody, typ kontrakce, stejně jako technické vybavení (viz 2.1.1) a umístění elektrod (viz 2.1.2).

### **2.1.1 Technické vybavení**

Technické vybavení k pořízení EMG záznamu popisuje Keller (1999). Patří k němu monitor s analogo-digitálním převodníkem, vyhodnocovací digitální jednotka, stimulátor, elektrody a zesilovač, který má více funkcí. Z těchto funkcí je to v první řadě zesílení, které je uváděno jako citlivost (velikost napětí v  $\mu\text{V}$  na jeden dílek na monitoru), jako další jsou to frekvenční filtry, kterými omezujeme rozsah signálů, které chceme registrovat. Dále vstupní impedance přístroje neboli vstupní odpor mezi vodičem a elektronickými součástkami přístroje. Na tomto odporu je měřeno potenciální napětí zaznamenávaného signálu, které postupně ztrácí svou hodnotu – nejvíce pro odpor mezi elektrodou a tkání. Ten se navíc může v průběhu měření měnit (změna teploty, prokrvení, pocení, vysychání gelu). Z těchto důvodů vstupní odpor dosahuje vysokých hodnot, které s sebou ale přináší snadnější indukování parazitárních

proudů z okolí (střídavý proud z rozvodné sítě, radiové vysílání). V rámci EMG vyšetření je používán zesilovač se symetrickým vstupem a bipolární registrace, tj. snímání z aktivní a referenční elektrody. To znamená, že signály z obou elektrod jsou zesíleny a jejich výsledný rozdíl následně zobrazuje měřený signál (rozdílem se odečtou artefakty v obou větvích). Do okolí těchto elektrod je třeba ještě umístit zemnicí elektrodu.

Základní rozdělení elektrod je na jehlové a povrchové. Při porovnání rozsahu snímatelnosti mají větší výpovědní hodnotu povrchové elektrody než jehlové. Povrchová elektroda snímá rozsáhlejší objem svalové tkáně a tím se i záznam z ní pořizovaný více přibližuje mechanickým výsledkům (Hug a Dorel, 2009). Tvar, plocha a vzdálenost mezi detekčními elektrodami ovlivňuje amplitudu EMG a dá se říct, že platí přímá úměra mezi počtem snímaných svalových vláken a velikostí amplitudy (De Luca, 1997).

Technické vybavení týkající se tzv. WaS-EMG je popsáno dále (viz 2.3).

### **2.1.2 Lokace elektrod**

De Luca, snad nejcitovanější autor článků o EMG, říká, že preferovaná lokace elektrody je uprostřed svalového břicha mezi nejbližší inervační zónou (místem, kde se setkávají nervová a svalová vlákna) a myotendinózním spojením (De Luca, 1997).

Umístěním elektrod se ve své práci zabývali také Rainoldi, Melchiorri a Caruso (2004). Poukazují na fakt, že jestliže je elektroda dána přesně do místa inervační zóny, amplitudy „cestují“ z plusových do minusových hodnot. Doporučují proto umístit elektrodu mezi inervační zónu a distální nebo proximální úpon svalu. Dokonce vypracovali přehled inervačních zón pro 12 svalů dolní končetiny, které lze najít na anatomicky dané křivce vždy v určité vzdálenosti (s tolerancí). Nutno však podotknout, že studie byla provedena pouze na 10 probandech.

Je možné si pořídit atlasy, ve kterých je předdefinovaná lokace motorických bodů, např. Leis a Trapani (2000).

O lokaci elektrod se zmiňují i Pánek, Pavlů a Čemusová (2009) - při extracelulárním snímání závisí tvar i amplituda akčního potenciálu na poloze elektrody vzhledem k aktivnímu svalovému vláknu. Upozorňují dále na dodržení určitých metodických pravidel při vyhodnocování tak, aby nedošlo k desinterpretaci pořizovaných biosignálů (viz 2.1.3).

### 2.1.3 Ovlivnění EMG signálu a jeho interpretace

Ovlivnění EMG signálu se objevuje v práci Rouffeta a Hautiera (2008). V něm autoři shrnují, že na variabilitě experimentálních dat se podepisuje odlišnost subjektů, svalů a samotných studií. Z přehledu literatury pak uvádějí vliv vzdálenosti mezi elektrodami, umístění elektrod, množství podkožního tuku, potivosti a teploty kůže nebo vliv EMG detekčního systému. V neposlední řadě úhel kloubu, svalovou délku, rychlost kontrakce a velikost zátěže považují za nezbytné uvádět pro standardizaci dynamické kontrakce. Samozřejmě i motivace, která velmi významně ovlivňuje nábor motorických jednotek, je jeden z faktorů, který musí být při experimentu zohledněn.

Co se týká timingu svalů jako takového, uvádí De Luca (1997), že při stanovení časového sledu aktivace svalů nezáleží na tom, zda je kontrakce izometrická nebo anizometrická. Je ale důležité dát si pozor na signál, zda opravdu pochází ze svalů, který je předmětem zkoumání. To, co by mělo snížit rušení z okolních svalů, je umístění elektrod přímo do osy procházející středem svalového břicha.

Dále stojí za zmínku, že sval během kontrakce mění svou délku a obdobně tomu by měla měnit svou pozici i elektroda. To ale při současném trendu připevňování povrchových elektrod na kůži vede k rozdílné délce svalového vlákna a kůže během kontrakce (De Luca, 1997). Na druhou stranu pokud by nebylo pevně zajištěno umístění elektrody, docházelo by k záznamu z jiných motorických jednotek, než které byly detekovány prvně (De Luca, 1997).

Obecně je známo, že u tonických vláken je pomalejší nástup únavy a pomalejší svalová kontrakce než u vláken fázických. Při měření vzniká elektromechanické zpoždění mezi generovanou svalovou silou a zachyceným EMG signálem (De Luca, 1997). Lze tedy předpokládat, že u svalů s vyšším počtem fázických vláken bude zpoždění záznamu (v řádu stovek milisekund) nižší než u svalů s více tonickými vlákny (De Luca, 1997).

Pozornost při měření by se měla zaměřit i na svalovou únavu, která s sebou nese sníženou rychlost vedení nervem a zvýšení amplitudy EMG (De Luca, 1997).

Při interpretaci EMG bychom se měli snažit zjistit, z jakých frekvenčních komponent je složena výsledná křivka (tzv. spektrální analýza). V EMG praxi je dominantní metodou rychlá Fourierova transformace (Pánek, Pavlů a Čemusová, 2009). Důležitými parametry a jejich doporučenými hodnotami této transformace jsou:

interval vyšetřovaného úseku pozorování TM (time of measurement) v rozsahu 5-10 s, vzorkovací frekvence o velikosti minimálně 1000 Hz a počet bodů neboli number points Fast Fourier transformation (NPFFT) – zvolit na 512, 1024 nebo 2048 (Pánek, Pavlů a Čemusová, 2009).

V rámci vyhodnocování pohybu na kole musí být zohledněn cyklický pohyb. Z něj se dá určit vzorec svalové aktivace (Hug a Dorel, 2009). Analýza lze udělat z timingu a/nebo ze stupně svalové aktivity (Hug a Dorel, 2009). Ve své práci Li a Baum (2004) stanovili práh nástupu a konce aktivity svalu jako hodnotu, která splňovala minimálně 10% maximální aktivity svalu. V případě, že křivka byla špatně hodnotitelná, zda je sval aktivní či ne, byl práh stanoven na 20% jeho maximální aktivity. Jako aktivní je tedy považován sval, který přesahuje hranici 10%, popř. 20% své maximální aktivity. Rouffet et al. (2009) popisují kritérium aktivace svalu pomocí root mean square (dále RMS) hodnoty, která musí být vyšší, než práh tří standardních výchylek základní křivky trvající minimálně 50 ms. Aktivace je většinou popisována a vymezena pomocí onset (nástupních) a offset (konečných) hodnot.

V případě vyhodnocování anizometrické kontrakce doporučuje De Luca (1997) obecně co nejmenší míru zkrácení, co nejpomalejší rychlost, opakující se pohyb a co největší míru pozornosti při interpretaci.

## **2.2 Artefakty vodního prostředí při měření WaS-EMG**

WaS-EMG je zavedenou zkratkou (Pánek et al., 2010) pro anglický název Water Surface Electromyography (tj. EMG snímané ve vodním prostředí).

Prací, které by přímo rozpracovaly konkrétní artefakty při měření EMG ve vodním prostředí, není mnoho. Téměř výlučně se zabývají rozdílnou teplotou vody (Petrofsky a Laymon, 2005; Coulange et al., 2006; Veneziano et al., 2006; Kalpakcioglu et al., 2009). Další výzkumy se pak spíše věnují chování jednotlivých svalů ve vodním prostředí při různých pohybech např. při chůzi, běhu, plavání, pohybu kolenního a ramenního kloubu (Da Silva Carvalho et al., 2010).

Ve studiích, které zkoumají pohyb ve vodním prostředí, můžeme nacházet vysvětlení naměřených hodnot pomocí vztlakové síly či odporu vody. Ty jsou dané viskozitou vody, která je oproti vzduchu asi osmsetkrát vyšší, což s sebou přináší nižší

zatížení a potřebu zvýšení síly při pohybu (Miyoshi et al., 2004). Podle platného fyzikálního úzu jsou tělesa ponořená do vody lehčí než ve vzduchu díky působící vztlačové síle - jako výslednice hydrostatických sil působících na povrch tělesa má opačný směr než síla tíhová a tělesa nadlehčuje (Bednařík, Široká a Bujok, 1993). Miyoshi et al. (2004) v souladu s tímto uvádějí, že vztlačová síla vody snižuje vertikální zátěž při chůzi ve vodním prostředí (oproti chůzi na suchu). Tento výsledek byl objektivizován na základě došlapu na tlakovou plošinu Kistler.

Již dříve byl zmiňován vliv teploty na záznam EMG. Proto i stanovení teploty vody by mělo být ve studiích uváděno a zohledňováno. Dle Jandové (2009) je pro izotermní koupele pro osoby zdravé s normálním metabolismem vhodná teplota 34-35°C - nutno podotknout, že jsou to koupele celkové, u nichž se nepředpokládá fyzická aktivita. Při teplotě 25-32°C se jedná o chladné, hypotermní koupele, při kterých dochází při teplotě vody 25°C k poklesu tělesné teploty o 1°C za 7 minut (Jandová, 2009). Ve studiích, které se zabývají anizometrickou kontrakcí pod vodou, se teploty nejvíce přibližují právě tomuto rozsahu teplotami mezi 27°C a 34°C (Masumoto et al., 2004; Miyoshi et al., 2004; Kaneda et al., 2007; Shono et al., 2007; Masumoto, Delion a Mercer, 2009).

### **2.3 Vlastní měření WaS-EMG z praktického pohledu**

Byla vypracována metodika (Pánek et al., 2010), která shrnuje praktické rady pro měření WaS-EMG. Je shrnuta v následujícím odstavci.

Stejně (v porovnání s povrchovým EMG prováděným na suchu) je ošetření kůže, tzn. její očištění a odmaštění (popř. odstranění ochlupení) za použití abrazivní pasty a lihobenzinu. Ve výbavě pro WaS-EMG je nezbytné mít voděvzdorný vak (pro EMG zesilovač), speciální bipolární elektrody, krycí voděodolné přelepky (s průměrem cca 7 cm), EMG vodivý gel a silikon. V technice provedení je kladen velký důraz na správnou dávku vodivého gelu, který je aplikován na disk elektrody (většinou stříbrné Ag/AgCl o průměru 5 mm). Malé množství gelu zvyšuje impedanci mezi kůží a elektrodou, která zeslabuje a ruší elektrický signál. Naopak její velká dávka zvyšuje riziko odlepení elektrody v průběhu měření. Dále se u WaS-EMG liší interelektrodová vzdálenost, u které není dodržen doporučený 1 cm, protože docházelo opakovaně

k odlepování elektrod. Kruhové, krycí přelepky mohou být překryty maximálně o 1/3 svého průměru.

Stejně jako Pánek et al. (2010), tak i Rainoldi, Melchiorri a Caruso (2004) doporučují připevnění kabelů s bipolárními elektrodami na tělo probanda (tím se sníží další artefakty způsobené pohybem kabelů).

Potvrzení nutnosti použití voděodolného širokého krytí (dále také taping) spatřujeme v práci Rainoldiho, Melchiorriho a Carusa (2004). Autoři uvádějí, že tento způsob nabízí možnost nahrát porovnatelný záznam jako v podmínkách na suchu. Bez tapingu je podle nich totiž signál silně ovlivňován tepelnou vodivostí a pohybem vody. Nabízejí ještě možnost „off line filtering technique“, tedy techniky k rekonstrukci původního signálu, která se jeví příliš složitě (např. je třeba použití ostrého filtru pro frekvenci 1-20 Hz nebo znalost přesného koeficientu tlumení).

Da Silva Carvalho et al. (2010) uvádějí mnoho studií, které zdůrazňují důležitost voděodolné pásky při měření vodního EMG, ale také některé práce, které tuto skutečnost zpochybňují. Provedli experiment, který měl ozřejmit zmíněný rozpor. Z výsledků je patrné následující: při izometrické kontrakci ve vodě bez tapingu došlo ke snížení amplitudy EMG až o 50%. Při porovnání izometrické kontrakce ve vodním prostředí při použití krycí pásky se výsledky shodovaly s těmi, které byly naměřeny na suchu bez pásky i s páskou. Krycí páska použitá na suchu tedy podle nich nemá vliv na amplitudu EMG, zato významně ovlivňuje záznam EMG ve vodním prostředí.

V práci Veneziana et al. (2006) se objevuje zmínka o krycí pásce, která vyvíjí určitý tlak na elektrodu vůči kůži a svalovou tkáň uloženou pod ní. Z tohoto hlediska by bylo vhodnější použít krycí pásku ve vodním prostředí i na suchu.

Ve vyhodnocení dle Pánka et al. (2010) není viděna odlišnost mezi EMG a WaS-EMG, pouze je třeba větší obezřetnosti při vyhodnocování artefaktů, které jsou ve vodě častější.

## 2.4 Výzkumy v oblasti jízdy na kole

Jak uvádí ve své práci Ting et al. (1998) a jak je zmíněno v tomto odstavci podrobněji, šlapání je pro studium rotačního pohybu považováno za ideální. Mechanická stránka může být kontrolována i měněna. Redukuje se počet možných pohybů nohou, protože jsou nohy nuceny následovat trajektorii převodníku (viz obrázek 1). Tato myšlenka se objevuje také v odborném článku Huga a Dorela (2009), kde autoři zmiňují pohyby dolních končetin, které jsou vymezovány parametry kola. Podle nich i podle Tinga et al. (1998) se navíc při jízdě vsedě na stacionárním kole nemusí brát v úvahu rovnováha.



**Obrázek 1 – Převodník**

Převzato z: URL: <<http://www.velosport.cz/eshop-pictures/398.jpg>>[cit. 2010-12-30].

Pohyb dolních končetin se uskutečňuje převážně v sagitální rovině, i když jak upozorňují Wakeling a Horn (2009), je možný vliv laterálních sil, které ještě nejsou zcela prozkoumané. Ovlivňují vzájemnou aktivitu např. musculus (dále m.) gastrocnemius lateralis a m. gastrocnemius medialis, nebo m. biceps femoris a m. semitendinosus.

Studiem těchto synergických funkcí svalů dolní končetiny se zabývali Wakeling a Horn (2009). Použili statický ergometr s klasickými pedály a pro vysokou fyzickou náročnost požadovanou při experimentu zvolili za probandy trénované cyklisty. Svalová aktivita se měnila při změně obou sledovaných parametrů – zátěže i kadence. Nejnižších hodnot dosahovala EMG křivka při nejpomalejším šlapání s nejnižší zátěží (60 rpm, 6,5 Nm). U sledovaných svalů odpovídala změna aktivity tradičnímu rozdělení svalů na fázičké a posturální. Tj. při změně kadence vykazovaly vyšší aktivitu více svaly fázičké (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. vastus medialis, m. vastus lateralis), při změně zátěže více svaly posturální (m. soleus, m. rectus femoris, m. biceps femoris). Při 20,7% EMG intenzitě se odpojil m. soleus od m.

gastrocnemius medialis a m. gastrocnemius lateralis (u m. triceps surae). Při 23,4% EMG intenzitě došlo k odpojení m. rectus femoris od m. vastus medialis a m. vastus lateralis (u m. quadriceps femoris). V obou těchto případech došlo k odpojení jednokloubových svalů od dvoukloubových. Svě pozorování uzavírají autoři s tím, že pozorované svaly ač v jedné anatomické skupině, se odlišují svou aktivací v rámci působících mechanických podmínek. V diskuzi autoři zmiňují možný alternativní přístup, který by mohl být použit k normalizaci cyklu šlápnutí a k ohodnocení timingu svalů dolní končetiny.

Biomechanické funkce a návaznost aktivity svalů se zdají být podobné u chůze i u šlapání navzdory kinematice (Hug a Dorel, 2009). Touto podobností se u nás zabývali Kračmar (2002, 2005), Dušková (2006) a Kračmar, Bačáková a Hojka (2010).

Výkon, rychlost šlapání, pozice těla, umístění nohy na pedálu, úroveň trénovanosti probanda a únava – to vše jsou parametry, které by se při posuzování jízdy na kole měly zohledňovat (Hug a Dorel, 2009).

Pedály jsou dvěma z pěti míst, kterými je cyklista spojen s kolem (Hug a Dorel, 2009). Standardní pedály dovolují aplikovat pozitivní efektivní energii při extenční fázi<sup>1</sup>. Při flekční fázi je možná produkce další síly při užití tzv. nášlapných pedálů nebo již dříve používaných pedálů s klipsami (Hug a Dorel, 2009). Následně Ting et al. (1998) udávají, že v případě chůze i při šlapání je signifikantnější fáze extenze, která generuje větší sílu, než fáze flexe.

#### **2.4.1 Nastavení kola**

Nastavení základní polohy (de facto atitudy) je jeden z nejdůležitějších momentů sportovní lokomoce (Kračmar, 2002), proto by měla být zohledňována i zvolená pozice vsedě na kole. Při jízdě na kole vsedě spočívá převážná část hmotnosti jedince na sedle a na řídkách (Kračmar, 2002). Ve vodním prostředí se přidává vliv vztakové síly, která dolní končetiny nadlehčuje (viz 2.7.3) a vliv pohybů vody, které zvyšují nároky na stabilizaci trupu.

Optimální výška sedla (chápána jako vzdálenost vrcholu sedla a středu pedálu) je jak ve starších, tak i v novějších pracích stanovována jako stoprocentní vzdálenost mezi zemí a velkým trochanterem (Gregor, Broker a Ryan, 1991; Rouffet et al., 2009). V některých studiích je nastavení výšky sedla odvozováno od úhlu v kolenním kloubu.

---

<sup>1</sup> O fázi extenze (resp. flexe) bude pojednáno v podkapitole 2.5.1.

Konopka (2007) uvádí pro praxi správnou výšku sedla podle flexe kolenního kloubu 170°-175°. Úhly jsou měřeny při nastavení šlapky do nejnižší pozice na převodníku při umístění přednoží na střed pedálu.

Sedlo by mělo být nastavitelné i antero-posteriorně. Definice správného nastavení vychází z vodorovného postavení klik se zemí, kdy by olovnice spuštěná od čéšky měla procházet osou pedálu, tj. asi 2-5 cm před špičkou sedla (Konopka, 2007). Dále je pro pozici cyklisty důležité postavení trupu: dá se vyjádřit jako úhel, který svírá trup a linie kyčelní kloub - střed převodníku (Hug a Dorel, 2009).

Vhodně zvolená výška řídítek je pro rekreační cyklistiku ve stejné výšce, jako je výška sedla.

#### **2.4.2 Rychlost šlapání**

Dle Gregora, Brokera a Ryana (1991) je rychlost 60 rpm hojně používána ve fyziologických studiích. Samozřejmě nejen ve fyziologických studiích používají tuto kadenci (Ting et al., 1998). Rychlejší kadence mezi 80 a 110 rpm je již využívána u výkonnostních cyklistů (URL: <<http://mytriathlontraining.com/content/optimal-pedaling-cadence>>[cit. 2010-12-2]). Rychlost 50-70 rpm je doporučována pro rekreační cyklistiku.

Li a Baum (2004) nechali probandy šlapat při 60 rpm právě jednu minutu před 10 sekundovým záznamem. Také vyslovili hypotézu, že svalová aktivita se musí při zvyšující se kadenci objevit podstatně dříve tak, aby se vytvořila síla pro daný kvadrant.

Čtyřicetisekundové šlapání, z něhož se využilo posledních 20 s, bylo stanoveno pro všechna měření ve studii Tinga et al. (1998).

#### **2.4.3 Technika šlapání**

Dvě možné techniky šlapání uvádí Kračmar (2002, 2005) a Kračmar, Bačáková a Hojka (2010) - jedná se o axiální a radiální cyklistický krok.

Při axiálním šlapání dochází k takovému pohybu nohy, kdy se poloha plosky nohy na pedálu mění během jednoho cyklistického kroku. Dle Kračmara, Bačákové a Hojky (2010) snížená poloha paty pod úroveň pedálu při axiálním šlapání může odpovídat dopadu na patu při chůzi, což je pohybový stereotyp, který je fixní již od dětství a projevuje se i při jízdě na kole.

Na Kračmara navazuje Dušková (2006) ve své diplomové práci, která se taktéž zaměřuje na techniku šlapání (axiální, radiální). Říká, že radiální šlapání je pohybový stereotyp zajišťující nejefektivnější využití svalové práce dolních končetin při jízdě na kole. Tato pohybová dovednost není člověku přirozená (Dušková, 2006) a cyklista se jí musí naučit – u závodníka působí hnací síly svalů dolní končetiny po tečně kružnice, kterou opisuje osa pedálu a je tedy třeba udržovat plantární flexi (Kračmar, 2002).

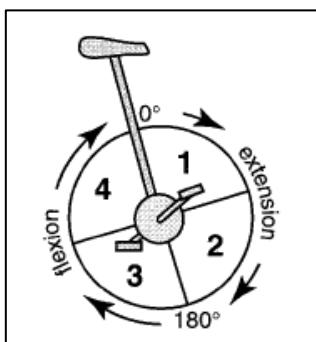
Při rekreační jízdě na kole lze tedy předpokládat užití axiálního typu šlapání (Kračmar, Bačáková a Hojka, 2010).

## **2.5 Hodnocení jízdy na kole**

### **2.5.1 Popis cyklu šlápnutí**

Při repetitivním pohybu (chůze, cyklistika) by se měla vyhodnocovat fixní perioda pohybu (De Luca, 1997). Tato fixní perioda (také cyklus šlápnutí, cyklistický krok) je v této diplomové práci chápán jako cyklický pohyb začínající i končící v místě nazvaném top dead center - dále TDC (Li a Baum, 2004). Chodidlo v rámci pohybu po kružnici opíše celých 360°. Aktivace svalů je pak popisována v rámci určitého rozmezí ve stupních. Někdy jsou k vyhodnocení používány kvadranty, přičemž jeden kvadrant má vždy 90° (Ting et al., 1998). TDC je většinou v 0° (Rouffet et al., 2009).

Pro lepší orientaci a popis je dobré zmínit i bottom dead center (dále BDC), tedy místo na pomyslné kružnici vzdálené od TDC o 180°. BDC je často v osově linii se sedlovou trubkou. Někdy jsou popisovány fáze extenze a flexe. Extenční fáze začíná v TDC (při 0°) a končí v BDC (při 180°), u flekční fáze je tomu naopak. Podrobně je cyklus šlápnutí schématicky zaznamenán na obrázku 2.



Obrázek 2 – Grafické znázornění cyklu šlápnutí

Převzato z: Ting et al.(1998).

### 2.5.2 Aktivace svalů dolní končetiny při jízdě na kole

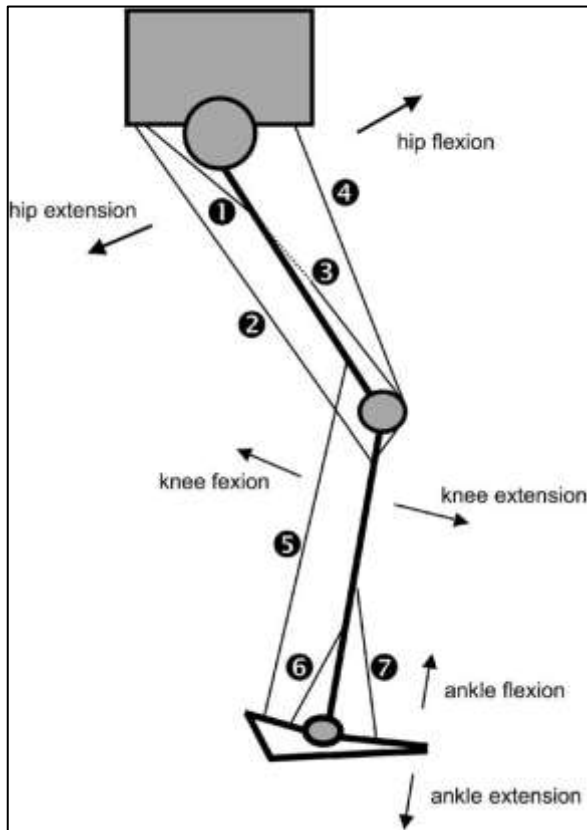
Při porovnání EMG výsledků je třeba vycházet z literatury, která se zabývá běžnou cyklistikou pro minimum literatury o výzkumech prováděných přímo na vodním kole (viz 2.7.4).

Hlavní svaly dolní končetiny, které jsou aktivní při šlapání, jsou podrobně popsány a schématicky zaznamenány na obrázku 3 (Hug a Dorel, 2009).

Jak uvádí Dušková (2006) ve své diplomové práci, při jízdě na kole na lehký převod může být uplatněn princip reciproční inervace - noha se setrvačností pohybuje po ose otáčení pedálu. Při těžším převodu již musí být aktivovány svaly, které udržují segmenty dolní končetiny ve stabilizované poloze, aby byl vyvíjen tlak na pedály takový, aby se dolní končetina nevychylovala z osy pohybu, tj. svaly jsou v kokontrakci (Dušková, 2006).

Rouffet a Hautier (2008) vybrali pro svoji studii pouze svaly pravé dolní končetiny: m. gluteus maximus, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. gastrocnemius medialis, m. soleus. Považovali je za hlavní, které jsou aktivovány při šlapání (i když v následující práci - Rouffet et al. (2009), se věnovali svalům: m. gluteus maximus, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. gastrocnemius medialis a m. tibialis anterior). Povrchové elektrody umístili na svalové břicho v průběhu svalových vláken. Při pohybu dolů se dle jejich výsledků nejprve aktivují m. gluteus maximus a m. vastus lateralis, aby předaly mechanickou energii na končetinu (potažmo na převodník). Následuje regulovaná aktivace m. rectus femoris a m. biceps femoris, tak aby byl zajištěn

koordinovaný pohyb při přechodu do další fáze – flexe (viz obrázek 2). Dále se v této fázi zapojí i m. gastrocnemius medialis a m. soleus.



**Obrázek 3 – Hlavní svaly podílející se na šlapání**

Převzato z: Hug a Dorel (2009).

(1) m. gluteus maximus (extensor kyčelního kloubu); (2) m. semimembranosus a dlouhá hlava m. biceps femoris (extensory kyčelního kloubu/flexory kolenního kloubu); (3) m. vastus medialis a m. vastus lateralis (extensory kolenního kloubu); (4) m. rectus femoris (extensor kolenního kloubu/flexor kyčelního kloubu); (5) m. gastrocnemius lateralis a m. gastrocnemius medialis (flexory kolenního kloubu/ plantární flexory hlezenního kloubu); (6) m. soleus (plantární flexor hlezenního kloubu); (7) m. tibialis anterior (dorzální flexor hlezenního kloubu).

Biartikulární svaly (jako např. m. rectus femoris nebo m. biceps femoris) převádí energii mezi klouby během 1 cyklu šlápnutí a/nebo kontrolují směr vyrobené síly. Tyto funkce uplatňují přednostně, než aby byly primárními výrobci síly (Hug a Dorel, 2009). To se může projevit v rozdílném timingu aktivace dvoukloubových svalů m. biceps femoris a m. rectus femoris, který se výrazně měnil, jestliže probandi šlapali bez zátěže (Rouffet et al., 2009).

M. vastus medialis a m. vastus lateralis jsou svaly více používané jako extenzory (v rámci extenční fáze), m. rectus femoris je více jako flexor aktivovaný zj. při přechodu přes TDC (Neptune, Kautz a Hull, 1997).

Při vyhodnocování Li a Baum (2004) popisují nástup a konec aktivace m. tibialis anterior a m. soleus pomocí úhlů. Rozsah aktivace m. tibialis anterior se pohybuje okolo 252°-359°. Čím je vyšší kadence, tím je aktivace dřívější, i když ukončení aktivace se nemění. M. soleus má rozmezí aktivace přibližně 3°-176° (bez vlivu rychlosti). Lze tedy shrnout, že m. tibialis anterior se zapojuje zj. ve IV. kvadrantu a m. soleus zj. v I. kvadrantu.

Popis zapojení těchto svalů se shoduje s popisem Hamilla a Knutzena (2009). Uvádějí v jednotlivých kvadrantech svaly s vysokou, střední a nízkou aktivitou. Pro přehlednost uvedu nejprve svaly s vysokým podílem aktivity, poté svaly s průměrnou aktivitou a nakonec svaly s velmi nízkou aktivitou.

Vysoká aktivita:

- I. kvadrant (0°-90°): m. gluteus maximus, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. soleus, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis;
- II. kvadrant (90°-180°): m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis;
- III. kvadrant (180°-270°): není uveden žádný sval s vysokou aktivitou;
- IV. kvadrant (270°-360°): m. rectus femoris, m. tibialis anterior.

Průměrná aktivita:

- I. kvadrant (0°-90°): m. biceps femoris;
- II. kvadrant (90°-180°): m. soleus;
- III. kvadrant (180°-270°): m. rectus femoris;
- IV. kvadrant (270°-360°): m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. vastus lateralis, m. vastus medialis.

Velmi nízká aktivita:

- I. kvadrant ( $0^{\circ}$ - $90^{\circ}$ ): m. tibialis anterior;
- II. kvadrant ( $90^{\circ}$ - $180^{\circ}$ ): m. gluteus maximus, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. tibialis anterior;
- III. kvadrant ( $180^{\circ}$ - $270^{\circ}$ ): m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis, m. gastrocnemius medialis;
- IV. kvadrant ( $270^{\circ}$ - $360^{\circ}$ ): m. gluteus maximus.

Změnu aktivace svalů dolní končetiny při dosahování konstantní rychlosti při různé zátěži u jízdy na stacionárním kole dokázali Rouffet et al. (2009). Bez zátěže se zpozdila aktivace m. gluteus maximus a m. rectus femoris, dále u m. vastus medialis se objevila pozdější offset aktivace.

Při zvyšující se kadenci zaznamenali Wakeling a Horn (2009) obecně dřívější aktivaci svalů, kterou vysvětlují elektromechanickým zpožděním, kdy při vzrůstající rychlosti se zvětšuje hodnotitelný úsek cyklu šlapání (Neptune et al., 1997).

### **2.5.3 Vliv senzomotorického řízení na šlapání**

Senzomotorické řízení podle různých podmínek při šlapání může způsobovat malé změny v neuromuskulární aktivitě svalu (Rouffet a Hautier, 2008).

Ting et al. (1998) popsali silný sklon ke zvýšení aktivity svalů účastnících se flekční fáze (m. tibialis anterior, m. rectus femoris, m. biceps femoris) při unilaterálním šlapání, ač v souladu se staršími pracemi, považují extenzory za ty, kteří primárně tvoří sílu při šlapání. Tento fenomén vysvětlují existencí inhibičních drah, které kontrolují extenzi vůči kontralaterální flexi a které jsou aktivovány pouze při bilaterálním šlapání. Nicméně by se podle nich nemělo zapomínat na skutečnost mechanického přenášení síly skrze převodník, kde hmotnost jedné končetiny (ve flekční fázi) je vyzdvižena extenzí kontralaterální končetiny.

## 2.6 Porovnání pohybu ve vodním prostředí a na suchu

Některé předešlé práce (Masumoto et al., 2004; Miyoshi et al., 2004; Masumoto et al., 2005; Chevutschi et al., 2007; Kaneda et al., 2007; Shono et al., 2007; Kaneda et al., 2008; Kaneda et al., 2009; Masumoto, Delion a Mercer, 2009), které se věnují hodnocení svalové aktivity pomocí EMG, se zabývají porovnáním chůze (popř. běhu) ve vodním prostředí a na suchu.

Masumoto et al. (2004) se nejprve zabývali popsáním a ohodnocením svalové aktivity během chůze na trenažéru ve vodním prostředí (za použití protiproudu i bez něj). Při vyhodnocení využili MVC (maximální volní kontrakce), která byla porožena před vlastním měřením chůze. Rychlost chůze ve vodním prostředí (30 m/min, 40 m/min, 50 m/min) byla o polovinu menší než rychlost chůze na suchu (pro nízkou, střední i vysokou rychlost). Hloubka vody v bazénu dosahovala úrovně processus xiphoideus. Sledovali svaly na pravé dolní končetině (m. gluteus medius, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. biceps femoris, m. gastrocnemius lateralis, m. tibialis anterior) a oboustranně na trupu. Tam vybrali mm. paravertebrales (v oblasti čtvrtého bederního obratle) a m. rectus abdominis. Signifikantně nižší hodnoty MVC při chůzi ve vodním prostředí s i bez protiproudu byly u všech svalů. Svalová aktivita byla u m. biceps femoris a m. tibialis anterior při chůzi ve vodním prostředí s protiproudem asi na 70% MVC, u ostatních svalů se snížení pohybovalo okolo 40-60% MVC. Bez užití protiproudu se svalová aktivita ještě více snížila a to u m. tibialis anterior na 60% MVC, u ostatních svalů na 30-50% MVC.

Masumoto et al. (2005) si položili otázku, zda se bude lišit aktivita svalů dolní končetiny a trupového svalstva při chůzi na trenažéru pozadu na suchu a ve vodním prostředí (s protiproudem i bez něj). Porovnávali procentuální změny MVC pro jednotlivé svaly, které sledovali již v dřívější studii (Masumoto et al., 2004). Došli k podobným výsledkům. Svalová aktivita je při chůzi ve vodním prostředí bez protiproudu na 30-50% MVC, při užití protiproudu je snížení na 50-60% MVC. Výjimku tvořily paravertebrální svaly v oblasti čtvrtého bederního obratle. Zvýšení jejich aktivity ve vodě vysvětlují vyšším odporem vodního prostředí, vyššími nároky na rovnováhu a chůzí pozadu (při ní dopadá proud na záda). Druhý měřený trupový sval m. rectus abdominis se choval obdobně jako svaly na dolní končetině.

V práci Shona et al. (2007) byly elektrody umístěny na svaly pravé dolní končetiny: m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris. Byla měřena chůze u šedesátiletých žen při rychlostech 20, 30 a 40 m/min ve vodním prostředí, následně pak na suchu byly všechny dvojnásobně zrychleny. Kadence kroku byla nižší (téměř poloviční) a délka kroku byla vyšší ve vodním prostředí, jestliže se porovnávali stejné rychlosti chůze v obou prostředích. Ovšem při porovnání stejné intenzity pohybu, tj. např. 30 m/min ve vodním prostředí vs. 60 m/min na suchu, nebyla délka kroku signifikantně odlišná. Při odpovídající intenzitě pohybu byla zaznamenána téměř shodná aktivita pro m. tibialis anterior, m. vastus medialis a m. biceps femoris, ale m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris vykazovali nižší aktivitu ve vodním prostředí. Při porovnání výsledků stejných rychlostí byla aktivita m. tibialis anterior, m. vastus medialis a m. biceps femoris vyšší ve vodním prostředí, zatímco aktivita m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris se nelišila.

V pilotní studii Pavlů a Pánek (2008) uvádějí, že svalová aktivita ve vodě je při stejném silovém výkonu nižší než při pohybu mimo vodní prostředí.

Kaneda et al. (2009) sledovali svalovou aktivitu svalů kolem kyčelního kloubu a trupových svalů. Své pozorování uzavírají s tím, že vyšší aktivita svalů během běhu ve vodním prostředí (oproti chůzi na zemi a chůzi ve vodním prostředí) je způsobena vyšším rozsahem v kyčelním kloubu a výchylkami trupu, které musí reagovat na neustále se měnící vlivy vodního prostředí (při běhu ve vodě nedochází ke kontaktu s podložkou).

Miyoshi et al. (2004) nechali probandy chodit v bazénu, jehož hloubka dosahovala jejich axilárních linií. Tímto tedy redukce váhy těla dosahovala 80% (měřeno na tlakové plošině Kistler). Porovnávali EMG aktivitu svalů dolní končetiny podle střední hodnoty během stejné fáze. U m. biceps femoris byla aktivita vyšší ve vodním prostředí oproti chůzi na suchu.

Jak píše Di Masi et al. (2007), srovnání běhu ve vodním prostředí a na suchu není zcela adekvátní pro zapojování horních končetin do pohybu ve vodním prostředí (vyrovnávání vztlakové síly), pro odlišnost délky i kinematiky kroku. Dále autoři (pouze obecně) popisují nižší zapojení svalové hmoty dolních končetin při jízdě na vodním kole než při běhu ve vodním prostředí.

## 2.7 Vodní kolo

### 2.7.1 Parametry vodního kola Sapilo

V následujícím textu o parametrech vodního kola využiji informací Mlčochové (2007). Vodní kolo Sapilo (viz obrázek 4) bylo použito v následující experimentální části této diplomové práce. Je výškově nastavitelné pro řídítka, sedlo i podstavce a dá se využívat v bazénech s různou hloubkou vody od 100 do 160 cm. Je vyrobeno z oceli INOX 316L. Proti korozi je kolo ošetřené elektrolytickým leštěním a pasivací, po použití ho stačí omýt pitnou vodou a popř. aplikovat desinfekci. Stabilita kola je zajištěna přísavnými držáky, které lze připevnit na dlaždice, stejně tak na PVC. Manipulace je snadná díky dvěma předním kolečkům i při váze 24 kg. Mechanismus pohybu je postaven na nerezových ložiscích, součástí převodníku je tzv. buben (viz obrázek 5), který vytváří postupný odpor (lze nastavit 2 úrovně zátěže). Nohy cvičícího jsou při jízdě upevněny pomocí nastavitelných pásů z umělé hmoty – pro vyšší komfort při jízdě je lepší, jestliže má cvičící ponožky (lze použít látkové i neoprenové).



Obrázek 4 - Vodní kolo Sapilo



Obrázek 5 - Buben vodního kola Sapilo

### 2.7.2 Různé druhy vodního kola

Již ve studii, která se zabývá porovnáním chůze ve vodním prostředí a na suchu (Masumoto et al., 2004), se autoři odvolávají na využití výsledků v rehabilitaci i u rekreačních aktivit. Z dostupných zdrojů si lze udělat obrázek o tom, jak odlišná mohou vodní kola být a k jakým účelům se mohou používat.

Nastavení sedla i řídítek v současnosti užívaných kol bývá podobné. To, co se nejvíce liší, je řešení šlapek a středu kola (u běžného kola tzv. převodníku, viz obrázek 1). Fotografický přehled aktuálních vodních kol je uveden v Příloze 5.

V USA využívají speciálně upravené vodní kolo, tzv. hydrocycle, pro rehabilitaci jak paraplegiků, tak tetraplegiků (viz obrázek 6). Toto upravené kolo je dodávané i s výtahem a speciální vanou, ve které je možné nastavit teplotu vody i míru protiproudu. Lze jej využívat nejen u dalších neurologických diagnóz (roztroušená skleróza, cévní mozková příhoda), ale i u fibromyalgií, při diabetes mellitus atd.



**Obrázek 6 – Vodní kolo Hydrocycle**

Převzato z: URL: <<http://www.hydrocycle.com/hydrocycle.cfm>>[cit. 2010-12-30].

### **2.7.3 Jízda na kole ve vodě a její vliv na organismus**

Vodní kolo je při jízdě zcela ponořené, což vyplývá z výše zmiňovaného omezení použití kola v bazénu s minimální hloubkou 1 m (viz 2.7.1). Trup i horní končetiny zůstávají pod vlivem atmosférického tlaku nad hladinou vody, dolní končetiny jsou zcela ponořené. Působí na ně tedy tlak vody, který nejvíce ovlivňuje jejich povrchový žilní systém - menší vliv je i na ostatní cévy krevního a lymfatického oběhu (Jandová, 2009). Protože se výška vodní hladiny nedostává do úrovně dolních žebber, nedochází k výraznější změně tlaku v málo stlačitelném hrudním koši (Jandová, 2009) a tím předpokládané nároky na minutový srdeční objem nejsou o mnoho odlišné od jízdy na kole na suchu.

Výše zmiňovaná vztlaková síla (viz 2.2) snižuje hmotnost kosterních svalů, to vede ke změněné aferentaci z receptorů do centrální nervové soustavy a tím zpětně dochází k poklesu svalového napětí (Jandová, 2009). V souladu s tímto se ve studii Masumota et al. (2005) objevuje zmínka o sníženém zatížení neuromuskulárního systému a následné snížené svalové aktivitě.

#### **2.7.4 Výzkumy a vodní kolo**

Podle mně dostupných informací bylo publikováno pouze omezené množství příspěvků (Da Silva Carvalho et al., 2007), které by sledovaly vodní kolo a EMG. Studie využívající vodní kolo se spíše zabývají funkcemi oběhového či respiračního systému.

Martins et al. (2007) využili vodní kolo pro pořízení záznamu srdeční činnosti. Dále Di Masi et al. (2007) se v souvislosti s vodním kolem zabývali spíše metabolickými hodnotami, zj. laktátem a jeho odbouráním. Bréchat et al. (1999) pak zkoumali vliv na respirační objemy při jízdě na kole ve vodě a na suchu.

Jízda na kole ve vodě byla zavzata do studie již v r. 1974 (Morlock a Dressendorfer, 1974). V příloze 6 jsou schématicky znázorněna netradiční použití vodních kol – k objektivizaci respiračních funkcí ve studii Dressendorfera et al. (1976) i k výzkumu, který se celý odehrával pod vodou (Almeling et al., 2006).

## **3 CÍL A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY**

### **3.1 Cíl práce**

Hlavním cílem této diplomové práce je porovnání timingu vybraných svalů dolní končetiny a zádových svalů při jízdě na kole ve vodě a na suchu.

### **3.2 Úkoly práce**

- 1) Zpracovat přehled článků zabývajících se EMG, WaS-EMG, jízdou na stacionárním kole, jízdou na vodním kole a porovnáním pohybu ve vodním prostředí a na suchu.
- 2) Stanovit svaly, které budou měřeny, na základě dostupné literatury týkající se cyklistiky event. vodního kola.
- 3) Zajistit technické a materiální vybavení pro experiment.
- 4) Najít vhodné probandy.
- 5) Pořídit záznamy EMG při jízdě na vodním kole na suchu, poté ve vodním prostředí.
- 6) Porovnat timing vybraných svalů.
- 7) Zpracovat výsledky a vyvodit závěr.

### **3.3 Hypotézy**

Hypotéza č. 1:

- Timing při jízdě na kole ve vodě bude odlišný od timingu při jízdě na kole na suchu.

Hypotéza č. 2:

- Zádové svaly budou vykazovat vyšší svalovou aktivitu při jízdě na kole ve vodě oproti jízdě na suchu.

## **4 METODY A POSTUP ŘEŠENÍ**

### **4.1 Charakter výzkumu**

V této práci jde o výzkum charakteru případové studie, kde je analyzován a zpracován vztah svalů dolní končetiny a zádočných svalů vůči vzduchu a vůči vodě.

### **4.2 Použité metody a přístroje**

K pořízení dat byly použity následující přístroje:

- a) povrchový, telemetrický EMG přístroj TelemetryMini 16 od výrobce Noraxon (bylo využito 6 párových elektrod a jedna zemnicí elektroda, vzorkovací frekvence stanovena na 1500 Hz);
- b) kamera Canon MVX300;
- c) běžný notebook.

Pro měření na suchu i ve vodě byla využita dvě vodní kola Sapilo. Jejich parametry jsou uvedeny v teoretické části (viz 2.7.1). Obě vodní kola byla zapůjčena pro účely výzkumu od Kateřiny Stýblové (Aqua-Fit, instruktorka Aqua Bike).

Pro zajištění elektrod a zesilovače ve vodním prostředí jsme se řídili pokyny dle vypracované metodiky pro WaS-EMG (viz 2.3).

Data byla zpracována pomocí originálního softwaru MyoResearch XP Master Edition.

### **4.3 Výzkumný soubor**

Do experimentu byly zařazeny čtyři studentky fyzioterapie ve věku mezi 23 a 24 lety na základě dobrovolného výběru. Všechny mají pravostrannou dominanci a žádná z nich neměla předchozí zkušenost s profesionální cyklistikou, ani dřívější zkušenost s jízdou na vodním kole. Všechny probandky jsou pouze rekreačními cyklistkami, jejichž styl šlapání odpovídá definici axiálního šlapání (viz. 2.4.3), který byl patrný při jízdě na suchu i ve vodě. Všechny byly t.č. bez zdravotních komplikací, které by např. bránily vstupu do bazénu (otevřená poranění, ekzémy,...).

Požadavky na výšku a váhu probandek nebyly kladeny, jejich přehled je uveden v tabulce 1.

**Tabulka 1 - Antropometrické údaje probandek**

|                 | <b>Probandka č. 1</b> | <b>Probandka č. 2</b> | <b>Probandka č. 3</b> | <b>Probandka č. 4</b> |
|-----------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| <b>Výška</b>    | 180 cm                | 163 cm                | 170 cm                | 163 cm                |
| <b>Hmotnost</b> | 69 kg                 | 54 kg                 | 57 kg                 | 57 kg                 |
| <b>Věk</b>      | 23                    | 24                    | 23                    | 23                    |

Probandky byly seznámeny s průběhem experimentu a podepsaly informovaný souhlas (viz Příloha 2). Projekt prošel schválením Etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy (viz Příloha 1).

#### **4.4 Průběh měření**

Všechna měření byla pořízena v jediný den. Teplota vody v bazénu se pohybovala okolo 32°C ( $\pm 0,5^\circ\text{C}$ ) a teplota vzduchu byla okolo 28°C ( $\pm 0,5^\circ\text{C}$ ). Hloubka vody dosahovala 125 cm. K experimentu byla použita dvě identická vodní kola Sapilo (viz obrázek 4), jejichž pedály se nejvíce blíží pedálům s tzv. klipsnami (viz obrázek 5).

Nejprve bylo provedeno nastavení kola na suchu pro každou probandku individuálně. Výška sedla byla nastavena v odpovídající stoprocentní vzdálenosti funkční délky levé dolní končetiny. Výška řídítek byla v rovině výšky sedla. Ve vodě bylo druhé kolo nastaveno identicky podle počtu drážek tak, aby byl dodržen jednotný úhel v kolenních a kyčelních kloubech a úhel náklonu trupu.

Na očištěnou kůži lihobenzinem jsme umístili elektrody na předem vybrané svaly. Bylo použito šest párových elektrod. Čtyři na svaly nedominantní levé dolní končetiny (m. biceps femoris, m. gastrocnemius lateralis, m. vastus medialis, m. tibialis anterior) a dvě na zádové svaly mm. paravertebrales dexter, mm. paravertebrales sinister. Jejich přesná lokace pro jednotlivé svaly je popsána v tabulce 2. Všechny byly

aplikovány na střední linii svalového břicha. Bylo třeba dodržet rozstup elektrod o velikosti průměru krycí přelepky (průměr 7 cm). Zemnicí elektroda byla umístěna na sternum.

Ideálně byly elektrody připevněny jedenkrát pro měření na suchu i ve vodě, aby bylo dodrženo snímání ze stejných svalových vláken. V případě, že elektroda přestala snímat signál, byla náhradní elektroda nalepena na místo otisku původní elektrody (po důkladném osušení a očištění místa lihobenzinem). K tomuto řešení jsme museli přistoupit na základě technických problémů s některými elektrodami (u probandek č. 2, 3, 4).

**Tabulka 2 - Popis umístění elektrod na vybrané svaly**

|                                     | <b>Umístění 1. elektrody</b>   | <b>Umístění 2. elektrody</b> |
|-------------------------------------|--|------------------------------|
| <b>Mm. paravertebrales dexter</b>   | Mezi L1 a L2 napravo, cca 3 cm od processus spinosus                             | O 7 cm níže než 1. elektroda |
| <b>Mm. paravertebrales sinister</b> | Mezi L1 a L2 nalevo, cca 3 cm od processus spinosus                              | O 7 cm níže než 1. elektroda |
| <b>M. biceps femoris</b>            | V distální třetině vzdálenosti mezi vrcholem hlavičky fibuly a tuber ischiadicum | O 7 cm výše než 1. elektroda |
| <b>M. gastrocnemius lateralis</b>   | Proximálně od poloviny svalového břicha  | O 7 cm níže než 1. elektroda |
| <b>M. vastus medialis</b>           | Cca 7 cm nad horním okrajem pately   | O 7 cm výše než 1. elektroda |
| <b>M. tibialis anterior</b>         | Ve výšce tuberositas tibiae  | O 7 cm níže než 1. elektroda |

Samotné měření EMG záznamu při jízdě na vodním kole probíhalo nejprve na suchu, poté ve vodě (fotografický záznam viz Příloha 7). Rychlost šlapání byla určena na 60 rpm (otáček za minutu) v obou prostředích. Byla udávána mechanickým metronomem, který byl nastaven na 120 bpm (úderů za minutu) a to z toho důvodu, aby probandky šlapaly stejnoměrně oběma nohama (na jeden úder jedna extenční fáze jedné dolní končetiny). Probandky byly instruovány, aby po celou dobu měření zůstaly v pozici „v sedle“, aby se držely řídítek a udržovaly kadenci šlapání dle úderů metronomu. Přesnost šlapání byla kontrolována vizuálně. Doba šlapání na suchu i ve vodě čítala jednu minutu. Mezi měřeními byla čtyřminutová pauza. Výzkum byl proveden v Pedagogicko-výzkumné laboratoři Katedry plavání a plaveckých sportů na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy.

#### **4.5 Sběr dat**

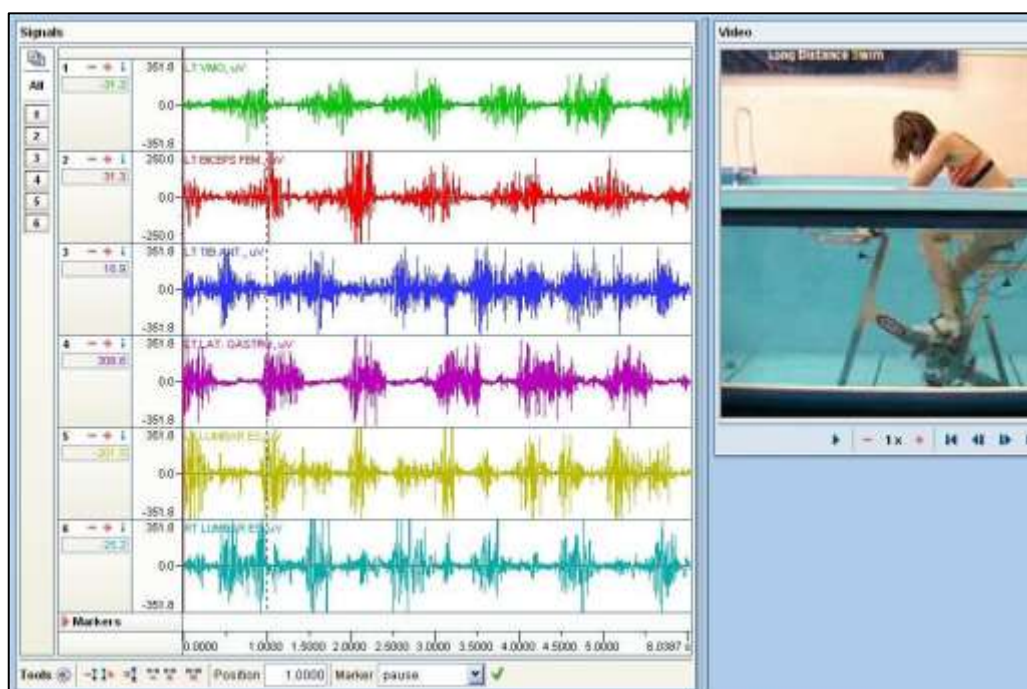
Sběr teoretických podkladů byl pořízen na základě internetových vyhledávačů odborných článků – zejména pomocí Science Direct, dále byla použita databáze Národní lékařské knihovny a Ústřední tělovýchovné knihovny. Citace jsou uvedeny dle citační normy ČSN ISO 690 a ČSN ISO 690-2.

Data k praktické části diplomové práce byla pořízena pomocí povrchového telemetrického EMG přístroje, byla nahrána do počítače se softwarem firmy Noraxon. Digitální videokamerou Canon MVX300 byl pořízen videozáznam šlapání (viz 4.2).

#### **4.6 Analýza dat**

Data byla zpracována pomocí originálního softwaru MyoResearch XP Master Edition.

Díky tomu, že při pořizování EMG záznamu bylo synchronně nahráváno i video, mohly být vyvozeny závěry i na základě vizuálního hodnocení (viz obrázek 7). Byla tedy provedena kvalitativní analýza původního signálu. Kvalitativním ohodnocením cyklického pohybu můžeme totiž nahlédnout na chování svalu bez potřeby stanovení MVC (Konrad, 2005).



**Obrázek 7 – Ukázka vizuálního hodnocení**

Přerušovaná vertikální čára zachycuje levou dolní končetinu na začátku cyklistického kroku (synchronní videozáznam vlevo). Je patrné zapojení m. vastus medialis (zeleně), m. biceps femoris (červeně), m. gastrocnemius lateralis (fialově) a mm. paravertebrales sinister (žlutě). Křivky m. tibialis anterior (tmavě modře) a mm. paravertebrales dexter (světle modře) ukazují, že tyto svaly zapojeny nejsou.

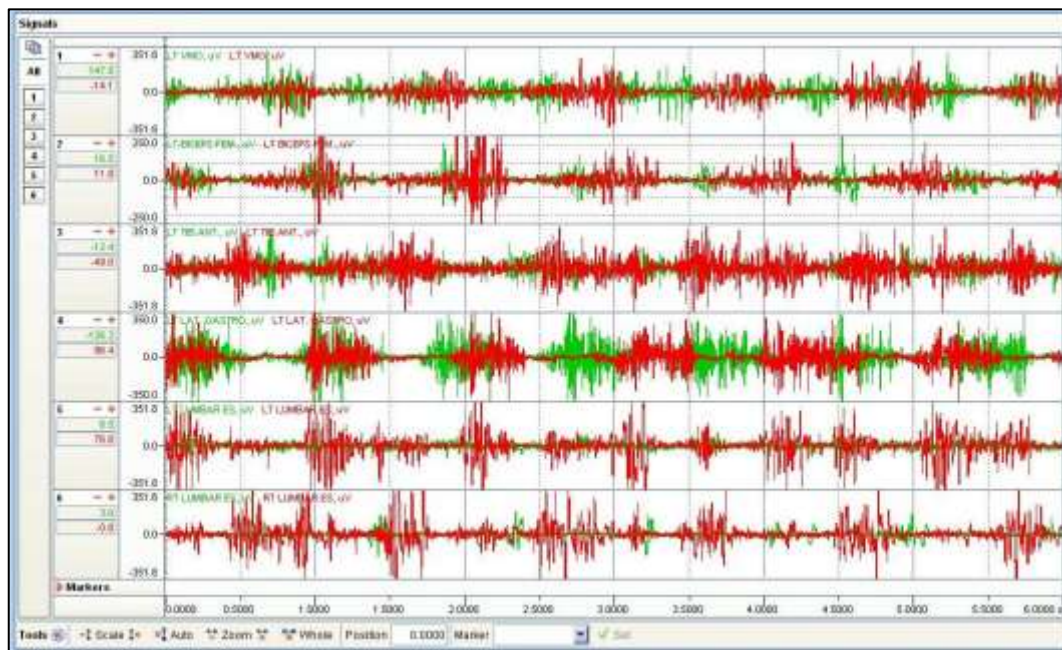
Jednotlivé kvadranty se na časové ose v ideálním případě, kdy jeden cyklistický krok trval 1 s, rozdělily po 0,25 s. V případě kratšího/delšího trvání byla doba trvání kvadrantů adekvátně přizpůsobena (viz 5.4.1).

Nejprve bylo určeno vždy šest po sobě jdoucích cyklů z každého záznamu (definice cyklu byla stanovena již dříve - viz 2.5.1). Těchto šest cyklů tvoří dostatečný reprezentativní vzorek elektromyografických křivek (Hug, 2011). V rámci jednoho cyklu neboli cyklistického kroku bylo popsáno zapojení svalu podle výskytu v určitém kvadrantu (popř. ve více kvadrantech) a na jejím základě byl stanoven timing (viz 5.1, 5.2, 5.3).

Při využití matematických algoritmů, které jsou součástí výše zmiňovaného softwaru, bylo při zadávání jednotlivých parametrů využito pokynů, které jsou uvedeny v přehledovém článku F. Huga (2011).

Pro objektivizaci svalové aktivity byl analogový signál upraven pomocí rektifikace (tj. všechny hodnoty byly převedeny na plusové) a byla použita funkce „low pass filtering“ se stanovením frekvence na 5 Hz. Hranice aktivity svalu byla zvolena na 15% peaku, který trval alespoň 20 ms. Takto upravené EMG záznamy byly dále využity pro výpočet plochy pod křivkou v jednotkách  $\mu\text{V}\cdot\text{s}$  (viz 5.4.2). Plocha pod křivkou je přímo závislá na přesném stanovení doby trvání analyzovaného pohybu (Konrad, 2005). V předkládaném výzkumu čítala 6 s.

Ukázky nativního a rektifikovaného EMG záznamu jízdy na kole na suchu a ve vodě je na obrázcích 8 a 9.



**Obrázek 8 – Ukázka šesti cyklistických kroků (nativní EMG záznam)**

Zeleně je zobrazena jízda na kole na suchu, červeně jízda na kole ve vodě. Ve spodní části grafu je umístěna časová osa zachycující úsek 0,0000 s – 6,0000 s. V každém řádku jsou záznamy elektrické aktivity jednotlivých svalů (v jednotkách  $\mu\text{V}$ ).



**Obrázek 9 – Ukázka šesti cyklistických kroků (rektifikovaný EMG záznam)**

Zeleně je zobrazena jízda na kole na suchu, červeně jízda na kole ve vodě. Ve spodní části grafu je umístěna časová osa zachycující úsek 0,0000 s – 6,0000 s. V každém řádku jsou záznamy elektrické aktivity jednotlivých svalů (v jednotkách  $\mu\text{V}$ ).

## 5 VÝSLEDKY

Studovaný pohyb byl vymezen pomocí individuálního nastavení kola pro každou probandku a byl také charakterizován danou rychlostí šlapání a přesným umístěním elektrod (viz 4.4).

Původně byly do studie zařazeny čtyři ženy, ale výsledky byly stanoveny na základě vyhodnocení pouze tří z nich. K úplnému vyloučení čtvrté probandky došlo díky zvýšenému výskytu artefaktů během měření a technickým problémům s měřicím zařízením.

V následujících podkapitolách je vyhodnocen jeden cyklus šlápnutí (neboli cyklistický krok) trvající v ideálním případě 1 s. Je v nich také podrobně popsána časová posloupnost zapojení, resp. timing, v rámci jednotlivých kvadrantů při jízdě na suchu (viz 5.1) a při jízdě ve vodě (viz 5.2). Ostatní podkapitoly se zabývají porovnáním výsledků timingu (viz 5.3) a dalšími zajímavými výsledky, které se týkají posunu fáze šlapání (5.4.1) a svalové aktivity (5.4.2). Výsledky jsou shrnuty v 5.5.

Jeden cyklistický krok je popsán pomocí kvadrantů, které jsou označeny římskými číslicemi I-IV. Každý kvadrant odpovídá v ideálním případě časovému posunu o 0,25 s a zároveň posunu chodidla o 90°. Jsou také používány termíny TDC, BDC, fáze extenze a fáze flexe (podrobný popis viz 2.5.1).

Grafické znázornění EMG záznamů je umístěno v Příloze 4.

### 5.1 Timing na suchu

V pozici TDC cyklistického kroku je krátce zapojen m. vastus medialis. Tento sval pracuje pouze ze začátku I. kvadrantu, v němž následuje zapojení m. gastrocnemius lateralis. Dále je patrna kokontrakce m. biceps femoris a mm. paravertebrales sinister, která přetrvává i při přechodu z I. do II. kvadrantu a pak postupně mizí.

Svalová činnost m. gastrocnemius lateralis se projevuje i ve II. kvadrantu a v místě přechodu přes BDC se utlumí. Na rozhraní II. a III. kvadrantu se znovu zapojí m. vastus medialis (až do konce III. kvadrantu).

Ve III. kvadrantu pak následuje zapojení m. tibialis anterior. Objevuje se další kokontrakce – tentokrát mezi m. tibialis anterior a mm. paravertebrales dexter trvajícím až do začátku IV. kvadrantu.

Na konci IV. kvadrantu se zapojí m. vastus medialis chodidlo se dostává do výchozí polohy (do TDC).

V Příloze 4 jsou ukázány záznamy jednoho cyklistického kroku při jízdě na kole na suchu u probandek č. 1, 2, 3.

Výsledky lze shrnout takto:

1. kvadrant I.: m. vastus medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. biceps femoris, mm. paravertebrales sinister;
2. kvadrant II.: m. biceps femoris, mm. paravertebrales sinister, m. gastrocnemius lateralis, m. vastus medialis;
3. kvadrant III.: m. vastus medialis, m. tibialis anterior, mm. paravertebrales dexter;
4. kvadrant IV.: m. tibialis anterior, m. vastus medialis.

## 5.2 Timing ve vodě

Již na začátku I. kvadrantu je zapojen m. vastus medialis, m. biceps femoris, m. gastrocnemius lateralis. M. vastus medialis zůstává ve funkci asi do poloviny I. kvadrantu, m. biceps femoris asi do poloviny II. kvadrantu. Činnost svalu gastrocnemius lateralis je patrná po celou fázi extenze, tj. v I. a II. kvadrantu.

Dále se ve fázi extenze, zj. v I. kvadrantu, objevuje kokontrakce mm. paravertebrales sinister a mm. paravertebrales dexter.

Krátkodobé zapojení m. tibialis anterior je patrné ve III. kvadrantu a přechází do IV. kvadrantu. V průběhu III. kvadrantu se také opět začne projevovat funkce m. vastus medialis, která přetrvává až do začátku I. kvadrantu následující fáze. Stejně tak funkce m. biceps femoris přechází z jedné fáze do druhé a to mezi IV. kvadrantem a II. kvadrantem následujícího cyklistického kroku.

Ve flekční fázi se také objevuje kokontrakční zapojení mm. paravertebrales dexter i sinister.

V Příloze 4 jsou umístěny záznamy jednoho cyklistického kroku při jízdě na kole ve vodě pro probandky č. 1, 2 a 3.

Výsledky lze shrnout takto:

1. kvadrant I.: m. vastus medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. biceps femoris, mm. paravertebrales sinister, mm. paravertebrales dexter;
2. kvadrant II.: m. biceps femoris, mm. paravertebrales sinister, mm. paravertebrales dexter, m. gastrocnemius lateralis;
3. kvadrant III.: m. vastus medialis, m. tibialis anterior, mm. paravertebrales dexter, mm. paravertebrales sinister;
4. kvadrant IV.: m. tibialis anterior, m. vastus medialis, m. biceps femoris, mm. paravertebrales dexter, mm. paravertebrales sinister.

### **5.3 Porovnání timingu**

Časová následnost zapojování svalů je při jízdě na kole na suchu a ve vodě velmi podobná. Je to patrné při porovnání souhrnných výsledků, kde jsou svaly vypsány v jednotlivých kvadrantech. Přesto můžeme spatřovat určité odlišnosti.

V rámci I. kvadrantu se pro suchu i vodu shoduje zapojení m. vastus medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. biceps femoris a mm. paravertebrales sinister. Jiné je to u mm. paravertebrales dexter, které se ve vodním prostředí v rámci I. kvadrantu zapojí navíc.

Ve II. kvadrantu je opět zapojení pro obě prostředí podobné pro m. gastrocnemius lateralis, m. biceps femoris a mm. paravertebrales sinister. Ve vodě se pak ukončuje funkce mm. paravertebrales dexter. Naopak na suchu se na konci tohoto kvadrantu objevuje zapojení m. vastus medialis, které přetrvává do III. kvadrantu.

Timing ve III. kvadrantu je podobný pro m. tibialis anterior, mm. paravertebrales dexter. Ve vodě se navíc zapojují mm. paravertebrales sinister. Funkce m. vastus medialis se na suchu projeví již od začátku III. kvadrantu, kdežto ve vodě se tento sval zapojí až v jeho průběhu. Činnost svalu na suchu ke konci kvadrantu není patrná, na rozdíl od vodního prostředí, kde tvar křivek ukazuje funkci i při přechodu do IV. kvadrantu.

Ve IV. kvadrantu je podobná následnost pro m. tibialis anterior, mm. paravertebrales dexter. Odlišně se chovají mm. paravertebrales sinister ve vodě. M. vastus medialis se na suchu zapojuje ke konci IV. kvadrantu na rozdíl od vody, kde jeho funkce přetrvává již z III. kvadrantu a je zachována až do následující fáze cyklistického kroku. Ve vodním prostředí se podobně chová m. biceps femoris, který se do funkce dostává v rámci IV. kvadrantu a také zůstává zapojen až do následující fáze.

### **5.3.1 Individuální odlišnosti**

U prvních dvou probandek se při jízdě na kole na suchu i ve vodě ukázal vliv individuálního motorického stereotypu. Ten spočíval v pravidelném zvyšování dorzální flexe v hlezenním kloubu na začátku I. kvadrantu u probandky č. 1 a v průběhu II. kvadrantu u probandky č. 2. Tyto odchylky se samozřejmě projeví i na EMG záznamu u m. tibialis anterior a nebyly zavzaty do obecných vzorců timingu, které jsou uvedeny výše (viz 5.1, 5.2). Ve vodě se poté u probandky č. 1 v některých cyklech šlápnutí funkce m. tibialis anterior objevovala, v jiných nebyla patrná. U probandky č. 2 zůstávala funkce m. tibialis anterior v obou prostředích stejná.

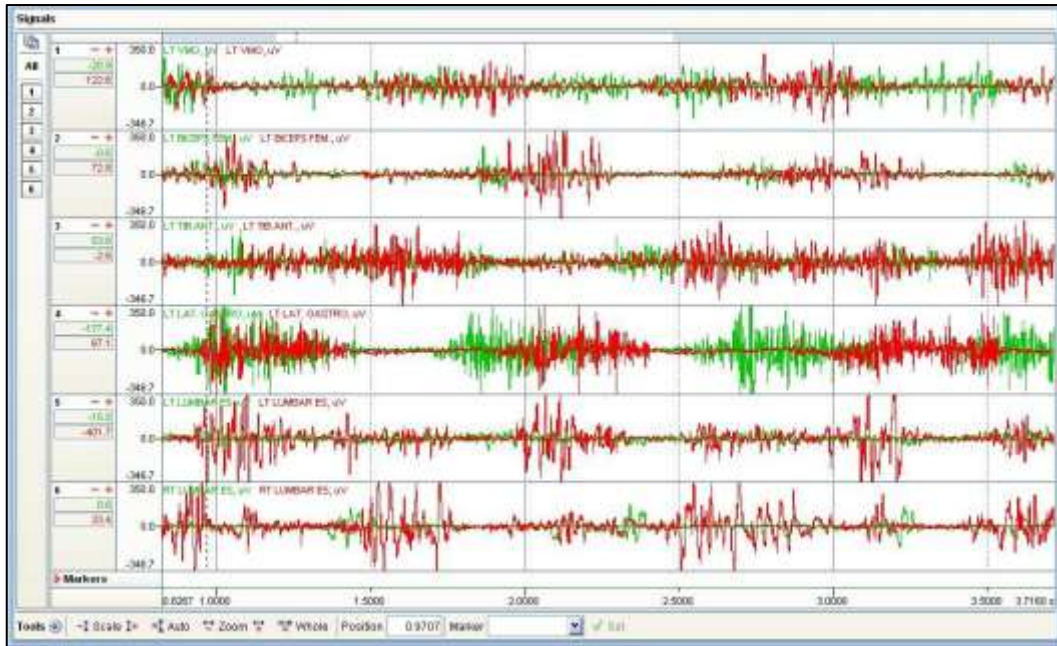
## **5.4 Další výsledky**

Ze záznamů, kromě timingu popsaného výše, vplynuly také další skutečnosti, které blíže popisují následující podkapitoly.

### **5.4.1 Posun fáze**

Ač byla rychlost šlapání přesně daná údery metronomu, při jízdě na kole na suchu, zj. u probandek č. 1 a 3, docházelo ke zrychlování či zpomalování některých cyklistických kroků. V průběhu minutového šlapání při rychlosti 60 rpm (která odpovídá posunu chodidla po pomyslné kružnici o 360° za 1 s) se fáze cyklistického kroku v některých okamžicích posunula o 0,1-0,2 s. To v přepočtu na stupně, kterými lze timing také popsat, odpovídá 36°-72°. Jestliže vezmeme v úvahu velikost jednoho kvadrantu rovnající se 90°, při změně rychlosti o 0,2 s dojde k posunu téměř o celý kvadrant, což se samozřejmě projeví ve výsledcích (viz obrázek 10).

Při jízdě na kole ve vodě se rychlost upravila s přesností na 0,0-0,1 s. Vodní prostředí tedy pomáhalo probandkám č. 1 a 3 lépe dodržet daný rytmus. U probandky č. 2 nebyly změny rychlosti mezi dvěma prostředími zaznamenány (s přesností na 0,0-0,1 s).



**Obrázek 10 – Posun fáze**

Zeleně je znázorněn EMG záznam pro jízdu na kole na suchu, červeně je znázorněna EMG křivka pro vodní prostředí. Ve spodní části grafu je umístěna časová osa zachycující úsek 0,8267 s – 3,716 s. V každém řádku jsou záznamy elektrické aktivity jednotlivých svalů (v jednotkách  $\mu\text{V}$ ). V první sekundě tohoto záznamu si křivky odpovídají, ve druhé sekundě již dochází ke zrychlení cyklistického kroku na suchu a tím posunu fáze cca o 0,2 s (dobře patrné u LT LAT GASTRO, tedy u m. gastrocnemius lateralis).

### 5.4.2 Porovnání svalové aktivity

V dostupných studiích, které porovnávají pohyb ve vodním prostředí a na suchu (viz 2.6), se hodně rozebírá svalová aktivita ve vztahu k MVC. V této práci jsme se však primárně nezabývali porovnáním svalové aktivity, ale timingem. Proto vypočítané hodnoty pro aktivitu (také viz 4.6) jsou brány pouze jako orientační, nebyla počítána statistická významnost. Vždy jsou porovnány hodnoty pouze intraindividuálně, tj. pro každou probandku zvlášť. Grafická znázornění vypočítaných ploch pod křivkou jsou umístěna v Příloze 4. Jejich hodnoty jsou souhrnně uvedeny tabulce 3.

Hodnoty pro m. vastus medialis byly velkou mírou ovlivněny artefakty u probandky č. 2 a 3, proto tento sval nebyl hodnocen. U probandky č. 3 byly i ostatní svaly (s výjimkou m. biceps femoris) z porovnání vyřazeny. U m. biceps femoris, m. tibialis anterior, mm. paravertebrales sinister a mm. paravertebrales dexter vykazovala svalová aktivita charakter zvyšování při jízdě na kole ve vodě. Z hodnot pro m. gastrocnemius lateralis se nedá vyvodit obecný závěr.

**Tabulka 3 - Přehled vypočtených ploch pod křivkou**

| Probandka                           | Sucho |       |       | Voda  |       |       |
|-------------------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
|                                     | č. 1  | č. 2  | č. 3  | č. 1  | č. 2  | č. 3  |
| <b>M. vastus medialis</b>           | 139,9 | 347,4 | 311,9 | 122,7 | 235,0 | 199,2 |
| <b>M. biceps femoris</b>            | 60,8  | 99,7  | 57,9  | 101,0 | 214,9 | 211,1 |
| <b>M. tibialis anterior</b>         | 101,8 | 177,0 | 114,9 | 189,4 | 280,7 | 109,8 |
| <b>M. gastrocnemius lateralis</b>   | 176,5 | 62,0  | 738,1 | 139,9 | 244,1 | 256,2 |
| <b>Mm. paravertebrales sinister</b> | 64,5  | 69,7  | 257,6 | 200,1 | 120,1 | 161,8 |
| <b>Mm. paravertebrales dexter</b>   | 62,2  | 63,8  | 150,0 | 190,9 | 102,7 | 115,2 |

Jednotky hodnot jsou v  $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ . U červeně zvýrazněných hodnot je zvýšený výskyt artefaktů.

## 5.5 Shrnutí výsledků

Vyhodnocením elektromyografických křivek byly stanoveny následující skutečnosti:

1. Časová následnost zapojování svalů je v celkovém porovnání při jízdě na kole na suchu a ve vodě velmi podobná.
2. Vzhledem k vyšším nárokům na stabilizaci pánve se ve vodním prostředí objevovala kokontrakce mm. paravertebrales dexter a mm. paravertebrales sinister. Na suchu tato tendence nebyla zaznamenána.
3. Během jednoho cyklistického kroku na suchu se m. vastus medialis zapojil dvakrát a to mezi II. a III. kvadrantem a dále mezi IV. a I. kvadrantem. Ve vodním prostředí se tento sval zapojil pouze jednou mezi III. a I. kvadrantem.
4. U m. biceps femoris ve vodě se objevovala jeho funkce v posledním kvadrantu a sval zůstával zapojen až do následující fáze. Na suchu se m. biceps femoris zapojil až na začátku cyklistického kroku.
5. Individuální odlišnosti vykazovalo zapojení m. tibialis anterior při jízdě na kole ve vodě i při jízdě na kole na suchu.
6. Ve vodním prostředí bylo šlapání pravidelnější oproti šlapání na suchu.
7. Při jízdě na kole ve vodě měla svalová aktivita tendenci se zvyšovat u většiny měřených svalů dolní končetiny i u mm. paravertebrales dexter i sinister.

Byla tedy vyvrácena hypotéza č. 1 a potvrzena hypotéza č. 2 (viz 3.3).

Neovlivitelným faktorem byly technické problémy s měřicím zařízením, které se začaly podepisovat na výsledcích u probandky č. 3 (patrné např. z vypočtených ploch pod křivkou, viz tabulka 3). Probandka č. 4 byla ze stejných důvodů z experimentu vyřazena zcela.

Jelikož jsou ve výsledcích zohledněny závěry z velmi úzkého okruhu probandů, lze z výsledků poukazovat pouze na možný směr chování svalů při jízdě na kole na suchu a ve vodě.

## 6 DISKUZE

Jízda na kole je přesně definovaná pohybová činnost, která je vymezená individuálně upravenými parametry kola a tím je jasně dané nastavení jednotlivých částí těla vůči sobě. Je tedy obecně považována za velmi vhodnou pro studium pohybu. Ovšem i ona může vykazovat určité odlišnosti.

Individuální odlišnosti byly omezeny na co nejnižší možnou úroveň tím, že byla do experimentu zařazena levá dolní končetina (při pravostranné dominanci probandek). Jsou z velké části způsobeny odlišným motorickým stereotypem. Dá se také říci jiným pohybovým projevem daného jedince, který je ovlivněn řídicí centrální nervovou soustavou.

Jak uvádí Konrad (2005): nejsme roboti, a proto je obtížné zopakovat daný pohyb zcela přesně. Dále také konstatuje, že křivky EMG se mění více, než např. síla svalu či úhel kloubu. I z tohoto důvodu by se mělo hodnotit více pohybů resp. cyklů. Jak už bylo naznačeno, 6-10 cyklů se ukázalo jako dostatečný vzorek ke zhodnocení pohybu (Hug, 2011).

Výše zmíněné skutečnosti mohou souviset i s tím, co píše Hug (2011): předešlé studie ukázaly velkou míru interindividuální variability EMG záznamu u m. tibialis anterior při šlapání profesionálních cyklistů (Hug et al., 2008; Hug et al., 2010) i u chůze (Guidetti et al., 1996). U trénovaných cyklistů, u kterých bychom předpokládali odlišnou techniku šlapání než u rekreačních cyklistů (viz 2.4.3), by se dala očekávat nižší variabilita v aktivaci svalu než u běžné populace. I přesto je zřejmě vliv individuálního zapojování m. tibialis anterior natolik silný, že se projeví i u cyklistů, kteří by měli užívat techniky efektivního radiálního šlapání (tedy udržování plantární flexe).

Rouffet et al. (2009) hodnotí zvýšení aktivity m. tibialis anterior pouze jako relativní, nikoli signifikantní faktor pro změnu timingu m. tibialis anterior při šlapání bez zátěže (oproti jízdě na kole se zátěží). Hamill a Knutzen (2009) uvádějí, že svaly kolem hlezenního kloubu nejsou v kokontrakci na rozdíl od svalů kolem kolenního a kyčelního kloubu. Tato skutečnost může přispět k výraznějšímu projevu individuální motoriky a tím k vyšší interindividuální variabilitě m. tibialis anterior. Projev individuálního vzorce pohybového stereotypu se objevil i v této práci ve funkci m. tibialis anterior (viz 5.3.1). Byly patrné odlišnosti v technice šlapání u probandek č. 1 a

2 ve zvýšené dorzální flexi ve fázi extenze. Všechny probandky dodržely definici axiálního šlapání podle Kračmara (2002, 2005) - viz 2.4.3.

Hug a Dorel (2009) řadí aktivitu m. tibialis anterior mezi III. kvadrant a začátek I. kvadrantu následujícího cyklistického kroku. Mezi III. a IV. kvadrantem je aktivita m. tibialis anterior podle Rouffeta et al. (2009). Zapojení ve III. a IV. kvadrantu při jízdě na kole na suchu i ve vodě tímto odpovídala i v našem experimentu.

Monoartikulární svaly (m. gluteus maximus, m. soleus, m. vastus lateralis, m. vastus medialis) vykazovaly nízkou míru interindividuální variability u trénovaných cyklistů (Hug, 2008). M. tibialis anterior je obecně řazen mezi jednokloubové svaly, které jsou všechny považovány za méně variabilní a mj. za ty, které primárně produkují sílu (Hug a Dorel, 2009).

Druhým jednokloubovým svalem měřeným v této studii byl m. vastus medialis. Měl by se zapojovat mezi 300° a 135° (Hamill a Knutzen, 2009), tedy mezi IV. kvadrantem a I. kvadrantem následujícího cyklistického kroku (Hug a Dorel, 2009). Rouffet et al. (2009) vyvodili pro m. vastus medialis z naměřených hodnot pro jízdu na kole se zátěží a bez zátěže závěr, že se m. vastus medialis deaktivuje před koncem I. kvadrantu při jízdě bez zátěže a ve II. kvadrantu při jízdě na kole se zátěží. Podle našich výsledků mělo vodní prostředí vliv na změnu zapojení při jízdě na kole na suchu a ve vodě. Na suchu mezi IV. a I. kvadrantem a dále mezi II. a III. kvadrantem. Ve vodním prostředí pak činnost svalu připadala na III. až I. kvadrant.

Dvoukloubové svaly m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. rectus femoris, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, které také bývají často předmětem zájmu, se chovají odlišně v závislosti na jejich aktivaci při přenosu energie mezi klouby v přechodových bodech – v TDC a BDC (Hug a Dorel, 2009).

Aktivace m. biceps femoris souvisí s extenzí v kyčelním kloubu (ve fázi extenze) a následně flexí v kolenním kloubu (ve fázi flexe). Podle Hamilla a Knutzena (2009) by měl být aktivován cca mezi 5°-265°, tzn. v I., II. i III. kvadrantu. Maximální aktivita by se podle nich měla objevit ve II. kvadrantu. Hug a Dorel (2009) ve své rešeršní práci citují autory, kteří uvádějí aktivitu v I., II. kvadrantu, i jiné, kteří mluví o aktivitě v prvních třech kvadrantech. Rouffet et al. (2009) hodnotí aktivitu m. biceps femoris při jízdě na kole bez zátěže se dvěma peaky aktivity a to mezi II. a III.

kvadrantem a v průběhu IV. kvadrantu u 5 probandů z devíti. Byla u něj také nalezena odlišnost v timingu i ve zvýšení svalové aktivity při šlapání bez zátěže oproti šlapání se zátěží při stejné rychlosti (Rouffet et al., 2009). Vzhledem ke všem těmto rozličným výsledkům se dá pouze konstatovat, že funkce m. biceps femoris se tedy mění tak, aby šlapání bylo co nejplynulejší (Rouffet et al., 2009). V našem experimentu se na suchu objevovalo zapojení mezi I. a II. kvadrantem. Při jízdě na kole ve vodě se funkce objevila již na konci IV. kvadrantu. Vzhledem k jeho úponu na pánev mohlo toto zapojení ve IV. kvadrantu souviset s vyrovnáváním pohybů vodní hladiny při jízdě na kole ve vodě.

M. gastrocnemius lateralis by se měl aktivovat mezi 30° a 270° (Hamill, Knutzen, 2009), tj. mezi počátkem I. kvadrantu a koncem III. kvadrantu (Hug a Dorel, 2009). Při posuzování interindividuální variability při jízdě na kole byla nalezena odlišnost u profesionálních cyklistů u m. gastrocnemius lateralis (Hug et al., 2008). M. gastrocnemius lateralis v našem experimentu nevykazoval odlišnosti v zapojení v rámci kvadrantů. U všech probandek byla nalezena svalová funkce mezi I. a II. kvadrantem při jízdě na kole na suchu i ve vodě.

Hug a Dorel (2009) upozorňují na skutečnost, zda je racionální se domnívat, že každý proband má stejnou schopnost maximálně zapojovat svaly dolní končetiny během specifického pohybu (zj. svaly dvoukloubové).

M. gastrocnemius lateralis se střídá v aktivitě s m. tibialis anterior (Hamill a Knutzen, 2009). Tento fenomén lze spatřovat i v předkládané práci v obou prostředích.

V rámci předkládaných výsledků se u mm. paravertebrales objevila střídavá tendence zapojení v rámci flexe a extenze u mm. paravertebrales sinister a mm. paravertebrales dexter. To se dá přirovnat i k běžné chůzi na suchu. Při jízdě na kole ve vodě se pak objevila kokontrakce těchto svalů. V citovaných studiích se v rámci jízdy na kole zabývají svaly dolní končetiny, nezajímají se o mm. paravertebrales v porovnání ke svalům dolní končetiny.

Dále se v publikované literatuře běžně v souvislosti s vodním prostředím zajímají spíše o míru svalové aktivity, ne o timing.

Kaneda et al. (2009) měřili svalovou aktivitu trupových a peripelvických svalů při chůzi ve vodě v porovnání s chůzí na suchu. Mm. paravertebrales měly tendenci zvyšovat svoji aktivitu při chůzi ve vodě na všech třech úrovních individuálně zvolené

rychlosti (pomalé, střední a rychlé). Tato tendence zvyšování aktivity mm. paravertebrales dexter i sinister se objevila i v předkládaných výsledcích u jízdy na kole ve vodě oproti jízdě na suchu – snad také vzhledem k vyšším nárokům na stabilizaci pánve.

Při posuzování aktivity mm. paravertebrales bychom se měli zaměřit i na hloubku vody v bazénu. Hloubka vody v bazénu ve studii Kanedy et al. (2009) byla 1,1 m, probandi měli průměrnou výšku 168 cm. Tyto hodnoty přibližně odpovídaly i našemu experimentu, na rozdíl od práce Masumota et al. (2004), kde výška vodní hladiny dosahovala až k processus xiphoideus. Výsledky mm. paravertebrales v oblasti čtvrtého bederního obratle i ostatních měřených svalů pak vykazovaly trend snižování aktivity při chůzi ve vodě. Autoři se odkazují na myšlenku, že s nadlehčením váhy vztlakovou silou se snižuje citlivost receptorů (snížené vnímání gravitace) – viz také 2.7.3.

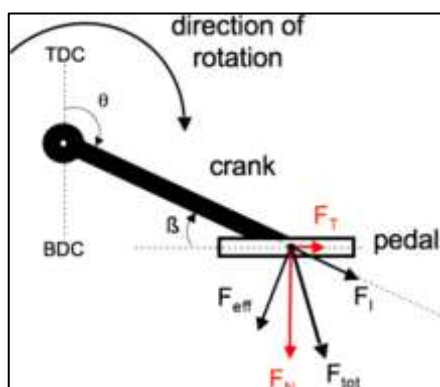
Veneziano et al. (2006) upozorňují na odlišnost výsledků, které byly pořízeny při ponoru celého těla a při ponoření pouze některé části těla (např. předloktí). Podle autorů obvykle prezentované snížení amplitudy ve vodním prostředí při celkovém ponoření neodpovídá výsledkům při částečně ponořené končetině. Při částečném ponoření jsou podle nich totiž hodnoty RMS z vodního prostředí i ty, pořízené na vzduchu, stejné. Nutno podotknout, že tento závěr je pro izometrickou kontrakci.

Vsedě na kole se celková hmotnost těla rozloží mezi čtyři opěrné plochy – sedlo, řídlík a šlapky. Při jízdě na kole ve vodě se navíc hmotnost ještě více redukuje díky vztlakové síle a to opět na všech čtyřech opěrných plochách, protože vodní kolo je celé ponořené pod hladinou. Tím jsou ponořené celé dolní končetiny, ale trupové svalstvo je nad vodní hladinou. Prezentované výsledky spíše ukazují tendenci ke zvyšování svalové aktivity při jízdě na kole ve vodě. U m. biceps femoris a m. tibialis anterior vlivem vodního prostředí, u mm. paravertebrales dexter a sinister vlivem zvýšených nároků na stabilizaci pánve. Zvýšení hodnot svalové aktivity může souviset s hodnocením specifického, anizometrického pohybu a také s výškou vody v bazénu resp. se zcela ponořenými dolními končetinami. Shono et al. (2007) při porovnání výsledků stejných rychlostí pro chůzi na suchu a ve vodě hodnotí aktivitu pro m. tibialis anterior, m. vastus medialis a m. biceps femoris vyšší pro vodní prostředí, zatímco aktivitu pro m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris považují za stejné.

Hodnoty svalové aktivity jsou v této práci pro všechny svaly, jak na suchu, tak ve vodě vypočítané pro časový úsek 6,0 s. Pro tuto práci je číselné vyjádření plochy pod křivkou dostačující pro porovnání identického pohybu ve dvou různých prostředích. Vyjadřuje míru svalové aktivace při daném pohybu. Ukazuje, jak se sval zapojuje v rámci komplexního pohybu. Lze potom tedy říct, které sledované svaly při jízdě na kole mají ve vodě tendenci se zapojovat více než při jízdě na kole na suchu.

Na vodním kole Sapilo je střed bubnu (viz obrázek 5) posunut o několik cm vpřed, čímž je posunuta i osa otáčení. Použité vodní kolo není jediné takto koncipované. Většina vodních kol je sestrojena podobně (viz Příloha 5). Posunutí osy se samozřejmě podepisuje na chování svalů. Měření však byla prováděna na identických kolech, proto i výsledky jsou v rámci našeho experimentu porovnatelné. Při srovnání s výsledky z jiných studií tuto skutečnost musíme brát na vědomí. Je nutno říct, že technické parametry kol nejsou součástí žádné z citované literatury. Můžeme pouze vycházet z publikovaných fotografií či schémat. Např. Rouffet et al. (2009) použili stacionární kolo taktéž s posunutým středem převodníku před osu sedlové trubky. V ostatních citovaných zdrojích, pokud je pozice převodníku graficky znázorněna, je pouze schématicky naznačena se středem otáčení v ose sedlové trubky (např. viz obrázek 2).

Další vliv na chování svalů může mít směr vektorů působících na pedál - viz obrázek 11 (Hug et al., 2008).



**Obrázek 11 – Rozložení vektorů sil působících na pedál**

Převzato z: Hug et al. (2008).

Je zobrazen směr rotace (direction of rotation), kliky (crank), pedál (pedal). Dále je patrná síla působící ve směru kliky, která neprodukuje žádnou užitečnou sílu ( $F_1$ ), efektivní síla ( $F_{eff}$ ), normálová síla ( $F_n$ ), tangenciální síla ( $F_t$ ) a výsledná síla ( $F_{tot}$ ).

Jak už bylo předesláno, nejvíce se o chování svalů ve vodním prostředí dovídáme v souvislosti s chůzí. Někteří autoři, jako např. Shono et al. (2007), přiřazují chůzi ve vodním prostředí chůzi na suchu o vyšší rychlosti a tím chtějí dosáhnout stejné intenzity sledovaného pohybu. Jiní porovnávají rychlost stejnou pro obě prostředí. Často také autoři nechávají probandy zvolit rychlost individuálně (Chevutschi et al., 2007; Kaneda et al., 2009).

V našem experimentu byla zvolena rychlost šlapání stejná, abychom mohli porovnat vliv dvou prostředí. Rychlost byla dána úderem metronomu. Ty byly nastaveny na 120 bpm (tj. úderů za minutu), kdy na každý úder připadalo dosáhnutí TDC jednou šlapkou. Toto řešení bylo přijato zj. pro jeho symetričnost. Kdybychom nechali probandky šlapat na 60 bpm, došlo by k větším nepřesnostem ve výsledcích. Pro soustředění pouze na jednu dolní končetinu by se svaly této končetiny více zapojovaly a výsledný pohyb by neodpovídal běžnému šlapání. Při něm by se měly obě dolní končetiny zapojovat stejnoměrně.

Při šlapání nebyla zajištěnou zpětná vazba tak, jak to např. uvádí Rouffet et al. (2009). Pouze bylo vizuálně hodnoceno, zda probandka dodržuje kadenci dle úderů metronomu. Kadence kontrolovaná pohledem při provádění experimentu byla správná, ovšem při vyhodnocování výsledků se ukázalo, že šlapání nebylo vždy s přesností na 1,0 s. Pouhým pohledem však nelze odlišit změny v rychlosti v desítkách sekundy, ke kterým docházelo. Centrální nervová soustava totiž neustále vyhodnocuje aktuální stav motorického systému a při správné motivaci se snaží o dosažení co nejlepšího splnění zadaného úkolu. Centrální nervová soustava neustále pohybu ladí (v našem případě lazení představuje zpomalení/zrychlení pohybu o 0,1-0,2 s), proto se při šlapání objevovaly odchylky pouze kolem TDC. To, že bylo šlapání ve vodě přesnější (viz 5.4.1), ukazuje pozitivní vliv vodního prostředí na přesnější dodržení zvoleného rytmu.

U probandky č. 2 nebyl nalezen rozdíl v dodržování rychlosti mezi jízdou ve vodě a na suchu. U ostatních docházelo na suchu k větší změně rychlosti než ve vodě. Lze tedy usuzovat na skutečnost, že jestliže dokáže proband přesně dodržet rychlost na suchu, ve vodě je potom rytmus také pravidelný. Jestliže ale dojde ke zrychlování či zpomalování šlapání (jako u probandek č. 1 a 3) na suchu, je možné, že cyklistický krok je pak zpřesněn pod vlivem vodního prostředí.

Dewhurst et al. (2005) zmiňují vliv teploty prostředí. Uvádějí, že teplota svalu je vždy vyšší než teplota na povrchu těla. Navíc ve vodním prostředí dochází k rychlejší výměně tepla a tkání, které jsou v okolí kůže. Ty se tak stávají chladnějšími dříve než na vzduchu. Díky tomu, že voda má vyšší tepelnou vodivost, menší měrné teplo a vyšší tepelnou kapacitu oproti vzduchu, jeví se nám odlišně pobyt ve vodním prostředí a na suchu o stejné teplotě (Jandová, 2009). Ve studii byla teplota vzduchu stanovena na 28°C. Voda o stejné teplotě je obvykle vnímána jako chladná, proto byla její teplota zvýšena o 4°C. Jedná se o horní teplotní hranici pro celkové hypotermní koupele. Teplota 32°C byla stanovena vzhledem k výše uvedeným rozdílným fyzikálním vlastnostem oproti vzduchu, vzhledem k pohybu ve vodě a vzhledem k publikované literatuře (viz 2.2).

Důležitost definování nastavení kola byla zmíněna výše. Výška sedla, řídítek, vzdálenost řídítek od sedla byly zvolené tak, aby byl dodržen jednotný úhel v kolenních a kyčelních kloubech a úhel náklonu trupu. Odlišná technika jízdy – např. ze sedla s oporou horních končetin o řídítka nebo v pozici „v sedle“ s vyrovnávacími pohyby rukou na vodní hladině, by mohla měnit timing i svalovou aktivitu. V této diplomové práci je porovnávána pouze jízda v sedle s oporou horních končetin o řídítka. Časová následnost svalového zapojení námi pozorovaných svalů byla více méně zachována, avšak míra svalové aktivity se vlivem vodního prostředí měnila.

Jízda na kole v sedle není tolik náročná na svalově zajištěnou stabilizaci pánve a trupu. Nitka (2009) se zabýval hlubokým stabilizačním systémem páteře a povrchovými paravertebrálními svaly při sedu na židli a na balančním míči. Říká, že nároky na stabilizaci vsedě na balančním míči jsou vyšší, ale je zapojen hluboký stabilizační systém a tím je aktivita mm. paravertebrales nižší. Vodní prostředí by se do jisté míry také dalo považovat za balanční. Ovšem vzhledem k náklonu trupu vsedě na kole s oporou horních končetin o řídítka tomu naměřená aktivita mm. paravertebrales dexter a sinister neodpovídá.

V neposlední řadě mohlo mít vliv na uváděné výsledky i upevnění nohy v pedálu, či umístění voděodolných přepek o šířce 7 cm, které určovaly vzájemnou vzdálenost elektrod. Dalším faktorem, na který by bylo vhodné se při posuzování výsledků ohlížet, jsou pohlavní odlišnosti. Ve většině prezentovaných studií jsou probandy muži, ovšem prezentované závěry jsou na základě porovnání skupiny žen.

## 7 ZÁVĚR

V této práci byl porovnáván vliv dvou různých prostředí – vody a vzduchu, jak se projeví při jízdě na kole. Vzhledem k nízkému počtu probandů můžeme z předkládaných výsledků na chování svalů pouze usuzovat. Navíc níže uvedené tendence jsou vztaženy na konkrétní pohyb, proto se naše závěry nemusí shodovat s jinými definovanými pohyby. Předkládaný výzkum byl proveden na zdravých probandkách, které neměly zkušenost s jízdou na vodním kole a které se nikdy nevěnovaly profesionální cyklistice.

Byl stanoven cíl porovnat timing vybraných svalů dolní končetiny a zádových svalů při jízdě na kole ve vodě a na suchu. Již dříve byla dokázána změna zapojení svalů dolní končetiny při dosahování konstantní rychlosti při různé zátěži u jízdy na stacionárním kole (Rouffet et al., 2009). Rozdílná zátěž, kterou disponují voda a vzduch, se zřejmě výrazněji neprojeví v ovlivnění timingu, a proto v celkovém zhodnocení chování všech sledovaných svalů je časový sled zapojení podobný. Byly však zaznamenány tendence k odlišnostem, které lze spatřovat ve změně zapojení m. vastus medialis, m. biceps femoris a mm. paravertebrales dexter i sinister.

Funkce m. tibialis anterior byla poznamenána individuálním motorickým stereotypem na suchu i ve vodě.

Z dalších výsledků vyplynula tendence k pravidelnější kadenci šlapání ve vodě u těch probandek, které vykazovaly nepřesnosti v cyklistickém kroku na suchu. V neposlední řadě byla vyhodnocena svalová aktivita, která při jízdě na kole ve vodě vykazovala charakter zvyšování u m. biceps femoris, m. tibialis anterior a mm. paravertebrales dexter i sinister. Je možné se domnívat, že na zvýšení svalové aktivity má velký vliv kombinace zj. pevného umístění kola na dně bazénu a výška vodní hladiny. Svaly dolních končetin byly zcela ponořené, mm. paravertebrales dexter i sinister se nacházely převážně nad vodní hladinou.

Umístěním vodního kola do větší hloubky, např. po processus xiphoideus, by mohlo dojít ke snížení hodnot aktivity mm. paravertebrales dexter i sinister a snad i ostatních svalů dolní končetiny. Zároveň by se mohl projevit vliv vodního prostředí na kardiopulsační funkce. Tyto úvahy by se mohly stát předmětem dalšího výzkumu.

Dále by mohly být provedeny studie na konkrétních skupinách pacientů (např. v rámci jednotlivých diagnóz), které by přinesly rehabilitaci přesné indikace pro jízdu na vodním kole. Odlehčení kloubů ve vodním prostředí nejvíce naznačuje směr využití vodního kola u ortopedických diagnóz, u postoperačních nebo posttraumatických stavů dolních končetin.

## SEZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH CITACÍ

- ALMELING, M. et al.** Validity of cycle test in air compared to underwater cycling. *Undersea and Hyperbaric Medical Society*, 2006, č. 1, s. 45-53.
- BENDAŘÍK, M., ŠIROKÁ, M., BUJOK, P.** *Fyzika pro gymnázia*. 2. vyd. Praha: Prometheus, spol. s.r.o., 1993. ISBN 80-7196-068-3.
- BRÉCHAT, P., H. et al.** Influence of immersion on respiratory requirements during 30-min cycling. *European Respiratory Journal*, 1999, č. 13, s. 860-866.
- COULANGE, M. et al.** Consequences of prolonged total body immersion in cold water on muscle performance and EMG activity. *Pflügers Archiv*, 2006, č. 452, s. 91-101.
- DA SILVA CARVALHO, R., G. et al.** Analysis of various conditions in order to measure electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2010, č. 20, s. 988-993.
- DA SILVA CARVALHO, R., G. et al.** Electromyography during aquatic cycling in different cadences: pilot study. Ouro Preto-Brasil: XXV ISBS Symposium, 2007.
- DE LUCA, C., J.** The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997, s. 135-163.
- DEWHURST, S. et al.** Temperature dependence of soleus H-reflex and M wave. *European Journal of Applied Physiology*. 2005, č. 94, s. 491-499.
- DI MASI, F. et al.** Is blood lactate removal during water immersed cycling faster than during cycling on land? *Journal of Sports Science and Medicine*. 2007, č. 6, s. 188-192.
- DRESSENDORFER, R., H. et al.** Effects of head-out water immersion on cardiorespiratory responses to maximal cycling exercise. *Undersea biomedical research*. 1976, č. 3, s. 177-187.
- DUŠKOVÁ, J.** *Rozdíl pohybového stereotypu chůze a pohybového stereotypu dolních končetin při jízdě na kole*. Praha, 2006. 76 s. Diplomová práce na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Vedoucí diplomové práce Bronislav Kračmar.
- GREGOR, R., J., BROKER, J., P., RYAN, M., M.** The Biomechanics of cycling. *Exercise And Sport Sciences Reviews*. 1991, č. 19, s. 127-169.

- GUIDETTI, L. et al.** EMG Patterns During Running: Intra- and Inter-individual Variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1996, č. 6, s. 37-48.
- HAMILL, J., KNUTZEN, K., M.** *Biomechanical basis of human movement*. 3. vyd. Místo neznámé: The Point, 2009.
- HUG, F., DOREL, S.** Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009, č. 19, s. 182-198.
- HUG, F.** Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011, č. 21, s. 1-12.
- HUG, F. et al.** Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. *European Journal of Applied Physiology*. 2008, č. 104, s. 667-678.
- HUG, F. et al.** Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? *Journal of Applied Physiology*. 2010, č. 108, s. 1727-1736.
- CHEVUTSCHI, A. et al.** An Electromyographic Study of Human Gait both in Water and on Dry Ground. *Journal of Physiological Anthropology*. 2007, č. 26, s. 467-473.
- JANDOVÁ, D.** *Balneologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2009. ISBN 978-80-247-2820-9.
- KALPAKCIOGLU, B. et al.** Does local immersion in thermo-neutral bath influence surface EMG measurements? Results of an experimental trial. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009, s. 550-553.
- KANEDA, K. et al.** EMG activity of hip and trunk muscles during deep-water running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009, č. 19, s. 1064-1070.
- KANEDA, K. et al.** Lower extremity muscle activity during deep-water running on self-determined pace. *Journal of electromyography and Kinesiology*. 2008, s. 965-972.
- KANEDA, K. et al.** Lower Extremity Muscle Activity during Different Types and Speeds of Underwater Movement. *Journal of Physiological Anthropology*. 2007, č. 26, s. 197-200.
- KELLER, O.** *Obecná elektromyografie*. 1. vyd. Praha: Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.

**KOLÁŘ, P.** *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

**KONOPKA, P.** *Cyklistika: Rádce pro vybavení, techniku, trénink, výživu, závody a medicínu*. Liberec: ReproArt Liberec, s.r.o., 2007. ISBN 978-80-254-0258-0.

**KONRAD, P.** *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Místo neznámé: Noraxon INC., 2005.

**KRAČMAR, B.** *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-292-3.

**KRAČMAR, B.** Vliv cyklistiky na pohybovou soustavu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, č. 1, s. 27-33.

**KRAČMAR, B., BAČÁKOVÁ, R., HOJKA, V.** Vliv cyklistického kroku na pohybovou soustavu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, č. 3, s. 107-112.

**LEIS, A., A., TRAPANI, V., C.** *Atlas of electromyography*. 1. vyd. Oxford: Oxford University Press, 2000. ISBN 0195112504.

**LI, L., BAUM, B., S.** Electromechanical delay estimated by using electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004, č. 14, s. 647-652.

**MARTINS, J., V. et al.** Conconi test adapted to aquatic bicycle. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2007, č. 5, s. 287-290.

**MASUMOTO, K. et al.** Electromyographic Analysis of Walking in Water in Healthy Humans. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*. 2004, č. 23, s. 119-127.

**MASUMOTO, K., DELION, D., MERCER, J., A.** Insight into Muscle Activity during Deep Water Running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2009, s. 1958-1964.

**MASUMOTO, K. et al.** Muscle activity and heart rate response during backward walking in water. *European Journal of Applied Physiology*. 2005, č. 94, s. 54-61.

**MIYOSHI, T. et al.** Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reactions forces during walking in water. *Disability and Rehabilitation*. 2004, s. 724-732.

**MLČOCHOVÁ, R.** Vodní kolo Sapilo. [online], 2007. [cit. 2010-11-14]. <<http://www.aqua-fitness.cz/index.php?str=sapilo>>.

- MORLOCK, J., F., DRESSENDORFER, R., H.** Modification of a standard bicycle ergometer for underwater use. *Undersea Biomedical Research*. 1974, č. 4, s. 335-342.
- NEPTUNE, R., R., KAUTZ, S., A., HULL, M., L.** The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *Journal of Biomechanics*. 1997, č. 30, s. 1051-1058.
- NITKA, R.** *EMG analýza zádových svalů při různých variantách sedu*. Praha, 2009. 89 s. Diplomová práce na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Vedoucí diplomové práce Dagmar Pavlů.
- PÁNEK, D. et al.** Metodika snímání povrchového EMG ve vodním prostředí. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, č. 1, s. 21-25.
- PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J.** Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, č. 4, s. 177-180.
- PAVLŮ, D., PÁNEK, D.** EMG - analýza vybraných svalů horní končetiny při pohybu ve vodním prostředí a pohybu proti odporu elastického tahu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, č. 4, s. 167-173.
- PETROFSKY, J., LAYMON, M.** Muscle temperature and EMG amplitude and frequency during isometric exercise. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*. 2005, č. 76, s. 1024-1030.
- RAINOLDI, A., MELCHIORRI, G., CARUSO, I.** A method of positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *Journal of Neuroscience Methods*. 2004, s. 37-43.
- ROUFFET, D., M., HAUTIER, C., A.** EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008, s. 866-878.
- ROUFFET, D., M. et al.** Timing of muscle activation of the lower limbs can be modulated to maintain a constant pedaling cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009, č. 19, s. 1100–1107.
- SHONO, T. et al.** Gait Patterns and Muscle Activity of the Lower Extremities of Elderly Women during Underwater Treadmill Walking against Water Flow. *Journal of Physiological Anthropology*. 2007, č. 26, s. 579-586.

**TING, L., H. et al.** Sensorimotor State of the Contralateral Leg Affects Ipsilateral Muscle Coordination of Pedaling. *The American Physiological Society*. 1998, s. 1341-1351.

**VENEZIANO, W., H. et al.** Confounding factors in water EMG recordings: an approach to a definitive. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2006, č. 44, s. 348-351.

**WAKELING, J., M., HORN, T.** Neuromechanics of Muscle Synergies During Cycling. *Journal of Neurophysiology*. 2009, č. 101, s. 843–854.

**ZEDKA, M., VALOUCHOVÁ, P.** Elektromyografická analýza v biomechanice. 1. vyd. In *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. Kapitola 4.1.3, s. 199-202.

[Online]. [cit. 2010-12-30].<<http://www.velosport.cz/eshop-pictures/398.jpg>>.

[Online]. [cit. 2010-12-30].<<http://www.hydrocycle.com/hydrocycle.cfm>>.

[Online]. [cit. 2010-12-30].<<http://www.poolbiking.com/eng/poolbiking-clients.html>>.

[Online]. [cit. 2010-12-2].<<http://mytriathlontraining.com/content/optimal-pedaling-cadence>>.

[Online]. [cit. 2010-12-30].<<http://www.aqua-fitness.cz/index.php?str=sapilo>>.

[Online]. [cit. 2011-1-6].<[http://www.aquabike.cz/o\\_produkту.html](http://www.aquabike.cz/o_produkту.html)>.

[Online]. [cit. 2011-1-6].<<http://www.water-bike.eu/>>.

[Online]. [cit. 2011-1-20].<<http://www.aqua-fit.cz/aqua-bike.php>>.

[Online]. [cit. 2011-1-20].<<http://www.bazenjbc.cz/aktivity/aqua-fitness/>>.

[Online]. [cit. 2011-1-20].<<http://www.balanceclub.cz/cz/sluzby/24/aqua-zona>>.

[Online]. [cit. 2011-1-20].<<http://www.plaveckaskolauh.cz/strediska/stredisko-uhersky-brod/aquabike>>.

[Online]. [cit.2011-3-1].<[http://www.hydrorider.com/En/AquaBike\\_EasyLine\\_03.asp](http://www.hydrorider.com/En/AquaBike_EasyLine_03.asp)>.

[Online]. [cit. 2011-31].

<[http://www.hydrorider.com/En/AquaBike\\_Professional\\_01.asp](http://www.hydrorider.com/En/AquaBike_Professional_01.asp)>.

# **PŘÍLOHY**

## **Seznam příloh**

Příloha 1: Souhlas Etické komise FTVS UK

Příloha 2: Informovaný souhlas

Příloha 3: Seznam tabulek a obrázků

Příloha 4: Elektromyografické záznamy

Příloha 5: Fotografický přehled vodních kol

Příloha 6: Schématická znázornění použití vodních kol ve výzkumech

Příloha 7: Fotografický záznam probandky při měření WaS-EMG

## Příloha 1: Souhlas Etické komise FTVS UK



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešteslavín  
tel.: 220 171 111  
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

### Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

**Název:** Porovnání timingu svalů dolní končetiny při jízdě na vodním kole ve vodě a na suchu

**Forma projektu:** diplomová

**Autor (hlavní řešitel):** Bc. Hana Sládká

**Školitel (v případě studentské práce):** doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

#### Popis projektu

Podstatou experimentu je porovnání timingu svalů dolní končetiny při komplexním pohybu proti odporu dvou různých prostředí – vody a vzduchu. Pro zajištění nastavení stejných výchozích podmínek pro obě prostředí bylo vybráno stacionární vodní kolo Sapido, které se dá využít i na suchu. Ve zkoumaném výběru je 6 žen ve věku 20-30 let. V minulosti se žádná z nich nevěnovala profesionální cyklistice. Všechny jsou bez zdravotních komplikací, které by bránily vstupu do bazénu. Cílem experimentu je stanovení a porovnání zapojení svalů pravé (dominantní) dolní končetiny. Jedná se o m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. vastus medialis, m. tibialis anterior, m. soleus. Pro kontrolu aktivity zádoových svalů byl navíc vybrán úsek m. erector spinae Th8/Th9 (oboustranně). Měření budou provedena povrchovou elektromyografií a vyhodnocena pomocí počítačového softwaru firmy Noraxon.

Informovaný souhlas je přiložen.

V Praze dne

Podpis autora:

### Vyjádření etické komise UK FTVS

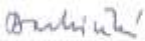
**Složení komise:** Doc. MUDr. Stala Bartůňková, CSc.  
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.  
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.  
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0173 / 2010  
dne: 15. 11. 2010

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

místo školy

  
podpis předsedy EK

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
UNIVERZITY KARLOVY  
162 52 PRAHA 6-Vešteslavín  
JOSEF MARTÍHO 31

## **Příloha 2: Informovaný souhlas**

Tímto Vás žádám o souhlas k vyšetření, jehož výsledky budou následně použity v diplomové práci Hany Sladké. Cílem sledování bude porovnání aktivace svalů dolní končetiny při jízdě na vodním kole ve vodě a na suchu.

Měření bude trvat přibližně 2 hodiny a bude provedeno jedenkrát ve vodě a jednou na suchu. Jako objektivizační metoda bude použita povrchová elektromyografie na svaly levé dolní končetiny a na zádové svaly. Jedná se o neinvazivní metodu, která probanda nijak nezatěžuje, nezpůsobuje poranění apod.

Osobní data nebudou nijak zveřejňována a výsledky nebudou použity k jinému účelu, než je výše uvedeno.

Dnes jsem byla poučena o plánovaném vyšetření a plně mu rozumím. Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že mi bylo vysvětleno vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a že jsem měla možnost klást otázky, na které mi bylo řádně odpovězeno.

Datum:

---

Podpis osoby, která provedla poučení:

---

Podpis probandky:

---

### **Příloha 3: Seznam tabulek a obrázků**

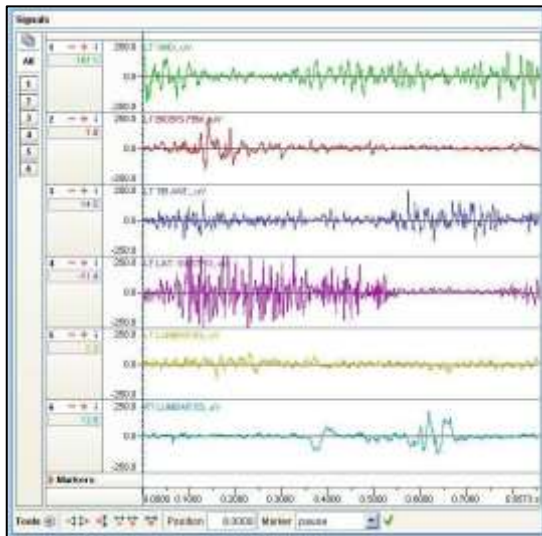
#### **Tabulky**

|  |    |
|--|----|
| Tabulka 1 - Antropometrické údaje probandek .....          | 34 |
| Tabulka 2 - Popis umístění elektrod na vybrané svaly ..... | 35 |
| Tabulka 3 - Přehled vypočtených ploch pod křivkou .....    | 45 |

#### **Obrázky**

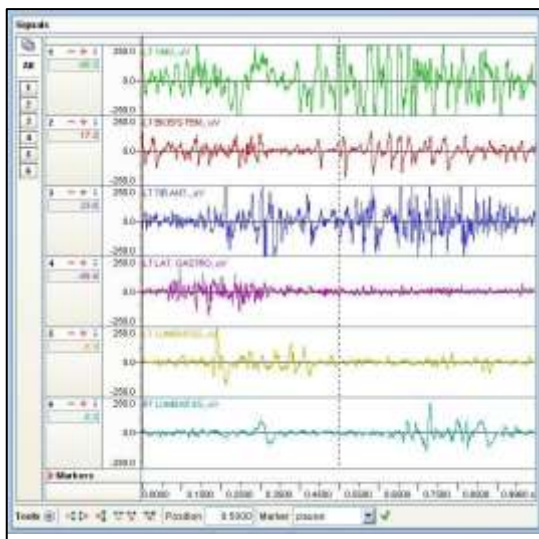
|   |    |
|---|----|
| Obrázek 1 - Převodník .....   | 18 |
| Obrázek 2 - Grafické znázornění cyklu šlapnutí .....                          | 22 |
| Obrázek 3 - Hlavní svaly podílející se na šlapání .....                       | 23 |
| Obrázek 4 - Vodní kolo Sapilo .....   | 28 |
| Obrázek 5 - Buben vodního kola Sapilo .....                                   | 29 |
| Obrázek 6 - Vodní kolo Hydrocycle .....                                       | 30 |
| Obrázek 7 - Ukázka vizuálního hodnocení .....                                 | 37 |
| Obrázek 8 - Ukázka šesti cyklistických kroků (nativní EMG záznam) .....       | 38 |
| Obrázek 9 - Ukázka šesti cyklistických kroků (rektifikovaný EMG záznam) ..... | 39 |
| Obrázek 10 - Posun fáze .....   | 44 |
| Obrázek 11 - Rozložení vektorů sil působících na pedál .....                  | 51 |

## Příloha 4: Elektromyografické záznamy



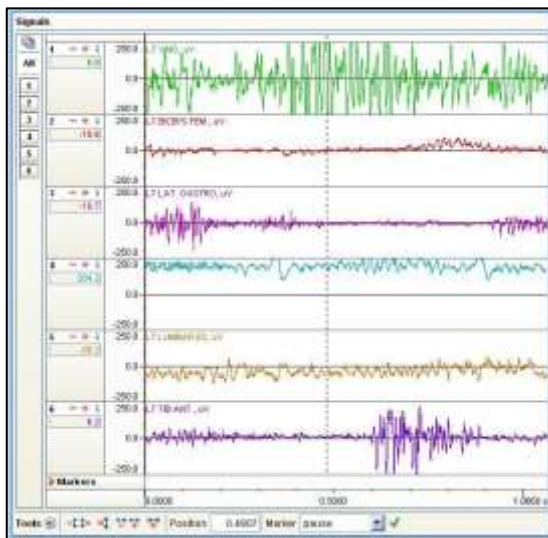
### Záznam cyklistického kroku na suchu (probandka č. 1)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách  $\mu\text{V}$ . Ve spodní části záznamu je časová osa. Je zachycen cyklistický krok s délkou 0,8573 s. Časové rozmezí mezi jednotlivými kvadranty je přibližně 0,21 s. LT VMO zeleně - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM červeně - m. biceps femoris, LT TIB ANT tmavě modře - m. tibialis anterior, LT LAT GASTRO fialově - m. gastrocnemius lateralis, RT LUMBAR ES světle modře - mm. paravertebrales dexter, LT LUMBAR ES žlutě - mm. paravertebrales sinister.



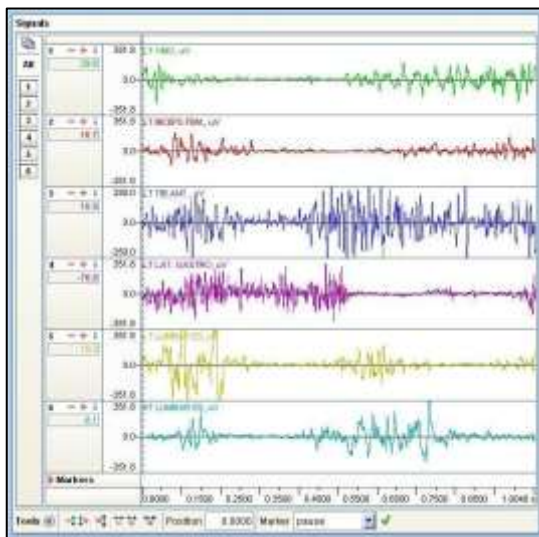
### Záznam cyklistického kroku na suchu (probandka č. 2)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách  $\mu\text{V}$ . Ve spodní části záznamu je časová osa. Je zachycen cyklistický krok s délkou 0,9960 s. Časové rozmezí mezi jednotlivými kvadranty je přibližně 0,25 s. LT VMO zeleně - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM červeně - m. biceps femoris, LT TIB ANT tmavě modře - m. tibialis anterior, LT LAT GASTRO fialově - m. gastrocnemius lateralis, RT LUMBAR ES světle modře - mm. paravertebrales dexter, LT LUMBAR ES žlutě - mm. paravertebrales sinister.



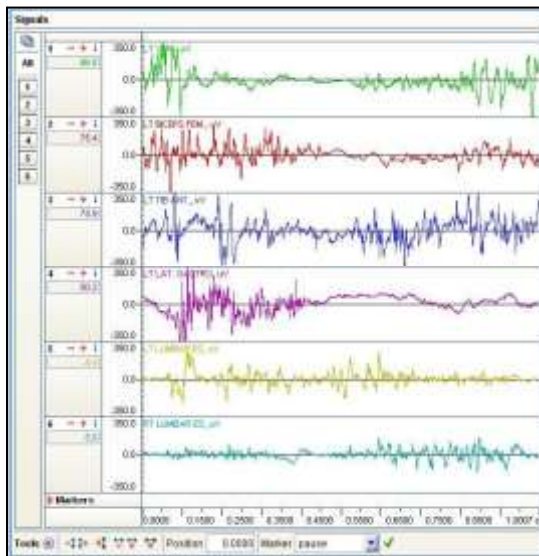
### Záznam cyklistického kroku na suchu (probandka č. 3)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách  $\mu\text{V}$ . Ve spodní části záznamu je časová osa. Je zachycen cyklistický krok s délkou 1,0660 s. Časové rozmezí mezi jednotlivými kvadranty je přibližně 0,27 s. LT VMO zeleně - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM červeně - m. biceps femoris, LT LAT GASTRO fialově - m. gastrocnemius lateralis, RT LUMBAR ES světle modře - mm. paravertebrales dexter, LT LUMBAR ES žlutě - mm. paravertebrales sinister, LT TIB ANT tmavě modře - m. tibialis anterior.



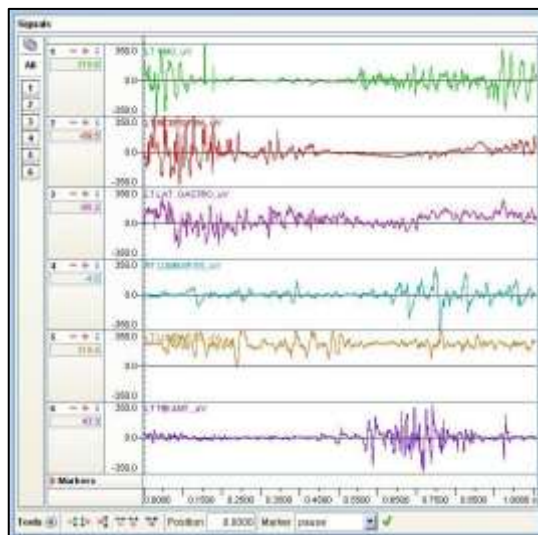
### Záznam cyklistického kroku ve vodě (probandka č. 1)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách  $\mu\text{V}$ . Ve spodní části záznamu je časová osa. Je zachycen cyklistický krok s délkou 1,0040 s. Časové rozmezí mezi jednotlivými kvadranty je přibližně 0,25 s. LT VMO zeleně - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM červeně - m. biceps femoris, LT TIB ANT tmavě modře - m. tibialis anterior, LT LAT GASTRO fialově - m. gastrocnemius lateralis, LT LUMBAR ES žlutě - mm. paravertebrales sinister, RT LUMBAR ES světle modře - mm. paravertebrales dexter.



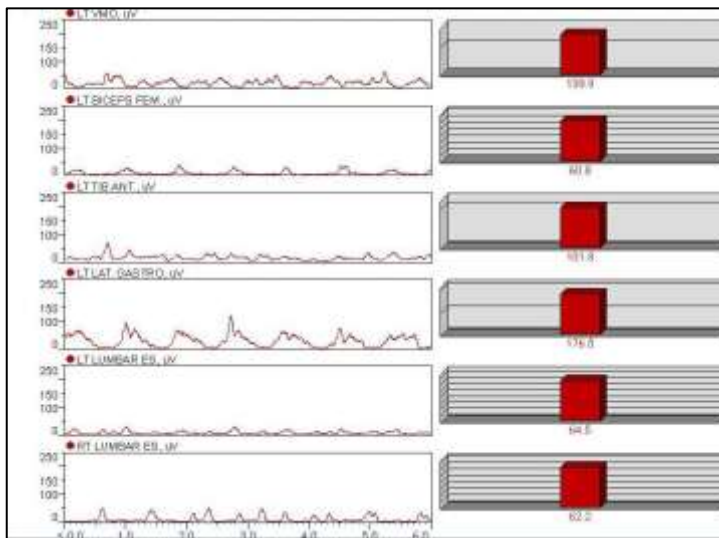
### Záznam cyklistického kroku ve vodě (probandka č. 2)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách  $\mu\text{V}$ . Ve spodní části záznamu je časová osa. Je zachycen cyklistický krok s délkou 1,0007 s. Časové rozmezí mezi jednotlivými kvadranty je přibližně 0,25 s. LT VMO zeleně - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM červeně - m. biceps femoris, LT TIB ANT tmavě modře - m. tibialis anterior, LT LAT GASTRO fialově - m. gastrocnemius lateralis, LT LUMBAR ES žlutě - mm. paravertebrales sinister, RT LUMBAR ES světle modře - mm. paravertebrales dexter.



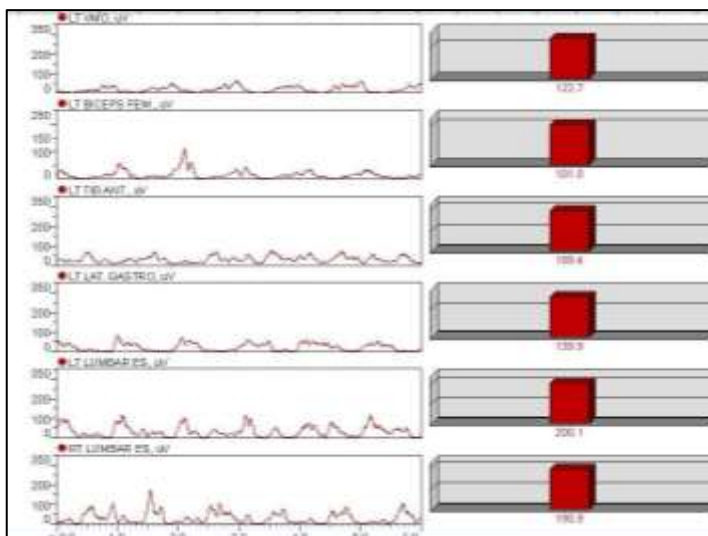
### Záznam cyklistického kroku ve vodě (probandka č. 3)

V každém řádku je záznam elektrické aktivity svalu v jednotkách  $\mu\text{V}$ . Ve spodní části záznamu je časová osa. Je zachycen cyklistický krok s délkou 1,0080 s. Časové rozmezí mezi jednotlivými kvadranty je přibližně 0,25 s. LT VMO zeleně - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM červeně - m. biceps femoris, LT LAT GASTRO fialově - m. gastrocnemius lateralis, RT LUMBAR ES světle modře - mm. paravertebrales dexter, LT LUMBAR ES žlutě - mm. paravertebrales sinister, LT TIB ANT tmavě modře - m. tibialis anterior.



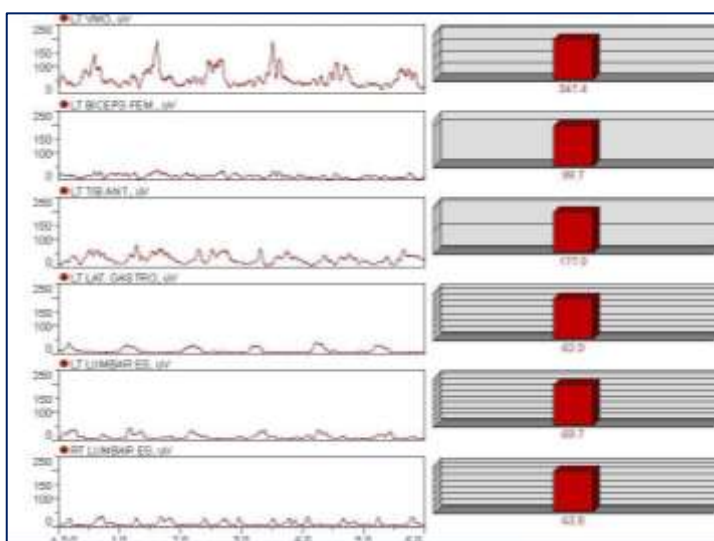
**Plocha pod křivkou při jízdě na kole na suchu (probandka č. 1)**

Křivky upraveny pomocí rektifikace a filtrace (viz 4.6). Sloupcové grafy ukazují vypočítané hodnoty v jednotkách  $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ . Doba trvání analyzovaného pohybu byla 6.0 s. LT VMO - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM - m. biceps femoris, LT TIB ANT - m. tibialis anterior, LT LAT GASTRO - m. gastrocnemius lateralis, LT LUMBAR ES - mm. paravertebrales sinister, RT LUMBAR ES - mm. paravertebrales dexter.



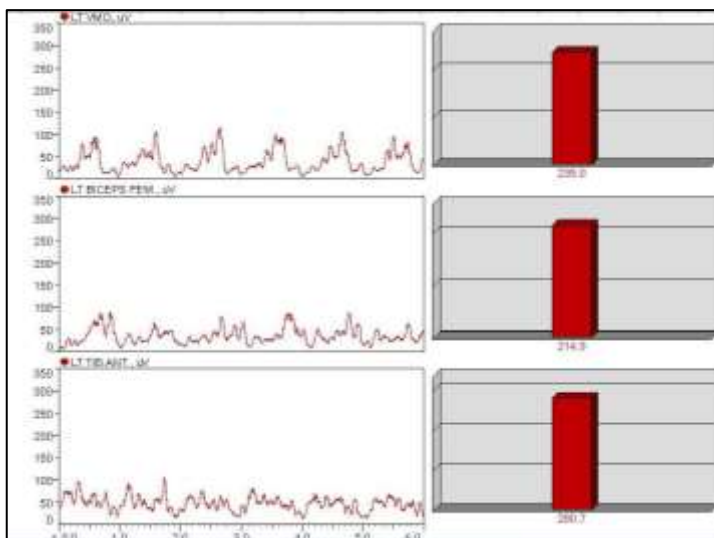
**Plocha pod křivkou při jízdě na kole ve vodě (probandka č. 1)**

Křivky upraveny pomocí rektifikace a filtrace (viz 4.6). Sloupcové grafy ukazují vypočítané hodnoty v jednotkách  $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ . Doba trvání analyzovaného pohybu byla 6.0 s. LT VMO - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM - m. biceps femoris, LT TIB ANT - m. tibialis anterior, LT LAT GASTRO - m. gastrocnemius lateralis, LT LUMBAR ES - mm. paravertebrales sinister, RT LUMBAR ES - mm. paravertebrales dexter.



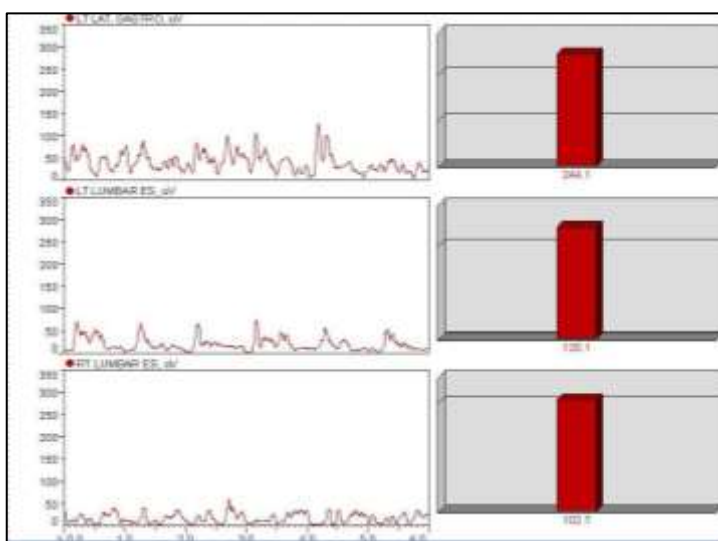
### Plocha pod křivkou při jízdě na kole na suchu (probandka č. 2)

Křivky upraveny pomocí rektifikace a filtrace (viz 4.6). Sloupcové grafy ukazují vypočítané hodnoty v jednotkách  $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ . Doba trvání analyzovaného pohybu byla 6.0 s. LT VMO - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM - m. biceps femoris, LT TIB ANT - m. tibialis anterior, LT LAT GASTRO - m. gastrocnemius lateralis, LT LUMBAR ES - mm. paravertebrales sinister, RT LUMBAR ES - mm. paravertebrales dexter.



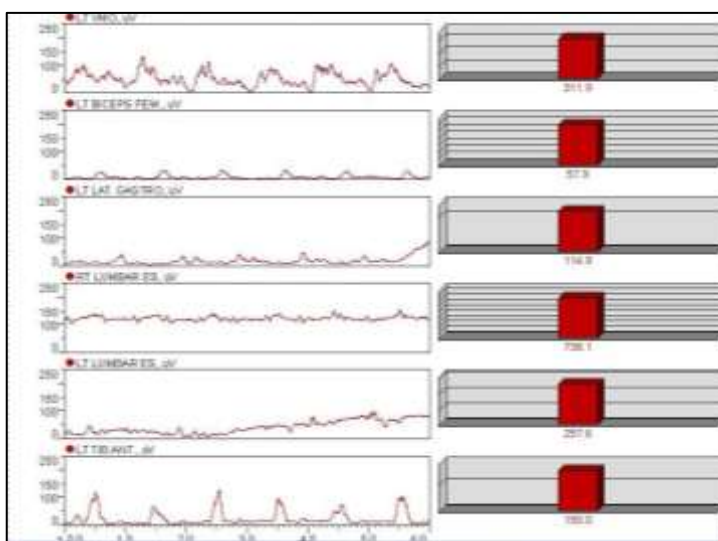
### Plocha pod křivkou při jíždě na kole ve vodě (probandka č. 2)

Křivky upraveny pomocí rektifikace a filtrace (viz 4.6). Sloupcové grafy ukazují vypočítané hodnoty v jednotkách  $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ . Doba trvání analyzovaného pohybu byla 6.0 s. LT VMO - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM - m. biceps femoris, LT TIB ANT - m. tibialis anterior.



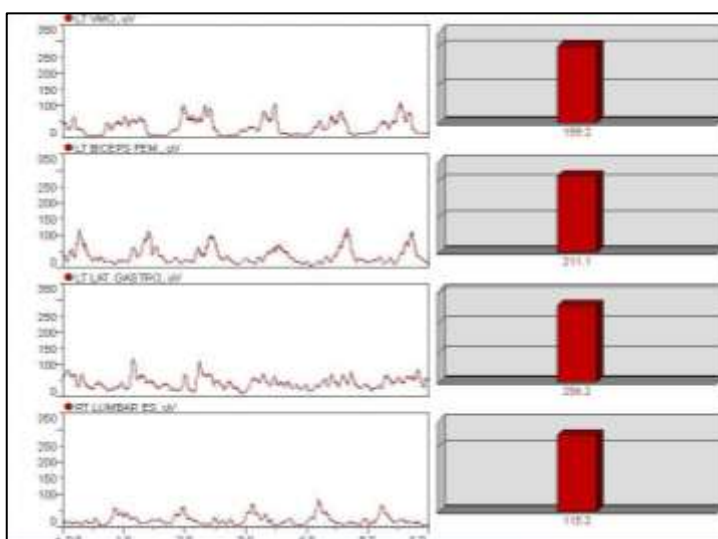
**Plocha pod křivkou při jízdě na kole ve vodě (probandka č. 2)**

Křivky upraveny pomocí rektifikace a filtrace (viz 4.6). Sloupcové grafy ukazují vypočítané hodnoty v jednotkách  $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ . Doba trvání analyzovaného pohybu byla 6.0 s. LT LAT GASTRO - m. gastrocnemius lateralis, LT LUMBAR ES - mm. paravertebrales sinister, RT LUMBAR ES - mm. paravertebrales dexter.



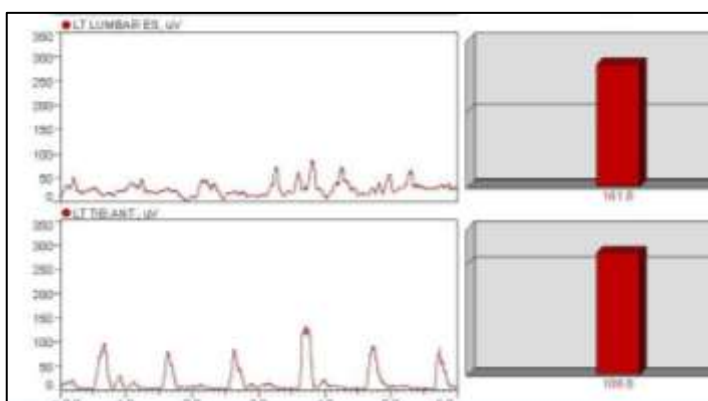
**Plocha pod křivkou při jízdě na kole na suchu (probandka č. 3)**

Křivky upraveny pomocí rektifikace a filtrace (viz 4.6). Sloupcové grafy ukazují vypočítané hodnoty v jednotkách  $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ . Doba trvání analyzovaného pohybu byla 6.0 s. LT VMO - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM - m. biceps femoris, LT LAT GASTRO - m. gastrocnemius lateralis, RT LUMBAR ES - mm. paravertebrales dexter, LT LUMBAR ES - mm. paravertebrales sinister, LT TIB ANT - m. tibialis anterior.



**Plocha pod křivkou při jízdě na kole ve vodě (probandka č. 3)**

Křivky upraveny pomocí rektifikace a filtrace (viz 4.6). Sloupcové grafy ukazují vypočítané hodnoty v jednotkách  $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ . Doba trvání analyzovaného pohybu byla 6.0 s. LT VMO - m. vastus medialis, LT BICEPS FEM - m. biceps femoris, LT LAT GASTRO - m. gastrocnemius lateralis, RT LUMBAR ES - mm. paravertebrales dexter.



**Plocha pod křivkou při jízdě na kole ve vodě (probandka č. 3)**

Křivky upraveny pomocí rektifikace a filtrace (viz 4.6). Sloupcové grafy ukazují vypočítané hodnoty v jednotkách  $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ . Doba trvání analyzovaného pohybu byla 6.0 s. LT LUMBAR ES - mm. paravertebrales sinister, LT TIB ANT - m. tibialis anterior.

## **Příloha 5: Fotografický přehled vodních kol**

Lze si vybrat z celé řady různých výrobků vodních kol. Pro přehled jsou zde uvedeny některé z nich: Aquabike Rosco, Bike Basic, Bike Pro, Hydrorider a Poolbike.



**Vodní kolo AquabikeRosco**

Převzato z: URL: <[http://www.aquabike.cz/o\\_produktu.htm](http://www.aquabike.cz/o_produktu.htm)>[cit. 2011-1-6].



**Vodní kolo Bike Basic**

Převzato z: URL: <<http://www.aqua-fitness.cz/index.php?str=sapilo>>[cit. 2010-12-30].



**Vodní kolo Bike Pro**

Převzato z: URL: <<http://www.aqua-fitness.cz/index.php?str=sapilo>>[cit. 2010-12-30].



**Vodní kolo Hydrorider pro začátečníky**

Převzato z: URL: <[http://www.hydrorider.com/En/AquaBike\\_EasyLine\\_03.asp](http://www.hydrorider.com/En/AquaBike_EasyLine_03.asp)>[cit. 2011-3-1].



**Vodní kolo Hydrorider pro pokročilé**

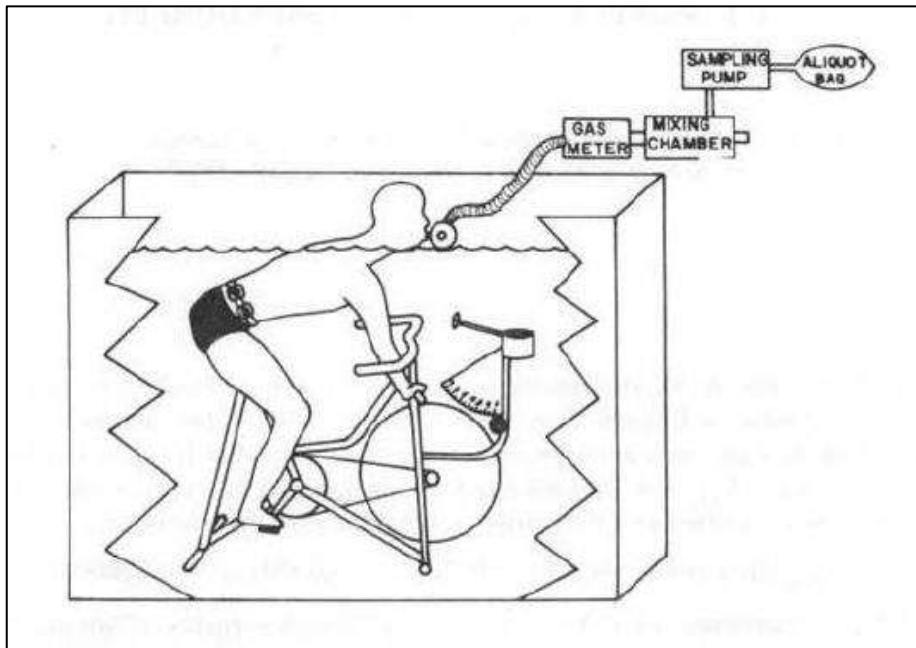
Převzato z: URL: <[http://www.hydrorider.com/En/AquaBike\\_Professional\\_01.asp](http://www.hydrorider.com/En/AquaBike_Professional_01.asp)>[cit. 2011-3-1].



### **Vodní kolo Poolbike**

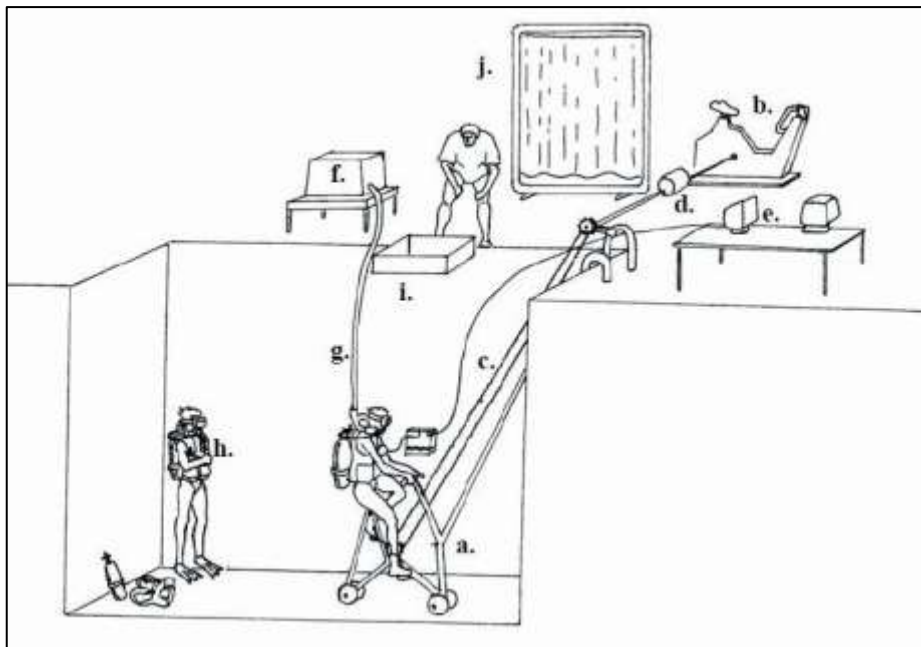
Převzato z: URL: <<http://www.poolbiking.com/eng/poolbiking-products.html>>[cit. 2010-12-30].

## Příloha 6: Schématická znázornění použití vodních kol ve výzkumech



Schématiké znázornění měření respiračních funkcí při jízdě na kole ve vodě

Převzato z: Morlock a Dressendorfer (1974).



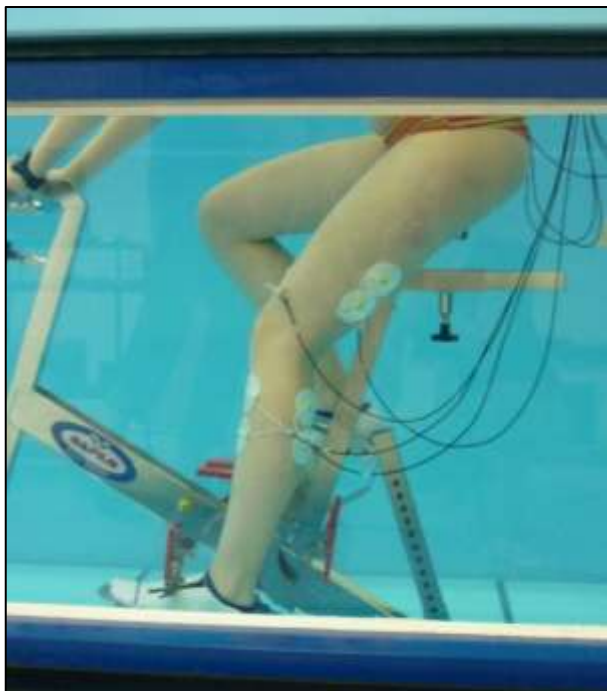
Schématiké znázornění jízdy na kole pod vodou

Převzato z: Almeling et al. (2004).

**Příloha 7: Fotografický záznam probandky při měření WaS-EMG**



**Probandka na vodním kole při pořizování EMG záznamu na suchu**



**Probandka na vodním kole při pořizování EMG záznamu ve vodě**