

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Studijní obor - Kinantropologie

Komparativní kineziologická analýza záběru při veslování na  
skifu a při jízdě na trenažeru Concept 2  
Comparative-Kinesiological Analysis of the Rowing Stroke on a Single  
Scull and on a Rowing Machine Concept 2

Disertační práce

Školitel

doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Vypracovala

Mgr. Bc. Martina Zbořilová

Praha, leden 2017

Prohlašuji, že jsem tuto disertační práci vypracovala samostatně a uvedla v ní veškeré použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne

Mgr. Bc. Martina Zbořilová

## Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením této disertační práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto disertaci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení

Číslo OP

Datum vypůjčení

Podpis

---

## Poděkování

Děkuji svému školiteli, kterým je doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc., za jeho připomínky při zpracování disertace, za jeho důvěru, podporu, trpělivost a cenné rady. Dále děkuji Mgr. Radce Bačákové, Ph.D. za její důležitou pomoc při měření EMG. Děkuji panu Koudelovi, šéftrenérovi ASC VK Dukla Praha, za jeho důvěru a umožnění výzkumu.



## Abstrakt

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

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

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

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

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

## Abstract

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

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

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

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

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

# Obsah

Seznam obrázků .....	9
Seznam tabulek .....	14
1. Úvod .....	15
2. Rešerše literatury .....	17
3. Historie veslování .....	20
3.1. Světové a domácí veslařské závody .....	21
4. Teoretická východiska .....	24
4.1. Lokomoce ve sportu .....	24
4.1.1. Cyklické pohyby .....	25
4.2. Pohybová charakteristika veslování a jízdy na trenažeru Concept 2.....	26
4.2.1. Odlišnost veslování od ostatní lokomoce .....	29
4.3. Technika veslařského pohybu .....	30
4.4. Funkční nároky (fyziologie zátěže) ve veslování .....	32
4.5. Biomechanika veslování .....	36
4.6. Vývoj hybnosti .....	39
4.6.1. Funkce svalu .....	39
4.6.2. Aktivita svalu .....	40
4.6.3. Řízení motoriky .....	40
4.6.4. Pohybové stereotypy, programy a vzorce .....	41
4.6.5. Stabilita (posturální zajištění pohybu) .....	43
4.6.6. Postura (držení těla) a posturální funkce .....	44
4.6.7. Atituda ve veslování .....	45
4.6.8. Kineziologie pánve a dolních končetin .....	46
4.6.9. Dolní končetiny při veslování a při jízdě na trenažeru .....	49
5. Elektromyografie .....	52
5.1. Výhody a nevýhody elektromyografie .....	53
5.2. Faktory mající vliv na EMG signál .....	54
5.3. Popis zpracování EMG signálu .....	55
6. Cíle, úkoly a hypotéza disertační práce .....	59
6.1. Cíle .....	59
6.2. Úkoly .....	59

6.3. Hypotézy .....	60
7. Metodika výzkumu .....	61
7.1. Obecná charakteristika výzkumu .....	61
7.2. Charakteristika výzkumného souboru (zdroje dat) .....	62
7.3. Sběr dat .....	63
7.4. Instrumentárium .....	64
7.5. Měření svaly a lokalizace elektrod .....	65
7.6. Zpracování a analýza naměřených dat .....	66
7.6.1. Metody detekce .....	67
7.7. Interpretace a prezentování výsledků prahování .....	72
7.8. Analýza zpracovaných dat .....	76
7.9. Pilotní studie .....	77
8. Výsledky výzkumu .....	82
9. Diskuze .....	101
10. Závěr .....	105
11. Bibliografie .....	108
12. Seznam příloh .....	115
Příloha č. 1: Vyjádření etické komise .....	116
Příloha č. 2: Informovaný souhlas probanda .....	117
Příloha č. 3: Průměrné signálové obálky měřených situací u všech probandů .....	119
Příloha č. 4: Koláčové grafy „pies“ všech měřených situací po měřených jednotlivých svalech .....	126

## Seznam obrázků

Obr. 3-1: Posádka „The Cambridge crew“ (archiv autorky).

Obr. 4-1: Kinogram veslování (archiv autorky).

Obr. 4-2: Křivky charakterizující techniku pohybu ve veslování (Altenburg, Mattes, & Steinacker, 2012).

Obr. 4-3: Schéma charakteristických biomechanických parametrů (Altenburg, Mattes, & Steinacker, 2012).

Obr. 4-4: Charakteristické síly aplikované na veslici (Altenburg, Mattes, & Steinacker, 2012).

Obr. 4-5: Schéma grafického záznamu Lombardova, resp. Molbechova modelu paradoxní role dvoukloubových svalů (Zbořilová in Kračmar, Chrástková, & Bačáková, 2016).

Obr. 5-1: Biomonitor ME6000 (Mega Electronics Ltd., Finland).

Obr. 5-2: Digitální nezpracovaná křivka EMG signálu (modře) a obálka EMG (červeně) s vyznačeným maximem (šipka nahoru), minimem (šipka dolů) a detekovaným počátkem (šipka doprava) a koncem (šipka doleva) svalové aktivity v rámci pohybového cyklu, viz dále. Graf zachycuje dva pohybové cykly oddělené svislou azurovou čarou (archiv autorky).

Obr. č. 5-3: Segmentace pohybových cyklů pomocí akcelerometru (archiv autorky).

Obr. č. 7-1: Schéma zapojení přístroje ME6000 (Mega Electronics Ltd., Finland).

Obr. č. 7-2.: Elektromyografický signál – tmavě modrá horní křivka a absolutní hodnota elektromyografického signálu – azurová křivka a jeho obálka (tmavě modrá) (archiv autorky).

Obrázek č. 7-3: Obálky EMG z jednotlivých pohybových cyklů interpolované na jednotnou délku 0 až 100 % cyklu (modře) a jejich průměr – průměrná obálka (červeně, tučně). Svislá červená čára označuje maximum průměrné obálky; ve vyznačeném intervalu okolo maxima probíhalo následně hledání maxim v jednotlivých pohybových cyklech (archiv autorky).

Obrázek č. 7-4: Treshold 25%. Detekce svalové aktivace pomocí prahování s prahem 25%. Červená barva značí obálku EMG signálu, černá barva výsledek detekce, modrá a zelená barva minimální a maximální hodnoty obálky použité při detekci aktivity (archiv autorky).

Obrázek č. 7-5: Trojúhelníková detekce:  $t_{\min}$  je poloha lokálního minima,  $t_{\max}$  poloha lokálního maxima a  $t_{\text{on}}$  je detekovaný počátek svalové aktivity.  $S_{\max}$  označuje plochu nejrozlehlejšího trojúhelníku, svislé čáry představují hranice pohybového cyklu (archiv autorky).

Obrázek č. 7-6: Vývojový diagram znázorňující prahování a trojúhelníkovou metodu s vyznačenými grafickými výstupy dle číselných výsledků. (Dle Špuláka, 2016).

Obrázek č. 7-7: Grafické vyjádření průměrné polohy počátku a konce svalové aktivity. Aktivita svalu označeného zelenou barvou je brán jako referenční hodnota (dle Špuláka 2016).

Obrázek č. 7-8: Intervaly svalové aktivity vyznačené azurovou čarou (dle Špuláka, 2016).

Obrázek č. 7-9: Grafické znázornění pravděpodobnosti svalové aktivity v různých fázích pohybového cyklu s vysvětlením tloušťky vodorovných čar (dle Špuláka, 2016).

Obrázek č. 7-10: Intervaly aktivit jednotlivých svalů v průběhu průměrného pohybového cyklu, šířka pruhu orientačně ilustruje významnou intenzitu aktivace (dle Špuláka, 2016).

Obrázek č. 7-11: Grafické znázornění průměrného počátku a konce svalové aktivity a jejich směrodatných odchylek (dle Špuláka, 2016).

Obrázek č. 7-12: Výsledky pilotní studie - skif. Svalová aktivace šestnácti měřených svalů (osa Y) zobrazená na dvou cyklech průměrného pracovního kroku, v souvislosti s překryvem aktivací v mezních pozicích vyjádřená pro přehlednost v procentech (osa X) (Zbořilová, 2014).

Obrázek č. 7-13: Výsledky pilotní studie – dynamický treňažer: Svalová aktivace šestnácti měřených svalů (osa Y) zobrazená na dvou cyklech průměrného pracovního kroku, v souvislosti s překryvem aktivací v mezních pozicích vyjádřená pro přehlednost v procentech (osa X) (Zbořilová, 2014).

Obrázek č. 7-14: Výsledky pilotní studie – statický trenažer. Svalová aktivace šestnácti měřených svalů (osa Y) zobrazená na dvou cyklech průměrného pracovního kroku, v souvislosti s překryvem aktivací v mezních pozicích vyjádřená pro přehlednost v procentech (osa X) (Zbořilová, 2014).

Obrázek č. 8-1: Záznam naměřeného signálu (raw sEMG po filtrování HP) ze všech dvanácti kanálů u probanda č. 1. Prostor mezi červenými čarami vymezuje vybraný úsek elektromyografického signálu.

Obrázek č. 8-2: Záznam lineárních signálových obálek sEMG výsledné segmentace ze všech dvanácti kanálů u probanda č. 1. Červeně vyznačené oblasti označují vybraný úsek elektromyografického signálu, který byl z výše uvedených důvodů odstraněn, a tudíž nepodléhal analýze. Zelené vertikální úsečky označují hranice detekovaných pohybových cyklů.

Obrázek č. 8-3: Záznam segmentace z vybraného signálu ze všech dvanácti kanálů u probanda č. 1. Červené svislé čáry ve spodním grafu označují jednotlivé pohybové cykly ve vybraném úseku elektromyografického signálu. Levý graf horní graf na obrázku znázorňuje označení clusterování kanálů, které jsou vhodné k detekci pohybových cyklů (červené křížky). Pravý horní graf znázorňuje křížovou korelaci mezi průměrnou obálkou a obálkou v jednotlivých cyklech, což je spektrograficky znázorněno tak, že červená barva znamená vysokou autokorelaci pohybových cyklů, tzn. že čím je autokorelace jednotlivých pohybových cyklů vyšší, tím je barva více červená a tím více se daný cyklus podobá průměrnému pohybovému cyklu. Modrá barva označuje nízkou autokorelaci pohybového cyklu, jak vidíme např. u prvního cyklu kanálu č. 8.

Obrázek č. 8-4: Výsledky detekce svalové aktivity záznamu naměřeného signálu kanálu biceps femoris sin. u probanda č. 1. Tenké modré křivky v horním grafu označují interpolované obálky měřeného elektromyografického signálu. Červená křivka ukazuje průměrný průběh EMG aktivity v rámci pracovního cyklu analyzovaného datasetu o definované počtu měření; zde např.  $n=18$ . Červené svislé čáry v dolním grafu označují vybraný úsek první aktivace měřeného svalu v pohybovém cyklu a zelené svislé čáry označují vybraný úsek druhé aktivace měřeného svalu v pohybovém cyklu. V horním grafu jsou označena červenou svislou čarou maxima aktivace a azurovou svislou čarou její minima.

Obrázek č. 8-5: Záznam periodicity všech dvanácti kanálů u probanda č. 1.

Obrázek č. 8-6: záznam naměřeného signálu ze všech dvanácti kanálů u probanda č. 1. Svislé čáry označují vybraný úsek elektromyografického signálu. Na ose „x“ je normalizovaný časový průběh průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ jsou pozice jednotlivých snímaných kanálů.

Obr. č. 8-7: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu m. quadriceps femoris – rectus femoris, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.

Obr. č. 8-8: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu m. biceps femoris, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.

Obr. č. 8-9: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu m. semitendinosus, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.

Obr. č. 8-10: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu m. gluteus maximus, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.

Obr. č. 8-11: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu m. gluteus medius, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.

Obr. č. 8-12: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu m. biceps brachii, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru (červená



křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.

Obr. č. 8-13: Průměrný koláčový graf levého svalu m. quadriceps femoris – rectus femoris sin. u probanda č. 1, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru (žlutá barva), během jízdy na dynamickém trenažeru (fialová barva) a během jízdy na skifu (červená barva).

Obr. č. 8-14: Průměrné obálky probanda č. 1 pro všechny měřené svaly během jízdy na statickém trenažeru (žlutá křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru (fialová křivka) a během jízdy na skifu (červená křivka). Časová osa v sekundách, tj. medián délek všech cyklů odpovídá ose „x“, kde je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu v procentech. Na ose „y“ jsou hodnoty snímaného napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.

## Seznam tabulek

Tabulka č. 8-a: Průměrné mediány počátků a konců svalové aktivity všech probandů pro jednotlivé měřené svaly (C2S – trenažer Concept 2 statický; C2D – trenažer Concept 2 dynamický; SS -skif).

Tabulka č. 8-b: Rozdíly mezi průměrnými mediány počátků a konců svalové aktivity všech probandů pro jednotlivé měřené svaly (C2S – trenažer Concept 2 statický; C2D – trenažer Concept 2 dynamický; SS -skif).

Tabulka č. 8-c: Průměrné pořadí aktivovaných svalů, nahrazené z procent pořadím. Tabulka je stanovena ze statistiky mediánů počátků a konců svalové aktivity všech probandů pro jednotlivé měřené svaly. Mediány detekce v normovaném časovém měřítku jsou sdružené po skupinách, tj. každý dataset má stejný počet příspěvků a to znamená, že výsledný medián je ovlivněn každým probandem stejně. (C2S – trenažer Concept 2 statický; C2D – trenažer Concept 2 dynamický; SS –skif).

Tabulka č. 8-d: Skupiny korelačních koeficientů na hladině spolehlivosti alfa  $\alpha$  0,05.

# 1 Úvod

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

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

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

## 2 Rešerše literatury

Na základě rešerše literatury provedené v databázích Scopus a PubMed jsme vybrali relevantní články, týkající se tématu elektromyografické analýzy záběru během veslování na skifu a při jízdě na trenažeru Concept 2. Z prostudované literatury jsme se zaměřili na rozdíly mezi těmito lokomocemi. Prostudovaná literatura se věnuje převážně EMG výzkumu jednotlivých situací, ale nekomparuje je vzájemně. Proto jsme se rozhodli věnovat právě tomuto tématu.

Základní biomechanické parametry charakterizující veslování takto: délka záběru, trvání a poměr pohonné a nepohonné fáze tempa, tj. záběru a odhozu, sil aplikovaných na madla vesel a na pevně umístěnou obuv v lodi, výkon během záběru, trajektorie pohybu vesel, úhly mezi tělesnými segmenty a klouby. Veslování není kompletně symetrický pohyb v sagitální rovině kvůli rozdílným drahám pohybu vesel. Ruce se vzájemně kříží dvakrát během jednoho tempa. Jízda na veslařském trenažeru symetrická je, protože madlo se drží oběma rukama stejně, nohy jsou napevno v přezkách a sedátko se pohybuje po kolejnici. Veslařské trenažery byly vytvořeny proto, aby simulovaly tréninkový a kontrolní nástroj k opakovanému použití a měly potenciál jako nástroj k přípravě, hodnocení a testování veslařů. Pro tento účel byl vyroben firmou Concept 2 Inc. veslařský trenažer Concept 2 (Concept2 Inc., USA), který progresivně vyvíjí nové modely s využitím odporu vzduchu, což v praxi znamená, že vykonaná práce je převedená na ekvivalent vzdálenosti.

Tento trenažer lze umístit na kolejnice, které simulují horizontální pohyb skifu. Pro potřeby této práce dále nazýváme trenažer Concept 2 bez kolejnic trenažerem statickým a trenažer Concept 2 umístěný na kolejnicích trenažerem dynamickým.

Na základě komerčních informací o progresivnější modifikaci trenažeru C2 a na základě odlišností ve výsledcích ze světových mistrovských soutěží ve veslování a v jízdě na trenažeru Concept 2, by měl uvedený simulační stroj vykazovat při jeho umístění na kolejnice během modelovaném veslování bližší mechanické charakteristiky vzhledem k cílovému pohybu. Rozhodujícím faktorem by mělo být zřejmě to, že jeden se pohybuje jako sedátko v lodi a druhý ne.

Macfarlane, Edmont, & Walmsley (1997) při svém výzkumu zjistili, že výkonnost veslařů je během jízdy na veslařském trenažeru velmi hodnověrná a koresponduje s výkonem na veslici. Stejně tak Steinacker, Lormes, & Stauch (1991) doporučují časté

využití veslařského trenažeru k testování, hodnocení a výběru závodníků, protože je veslařský trenažer Concept 2 vhodný pro simulaci veslování.

Několik provedených studií uvádí, že síla izokinetické a izometrické extenze dolních končetin měřené při simulované veslařské poloze v lodi významně koreluje s výkonem na veslařském trenažeru (Secher, 1993; Jürimäe et al., 2010).

Henry (1995) ve své studii uvádí, že modelované veslování na veslařském trenažeru může poskytnout objektivní informaci o skutečné lokomoci veslaře na závodní veslici a také, že má potenciál jako nástroj k vyučování a k tréninku správného stereotypu a techniky veslování.

Dále se objevují teze, že veslařský trenažer s velkým odporem vzduchu jako je Concept 2, neposkytuje adekvátní simulaci odporu prostředí charakteristického pro kontakt skifu s vodní hladinou, kdy se loď pohybuje proti síle, která ji brání v pohybu a vznikají tak určité ztráty, a proto je velmi vhodné hodnotit veslařský pohyb *in situ* při veslování na lodi (Macfarlane, Edmont, & Walmsley, 1997). Nicméně při tomto hodnocení nastává mnoho technických a objektivních proměnných, závislých na vnějším prostředí, které mohou limitovat možnost získání relevantních výsledků. Objektivnost hodnocení modelované veslařské lokomoce při jízdě na veslařském trenažeru mnoho těchto problémů vylučuje a zároveň poskytuje užitečná data pro interpretaci různých aspektů veslařských dovedností (Henry, 1995).

Macfarlane, Edmont, & Walmsley (1997) naopak uvádějí, že relevance informací obdržných z veslařských trenažerů sice může být ve srovnání s veslováním na veslici diskutabilní, nicméně výsledky testování na veslařském trenažeru mohou alespoň rozeznat veslaře s různou úrovní dovedností a výkonnosti a domnívají se, že žádné testování založené na laboratorních podmínkách nemůže usilovat o dokonalou simulaci reálného pohybu. Jako důvod uvádějí, že během měření síly a tlaku chodidel na podložku na skifu a na veslařském trenažeru zjistili, že procentuální vyjádření vykonané práce při jízdě na veslařském trenažeru se neshoduje s nastavenými kritérii danými jízdou na veslici a dále ve vedení malých, ale podstatných variací ve výsledku silové křivky během konce záběru. Také uvádějí, že se během jejich měření zřetelně ukázalo, že sledování veslaři používají při jízdě na trenažeru velmi konzistentní techniku.

Při jízdě na skifu dochází k výrazné flexi trupu, která významně přispívá k tvorbě propulzní síly, která je přenášena na lopatky vesel. Napodobivé cvičení na veslařském trenažeru techniku veslování imituje, ale nedochází tak k jejímu přenášení na vesla. Kolář (2009) uvádí, že umístění puncta fixa ovlivní směr tahu svalů a otázkou zůstává,

zda ovlivní i timing vybraných svalů. Na lopatce vesla je punctum fixum uloženo distálně a vzniká v momentě zaveslování, tzn. zanoření lopatek vesel do vody. Lokomoce tedy probíhá v uzavřeném kinematickém řetězci. Na veslařském trenažeru přitahuje veslař k tělu madlo proti odporu tažných lan, což znamená, že punctum fixum je uloženo proximálně a práce je v řetězci otevřeném. Dle výsledků získaných pilotními studiemi, realizovanými pro potřeby této disertace, jsme změřili, že se timing svalů liší a hnací fáze záběru na skifu je jasně oddělená od fáze relaxace, tj. recovery. Není z nich však zřejmé, zda je změna důsledkem rozdílného uložení puncta fixa nebo rozdílnou koordinací a dynamikou záběru nebo jinými faktory anebo jejich kombinací. Proto, aby bylo toto zjištění potvrzeno, bude potřebné doplnit dodatečné studie, které by zahrnovaly použití EMG a videozáznamu (Macfarlane, Edmont, & Walmsley, 1997; Rodriguez, 1990; Wilson, Gordon E. Robertson, & Stothart, 1988).

Macfarlane, Edmont, & Walmsley (1997) usuzuje, že trenažer Concept 2 by ještě mohl být nějakým způsobem dále modifikován, aby produkoval precizní a spolehlivé informace kalkulované z profilu jízdy, tempa a provedeného záběru, stejně tak jako z generované síly a z tlaku chodidel do podložky. Tyto variability mohou být užitečné jako ukazatel, zda biofeedback získaný během standardizovaných podmínek během jízdy na veslařském trenažeru může vést ke zvýšení výkonu při jízdě na závodní veslici.

### 3 Historie veslování

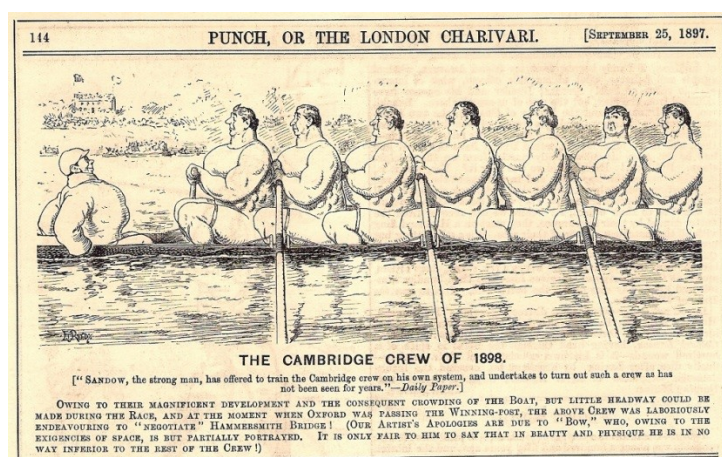
Historie veslování sahá dlouho do starověku. Veslování jako pohybová aktivita se integrovala již v dobách, kdy vzniká potřeba pro přepravu lidí a nákladu po vodě. Veslování na rákosových lodích s dlouhými vesly vyobrazovali staří Egypťané již v patnáctém století (1430) před Kristem na freskách a předmětech v době páté dynastie egyptských faraonů. Féničané stavěli kolem roku 700 př. n. l. lodě se dvěma řadami vesel nad sebou, kterým říkali diéry. Od nich převzali tento model Řečtí stavitelé a do 6. století př. n. l. používali jako válečná plavidla tzv. monorémy, což byly lodě osazené jednou řadou vesel a jedním stěžněm s obdélníkovou plachtou. Na přelomu 4. a 5. století př. n. l. vyvinuli Řekové válečné lodě, tak zvané triéry. Tyto lodě byly kromě vesel ve třech řadách osazeny jedním, nebo dvěma stěžni s plachtou. Tyto konstrukční prvky později převzali Římané, jejichž stavitelé stavěli tzv. trirémy, což jsou tzv. trojveslice, které měly tři řady vesel. V průběhu říše římské bylo veslování praktikováno pro své ekonomické benefity jako metoda transportu zboží a jako součást vybavení válečníků v průběhu válek mezi národy, a až následně se začlenilo mezi sportovní soutěže.

Protože veslování z jedné destinace do druhé mohlo být fyzicky náročné a dlouhé, veslaři se mezi sebou předháněli, kdo bude v cíli první. Z těchto skromných podmínek pak vzniká soutěžní veslování. Závody na veslařských lodích byly velmi populární ve starověkém Řecku a v Římě. Přestože veslování nebylo součástí Olympijských her, byly císaři Augustem a Claudiem organizovány veslařské regaty, kterých se pravidelně účastnilo více než 100 lodí a 1900 veslařů (Kleshnev, 2016).

Znovuobjevení veslování pak nastalo během čtrnáctého století (1315), kdy se začíná objevovat na italských karnevalových regatách v Benátkách, ve kterých se utkávali nejlepší veslaři jednotlivě i v posádkách. Populární však veslování začalo být během období renesance, přibližně v 17. století, kdy se kolébkou moderního veslování stala Anglie. Nejstarší ze stále existujících regat je závod mezi dvěma mužskými univerzitními týmy, Oxfordem a Cambridge, která se poprvé uskutečnila v roce 1829 a jezdí se pravidelně každý rok za velkého zájmu a podpory fanoušků až do současnosti.



Obr. č. 3-1: Posádka "The Cambridge crew" (archiv autorky).



Do Čech se veslování dostalo díky obchodníkům z německého Hamburгу, kde jej začali provozovat tam žijící Angličané. První závody se uskutečnily 22. srpna 1845 při příležitosti příjezdu prvního vlaku do Prahy. První veslařský klub, který v Čechách vznikl, byl English Rowing Club založený anglickými obchodníky v Praze v roce 1860. Sídlo tohoto veslařského klubu bylo na Žofíně a jeho členy byli nejen Angličané, ale také Němci a Češi.

V roce 1892 založili v italském Turíně zástupci veslařských federací Rakouska, Belgie, Francie, Itálie a Švýcarska mezinárodní veslařskou federaci FISA (Federation Internationale des Societes d'Aviron), která se tak stala nejstarší mezinárodní sportovní federací. Na prvním kongresu v roce 1893 byla mezi členy přijata také česká Ústřední jednota veslařská. FISA v současnosti reprezentuje 118 národních veslařských asociací.

Na programu novodobých olympijských her jsou vybrané veslařské disciplíny zařazeny od roku 1896 a v roce 2005 bylo veslování přidáno také mezi sporty na paralympiádě. Paralympijských závodů se mohou účastnit pouze závodníci, kteří splňují kritéria daná Mezinárodní veslařskou federací. Tento sport je označován jako adaptivní veslování a veslařské vybavení se pak přizpůsobuje dle charakteru hendikepu.

### 3.1 Světové a domácí veslařské závody

Veslování lze popsat jako jízdu na speciálně konstruovaných veslicích, členěných na loď párové (veslař má dvě vesla) a loď nepárové (veslař vesluje pouze s jedním veslem).

Dle mezinárodní veslařské federace (FISA, 2017) má závodní veslování celkem osm závodních lodních kategorií, které se člení na tyto disciplíny:

Párové disciplíny:

1x skif

2x dvojskif

4x čtyřka párová

Nepárové disciplíny:

2- dvojka bez kormidelníka

2+ dvojka s kormidelníkem

4- čtyřka bez kormidelníka

4+ čtyřka s kormidelníkem

8+ osma

Muži, ženy, junioři a juniorky závodí na trati 2000 metrů, dorost na trati 1500 metrů, žactvo a veteránské kategorie na trati 1000 metrů. Závodníci absolvují, za respektování pravidel vydaných mezinárodní veslařskou federací, systém rozjížděk, čtvrtfinále, semifinále a finální závod.

Moderní soutěžní historie veslování je delší než 150 let. Vrcholnými světovými soutěžemi jsou světový pohár (The World Rowing Cup) ve veslování. Jedná se o sérii tří veslařských regat, které předcházejí mistrovství světa (The World Rowing Championships) ve veslování. To bylo založeno v roce 1962. Mistrovství světa ve veslování je největší a také nejdůležitější veslařskou regatou sezóny celosvětového veslování. V Evropě se koná mistrovství Evropy ve veslování (The European Rowing Championships), které se jezdí již od roku 1893 a až do prvního mistrovství světa v roce 1962, resp. 1966 světové šampionáty nahrazovalo, protože bylo jako regata přístupná i zámořským posádkám. Pro ženy bylo mistrovství Evropy i jakousi náhradou za Olympijské hry, protože ženy na nich startovaly poprvé až v roce 1976 v Montrealu. Po roce 1973 bylo konání mistrovství Evropy přerušeno a obnoveno bylo až v roce 2007. Od té doby se evropský veslařský šampionát pořádá každoročně.

Dalšími světovými regatami jsou: Mistrovství světa ve veslování do 23 let (The World Rowing Under 23 Championships), Mistrovství světa ve veslování juniorů (The World

rowing Junior Championships) pro veslaře do 18let a Mistrovství světa veteránů ve veslování (The World Rowing Masters Regatta) pro veslaře nad 27let. Jednou za čtyři roky je veslování součástí Olympijských her.

V České Republice je každoročně organizován Český pohár ve veslování a Mistrovství republiky pro veslaře všech kategorií.

Veslování na veslařském trenažeru Concept 2, nebo také Indoor rowing, má své počátky již v padesátých letech dvacátého století, kdy se objevily první tréninkové veslařské nástroje. V roce 1981 vytvořili bratři Dick a Peter Dreissigacker veslařský trenažer Concept 2, který se okamžitě stal celosvětově oblíbený. Aktuálně jej veslaři používají téměř denně. Nicméně se z tohoto pomocného nástroje, pro období zimní přípravy, stalo vlastní odvětví veslování, ve kterém se konají profesionální závody včetně mistrovství světa v jízdě na trenažeru. Aktuálními závody pořádanými v jízdě na trenažeru Concept 2 jsou: závod na 1000m, The World Rowing Indoor Sprints, The World Erg Challenge a The World Games, kde se závodí na dvě vzdálenosti, 500m a 2000m. V České Republice se každoročně pořádají čtyři kola českého poháru ve veslování na trenažeru Concept 2 na vzdálenost 2000m a Mistrovství ČR v jízdě na trenažeru Concept 2, taktéž na vzdálenost 2000m.

## 4 Teoretická východiska

### 4.1 Lokomoce ve sportu

Jedním ze základních projevů lidského života je pohyb, řízený se záměrným cílem a účelem, který vychází z potřeb lidského organismu. Hovoříme o takzvané lokomoci. Pojem lokomoce je složen z latinských slov locus (místo) a movere (pohyb). Tedy změna místa za pomoci vlastního pohybového systému, což je dovednost vlastní většině živočichů. Fylogeneticky patří k základní, tedy přirozené lokomoci dovednosti jako jsou chůze a běh. Protože se člověk pohybuje v různém prostředí, došlo u něj k vývoji umělé dovednosti, jako je jízda na kole, lyžování nebo veslování. Při lokomoci ve sportu je nutné přihlídnout k začlenění svalů do biomechanických řetězců, protože každý pohyb je souhrnem svalů, které pohyb vykonávají a také posturálně stabilizují. Lokomoce obsahuje základní model sagitální stabilizace. Tyto funkce probíhají automaticky a nejsou ovlivnitelné vůlí, protože v sobě obsahují základní hybné stereotypy všech pohybových segmentů, které jsou součástí veškeré lidské motoriky. Hybné stereotypy a motorické vzory jsou takzvaným centrálním programem (viz. Kapitola 4.6.4).

Podle Koláře (2016) je základní lokomoční stereotyp složen z posturální (nebo také sagitální) stabilizace trupu, kdy paralelní osy trupu a pánve umožňují optimální zapojení svalů pracujících v synergii a stabilizaci páteře během pohybu. Je umožněno držení trupu během lokomoce a zatížení kloubů je biomechanicky optimální.

Kineziologické aspekty sportovní lokomoce a neurologické souvislosti rozebírá ve své monografii Kračmar (2002).

Jedním z principů lokomoce je diferenciace, což je náročná (úchopová) a opěrná (odrazová) funkce končetin. Dalším principem je punctum fixum a punctum mobile. Protože se lokomoční pohyb děje v otevřených a v uzavřených kinematických řetězcích, v otevřeném kinematickém řetězci se pohybuje distální segment proti proximálnímu, tj. svalové punctum fixum proximálně a punctum mobile distálně. V uzavřeném kinematickém řetězci je to opačně. Takto biomechanicky definovaný pohyb končetin se během vývoje objevuje v diferencované a v nediferencované formě, což je dalším principem lokomoce. Nediferencovaná forma znamená, že jsou obě končetiny zapojeny v symetrické verzi pohybu, stejnostranné končetiny vykonávají ve stejný okamžik identickou, náročnou nebo opěrnou funkci. Paralelou této funkce ve sportu je

veslování a jízda na veslařském trenažeru. Diferencovaná forma funkce jedné končetiny do nároku a druhé končetiny do opory. Tato funkce se u člověka vyvíjí ve dvou variantách: v ipsilaterální formě, kdy provádí stejnostranné horní a dolní končetiny nárok a druhostranné končetiny oporu v kontralaterální formě, kdy provádí horní končetina s druhostrannou dolní končetinou nárok a opačné končetiny provádějí oporu. Horizontální osy trupu a pánve rotují opačným směrem. Při posturálním rozfázování lokomočního pohybu je postavení v kloubech odpovídající jejich biomechanickému zatížení, kontakt kloubních ploch je maximální, což znamená, že kloub je funkčně centrován. Mezi náročnými a opěrnými funkcemi končetin existuje propojení, protože náročná funkce začíná synchronně s druhostrannou funkcí opěrnou. Propojenost rozsahu dolních a horních končetin znamená, že délka nároku dolních končetin odpovídá rozsahu náročné a opěrné funkce končetin horních.

#### 4.1.1 Cyklické pohyby

Cyklické funkce, jako je dýchání, žvýkání a lokomoce slouží základním lidským potřebám. Jsou vykonávány každodenně v různých situacích a často dlouhodobě. Proto musí být tento mechanismus spolehlivý, bezpečný, univerzální a efektivní. Lokomoční systémy zahrnují široký rámec biomechanických struktur, které mohou zužitkovat různé režimy lokomoce v různých pohybových vzorech. Lokomoce tak může být reprezentována jako cyklický pohyb biomechanického systému (Abbas, & Full, 2000).

Cyklické pohyby jsou vztahy mezi různými periodickými veličinami. Například, když se subjekt pohybuje vůči pozorovateli nebo zůstává na místě, ale uplatňuje různou koordinaci či úroveň kontrakce, vnější síly nemusejí být periodické, ale výslednice sil a momentů se periodicky opakují. Jsou to:

A periodicky se opakující poloha těla měřené osoby vůči nehybnému pozorovateli,

B periodicky se opakující poloha částí těla vůči sobě navzájem,

C periodicky se opakující momenty sil a síly pohybového aparátu,

D periodicky se opakující úroveň kontrakce všech svalů vyjádřené v procentech maximální volní kontrakce,

E periodicky se opakující snímané EMG signály,

F upravené periodicky se opakující elektromyografické signály snímané ze svalů – obálky EMG (Prilutsky, & Zatsiorsky, 2002).

Veslování patří mezi tzv. volní přirozeně periodické pohyby, kdy je periodický pohyb iniciován a neustále řízen vůlí jedince. Je však zřejmé, že pohyb vykonávaný člověkem není nikdy dokonale periodický, a to nejen z důvodu omezené doby, po kterou lze konkrétní pohyb vykonávat. Odchytky se od ideálního periodického průběhu mohou projevovat různě, přičemž působí s různou mírou průběžně po celou dobu vykonávání pohybu. Jedná se o rozdílné tempo, rozdílnou amplitudu ve smyslu časového průběhu a rozdílné provedení pohybu.

## 4.2 Pohybová charakteristika veslování a jízdy na trenažeru Concept 2

Cyklus veslařské lokomoce se skládá z jednotlivých temp (kroků), jejichž průběh je realizován ve dvou fázích (Obr. č. 4-1). Jsou to záběr, což je pohonná fáze tempa a odhoz, což je nepohonná část tempa. Pohonná fáze, záběr, znamená protažení lopatek vesel vodou nebo tažení madla s navíječícím se řetězem na trenažeru. Záběr začíná v momentě zanoření lopatek vesel do vody nebo uchopení madla trenažeru a pokračuje protažením lopatek vesel vodou nebo tažením madla k tělu, kde prochází bodem maximální účinnosti. Po dotažení rukojetí vesel k tělu a vytažením lopatek vesel z vody nebo dotažením madla trenažeru k tělu, plynule následuje druhá, nepohonná část tempa, během které veslař přenáší vesla nad hladinou ve vodorovné poloze a loď se pohybuje jen setrvačností.

Rumball, Lebrun, Di Ciarcca, & Orlando (2005) uvádějí, že k přímému kontaktu veslaře s lodí, dochází pouze v těchto bodech:

1. Chodidla nohou, která jsou obuta do speciální obuvi, připevněné v lodi.
2. Hýždě, protože veslař sedí na pohyblivém vozítku.
3. Dlaně rukou, které svírají rukojeti vesel.

Veslice tak neposkytuje mnoho možností, jak personalizovat polohu v lodi.

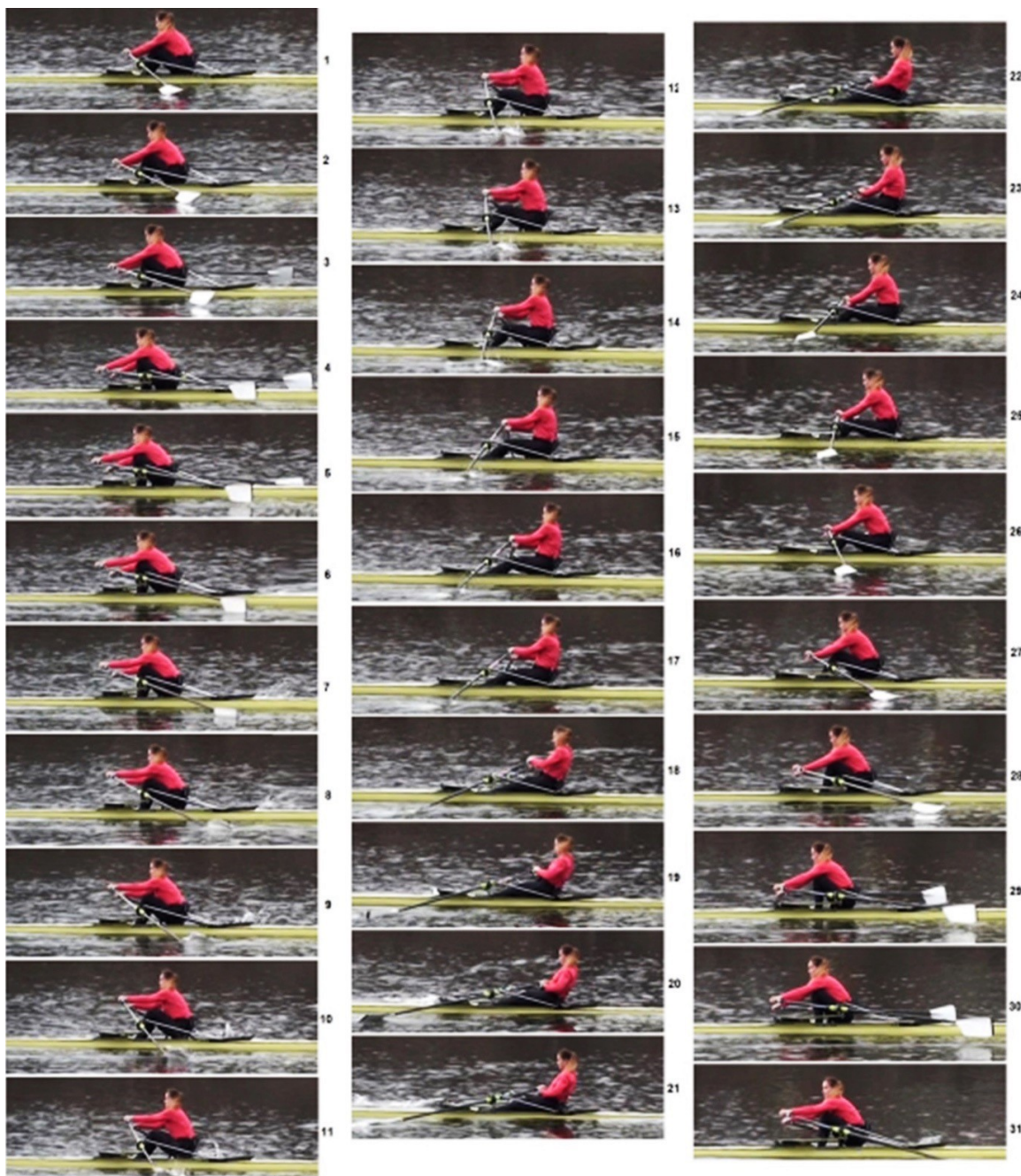
Pro veslování je typické střídání kontrakce (pozitivní práce) a relaxace (případně i negativní excentrické práce) velkých svalových skupin. Jednotlivé fáze tempa probíhají dle McNallyho, Wilsona, & Seilera (2005) následovně: v momentu, kdy veslař zanoří lopatky vesel do vody je trup veslaře v předklonu a svaly *m. erectorae spinae* jsou uvolněné, je zapojen sval *m. rectus abdominis*. Sval *m. iliopsoas* provádí postupnou flexi trupu. Dolní končetiny jsou flektovány v kolenou (svaly *m. sartorius*, *m.*

gastrocnemius a hamstringy). Sval m. quadriceps femoris je v protažení, pouze jedna jeho hlava (sval rectus femoris) se spoluúčastní na flexi trupu. Dorzální flexe v hlezenních kloubech je zajišťována svalem m. tibialis anterior a svalem m. tibialis posterior. Lokty veslaře jsou v extenzi a aktivní jsou především svaly m. triceps brachii a m. pectoralis major. Rukojeť vesla je sevřena ve dlaních a aktivují se dlouhé i krátké flexory prstů a svaly m. flexor pollicis brevis a m. adductor pollicis brevis. Při zahájení záběru extenduje sval m. quadriceps femoris, dolní končetiny posouvají veslaře vpřed ve směru jízdy lodě a v hlezenních kloubech dochází k plantární flexi (sval m. triceps surae). Úhel mezi stehny a trupem se zvětšuje a jakmile se záda napřimují, aktivují se svaly zad. Ruce držící rukojeti vesel se přitahují k tělu a dokončují tak akceleraci lopatek vesel ve vodě a v oblasti ramenního pletence se aktivují tyto svaly: m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, m. teres major, m. teres minor a m. biceps brachii. Lopatka je stabilizována svaly m. serratus anterior a m. trapezius. V bodě kdy veslo svírá s trupem lodi pravý úhel, je z fyzikálního hlediska nejvýhodnější rozložení sil působících na lopatky vesel a energie vynaložená veslařem se nejlépe přenáší na pohyb lodě. Je nezbytné, aby veslo bylo neustále rovnoměrně zanořené do vody. Dochází k postupné extenzi dolních končetin v kolenních kloubech a zapojuje se sval m. gluteus maximus a svaly mm. erectorae spinae (hlavně svaly m. longissimus thoracis a m. iliocostalis). Flexe loketních kloubů probíhá přes svaly m. biceps brachii, m. brachialis a m. brachioradialis a paže se připravují na převzetí konce tempa. Při dotažení rukojeti vesel k trupu veslaře jsou již kolena plně extendována (stálá aktivita svalů rectus femoris, m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus) a hlezna jsou v plantární flexi (sval m. triceps surae). V loketních kloubech dochází ke zvýšení kontrakce svalu m. biceps brachii a svalu m. brachioradialis. Svaly m. flexor carpi ulnaris a m. extensor carpi ulnaris mají v této fázi záběru úlohu stabilizátorů zápěstí. Ramena jdou do retrakce (svaly m. teres minor a m. deltoideus pars posterior) a ramenní klouby jdou do lehké vnitřní rotace (sval m. latissimus dorsi a sval m. pectoralis major). Lopatka je tažena kaudálně a do addukce (svaly mm. rhomboidei, sval m. trapezius pars medius et inferior a sval m. latissimus dorsi) a trup je v mírném záklonu (hluboké svaly zádové). Během tohoto momentu zajišťuje stabilitu lodě přesná práce rukou veslaře a tlak jeho chodidel do obuvi připevněné k lodi. Vytažením lopatek vesel z vody končí pohonná fáze, záběr. Kolena jsou plně extendována (stálá aktivita svalu m. rectus femoris a svalu m. gluteus maximus a svalů m. biceps femoris, m. semimembranosus a m. semitendinosus) a trup

je stabilizován hlubokými zádovými svaly v mírné retroflexi. Protože je v tomto momentu nutné dostat loď do co nejplynulejšího pohybu, je potřeba, aby bylo vytažení lopatek vesel z vody dorzálními flexory předloktí provedeno velmi precizně. Ramenní klouby jsou v lehké vnitřní rotaci (sval m. infraspinatus). Začíná závěrečná část tempa nazývaná „odhoz“ nebo také „recovery“, která je nepohonnou fází tempa a představuje přibližně jednu třetinu veslařského kroku. Tato část umožňuje do jisté míry uvolnění, ve kterém se veslař připravuje na další záběr, na další pohonnou fázi tempa. Efektivní využití času během momentu přenosu lopatek vesel nad vodou, vede k uvolnění nejvíce zatěžovaných svalů a může tak pomoci k oddálení lokálního svalového vyčerpání, což umožní veslaři podat celkově kvalitnější výkon. V úrovni loktů jsou horní končetiny v plné extenzi, což zajišťuje sval m. triceps brachii a sval m. pectoralis major. Aktivuje se také sval m. deltoideus pars anterior společně se svaly m. coracobrachialis a m. biceps brachii. Jakmile se po vyveslování lopatek vesel z vody trup rychle překloupí vpřed čili proti směru jízdy lodě, aktivují se sval m. rectus abdominis a sval m. iliopsoas. Bezprostředně poté se zapojují svaly m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus a svaly mm. gastrocnemii a sval m. tibialis anterior pro zajištění flexe v kolenních kloubech a dorzální flexe v hlezenních kloubech.



Obr. č. 4-1: Kinogram veslování (archiv autorky).



#### 4.2.1 Odlišnost veslování od ostatní lokomoce

Principem sportovního veslování je nejlepší možné tempo založené na pohybu sedátka v kolejničkách umístěných v palubě veslice a síla transferovaná veslařem na vesla. Díky tomu se pohonná část tempa, tj. záběr, provádí sekvenčně opakovanou extenzí dolních končetin a extenzí trupu se současnou flexí horních končetin.

Přechod z původně vytrvalostního způsobu závodění na silově-vytrvalostní způsob závodění způsobil, že dochází k poměrně náročnému způsobu techniky veslování, která vyžaduje efektivní uspořádání pohybu v čase a v prostoru.

Literatura, která charakterizuje optimální veslařskou techniku, se shoduje na jasných sekvencích pohybu pro maximální využití síly a efektivitu záběru.

Proto, aby bylo tempo efektivní, musí veslař vyvinout kombinaci vysoké hnací síly a optimální délky a frekvence tempa. Podle Kračmara, Chrátkové, & Bačákové (2016) se jedná se o pohyb ve vodním prostředí, kde zvětšená plocha lopatek vesel vytváří virtuální punctum fixum umístěné distálně na jejich ploše. Jamka kyčelního kloubu se nepohybuje po hlavici femuru, ale jeho hlavice se pohybuje v jamce kloubu, což odpovídá proximálnímu uložení puncta fixa a neodpovídá nárokům na přirozenou lokomoci člověka, kde punctum fixum bývá uloženo distálně. Směr pohybu veslaře, lodi a vesel, je otočeno o 180° oproti směru působení svalových skupin pletence ramenního. Naopak odpovídá směru působení svalových skupin pletence pánevního. Tyto svalové souhry funkčních antagonistů dolní končetiny, označené jako kokontrakce funkčních antagonistů, napovídají, že se jedná o fenomén lokomoce, jehož obsah je umožněn využitím arteficiálního stroje – dvojzvrtné páky vesel.

### 4.3 Technika veslařského pohybu

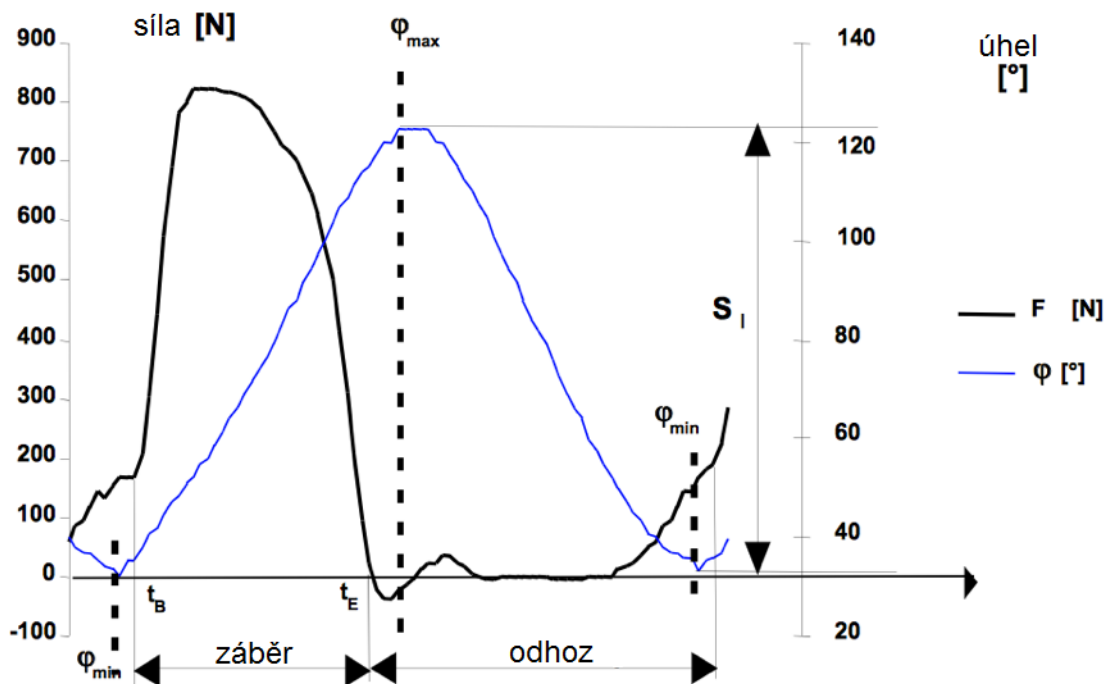
Technika veslování je biomechanické a fyziologické řešení efektivního projevu veslování, protože to závisí na rozdílných biomechanických dispozicích lidského muskuloskeletálního systému (síla, vytrvalost, flexibilita apod.). To znamená, že je zapotřebí transferovat fyziologické a antropometrické schopnosti veslaře skrze vesla na loď tak, aby byly maximálně využity externí podmínky a převládající taktické okolnosti.

Nerovnosti na vodním povrchu vyrovnává páteř. Při nesprávně provedeném záběru pak dochází k jejímu asymetrickému zatížení. Dalšími patomechanismy v technice veslování jsou vadné držení těla a chabá atituda, která způsobuje vadný pohybový stereotyp, nadměrná hyperflexe a posterolaterální úhel mezi pátým a devátým žebrem, který způsobuje nadměrný tlak v tahu. Jako nejúčinnější prevence se při trénování nejlepší možné techniky veslování doporučuje korekce správného posedu v lodi a

nácvik správné postury a atitudy. Dále správně použitá reakční síla svalů, která způsobí, že bedra nejsou přetěžována a použití kvalitní obuvi (Nolte, 2011).

Technika veslování může být měřena via kinematické a dynamické parametry (Altenburg, Mattes, & Steinacker, 2012).

Obr. č. 4-2: Křivky charakterizující techniku pohybu ve veslování (Altenburg, Mattes, & Steinacker, 2012).



Veslařské tempo (krok) sestává z konkrétních pohybů, které mají svůj rytmus. Základem dobrého rytmu lodi je kontrast mezi těmito specifickými pohyby, které jsou charakteristické pro jednotlivé momenty tempa. Jestliže je cyklus těchto momentů proveden precizně, vypadá celé tempo lehce a uvolněně, jeho jednotlivé části na sebe plynule navazují a lokomoce působí přirozeně.

Základ technické složky veslařského pohybu pohánějícího loď, je založen především na efektivní práci hlavních svalových skupin dolních končetin, které vytvářejí většinu z celkové síly aplikované veslařem během záběru.

Panuška (2001) uvádí, že se bezprostředně po rychlém zaveslování lopatek vesel do vody uplatňuje síla dolních končetin. V tom momentě, kdy se veslař odkopne od

podložky, se pohyblivé sedátko (tzv. slajd) rozjíždí, loď se dává do pohybu a v návaznosti na pohyb dolních končetin se aktivně zapojují také svalové skupiny trupu a zad. Natažené paže, které drží rukojeti vesel, slouží k přenosu síly dolních končetin, zad a trupu na vesla a tím na lopatky vesel, které jsou ponořené ve vodě a svým pohybem pohánějí loď. Jinými slovy, rychlost pohybu slajdu a ramen závodníka směrem ke špičce lodi v začátku protažení je shodná s důrazem na natažené horní končetiny. V pozici kdy jsou záda veslaře přirozeně ohnuta v biomechanicky výhodném oblouku (stejně jako při zaveslování lopatek vesel do vody) veslař setrvává, dokud nedojede slajdem nejméně za polovinu dráhy kolejniček. Poté nastává překlápění trupu (retroflexe hrudní a bederní páteře) po směru jízdy lodi. Úsek mezi zaveslováním a překlápěním trupu je nejefektivnějším bodem záběru a jednotlivé svalové partie jsou z biomechanického hlediska v optimální poloze. Uvědomíme-li si celkový možný rozsah veslařského pohybu, je třeba této situace využít, než budou aktivovány nejslabší svalové skupiny, zapojené v této činnosti, tedy pletenec ramenní a svaly horních končetin. Horní končetiny veslař přitahuje k tělu ještě dříve, než pojízdné sedátko dosáhne konce kolejniček. Je nutné využít trupu jako páky v překlápění do přiměřeného záklonu a stupňovanou prací horních končetin přitáhnout rukojeť vesla k tělu. Je potřebné, aby veslař pokračoval v pohybu trupem směrem ke špičce lodi, dokud horní končetiny nedokončí zátah (špatným načasováním se poruší správná koordinace tempa). Jakmile je pojízdné sedátko na konci své dráhy, tlakem chodidel do obuvi, umístěné fixně v lodi je vytvářena opora vytažení lopatek vesel z vody.

Dle Kleshneva (2016) byl vývoj veslařských stylů definován pohybem dolních končetin a trupu. Většina veslařů si však během let tréninku postupně vytváří svůj vlastní styl, který koreluje mezi klasickými styly a závisí na mnoha individuálních faktorech.

#### 4.4 Funkční nároky (fyziologie zátěže) ve veslování

Podle Nolteho (2011) je cílem systematického veslařského tréninku vyvolat fyziologické, psychologické, technické a mechanické změny v organismu veslaře tak, aby jeho výkon postupně vzrůstal. Veslařský trénink bývá obvykle založen na jednoduchém mechanismu tzv. Selyeho adaptačního procesu, což znamená, že dávkovaná tréninková zátěž vytváří stresový systém, který způsobuje postupné vzrůstání výkonnosti. Protože je během závodu na standardní dvoukilometrové trati

potřeba více než 200 efektivních záběrů ve vysoké intenzitě, vyžaduje závodní veslování vysokou úroveň síly a vytrvalosti, což reflektuje funkční kapacitu a připravenost organismu.

Standardní definice účinnosti veslování je: podíl síly produkované a síly vynaložené. Samotná rychlost pohybu veslice závisí na mnoha faktorech, které mohou být mimo kontrolu veslaře. Proto používáme termín efektivita v kvalitativním smyslu. Efektivita tedy může být definována jako produkt síly vynaložené veslařem a zároveň jeho schopností ji využít. Doba trvání výkonu během závodu závisí na konkrétní lodní kategorii, celkové fyzické, psychické, technické a taktické připravenosti veslaře nebo posádky, vybavení lodi a jejím stavu a také na klimatických a povětrnostních podmínkách. U mužů trvá výkon asi 5,7 až 7,3 minuty a u žen se pohybuje mezi 6,4 až 8,1 minuty (McNally, Wilson, & Seiler, 2005).

Elitní veslaři produkují během jednoho tempa skoro polovinu (46,4 %) z celkového množství vynaložené síly dolními končetinami, přibližně 30,9 % síly trupem a 22,7 % rameny a končetinami horními. Generovaná síla pak musí být efektivně přenesena na vesla. Využití kapacity jednotlivých tělesných segmentů se pohybuje u dolních končetin až do 95 %, u trupu do 55 % a u horních končetin okolo 75 %. Zvyšování svalové síly má proto vliv nejen na hnací sílu a výslednou rychlost veslice, ale je také základem pro silovou vytrvalost veslaře (Kleshnev, 2016).

V rámci diagnostiky jsou nejčastěji posuzovány, sledovány a hodnoceny fyziologické parametry jako je odezva organismu veslaře na zátěž, dále morfologické, fyziologické, biomechanické, mentální, zdravotní a další parametry (Český veslařský svaz, 2015).

Mezi nejsnáze dostupnými, a tudíž zároveň nejčastěji monitorovanými parametry jsou monitoring srdeční frekvence (SF), maximální spotřeby kyslíku ( $VO_{2max}$ ) a hodnoty anaerobního (ANP) a aerobního (AEP) prahu (Český veslařský svaz, 2016; Panuška, 2001). Z centrálních adaptačních projevů se u veslařů přikládá velký význam maximální spotřebě kyslíku (Panuška, 2001). Maximální spotřebu kyslíku, ventilační parametry, výkon atd. je u veslařů třeba testovat na veslařských ergometrech (Boland, & Hosea, 1991).

Povinný minimální rozsah každoroční preventivní prohlídky veslařů kategorie dorostu, juniorů a seniorů, jenž vyžaduje platná legislativa, jmenovitě Zákon 373/2011 Sb. a Vyhláška o zdravotní způsobilosti k tělesné výchově a sportu č. 391/2013 Sb., definuje

vyšetření, která musejí v plném rozsahu absolvovat všichni veslaři, startující na závodech pořádaných Českým veslařským svazem. Tato obsahuje podrobné anamnestické a fyzikální vyšetření, základní antropometrické vyšetření, 12-ti svodový záznam klidové EKG křivky, zátěžový test W170 nebo ergometrický test nebo spiroergometrický test provedený včetně 12-ti svodového zátěžového EKG a monitorace krevního tlaku během zátěže a biochemický screening moče. Nad tento rámec vyžadovaný legislativou je doporučeno rozšíření vyšetření, které se sestává navíc ze souboru těchto vyšetření: klidové a po-zátěžové spirometrické vyšetření, maximální zátěžový ergometrický nebo spiroergometrický test, který bude proveden včetně 12-ti svodového zátěžového EKG a monitorace krevního tlaku během zátěže, biochemický screening krve a vyšetření krevního obrazu (Český veslařský svaz, 2015).

Z antropometrických ukazatelů není u veslařů rozhodující klasická tělesná výška, ale výška veslaře ve vzpažení, šířka horních končetin v upažení, výška trupu v sedu, samostatná délka dolních a horních končetin, šíře ramen, přesah paží ve dřepu na zvýšené podložce, flexibilita bederní páteře, pohyblivost dolních končetin a tzv. specifická amplituda, což je možná délku záběru.

Secher (1993) uvádí, že veslování lze považovat za jeden z neekonomičtějších způsobů pohybu po vodě, protože jeho energetický výdej odpovídá z převážné části práci proti překonání brzdících sil při pohybu veslice ve vodě. Brzdící síla roste s druhou mocninou rychlosti a proto výkon, jako součin rychlosti a síly, odpovídá přibližně třetí mocnině rychlosti, i když v praxi je nárůst energetického výdeje v závislosti na rychlosti veslice poněkud nižší, protože energetický výdej je dán i pohyby veslaře na pohyblivém sedátku vzad a vpřed a tato část výdeje může dosahovat až poloviny celkového energetického výdeje (Havlíčková, 2003).

Poměr mezi veslařským výkonem, resp. vykonanou mechanickou prací veslaře a jeho energetickým výdejem umožňuje stanovit mechanickou účinnost veslování, jejíž hodnota závisí na frekvenci veslování. Při nižších frekvencích do  $25 \text{ min}^{-1}$  odpovídá asi 18 % a při závodních frekvencích okolo  $35 \text{ min}^{-1}$  dosahuje 20 % – 24 %. Mechanická účinnost veslování je poněkud vyšší u mužů (22 % – 24 %), než u žen (18 % - 21 %) a mění se v průběhu ročního tréninkového cyklu v závislosti na dynamice funkčních a silových předpokladů (Secher, 1993).

Závodní výkon veslaře je asi ze 70 % – 85 % hrazen oxidativním a z 15 % - 30 % neoxidativním energetickým metabolismem (Havlíčková, 2003; Nilsen, 1988; Panuška, 2001).

Lidské tělo funguje jako motor pro pohánění veslařské veslice, protože loď je posunována vpřed po povrchu vody páčením prováděným veslařem sedícím uvnitř lodi, který působením síly uděluje lodi potřebnou rychlost. Tato síla vzniká kontrakcí svalů vyžadujících energii. Zdrojem energie pro svalovou kontrakci je štěpení chemických vazeb ve svalových buňkách, tvořených chemickými prvky uloženými ve svalech: adenzinotriposfátem (ATP), kreatinfosfátem (CP), glukózou ve formě glykogenu a tuky. ATP je jedinou látkou, schopnou dodávat energii přímo pro svalovou kontrakci. Jelikož obsah ATP ve svalových buňkách stačí pouze pro kontrakci trvající několik sekund, což odpovídá startovní fázi závodu a je nutné ATP nahrazovat. Další uvedené látky jsou nepřímými zdroji energie, neboť dodávají energii pro resyntézu nebo substituci ATP (Nilsen, 1988). Secher (1993) předpokládá, že substituce nebo resyntéza ATP v průběhu veslařského závodu závisí na interakci následujících procesů: reakce ATP-CP (méně než 5 %), anaerobní glykolýzy (10 % - 30 %) a aerobního metabolismu (75 % - 80 %). Produkci energie za nepřítomnosti kyslíku, kdy se už produkuje kyselina mléčná, lze nazvat mléčným anaerobním metabolismem. Tento proces má za následek produkci energie pro resyntézu ATP, prostřednictvím štěpení sacharidů (především glykogenu uloženého ve svalové buňce). Dokáže poskytnout energii téměř tak rychle, jako je dodávána energie reakcí ATP/CP. I když tímto procesem může být dodáno velké množství energie, vlivem vyčerpání glykogenu a nahromadění kyseliny mléčné ve svalových buňkách, se snižuje schopnost kontrakce svalu a přítomnost laktátu vyvolává ve svalu bolest (Nilsen, 1988). Aerobní metabolismus pokrývá asi 75 % – 80 % energetických požadavků veslařského závodu, což znamená přibližně 4 – 6 minut. Je charakterizován spalováním energetického zdroje ve svalové buňce za přítomnosti kyslíku. Zdrojem tohoto paliva je obvykle buď glykogen, nebo tuky uložené ve svalu, anebo glukóza a tuky uložené jinde v těle a dopravované cirkulačním systémem do svalových buněk. Jelikož tento proces závisí na mnohem větším počtu reakcí ve svalové buňce, je energie uvolňována pomaleji a závisí na dostatečné dodávce kyslíku dopraveného do mitochondrií. Proto musí být dýchací ústrojí a kardiovaskulární systém schopny dodávat kyslík z vdechovaného vzduchu do svalové buňky. Nepřetržité dodávání dostatečného množství kyslíku během střední nebo vytrvalostní fáze

veslařského závodu, umožňuje tělu nahrazovat ATP téměř výhradně z aerobního metabolismu. Na rozdíl od anaerobního metabolismu s jeho oslabující odpadní látkou kyselinou mléčnou, jsou vedlejší produkty aerobního metabolismu voda a oxid uhličitý buď vyloučeny do atmosféry, nebo částečně zadrženy (voda), aby napomáhaly tělesným funkcím. Aerobní metabolismus se skládá ve skutečnosti ze dvou procesů: lipidového metabolismu (štěpení tuků); a aerobní glykolýzy (štěpení glykogenu). Jelikož lipidový metabolismus poskytuje hojnost energie, je důležitým zdrojem energie pro trénink, ale vzhledem k tomu, že reakce jsou velmi pomalé, není využitelný při veslařském závodě na 2.000 metrů. Na tuto vzdálenost se využívá aerobní glykolýza a její úplné štěpení glykogenu (Nilsen, 1988).

#### 4.5 Biomechanika veslování

Ve veslování znamená výkon komplex vysoké produkce fyzické síly, efektivní techniky, silné psychiky a dobré závodní strategie. Hlavním úkolem biomechaniky je ve veslování zdokonalování techniky. Objektivní biomechanická data a dobré porozumění principům a zákonitostem biomechaniky veslování jsou nezbytné, aby byl trénink techniky kontrolovatelný a efektivní.

Klíčovým komponentem veslařské techniky je osobní styl. Techniku lze zdokonalit komponenty technických dovedností veslaře, které mohou být analyzovány a také biomechanickými proměnnými, které musí být změřeny, abychom si opatřili data, která mohou být analyzována. Po jejich změření následuje jejich analýza a následný výkon.

Na úrovni měření sbíráme data ze senzorů, která teoreticky analyzujeme, například průměrné hodnoty skupiny veslařů, korelace, normativní kritéria. V praktické rovině data poměřujeme a vydáváme konkrétní doporučení, jak může každý jednotlivý veslař dostat svůj výkon na vyšší úroveň. Parametry veslařské techniky jsou pak znovu změřeny, analyzovány a opraveny, což umožní stále zlepšování techniky.

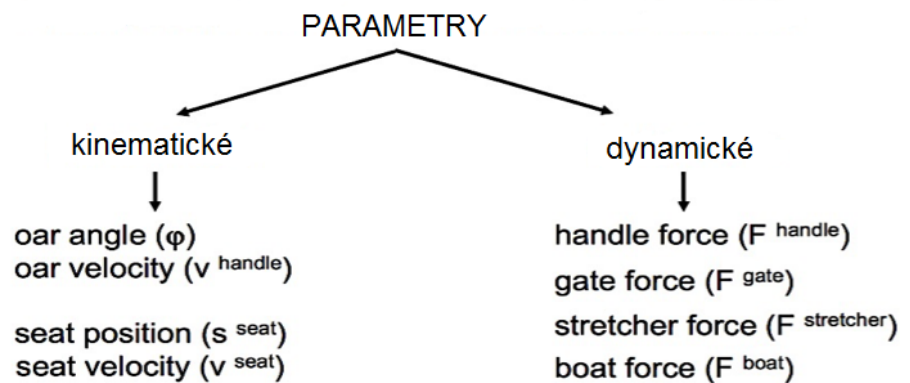
Na veslici je mnoho bodů pro biomechanická měření, kde mohou být umístěny snímače, což znamená poměrně sofistikovaný proces. Proto zde zmíníme pouze proměnné, které mohou být změřeny při standardním biomechanickém testování a použité pro zlepšení techniky. Spousta ostatních parametrů však může být měřena pro účely výzkumu.

Nolte (2011) uvádí tyto biomechanické parametry:

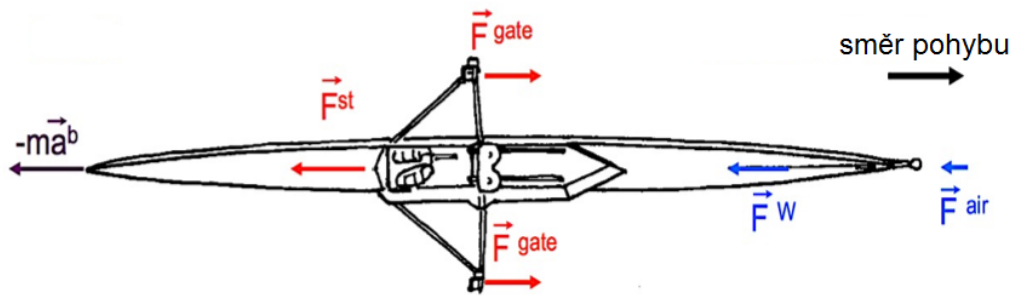


1. Horizontální úhel vesel a délka záběru: jedná se o klíčový, variabilní biomechanický parametr, který se používá pro definování fáze záběru a fáze recovery v průběhu veslařského tempa. Předpokládáme, že horizontální úhel je  $0^\circ$  v kolmé pozici vesel, na relativně podélný úhel lodě. Počátek záběru nastane v momentu, kdy vesla projdou úhlem  $0^\circ$  v horizontálním úhlu během fáze recovery. Horizontální úhel se měří na veslech nebo na havlince, ve které jsou vesla upevněna. Počáteční úhel záběru  $\alpha_{catch}$  je definován jako minimální negativní úhel vesel a úhel konce záběru  $\alpha_{fin}$  je definován jako maximální pozitivní úhel vesel. Konečný úhel je definován jako jejich rozdíl:  $\alpha_{tot} = \alpha_{fin} - \alpha_{catch}$ . Délka záběru je definována jako posunutí centra rukojeti vesel od začátku záběru po jeho konec a může být zkalkulován pomocí vnitřní délky od středu osičky po střed rukojeti vesel jako  $L_{arc} = L_{in-a} \times \pi \times \alpha_{tot} / 180$ .
2. Měření síly aplikované veslařem: je možné ji spočítat např. za pomoci síly aplikované na rukojeti vesel  $F_{hnd}$  jako  $P = M \times \omega = F_{hnd} \times L_{in-a} \times \omega$ , kde  $L_{in-a}$  je aktuální vnitřní páka a  $\omega$  je úhlová rychlost, kterou získáme z měření horizontálního úhlu vesel.
3. Segmenty rychlosti: rychlost pohybu dolních končetin, rychlost pohybu trupu, rychlost pohybu horních končetin.
4. Systém rychlosti lodě a veslaře: výkyvy v rychlosti pohybu lodě, převod kinetické energie z veslaře na skořepinu lodě.
5. Vertikální úhel vesel.
6. Efektivita veslování a jeho komponentů.
7. Definice propulsivní efektivity lopatek vesel.
8. Faktory ovlivňující efektivitu.
9. Tělesné segmenty a veslařský styl.

Obr. č. 4-3: Schéma charakteristických biomechanických parametrů (Altenburg, Mattes, & Steinacker, 2012).



Obr. č. 4-4: Charakteristické síly aplikované na veslici (Altenburg, Mattes, & Steinacker, 2012).



$$\vec{F}^b = \vec{F}^{gate} + \vec{F}^{st}$$

$$-m \cdot \vec{a}^b = \vec{F}^b + \vec{F}^W + \vec{F}^{air}$$

$-m\vec{a}^b =$  vnitřní síla

$m =$  hmota

$\vec{a}^b =$  akcelerace lodi

$\vec{F}^b =$  celková síla

$\vec{F}^{gate} =$  síla aplikovaná na havlinky

$\vec{F}^{st} =$  síla aplikovaná na obuv v lodi

$\vec{F}^{air} =$  celkový odpor vzduchu

$\vec{F}^W =$  celkový hydrodyn. odpor

#### 4.6 Vývoj hybnosti

Vyhasínání vrozených reflexů je vyjádřeno v přesně stanoveném období ontogeneze. S vyžíváním nervových oblastí a funkcí mizí a/nebo jsou zapojeny do hybných stereotypů a překryty inhibičním vlivem kůry (Kučerovská, Hanáková, & Ošlejšková, 2013).

Vývojem cílené fázické hybnosti neboli lokomoce, rozumíme vývoj náročné (úchopové) funkce a opěrné (odrazové) funkce. Tyto se projevují ve dvojitým funkčním projevu, známé jako ipsilaterální vzor, tj. otáčení, kdy nárok a odraz probíhají na stejnostranné horní a dolní končetině, a kontralaterální vzor, tj. lezení a plazení, kdy nárok i odraz probíhají na kontralaterální horní a dolní končetině. Náročná a opěrná funkce je spojena se schopností stabilizovat páteř, pánev a hrudník, které umožňují cílený pohyb končetin. Tyto stabilizační funkce jsou zajištěny antagonistickými svalovými skupinami. Vývoj stabilizačních funkcí spolu s náročnou a opěrnou funkcí končetin je programem centrálního nervového systému, tzn. vrozeným motorickým vzorem. Tyto vzory reflexní lokomoce lze vyvolat opakovaně. Ideálním modelem posturální stabilizace a lokomočního pohybu jsou posturální funkce svalů (Kolář, 2009).

#### 4.6.1 Funkce svalu

Sval vnímáme funkčně jako pokračování nervu, tj. jako součást nervového systému. Vedle tohoto funkčního vztahu existuje mezi motoneuronem a svalovými vlákny také úzký strukturální vztah. Motoneuron zásobující svalová vlákna je zdrojem řídicích procesů a producentem látek, které udržují kontraktilní strukturu svalových vláken. Po přerušení nervu zásobujícího sval nebo zničení motoneuronu dojde k atrofii svalu a zániku jeho motorické funkce (Kolář, 2009).

Véle (1997) uvádí, že v celkovém pojetí sval reprezentuje složitý motorický systém. Proprioreceptory svalu a kloubu podávají do řídicího centra informace o současných parametrech pohybového segmentu. Sval nepracuje vždy jako celek, ale jeho jednotlivé části mohou pracovat i samostatně. Proprioreceptivní systémy svalu vytváří vzájemné vazby mezi svaly. Tato iradiace aktivity je závislá na stavu interneuronové sítě, která může být excitována nebo inhibována jak z periferie, tak z centra, a podle toho jsou vzdálené účinky zdůrazňovány nebo tlumeny. Excitace interneuronové sítě může funkci svalu facilitovat, inhibice interneuronové sítě může funkci svalu inhibovat. Skupiny svalů kolem kloubu představují tzv. funkční svalové skupiny. Jednotlivé funkční svalové skupiny zahrnují sval hlavní, agonistu a svaly pomocné, synergisty. Sval působící v opačném směru než agonista, se označuje jako antagonist. Mezi těmito funkčními partnery existuje vztah reciproční inervace, který znamená, že jestliže je agonista aktivován, je jeho funkční antagonist inhibován. To však platí s určitým omezením. Při vyšší aktivitě agonisty je vždy v antagonistovi určité napětí, které může se vzrůstajícím napětím agonisty přejít i do aktivní kontrakce, kterou pak označujeme jako kokontrakci antagonisty. Inhibice nebo kokontrakce antagonisty závisí na charakteru pohybu. Při pohybu pomalém, kdy převládá držení, je kokontrakce přítomna vždy. Při rychlém pohybu dominuje inhibice antagonisty, k jehož aktivaci dochází až ke konci pohybu, kdy zabraňuje poškození kloubu (Kračmar, Chrástková, & Bačáková, 2016). V některých svalových skupinách je kokontrakce absolutně nutná, v těchto případech se jedná o antagonistické svaly – stabilizátory. Z účelového a vývojového hlediska rozlišujeme systém flexorový a extenzorový. Extenzorový systém inhibuje systém flexorový. Ve svalech osových je třeba uvažovat spíše o svalech levé a pravé poloviny páteře, které svojí aktivitou vytvářejí dynamickou rovnováhu střední polohy obratlů.

#### 4.6.2 Aktivita svalu

Kolář (2009) uvádí, že výsledkem aktivity svalu je mechanický pohyb. Svalový systém je také významný pro metabolické děje v organismu a jako informační a adaptační prvek centrálního nervového systému, kterým je řízen. Prostřednictvím něj je spojen s kloubním a interním systémem a s kůží. Každý sval je anatomickou jednotkou, která má svou funkci, protože veškerá činnost CNS se projevuje v důsledku jako svalová činnost. Sval definujeme jako anatomickou jednotku z hlediska toho, zda je flexorem, extenzorem, rotátorem, agonistou nebo antagonistou nebo synergistou. Z pohledu funkční kineziologie o svalu nejlépe vypovídají globální svalové souhry, kvalita a distribuce svalového tonu.

#### 4.6.3 Řízení motoriky

Základem motoriky je nervosvalový tonus, který zajišťuje správné postavení tělesných segmentů. Zamýšlený pohybový záměr vzniká na základě zhodnocení současné situace okolí a anticipace bezprostředního vývoje situace. Řídící funkce CNS provádí průběžně korekci pohybu, která se uskutečňuje cyklicky. Toto probíhá na třech úrovních motoriky: řízení výkonových orgánů motoriky (motoneuronů) na spinální úrovni, řízení ereismatické a teleokinetické motoriky na subkortikální úrovni a řízení ideokinetické motoriky na kortikální úrovni. Jednotlivé úrovně řízení spolu navzájem souvisí a při každém pohybu se na procesu řízení podílejí (Véle, 1997).

Dle Koláře (2009), se vlivy z vyšších oblastí CNS, stejně jako z proprioceptorů, exteroceptorů, interoceptorů atd. koordinují na úrovni spinální míchy činností spinálních interneuronů. V konečné podobě se tyto nervové vlivy při svalové kontrakci uplatňují prostřednictvím alfa-motoneuronů ( $\alpha$ -motoneuronů). Na povrchu každého motoneuronu je přibližně 5500 synapsí,  $\alpha$ -motoneurony tedy představují konečnou společnou dráhu z mnoha systémů, které mají vztah k hybnosti. Hybnost lze ovlivňovat také nepřímo, prostřednictvím vláken periferních nervů, které inervují svalové vřeténko, tzv.  $\gamma$ -klička ( $\gamma$ -motoneurony vysílají svalová vlákna ke svalovým vřeténkům). Tyto vzruchy působí reflexní cestou na synapse  $\alpha$ -motoneuronů a vyvolávají kontrakci buď přímo, anebo k ní spolu s dalšími synaptickými vlivy přispívají. Gama systém je řízen především facilitační oblastí retikulární formace, jejímž prostřednictvím se uplatňují regulační vlivy mozečku z bazálních ganglií a z mozkové kůry. Svalovou funkci můžeme chápat jako vyjádření funkce CNS, v této souvislosti považujeme za výkonný orgán motoriky motorickou jednotku, což je komplex složený z motoneuronu a ze svalových vláken, která jsou s tímto motoneuronem spojena. Motoneuron souvisí svými

dendrity s míšní interneurální sítí, kde přichází do přímého styku s drahami, kterými jsou přiváděny signály z centra i z periferie. Tyto signály končí na facilitačních nebo inhibičních synapsích motoneuronu. Motorická jednotka tak představuje hlavní koordinační centrum nervových vlivů, které se na motoneuronu sbíhají z periferních systémů, jiných míšních segmentů a z vyšších oddílů CNS. Motorická jednotka je tedy základní funkčním i strukturálním prvkem motoriky. Motorické jednotky se liší počtem svalových vláken a druhem své funkce a lze je rozlišit na fázické a tonické. Fázické motoneurony mají kratší trvání záškubu i dekontrakce, tonické naopak delší (Kolář, 2009).

#### 4.6.4 Pohybové stereotypy, programy a vzory

Pohybové stereotypy jsou stále dokola se opakující stereotypní situace a z nich vyplývající stejné zpětnovazebné informace sestavující přesné programy.

Jako součást řídicích systémů je sval zapojen do složitých reflexních dějů, programů. Tyto reflexní děje jsou vztahy mezi receptory a efekty a jsou vymezeny centrálním programem, to je hybnými stereotypy a motorickými vzory. Pohybový program (hybný projev) se skládá z jednotlivých pohybových vzorů, což jsou časoprostorová schémata určitého pohybového úkonu uložené v paměti, odkud je lze vyvolat. Jednoduché pohybové vzory skládají dohromady složitější pohybový program. Hybný projev je podmíněn volní hybností a reflexy, příp. motorickými vzory.

Jandou, Polákovou a Vélem (1966) byla souhrnně zpracována otázka tvorby, stability a změn hybných stereotypů, kde hovoří o dynamickém hybném stereotypu jako o neměnné soustavě podmíněných a nepodmíněných reflexů, vznikající na základě stereotypně se opakujících podnětů a chápe hybný stereotyp jako základní (klinickou) jednotku hybnosti. Podle Lewita (1998) je pohyb v mantinelech, které jsou nám druhově určeny v rámci vrozených pohybových programů výhodný. Svaly pracují v maximální facilitaci. Tomuto pojetí odpovídá proprioreceptivní neuromuskulární facilitace, známá jako Kabatova metoda a Vojtova metoda reflexní lokomoce.

Dle Koláře (2009), chápeme motorické vzory jako standardizované pohybové reakce, což jsou motorické odpovědi CNS na přesně definované podněty. Reflexy jsou vnímány jako základní jednotky překryté komplexem koordinované hybnosti. Vedle reflexů na míšní a kmenové úrovni je hybnost podmíněna také senzomotorickými funkčními vztahy uspořádanými na vyšších úrovních řízení včetně korových oblastí. Tyto

motorické vzory podmiňují vývoj držení těla a základní funkce lokomoce, tj. náročná (úchopová) funkce a opěrná funkce končetin.

Kračmar, Chrástková, & Bačáková (2016) uvádějí, že se na tvorbě dynamických stereotypů podílejí dvě tendence. Tendence kognitivní (kinestetická) a tendence ekonomická. Tendence kognitivní je vnímání pohybu v jeho průběhu, tendenci ekonomickou rozumíme efektivní systematizaci procesu pohybu.

Ve sportovním pohybu cyklického charakteru je nutné dosáhnout co nejvyššího stupně fixace hybného stereotypu tak, aby bylo možné provádět pohyb zcela automaticky i v proměnlivých podmínkách. Vysoká fixace hybného stereotypu dovoluje udržet účelnou techniku pohybu i při nástupu únavy.

Kračmar (2002) spatřuje z hlediska sportovního tréninku důležité kineziologické souvislosti, a to, že efektivní fixace hybných stereotypů se děje pouze pohybem, odpovídajícím požadavkům na konečnou a dokonalou techniku sportovního pohybu, tedy specifickými tréninkovými prostředky. Výběr tréninkových prostředků by měl maximálně kopírovat techniku závodního provedení.

#### 4.6.5 Stabilita (posturální zajištění pohybu)

U vertikalizované lidské postavy hraje zásadní úlohu stabilizace postury s klíčovými složkami, dále hluboká autochtonní muskulatura a stabilizační funkční vnitřní jednotky (bránice, svaly pánevního dna a břišní stěna). Dynamicky stabilizovaná posturální situace umožňuje jak kvalitní bipedální lokomoci, tak i kvalitní fázickou činnost pletence ramenního.

Vztahy hlubokého stabilizačního systému a vertebrogenních potíží se zabývají Bačová et al. (2015) a aktuální formu diagnostiky posturální stability popisují Žiaková, & Tanhäuserová (2015).

Neměnnou soustavu podmíněných a nepodmíněných reflexů, která vzniká na základě pohybového učení, nazýváme hybný stereotyp, což je pohyb a jeho postura. Do držení těla se však promítá také svalové napětí, anatomické poměry i psychický stav. Trénovaný pohyb vede ke vzniku vnitřního stereotypu nervových dějů, automatizuje se cílený fázický pohyb i jeho stabilizace, což je posturální zajištění pohybu. Hybné

stereotypy usnadňují činnost CNS. Jedinou možnou cestou ke zlepšení kvality pohybu je udržení svalové balance, správného držení těla a optimálního zatížení kloubů.

Za předpokladu fyziologické situace je postavení jednotlivých pohybových segmentů vyváženo, tj. centrováno tak, že je posturální napětí ve svaích minimální.

Punctum fixum znamená, že jedna z úponových částí svalu je zpevněna vlivem zpevňovací aktivity jiných svalů, aby druhá úponová část svalu mohla provádět pohyb v kloubu. Tu označujeme jako punctum mobile. Žádný cílený pohyb nelze provést bez úponové stabilizace svalu, tj. bez zajištění tuhosti kloubního segmentu v úponové oblasti.

Podle Koláře (2001) je funkční centrace kloubu takové postavení kloubu v průběhu pohybu, které vyvolává jeho optimální zatížení, což znamená rozložení zátěže na maximum kloubní plochy, což minimalizuje jeho zatížení. Pokud je tento princip dodržen v celém možném rozsahu fyziologického pohybu, jedná se o funkční centraci kloubu.

Dle Véleho (2006) rozlišujeme stabilizaci segmentovou (hluboké vrstvy svalů), sektorovou (svaly působící přes několik segmentů a udržující stabilizaci funkčních sektorů páteře) a celkovou, kdy se jedná o stabilizaci integrující funkci osového systému jako celku zajištěnou činností skupin svalů erector trunci nebo také erector spinae.

Na celkové stabilizaci se také podílejí dýchací svaly, neboť každá změna postavení a tvaru hrudníku vyvolává změnu dýchací funkce. Lewit pokládá dýchání za nejdůležitější pohybový stereotyp (Lewit, 1996).

Svalový systém lze dělit na lokální a globální stabilizátory. Lokální stabilizátory mají z větší části intersegmentální průběh a jsou tedy zodpovědné za segmentální stabilizaci. Globální stabilizátory jsou svaly s multiartikulárním průběhem, které mohou být organizovány do svalových řetězců nebo smyček. Pracují tedy jako funkční stabilizační jednotka (Suchomel, 2006).

#### 4.6.6 Postura (držení těla) a posturální funkce

Postura je popsána Vojtou v raných fázích posturální ontogeneze (Vojta, & Peters, 1995). Aktivní posturální systém popisují také Janda, Poláková, & Véle (1966).



Véle (2006) a Kolář (2009) uvádějí, že základní podmínkou pohybu je postura, již označují jako základní klidovou polohu s určitým uspořádáním (držením) pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, jako je např. síla tíhová. Postura je součástí jakékoliv polohy, vždy pohybu předchází, provází jej, i zakončuje. Posturální funkce jsou nezbytné pro udržení konfigurace a nastavení jednotlivých tělesných segmentů a udržují tělo v klidové rovnováze. Abychom mohli definovat ideální posturu, musíme vycházet z biomechanických (charakter zatížení), anatomických a neurofyzických (řídící procesy svalů) funkcí tak, aby bylo zatížení optimální. Ideální postura je determinována centrálním programem. Hodnocení postury během statické i lokomoční funkce je nutné chápat v ontogenetických souvislostech. Jedním z hlavních obecných principů motorické ontogeneze je vývoj postury, tzn. schopnost kvalitního zaujetí polohy v kloubech a jejich zpevnění prostřednictvím koordinované svalové aktivity a vývoj ná kročné a opěrné funkce. Při pohledu na posturální funkce lze rozlišit posturální stabilitu, posturální stabilizaci a posturální reaktibilitu.

Posturální stabilita je schopnost zajistit držení těla tak, aby nedošlo k pádu. Protože statická poloha není pouze jednorázové zaujetí stálé polohy, ale proces čelící labilitě pohybové soustavy zahrnující i děje dynamické.

Posturální stabilizace je aktivní svalové držení segmentů těla proti působení zevních sil, řízené centrálním nervovým systémem (např. síla gravitační). Posturální stabilizace nepůsobí pouze proti síle gravitační, ale zapojuje se jako součást všech pohybů těla.

Posturální reaktibilita je reakční stabilizační funkce, tj. kontrakční svalová síla potřebná pro překonání odporu, která je převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Cílem reakční stabilizační funkce je vytvoření co nejstabilnějšího místa opory (*punctum fixum*).

Posturální systém je zajišťovaný stabilizační svalovou funkcí, která nejenže ovlivňuje posturu, ale i účelový (fázický) pohyb. Stabilizační funkce je automatická a u většiny lidí jen omezeně ovládána volným způsobem. Důležité je zapojení hlubokých stabilizačních a zpevňovacích svalů. Posturální funkce je realizována především axiálním systémem, který představuje podsystém pohybové soustavy soustředěné kolem páteře, sloužící k udržování vzpřímeného trupu a také oblast pánve a dolních končetin (Véle, 1995).

Lewit (1999) a Kolář (2006) uvádějí, že nepřímo, přes břišní dutinu je posturální funkce schopná také bránice společně s diaphragma pelvis. Posturální působení bránice a pánevního dna popisuje v 70. letech minulého století profesor Skládal (Skládal, Škavkan, & Kukulenka, 1970).

Další determinanty, které ovlivňují posturu každého jedince, je svalové napětí (tj. svalová rovnováha anebo nerovnováha), do kterého se promítají centrální řídicí mechanismy, včetně aktuálního psychického stavu nebo vaziva anatomických poměrů (struktura a velikost kostí atp.), patologické stavy uvnitř organismu a životní zvyky nebo duševní rozpoložení (Kolář, 2006).

Vzpřímené držení těla je geneticky kódováno jako program v centrálním nervovém systému, který se však utváří v závislosti na průběhu posturální ontogeneze (Kračmar, 2002; Kračmar, Chrástková, & Bačáková).

Automatické posturální odpovědi nejsou zahájeny dříve než okolo 100ms a korektivní akce může trvat několik tisíc milisekund, než subjekt upadne; proto mají neurální mechanismy čas, aby modifikovaly posturální přizpůsobení již během samotné odpovědi (Horak, & Kuo, 2000).

#### 4.6.7 Atituda ve veslování

Posturální aktivita předchází pohybu a vytváří pro něj základní bázi. Při přípravě na konkrétní pohyb se klidová poloha (postura) mění na polohu pohotovostní (iniciační), která těsně před vykonáním samotného pohybu přechází do polohy účelově orientované, tzv. atitudy. Jedná se tedy o určitou připravenost k zamýšlenému pohybu (Vojta, & Peters, 1995), neboli zaujetí aktivní labilní polohy, která umožní automatický pohyb zajištěný synergickou funkcí svalů. Nastavení vhodné výchozí polohy rozhoduje i o kvalitě následného pohybu (Kračmar, 2002). Nesoulad mezi posturou a následným pohybem, vzniklý nepřesnou výchozí atitudou vede ke zhoršení pohybového projevu, případně až k vadné zátěži pohybového aparátu (Véle, 2006).

Ideální postoj před začátkem záběru ve veslování je takový, že veslař má nohy v obuvi volně u sebe, chodidla rovnoběžná, prsty položeny plochou na podložce, nártý nadlehčeny, vytočeny zevně. Záda jsou předkloněná v tzv. biomechanicky výhodném oblouku, v němž je páteř během produkce síly chráněná, horní končetiny jsou předpažené, dolní končetiny jsou ve flexi v kolenou a v dorzální flexi v kotnících.

Pánev je v neutrální pozici, veslař sedí komfortně na sedacích kostech (Lombardi, 2017).

Nácvik správné výchozí polohy je součástí technické přípravy veslařů.

#### 4.6.8 Kineziologie pánve a dolních končetin

Dylevský (2009) ve své publikaci shrnul poznatky o kineziologii končetin a uvádí, že z neurofyziologického hlediska jsou dolní končetiny orgány opory a lokomoce, které jsou umožněny prací svalů dolních končetin, protože vzhledem ke skutečnosti, že člověk kráčí po dvou dolních končetinách se vzpřímeným trupem, může svaly trupu a horních končetin využít pro lokomoci pouze omezeně; tomu odpovídá i specifická anatomie dolní končetiny. Kostra je robustnější a svalové skupiny jsou mohutnější, než je tomu u končetin horních. Pohyblivost jednotlivých kloubních spojení je na dolních končetinách omezena kvůli větší stabilitě. Podmínkou stabilní vertikalizace je fixovaná extenze dolních končetin. Je statisticky nejvýhodnější, protože snižuje nároky na činnost antigravitačních svalů a hlavní zatížení směřuje do vertikálně a rovnoběžně orientovaných kostí dolních končetin. Protože je dominantní funkcí dolních končetin lokomoce vzpřímeného těla, dochází k přenosu sil vertikalizovaného trupu na dolní končetiny v pánvi. Pánev představuje bázi pro trup, podepírá břicho. Celý kostní prstenec rovnoměrně rozvádí síly působící na páteř na dolní končetiny a do oblasti symfýzy. Opačně přenáší pánev pohyb z dolních končetin na páteř a tlumí nárazy, protože pánev funguje na principu sebe uzamykajícího se mechanismu (Lewit, 2003). Pohyby v pánvi jsou kývavé v předozadním směru a jsou důležité pro správné postavení pánve vůči páteři (Véle, 2006). Při chůzi je v pánvi generován specifický víceprostorový pohyb nazvaný jako nutace.

Lewit (2003) uvádí, že typ pánve má vliv na zakřivení bederní páteře a na velikost a tvar meziobratlové ploténky. Výška meziobratlové ploténky pak určuje pohyblivost v daném segmentu páteře. Čím vyšší je ploténka, tím bude větší pohyblivost segmentu. Popsal tři typy pánve, asimilační, normální a přetěžovanou. Asimilační pánev se pojí s plošší křivkou bederní páteře, přetěžovaná pánev naopak se zvětšenou bederní lordózou. Pletenec pánevní přenáší síly mezi páteří a dolními končetinami a to oboustranně. Při rovnoměrném stoji a neporušeném pánevním pletenci jsou síly z trupu (síla P) na pánev přenášeny přes obratel L5 na obě křídla kosti křížové směrem k acetabulu. Proti síle P působí síla R, což je reakční síla země. Ta směřuje také k acetabulu a je přenášena přes krček a hlavici kosti stehenní. Část reakční síly prochází

oboustranně přes ramus pubicum superior kosti stydké. V oblasti symfýzy se tyto dvě protichůdné síly střetnou. Obě síly P i R probíhají v oblasti pletence pánevního v rovině pánevního vchodu.

Pohybem dolních končetin ve fylogenetických souvislostech se zabývají Kračmar, Chrástková, & Bačáková (2016), kdy samotný pohyb dělí do tří oblastí podle hlavních kloubů dolních končetin, na oblast kyčle, kolene a nohy. Jako rozhodující svaly pro lokomoci člověka v oblasti dolních končetin a pánve uvádí svaly členěné v těchto třech oblastech: oblast gluteální, kde zdůrazňuje svaly m. gluteus maximus a m. gluteus medius. Dále oblast stehen, kde se na ventrální a dorzální straně stehna nacházejí svaly, sloužící ke flexi a extenzi v kolenních kloubech. Tato oblast obsahuje také dvoukloubové svaly jako např. m. rectus femoris nebo m. biceps femoris, caput longum. Na medioventrální straně dolních končetin je sval m. vastus medialis, který stabilizuje kolenní kloub. A oblast bérce, která obsahuje svaly, které ovládají nohu. Noha je zprostředkovatelem styku těla s terénem a je uzpůsobena pro lokomoci ve stoje. Má schopnost uchopovat terénní nerovnosti a tvořit oporu pro lokomoci po nerovném povrchu. Svalová skupina triceps surae zvedá dolní končetinu od podložky a na ventrální straně bérce to jsou svaly m. tibialis anterior a m. peroneus longus zajišťující dorzální flexi nohou. Zároveň zajišťuje sval m. tibialis anterior everzi (pronaci) nohy a sval m. peroneus longus inverzi (supinaci) nohy. Vzpřímený stoj člověka je velmi labilní, především v rovině sagitální. Páteř vyvážená kokontrakcí řetězců dlouhých svalů může správně pracovat pouze tehdy, jsou-li obratle udržovány stálou aktivitou krátkých meziobratlových svalů a mají-li možnost se opřít o břišní dutinu, kterou udržuje intraabdominální tlak (Lewit & Lepšíková, 2008).

Ischiokrurální svaly neboli hamstringy tvoří dorsální stranu skupiny svalů stehen. Řadíme zde svaly m. semitendinosus, m. semimenranosus a m. biceps femoris. Tyto svaly začínají na tuber ischiadicum (m. biceps femoris pouze caput longum), upínají se pod kolenním kloubem a jsou inervovány z n. ischiadicum. Jedná se o svaly dvoukloubové, které provádějí flexi v kolenním kloubu a účastní se extenze kyčelního kloubu. Sval m. semitendinosus má uprostřed délky svalového břicha šikmo probíhající šlašitou vložku, která začíná na mediální části dorsální plochy tuber ischiadicum a prostřednictvím šlachy, která se zatáčí posteromedálně kolem mediálního kondylu femuru se upíná na mediální stranu tibie. Šlacha m. semitendinosus dosahuje

nejdistálněji ze všech výše jmenovaných svalů v místě označovaném jako pes anserinus (Travell, & Simons, 1999).

Další sval biceps femoris, je označován jako laterální ischiokrurální sval, který má dlouhou a krátkou hlavu. Dlouhá hlava kříží kyčelní i kolenní kloub, krátká pouze kloub kolenní. Dlouhá hlava začíná na dorsální straně tuber ischiadicum společnou šlachou s m. semitendinosus. Je připojena k lig. sacrotuberale. Dle Lewita (2003) jsou ischiokrurální svaly definovány jako svaly s tendencí k hyperaktivitě a ztuhlosti. Hypertonické ischiokrurální svaly jsou součástí vrstevného syndromu a dolního zkříženého syndromu, kde nejspíše plní kompenzační funkci, která spočívá ve snížení pánevního sklonu ve smyslu zmenšení anteverzního postavení pánve. Účinnost pravých hamstringů na kyčelní kloub závisí na poloze kolenního kloubu. Uzamknutí kolenního kloubu v extenzi zvyšuje efekt hamstringů na extenzi v kyčelním kloubu, což ukazuje na synergii mezi hamstringy a m. quadriceps femoris. Obdobně účinnost hamstringů jako flexorů kolenního kloubu je závislá na poloze kyčelního kloubu. Při flexi v kyčelním kloubu během protažení ischiokrurálních svalů jejich efekt jako flexorů kolenního kloubu roste.

Travell & Simons (1999) popisují extenzi v kyčelním kloubu jako funkční jednotku pravých hamstringů a svalu m. gluteus maximus a zadní část svalu m. adductor magnus. Pomocnými svaly jsou zadní části svalů m. gluteus medius et minimus. Hlavním antagonistou flexorů kolenního kloubu je m. quadriceps femoris. Kontrakce svalu biceps femoris během extenze v kyčelním způsobí tlak sakra na ilium, čímž se stabilizuje SI skloubení. Tento mechanismus pánve se podílí na stabilizaci SI kloubu, tj. síly přenášené z páteře na dolní končetiny.

#### 4.6.9 Dolní končetiny při veslování a při jízdě na trenažeru

Protože se ve veslování, stejně jako v mnoha jiných sportech, uplatňuje technické provedení pohybu jako klíčový faktor při ovlivňování výsledného výkonu, nelze uvažovat o tom, že by bylo možné dosáhnout kvalitního výsledku bez precizní techniky.

Veslování i jízda na veslařském trenažeru jsou lokomocí cyklickou, ztráta způsobená dílčím technickým nedostatkem v průběhu jednoho tempa (kroku) se kumuluje. Elitní veslaři produkují během jednoho tempa skoro polovinu (46,4 %) z celkového množství

vynaložené síly dolními končetinami. Využití kapacity jednotlivých tělesných segmentů se pohybuje u dolních končetin až do 95 %. Práce vykonaná dolními končetinami je tak pro veslaře klíčová a kokontrakce dvoukloubových stehenních svalů dolních končetin představuje hlavní zdroj vygenerované síly (Guével et al., 2011). Tato síla je následně transferovaná na lopatky vesel, které zajišťují pohyb lodi na hladině nebo je u trenažeru transferovaná na navíjejí se lano. Symetrické zapojení zúčastněných svalů a jejich efektivní koordinace je potřebná pro dosažení maximálního výkonu, protože neoptimální strategie může limitovat silový výkon a pohyby tělesných segmentů.

Veslař zahájí krokový cyklus zanořením lopatek vesel do vody a zaujme výchozí polohu. Při jízdě na trenažeru začne veslař krokový cyklus zaujetím výchozí polohy s předpaženými končetinami, které svírají madlo upevněné na navíjejí se laně.

Během této výchozí polohy dochází při veslování i při jízdě na trenažeru k flexi v kolenním a kyčelním kloubu a k dorsální flexi v kotníku, protože se kolena předsouvají nad špičky chodidel, která se opírají o podložku. Bezprostředně po atitudě následuje záběr, tedy hnací fáze tempa. V počáteční fázi záběru se kontrahuje sval rectus femoris, aby způsobil extenzi v kolenním kloubu a hamstringy se kontrahují, aby způsobil extenzi v kyčelním kloubu. Tím dolní končetiny posouvají veslaře vpřed ve směru jízdy lodě a v hlezenních kloubech dochází k plantární flexi. Předklonem, tj. flexí trupu, se vyrovnává těžiště těla a dochází ke kontrakci svalů pro následnou trojextenzi v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu a pro napřimování trupu. Kolena a pletenec pánevní se během záběru pohybují současně a jejich rychlost je podobná, i když rychlost pohybu boků je o něco menší, než je rychlost pohybu kolen. Z toho vyplývá, že špatná funkční spolupráce mezi koleny a boky snižuje výslednou sílu transferovanou na vesla (Martin, & St. Andrews, 2012). Svalová aktivita extenzorů převažuje během počáteční fáze záběru a aktivita flexorů začíná směrem ke konci záběru, kdy se zpomaluje extenze trupu a trup se překlápí do nepohonné fáze veslařského kroku. Po dotažení rukojetí vesel nebo madla trenažeru k trupu veslaře jsou kolena plně extendovaná a hlezna jsou v plantární flexi. Po vytažení lopatek vesel z vody stabilizuje sval rectus femoris odhoz a návrat těla do výchozí pozice. Během vytažení lopatek vesel z vody, tedy momentu přechodu z pohonné do nepohonné fáze tempa, je excentrická kontrakce okamžitě následována koncentrickou kontrakcí, která je charakterizována zvyšující se aktivitou svalů biceps femoris, m. semimembranosus a m. semitendinosus. Pro zajištění flexe v kolenních kloubech a dorzální flexe v hlezenních kloubech se

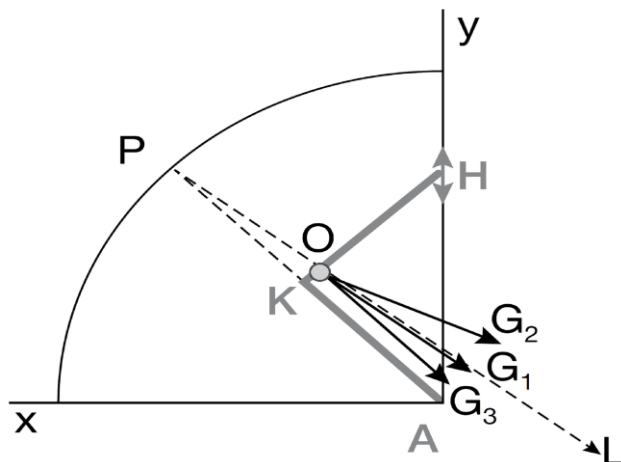
aktivují svaly mm. gastrocnemii a sval m. tibialis anterior. Během nepohonné části tempa aktivita svalu rectus femoris postupně klesá až do relaxace.

Jak uvádí Kornecki, & Jaszczak (2010), porovnání absolutních hodnot úhlové rychlosti během veslování potvrdilo, že vícekloubové nebo dvoukloubové svaly mohou pracovat excentricky, takže jejich stupeň potencionální silové využitelnosti může dosahovat stoprocentních hodnot, ovšem v rámci fyziologické využitelnosti, kdy se téměř 90% metabolismu mění v teplo.

Při veslování i jízdě na trenažeru sledujeme paradox při aktivaci svalů rectus femoris a m. biceps femoris. Svaly se koaktivují, aby zvýšily mechanickou účinnost během zátěže (Pollock, Jenkyn, Jones, Ivanova, & Garland, 2009). Tato kontradikce se nazývá Lombardův paradox a znamená, že při extenzi v kyčelním kloubu je rameno páky hamstringů větší než rameno páky svalu m. quadriceps femoris ve flexi kyčelního kloubu (Guével et al., 2011; Gordon E. Robertson, Fortin, Wilson, & Curry, 2001). Tato situace je při koordinovaném fázickém pohybu poměrně neobvyklá (Obrázek č. 4-5).

Za předpokladu, že síla generovaná mezi těmito dvěma svalovými skupinami je stejná, síla hamstringů v extenzi kyčelního kloubu je větší než síla svalu m. quadriceps femoris ve flexi kyčelního kloubu. Stejně tak je rameno páky svalu m. quadriceps femoris v extenzi kolenního kloubu větší, než je rameno páky hamstringů při flexi v kolenním kloubu. Takže síla produkovaná svalem m. quadriceps femoris při extenzi v kolenním kloubu potlačuje sílu produkovanou hamstringy při flexi v kolenním kloubu. Rozdíly v ramenu páky v kyčelním a kolenním kloubu umožňují svalům vykonat pohyb v celém rozsahu jejich pohybu, tj. kompletní exkursi. Jinými slovy, antagonistické dvoukloubové svaly mohou být navzájem hyperaktivní, zkracuje se a oslabuje inhibiční fáze, svaly pracují více kontinuálně a posilují vzájemnou funkci tak, že se sval může podílet na extenzi kloubu, který jinak flektuje. Aby došlo k takovéto kokontrakci antagonistů, musí být úroveň páky extenzoru větší a dvoukloubový sval musí disponovat opoziční funkcí. Stává se pak flektorem kloubu, který extenduje a u druhého kloubu opačně – extenduje flektovaný kloub. Pokud jsou všechny dvoukloubové svaly kontrahovány v jeden okamžik, je energie přenášena svalem jako nekonečným řetězcem. Tím se každý sval zapojuje na principu trojextenze do extendování kyčle, kolene a kotníku a vytváří větší propulsní sílu.

Obr. č. 4-5: Schéma grafického záznamu Lombardova, resp. Molbechova modelu paradoxní role dvoukloubových svalů (Zbořilová in Kračmar, Chrástková, & Bačáková, 2016).



Pozn.  $\underline{AP} = \underline{AK} + \underline{KH}$

- bod O je počátek svalu,
- přímky AK a KH jsou ramena,
- polopřímka L vede z bodu P přes bod O,
- jestliže prochází polopřímka OG podél polopřímky L, svaly vykonávají izometrickou funkci,
- jestliže prochází polopřímka OG nad polopřímkou L, svaly vykonávají extenzi,
- jestliže prochází polopřímka OG pod polopřímkou L, svaly vykonávají flexi.

## 5 Elektromyografie (EMG)

K tomu, aby mohlo dojít ke svalové kontrakci, je zapotřebí nervový vzruch, který má určitou prahovou hodnotu. Tento vzruch putuje ke svalovému vláknu z míchy po odstředivém eferentním motoneuronu, což je motorické nervové vlákno. Jedno



motorické nervové vlákno inervuje více (různý počet) svalových vláken, které pak utvářejí takzvanou motorickou jednotku. Motorická jednotka představuje základní funkční jednotku svalové činnosti. Svalové tkáně vedou elektrický potenciál stejně jako jej vedou nervy. Tento jev je označován jako akční potenciál, což je elektrický vzruch vznikající na membráně svalových buněk. Buněčná membrána excitabilních buněk je nejen nositelem elektrického náboje, ale má také schopnost tento potenciál přechodně změnit. Právě touto změnou elektrického potenciálu v průběhu svalové kontrakce dochází k časoprostorové aktivaci motorických jednotek, jejichž elektrickou sumační odpověď lze zaznamenat pomocí elektromyografie. Povrchová elektromyografie je tedy metoda záznamu tohoto akčního potenciálu (Pánek, Pavlů, & Čemusová, 2009).

Elektromyografie patří mezi elektrofyziologické techniky, které napomáhají hodnocení funkčního stavu motorického systému. K vyšetření a měření se používá přístroj zvaný elektromyograf. Aplikací elektromyografie v kineziologii a dalších oborech se zabývají například De Luca (1997) a Vannozzi, Conforto, & D'Alessio (2010) nebo Massó et al. (2010).

Keller (1999) uvádí obecné informace ohledně povrchové elektromyografie a počátků elektromyografie. Poprvé logicky zdokumentoval v roce 1666 Francesco Redi svalstvo rejnoka, které dokáže generovat elektrický potenciál. V roce 1792 napsal Luigi Galvani publikaci, ve které popisuje dosažení svalové kontrakce pomocí elektrické aktivity. V roce 1849 du Bois-Reymond objevuje, že je možné zaznamenat elektrickou aktivitu během volní svalové kontrakce a na registraci této elektrické aktivity použil baňky s elektrolytem. První záznam elektrické aktivity svalu provedl Marey v roce 1890, který zároveň představil pojem elektromyografie. V roce 1922 použili Gasser a Erlanger osciloskop k získávání elektrické aktivity svalu. Vzhledem ke stochastické povaze elektromyografického signálu bylo možné získání pouze hrubých informací na základě pozorování. Teprve mezi lety 1930 - 1950 začali vědci používat pro studium akčního potenciálu kvalitnější elektrody. Klinické využití elektromyografie pro léčbu specifických poruch začalo v šedesátých letech dvacátého století. První povrchová elektromyografická metoda byla použita v roce 1966 Hardym. V současnosti je k dispozici několik komerčních zařízení určených ke snímání a záznamu svalové aktivity a elektromyografie se používá v mnoha různých oborech a odvětvích (Reaz, Hussain, & Mohd-Yasin, 2006).

Povrchová elektromyografie je v kineziologické analýze nezastupitelná, protože umožňuje sledovat aktivitu několika svalů současně a hodnotit jejich synergistické či antagonistické vztahy v měřené aktivitě. Metoda povrchové elektromyografie je proto široce užívána ke studiu biomechanických a neurologických aspektů lidského pohybu (DeLuca, 1997; Merletti, 1999). Další detailní popis elektromyografické analýzy poskytuje v rozsáhlé publikaci Merletti a Parker (2004).

Pro hodnocení motorických vzorů při určitém pohybu využíváme tzv. polyelektromyografii. Tato metoda využívá ke snímání povrchové elektrody a nehodnotí přesný tvar akčních potenciálů, ale vzájemný timing nebo synergii mezi jednotlivými měřenými svaly, jejich koaktivaci či antagonismus. Proto je pro studium biomechanických a neurologických aspektů lidské lokomoce metoda povrchové polyelektromyografie nezbytná (De Luca, 1997).

## 5.1 Výhody a nevýhody elektromyografie

EMG signál je získáván pomocí elektrod a musí být zesílen zesilovačem. Pro nezkrácený záznam elektrických signálů vznikajících při činnosti svalů, je nutno použít zařízení pro zesílení měřeného signálu, které zesiluje vstupní signál. Moderní přístroje umožňují zesílení signálu s minimálním náborem šumu, což je elektrický signál, který není součástí požadovaného EMG signálu (Keller, 1999). Ke zkvalitnění měřeného signálu je nutné, aby odstup signálu od šumu obsahoval co největší množství informací a minimum signálu bylo znečištěno šumem (Reaz, Hussain, & Mohd-Yasin, 2006). Před uložením by měl být signál zpracován kvůli eliminaci nízkých kmitočtů, vysokých frekvencí šumu a dalších možných artefaktů.

Signál je často rektifikován a průměrován z důvodu identifikace amplitudy signálu, která bývá předmětem analýzy (Reaz, Hussain, & Mohd-Yasin, 2006). Analýza signálu v časové oblasti se dá popsat jako funkce vyjadřující závislost okamžité výchylky signálu na čase. Tato analýza zahrnuje časové průběhy signálu a jejich modifikace, jako je rektifikace nebo obálky signálu. Při analýze diskrétních signálů je nejjednodušší cestou právě analýza časových průběhů. Časový průběh je zaznamenávání okamžitých výchylek signálu, kdy je každému vzorku přiřazeno pořadové číslo (Kadeřábek, 2008). Amplituda EMG signálu obecně roste v závislosti na síle nebo na kontrakční rychlosti svalu, tato závislost však poskytuje jen kvalitativní údaj o vztahu mezi proměnnými. Při

používání elektromyografie se nedá mluvit o svalové síle, protože měříme elektrický potenciál, který existuje při svalové aktivitě, resp. z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalu. Amplituda síly signálu se liší díky vnitřním anatomickým a fyziologickým faktorům (DeLuca, 1997).

DeLuca (1997) dále uvádí, že zpoždění mezi EMG signálem a působící silou je různé a závisí na těchto faktorech: na kompozici svalových vláken, na rychlosti náborů motorických jednotek, na elastických vlastnostech svalů a šlach (více aerobní a pomalu se unavující svalová vlákna mají pomalejší nástup síly, než vlákna glykolytická a rychleji unavitelná. To znamená, že svaly obsahující více rychlých vláken budou mít kratší zpoždění mezi EMG signálem a produkovanou silou, které je řádově okolo několika stovek milisekund).

Kračmar, & Vystrčilová (2007) však upozorňují, že kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření jedné osoby, a to bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi měřeními, proto je nevýhodou možnost zobecnění výsledků. Při analýze pohybového stereotypu je nutné vybrat probandy s vysokou mírou koordinace pohybu a s fixovaným pohybovým stereotypem, což zajistí vysokou míru autokorelace EMG křivky. Lokalizace elektrod je možná pouze na pevně určené body svalů, které jsou doporučeny standardy ISEK (2017) a také výrobcem použitého elektromyografu. Popisujeme tedy aktivaci místa lokalizace elektrod na měřených svalech.

## 5.2 Faktory mající vliv na EMG signál

Hodnoty z měření pomocí povrchové elektromyografie jsou závislé na fyziologických faktorech a na faktorech metodického postupu detekce a zpracování signálu.

DeLuca (1997) uvádí tyto faktory: intenzita a načasování svalové kontrakce, vzdálenost elektrod od aktivní svalové oblasti, vlastnosti podkožní tkáně (tloušťka kůže a tukové vrstvy), potivost kůže, vlastnosti elektrod a zesilovače a kvalita kontaktu mezi elektrodou a povrchem kůže. Během detekce a záznamu EMG signálu se vyskytují dva hlavní problémy, které ovlivňují kvalitu signálu, a to odstup signálu od šumu a zkreslení signálu (odchýlení při jeho přenosu od tvaru, jenž měl před přenosem). Kauzální faktory, které mají přímý vliv na signál, jsou vnější a jsou dány strukturou elektrody a jejím umístěním. Patří sem oblast detekce signálu, tvar elektrod, vzdálenost mezi elektrodami a umístění elektrod s ohledem na sval.

Kauzální faktory vnitřní jsou fyziologické, anatomické a biochemické vlastnosti svalu, jako je například počet motorických jednotek, typ svalového vlákna, změna pH a krevního oběhu ve svalu během kontrakce, hloubka a umístění vláken, průměr vlákna a množství tkáně mezi povrchem svalu a elektrodou.

Kauzální faktory přechodové jsou fyzikální a fyziologické jevy, ovlivněné jedním nebo více kauzálními faktory. Příčinou může být pásmová filtrace (band-pass filtr), superpozice akčních potenciálů v detekovaném EMG signálu, rychlost vedení akčního potenciálu a fyziologické přeslechy (tzv. crosstalk), což je nábor elektrické aktivity svalů ležících blízko měřeného svalu nebo záznam EKG při lokalizaci elektrod na horní polovině těla.

Deterministické faktory jsou ovlivněny přechodovými faktory. Počtem motorických jednotek, rychlostí nástupu motorických jednotek, mechanickou interakcí mezi svalovými vlákny, amplitudou, trváním a tvarem akčního potenciálu.

Informace věnující se problematice SEMG a doporučení vhodná pro měření a zpracování signálu uvádějí organizace Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles (dále jen SENIAM), což je evropský projekt zabývající se výzkumem a aplikací EMG v Evropské Unii Shromažďuje výsledky z klinických analýz a zaměřuje se na doporučení při aplikaci elektrod, zpracování EMG signálu a dalšímu vzdělávání v oblasti povrchové elektromyografie (SENIAM, 2017).

Nadnárodní organizace zabývající se pohybem a neuromuskulárním systémem se nazývá The International Society of Electrophysiology and Kinesiology (dále jen ISEK). Zabývá se výzkumem a vzděláváním v oblasti elektrofyziologie a kineziologie (ISEK, 2017).

### 5.3 Popis zpracování EMG signálu

Správná lokalizace elektrod umožní snímat nejlepší frekvenční spektrum. Frekvenční spektrum EMG je 20Hz - 500Hz. Akční potenciál ze svalů snímáme hydrogelovými elektrodami za použití kabelů s předzesilovačem (aktivní odrušení do protifáze) do přístroje Biomonitor ME6000 (obr. č. 5-1). Moderní přístroj má zesilovač umožňující zesílení signálu s minimálním náborem šumu. Při únavě dochází k poklesu frekvenčního spektra (medián frekvenčního spektra neunaveného svalu je obvykle mezi

50 - 80Hz, s únavou se frekvenční spektrum posouvá vlevo k nižším hodnotám – má nižší medián. Základem analýzy únavy je sekvenční Fourierova transformace). Při vzorkování je nezbytný tzv. vzorkovací teorém, což znamená, že dokonalá rekonstrukce signálu je možná pouze tehdy, když je vzorkovací frekvence větší než dvojnásobek maximální frekvence vzorkovaného signálu. Např. maximální frekvence signálu je 500Hz. Vzorkovací frekvence je větší než  $2 \times \text{max. } f = \text{min. } 1000\text{Hz}$ . Pro náš výzkum bylo použito tzv. obálkové, z důvodu snadné detekce počátku aktivity, protože redukuje frekvenční obsah EMG, je možná i nižší vzorkovací frekvence (100Hz).

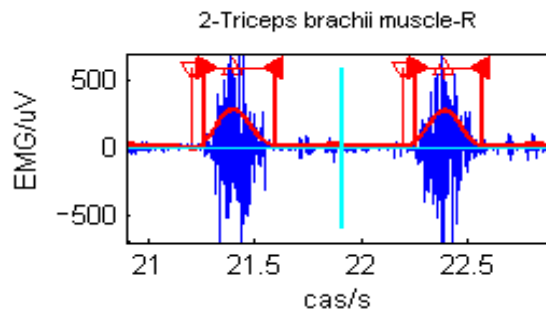
EMG signál se upravuje filtrací horní propustí 20Hz, Butterworth 6th (tj. aproximace Butterwoth šestého řádu, což znamená maximálně plochý. Pokud má high-pass filtr větší řád, má větší filtr a větší strmost). Pod frekvencí 20Hz jsou pohybové artefakty. Dále proběhne rektifikace digitální nezpracované EMG křivky, tj. usměrnění převedením do absolutních hodnot kdy získáme tzv. raw EMG.

*Obrázek č. 5-1: Biomonitor ME6000 (Mega Electronics, Ltd., Finland).*



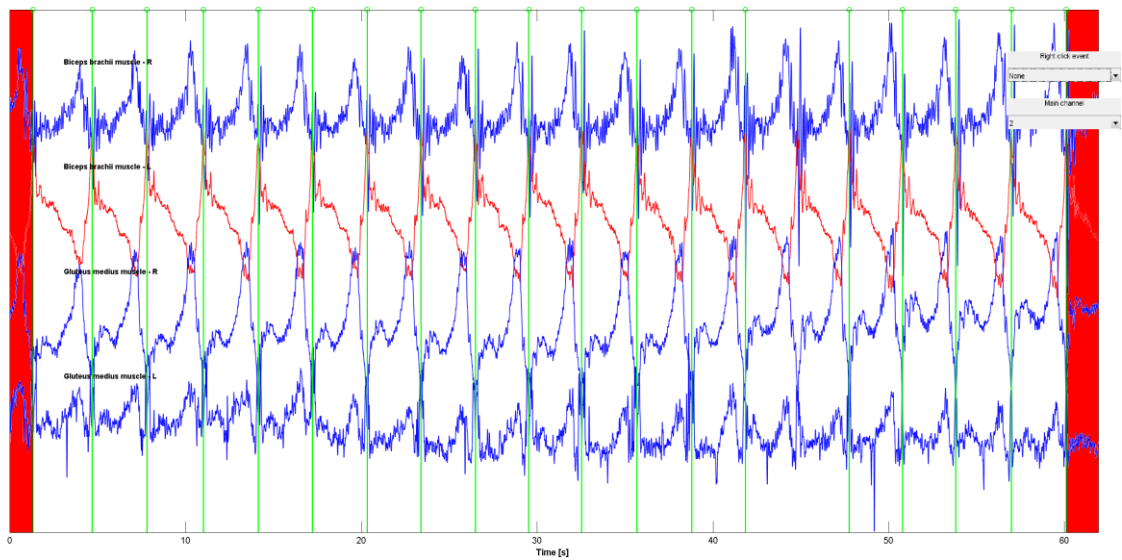
*Obrázek č. 5-2: Digitální nezpracovaná křivka EMG signálu (modře) a obálka EMG (červeně) s vyznačeným maximem (šipka nahoru), minimem (šipka dolů) a detekovaným počátkem (šipka doprava) a koncem (šipka doleva) svalové aktivity v rámci pohybového*

cyklu – viz dále. Graf zachycuje dva pohybové cykly oddělené svislou azurovou čarou (archiv autorky).



Následuje vyhlazení dolní propustí 20Hz a je vytvořena signálová obálka stanovená jako absolutní hodnota EMG signálu. Tu je potřeba vizuálně zkontrolovat a vybrat na ní relevantní úsek bez začátků a konců měření kvůli artefaktům, na kterém proběhne segmentace jednotlivých period pohybu, která probíhá přes normovanou autokorelační funkci komplexní signálové obálky, parametrizaci (souřadnice bodů jako funkce parametru), k-means (shlukování dat na základě jejich vlastností) a průměrování, případně segmentace pomocí dodatečného signálu z akcelerometru. Výsledkem je hodnota autokorelační funkce pro každý kanál. Tyto segmenty (jednotlivé cykly) komplexní signálové obálky jsou lineárně interpolovány na jednotnou délku 1000 bodů (normalizace časového měřítka na 0% - 100% pracovního cyklu). Vzájemnou korelací interpolovaných obálek se vyloučí periody obsahující artefakty (mají statisticky významně odlišnou EMG aktivitu). Z interpolovaných obálek jednotlivých pohybových cyklů je vypočtena průměrná signálová obálka pro každý kanál. Je provedeno jejich hodnocení analýzou inflexních bodů (výběr podstatných použitelných bodů) a jsou detekované lokální extrémny, z nichž je stanoven výpočet svalové aktivity. Jsou hledány hranice pohybových cyklů jako pozice lokálních maxim (pokles amplitudy). Více aktivací během cyklu znamená více vyznačených úseků aktivity. Proběhne stanovení počátků a konců svalové aktivity a určení průměrného vzoru aktivací. Volitelnými detektory jsou prahování metodou treshold a triangle. Následuje expertní hodnocení a interpretace výsledků. Pro lepší segmentaci pohybových cyklů jsme použili akcelerometr (viz obr. č. 5-3).

*Obr. č. 5-3: Segmentace pohybových cyklů pomocí akcelerometru (archiv autorky).*



## 6 Cíle, úkoly a hypotézy disertační práce

## 6.1 Cíle

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

Zdůvodnění cíle:

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

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

## 6.2 Úkoly

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

## 6.3 Hypotézy



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

H0a

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

H0b

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

H0c

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

## 7 Metodika výzkumu

## 7.1 Obecná charakteristika výzkumu

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

Výzkumná metoda:

Kvantitativně-kvalitativní metoda výzkumu.

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

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

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

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

Ve druhé části práce zkoumaný problém a danou problematiku podrobíme komparativní analýze a zhodnotíme na základě dat získaných provedeným výzkumem. Budeme posuzovat tři podoby pohybu: lokomoci (veslování) na skifu, kontinuální (cyklickou) dovednost (modelované veslování – imitaci veslování) na veslařském trenažeru Concept 2 postaveném stabilně na podlaze a na stejném veslařském trenažeru, který přemístíme

na kolejnice kvůli simulaci pohybu skifu po vodní hladině. Za změnu budeme považovat rozdílné pořadí při jejich aktivaci a také fázový posun z hlediska timingu jejich aktivace (detekce cyklů akcelerometrem), protože z rozdílné polohy končetin a rozdílných bodů opory, podobně jako z rozdílného průběhu tempa ve smyslu fázické a tonické svalové aktivity, předpokládáme rozdíly v ekonomii svalové činnosti.

## 7.2 Charakteristika výzkumného souboru (zdroje dat)

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

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

Velikost výzkumného souboru byla stanovena na základě aktuálního rozsahu vybrané populace (podzim 2015) a po domluvě s vedením sekce veslování ASC Dukla Praha a s jednotlivými adepty. Výsledný počet probandů byl čtrnáct. Z hlediska uvedených parametrů se tak jednalo o aktuálně kompletní soubor českých elitních veslařů, jejichž vysoká výkonnostní úroveň byla zajištěna náročným nominačním výběrem. Zpracování výsledků proběhlo anonymně, ale bylo potvrzeno informovaným souhlasem probandů a

schváleno Etickou komisí FTVS UK v Praze dne 15.9.2015 pod jednacím číslem 124/2015. Platnost výsledků výzkumu je omezena na výše uvedenou populaci.

### 7.3 Sběr dat

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

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

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

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

parametru plochy pod EMG křivkou.

#### 7.4 Instrumentarium

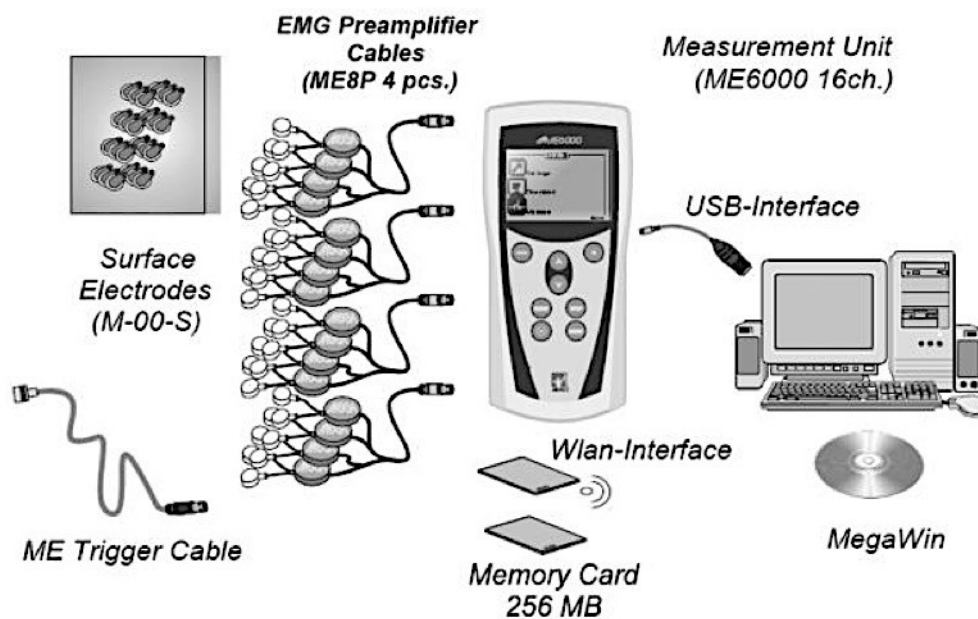
Měření proběhlo pomocí povrchové polyelektromyografie (přístrojem umístěným v pouzdře a neseným za pasem probanda) a video-analýze pohybu díky bezdrátové synchronizaci EMG přístroje s videokamerou.

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

Elektrody ani umístění přístroje nebylo během měření měněno, intervaly mezi jednotlivými měřeními byly velmi krátké (2 - 5 minut). K synchronizaci videokamery a EMG záznamu byly použity bezdrátové trigger (Mega Electronics Ltd., Finland).

Naměřená data z paměťové karty přístroje byla převedena do PC, analyzována, algoritmičsky zpracována a vyhodnocena prostřednictvím softwaru Mega Win (Mega Electronics, Ltd., Finland) a Matlab 2013a (Math Works, Inc, USA). EMG data byla dále doplněna zvolenými metrickými parametry získanými z akcelerometru a 2D kinematické analýzy. Výsledky jsme následně interpretováni na základě dosavadních poznatků o koordinačních aspektech práce pohybové soustavy.

*Obr. č. 7-1: Schéma zapojení přístroje ME6000 (Mega Electronics Ltd., Finland).*



## 7.5 Měření svalů a lokalizace elektrod

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

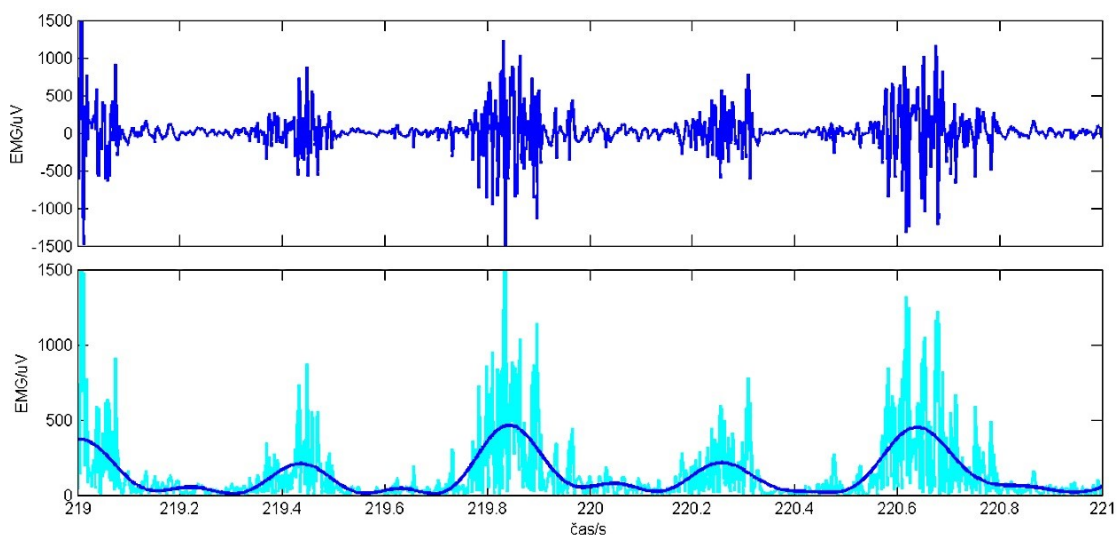
K měření bylo vybráno těchto dvanáct svalů:

1. m. quadriceps femoris – rectus femoris dx. (RFd)
2. m. quadriceps femoris – rectus femoris sin. (RFs)
3. m. biceps femoris dx. (BFd)
4. m. biceps femoris sin. (BFs)
5. m. semitendinosus dx. (SEMd)
6. m. semitendinosus sin. (SEMs)
7. m. gluteus maximus dx. (GMAd)
8. m. gluteus maximus sin. (GMAs)
9. m. gluteus medius dx. (GMEd)
10. m. gluteus medius sin. (GMEs)
11. m. biceps brachii dx. (BBd)
12. m. biceps brachii sin. (BBs)

## 7.6 Zpracování a analýza naměřených dat

Užitá metoda povrchové polyelektromyografie získává kvantitativní data, na jejichž základě je tvořena analýza kvality pohybu. Ta tvoří bázi pro stanovení koordinačních ukazatelů. Vzdálená data byla ošetřena designem použitého softwaru (Špulák, 2016). Pro detekci svalové aktivity jsme využili dvě metody detekce prahování a trojúhelníkovou metodu. Obě metody detekce využívají namísto surového elektromyografického signálu jeho tzv. obálku. Po tom, co byl nezpracovaný digitální EMG signál v každém kanálu usměrněn převedením do absolutních hodnot (rektifikován), získali jsme obálky EMG křivky filtrováním absolutní hodnoty elektromyografického signálu dolní propustí (filtr FIR o délce 1501 koeficientů s mezním kmitočtem propustného pásma 4,14 Hz a nepropustným pásmem s útlumem 55dB pro signály se vzorkovací frekvencí 1000 Hz). Na obálkách EMG křivky byly následně vyznačeny jednotlivé cykly pohybu. Obrázek č. 8 zachycuje tmavě modrý původní elektromyografický signál a ve spodní části pak výslednou obálku EMG křivky s absolutní hodnotou elektromyografického signálu (azurová křivka).

Obr. č. 7-2.: Elektromyografický signál – tmavě modrá horní křivka a absolutní hodnota elektromyografického signálu – azurová křivka a jeho obálka (tmavě modrá) (archiv autorky).

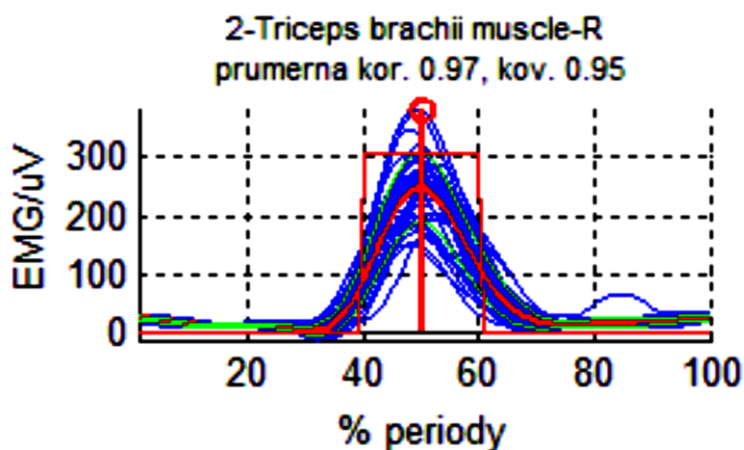


Obálky těchto cyklů byly interpolovány na jednotnou délku a pro každý sval byl vytvořen jejich průměr v podobě tzv. průměrné obálky.

### 7.6.1 Metody detekce

Metody detekce byly použity podle Špuláka (2016).

Obrázek č. 7-3: Obálky EMG z jednotlivých pohybových cyklů interpolované na jednotnou délku 0 až 100 % cyklu (modře) a jejich průměr – průměrná obálka (červeně, tučně). Svislá červená čára označuje maximum průměrné obálky; ve vyznačeném intervalu okolo maxima probíhalo následně hledání maxim v jednotlivých pohybových cyklech (archiv autorky).

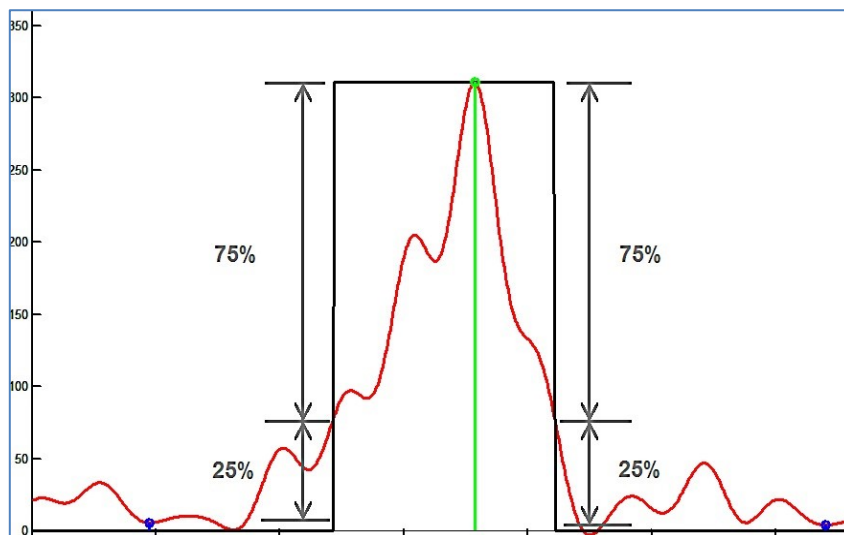




K detekci počátků a konců svalové aktivity jsme použili metodu prahování signálové obálky, kterou využívá řada autorů (např. Hug, & Dorel, 2011; De Luca, 1997; Konrad, 2005) a které je možné použít také v dodávaném softwaru Mega Win. Obálka EMG signálu je stanovena jako absolutní hodnota EMG signálu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

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

*Obrázek č. 7-4: Threshold 25%. Detekce svalové aktivace pomocí prahování s prahem 25%. Červená barva značí obálku EMG signálu, černá barva výsledek detekce, modrá a zelená barva min. a max. hodnoty obálky použité při detekci aktivity (archiv autorky).*



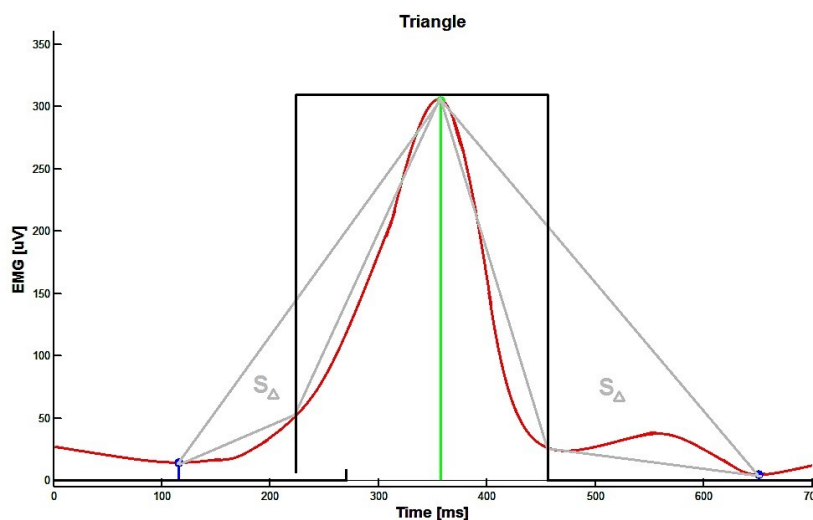
Princip detekce počátků a konců svalové aktivity trojúhelníkovou metodou dobře funguje na spojitých signálech. Na obálce elektromyografického signálu musíme vyznačit maximum ležící v intervalu  $\pm 10\%$  cyklu od polohy maxima průměrné obálky. Stejným způsobem bylo nalezeno minimum a následně se trojúhelníkovou metodou vyznačil bod považovaný za počátek svalové aktivity, tedy bod ležící pod spojnicí minima s maximem, který společně s těmito body tvoří trojúhelník o největší možné ploše. Takže jehož přepona začíná v bodě polohy lokálního minima obálky pohybového cyklu a končí v bodě polohy lokálního maxima obálky pohybového cyklu dané EMG aktivity (obr. č. 7-5).

Podobně byl určen i konec svalové aktivity, ovšem s využitím minima ležícího až za maximem. Následně byly graficky vyjádřeny intervaly aktivit svalů v jednotlivých pohybových cyklech a ty byly zprůměrovány. Kromě průměrné polohy počátku a konce aktivity byly určeny i směrodatné odchylky těchto hodnot.

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

měřených  
v průběhu  
krokového

Obrázek č.



svalů,  
cyklu.

7-5:

70

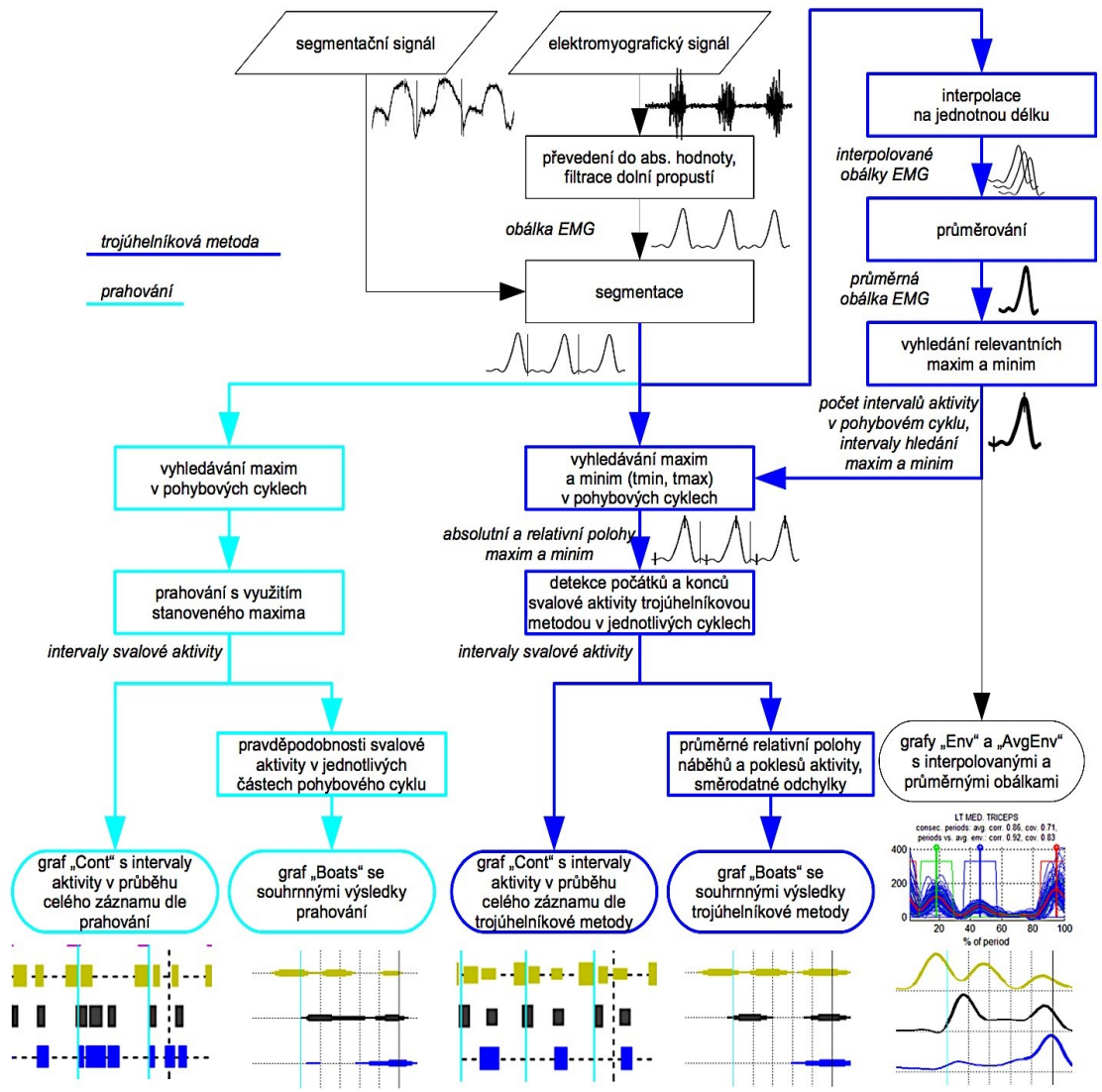
*Trojúhelníková detekce:  $t_{min}$  je poloha lokálního minima,  $t_{max}$  poloha lokálního maxima a  $t_{on}$  je detekovaný počátek svalové aktivity.  $S_{max}$  označuje plochu nejrozlehlejšího trojúhelníku, svislé čáry představují hranice pohybového cyklu (archiv autorky).*

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

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

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

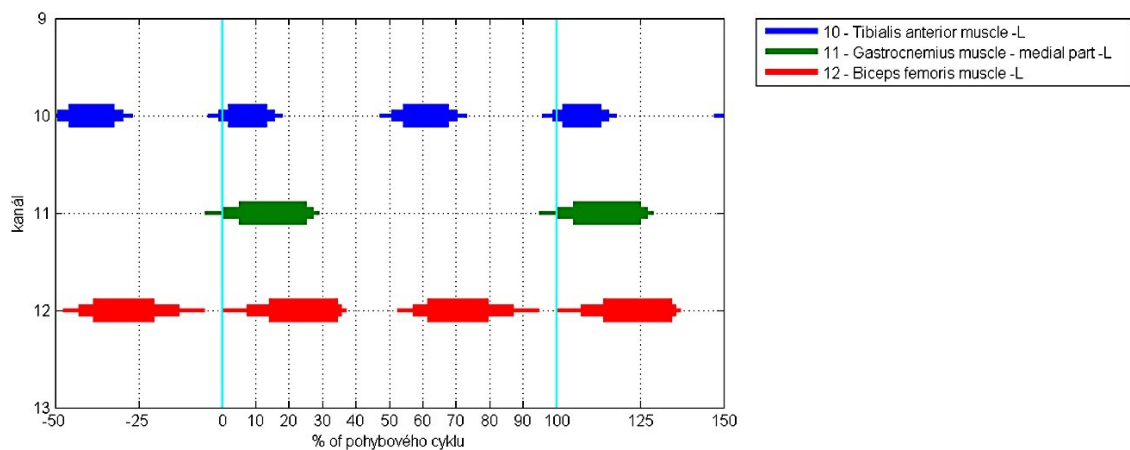
*Obrázek č. 7-6: Vývojový diagram znázorňující prahování a trojúhelníkovou metodu s vyznačenými grafickými výstupy dle číselných výsledků (dle Špuláka, 2016).*



## 7.7 Interpretace a prezentování výsledků prahování

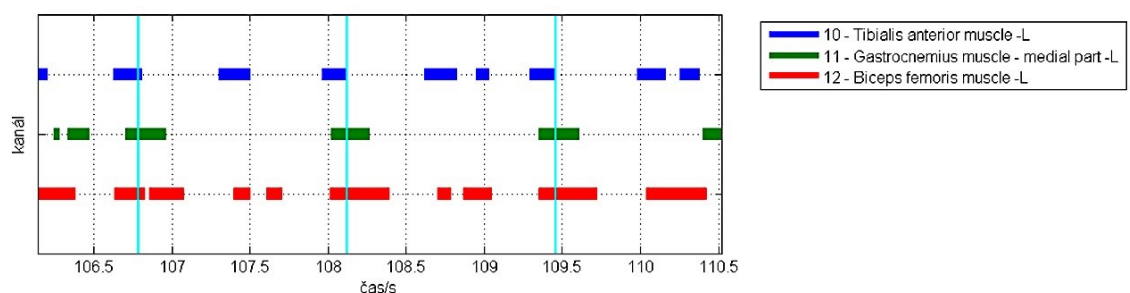
Při posuzování svalové koordinace jsme vyhodnocovali polohu nástupu či poklesu svalové aktivity vztažené k referenčnímu svalu, kterým byl zvolen sval m. biceps brachii, z důvodu velké autokorelace elektromyografické křivky, takže algoritmus vytvářející číselné i grafické výstupy umožňuje zadat referenční sval a průměrné polohy počátků a konců svalové aktivity jsou k němu vztaženy viz obr. č 7-7.

*Obrázek č. 7-7: Grafické vyjádření průměrné polohy počátku a konce svalové aktivity. Aktivita svalu označeného zelenou barvou je brán jako referenční hodnota (dle Špuláka 2016).*



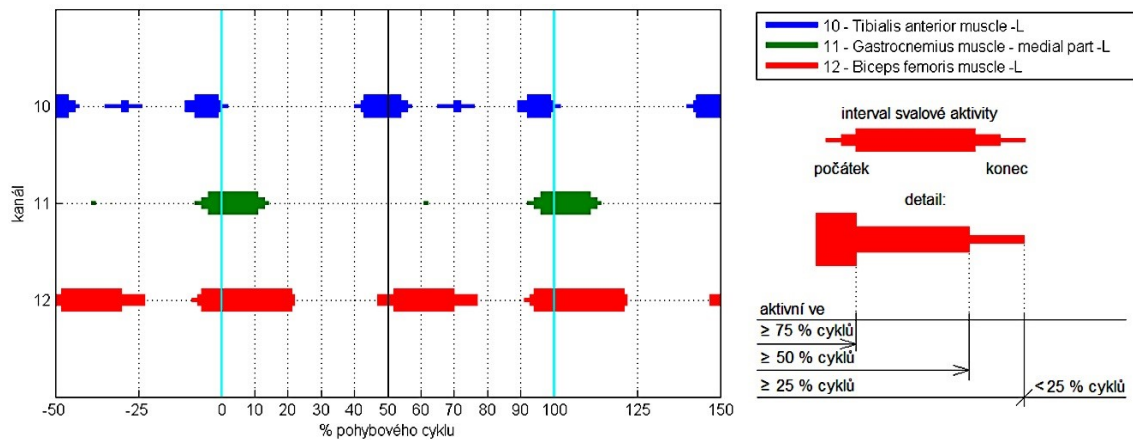
Aktivita detekovaná prahováním v jednotlivých pohybových cyklech, byla oddělena svislými čarami v místech, kde obálka překročila práh stanovený jako 25% maxima obálky v daném pohybovém cyklu.

*Obrázek č. 7-8: Intervaly svalové aktivity vyznačené azurovou čarou (dle Špuláka, 2016).*



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

Obrázek č. 7-9: Grafické znázornění pravděpodobnosti svalové aktivity v různých fázích pohybového cyklu s vysvětlením tloušťky vodorovných čar (dle Špuláka, 2016).



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

U průměrných, tedy souhrnných informací se jedná o:

- Průměrnou obálku elektromyografického signálu,
- Počet intervalů svalové aktivity během pohybového cyklu,
- Polohu relevantních lokálních extrémů průměrné obálky elektromyografického signálu,
- Relativní polohu intervalů pro hledání lokálních extrémů v jednotlivých pohybových cyklech,
- Průměrnou relativní polohu počátků a konců svalové aktivity,
- Směrodatnou odchylku polohy počátků a konců svalové aktivity.

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

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

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

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

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

Kovariance je počítána coby korelace vektorů po odečtení jejich průměrné hodnoty, takže kovariance popisuje proměnlivou složku průběhu (tj. fázickou aktivitu svalu), zatímco stejnosměrnou složku (tj. statickou tonickou kontrakci na pozadí) nezachycuje. Korelace zahrnuje obě složky. K výpočtu korelací i kovariancí jsou využívány interpolované obálky elektromyografického signálu z každého pohybového cyklu. Je spočítána korelace a kovariance interpolovaných obálek z každých dvou po sobě jdoucích cyklů a z těchto hodnot je vypočtena průměrná korelace a kovariance po sobě jdoucích obálek. Zároveň je každá interpolovaná obálka porovnána také s průměrnou obálkou; vypočtené hodnoty jsou rovněž zprůměrované a prezentované jako průměrná korelace a kovariance s průměrnou obálkou elektromyografického signálu.

Výsledky na základě expertního hodnocení vypadají takto:

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

Boats: interval významné aktivity svalů v rámci průměrného kroku.

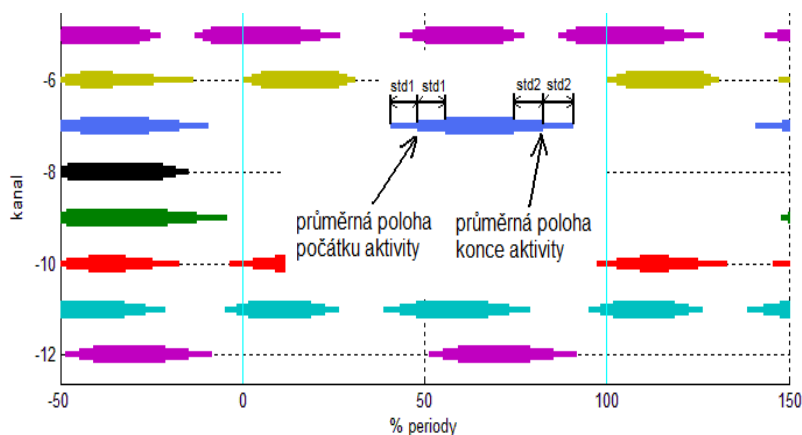
Grafické vyznačení intervalů aktivit jednotlivých svalů v jednotlivých pohybových cyklech se rovná průměrné poloze zprůměrovaných intervalů; tzn. kromě průměrné polohy počátku a konce aktivity byly určeny i směrodatné odchylky těchto hodnot.

Průměrné intervaly aktivity jsou znázorněny graficky BOATS. Pro větší názornost je do grafu vyneseno i 50% z cyklu předcházejícího a 50% z cyklu následujícího, znázorněný úsek tak sahá od -50 % do 150 % pohybového cyklu; viz obr. č. 7-10.

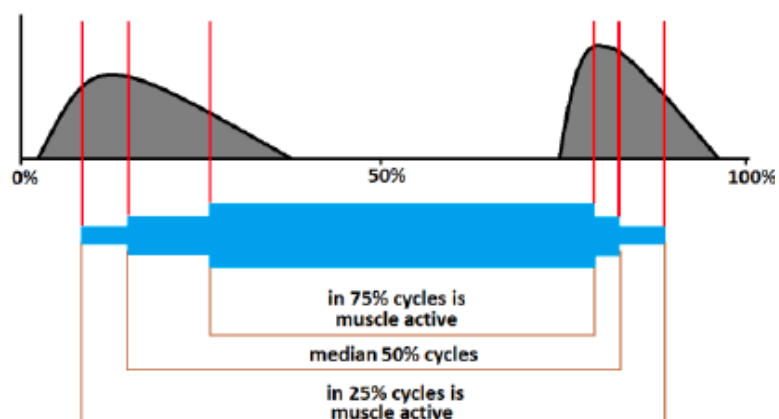
Koláčový graf: větší aktivace svalu – více od středu, medián z loď, tj. bez std. (20-50%). Poloměru výseku se rovná průměrná obálka svalu integrovaná na průměrnou plochu, která se vykreslí do poloměru výseku v mikrovolttech (obdélník, výpočtu průměrné spojení mediánů z lodí s průměrnou obálkou). Plocha pod průměrnou obálkou je vydělena mediánem, tj. plocha poloměru na grafu v mikrovolttech po zprůměrování. 0% odpovídá maximumu referenčního svalu m. biceps brachii.



Obrázek č. 7-10: Intervaly aktivit jednotlivých svalů v průběhu průměrného pohybového cyklu, šířka pruhu orientačně ilustruje významnou intenzitu aktivace (dle Špuláka, 2016).



Obrázek č. 7-11: Grafické znázornění průměrného počátku a konce svalové aktivity a jejich směrodatných odchylek (dle Špuláka, 2016).



## 7.8 Analýza zpracovaných dat

Data z paměťové karty elektromyografu byla stažena do PC a nahrána do SW Megawin v souborech ve formátu tff. Tyto soubory byly převedeny do formátu mat, ve kterém všechna data prošla v nezávislém SW na bázi SW Matlab 2013a automatickou segmentací pohybových cyklů. Korelačními a kovariančními koeficienty (kovarianční souvisí se stabilitou pohybu 1 – jsou stejné, 0 – jsou odlišné, minus jsou opačné; korelační určují průměrnou hodnotu opakovatelnosti činnosti) byly vyřazeny cykly s odlišnou aktivitou. Kovariance jsou korelace po odstranění stejnosměrných složek signálů. Tzn. odstraní se střední hodnota a násobí se jako u korelace. Korelace průměrných obálek mezi svaly navzájem znamená korelaci průměrných obálek pro každou dvojici svalů, a to, zda se zapojují podobným způsobem.

Komparativní analýza je provedena:

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

Statistické testování, které bylo použito v tomto výzkumu:

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

Použité expertní semiautomatické hodnocení výzkumu:

1. průměrné obálky zkoumaných svalů;

## 2. jako vzor svalové koordinace - grafy boats.

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

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

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

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

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

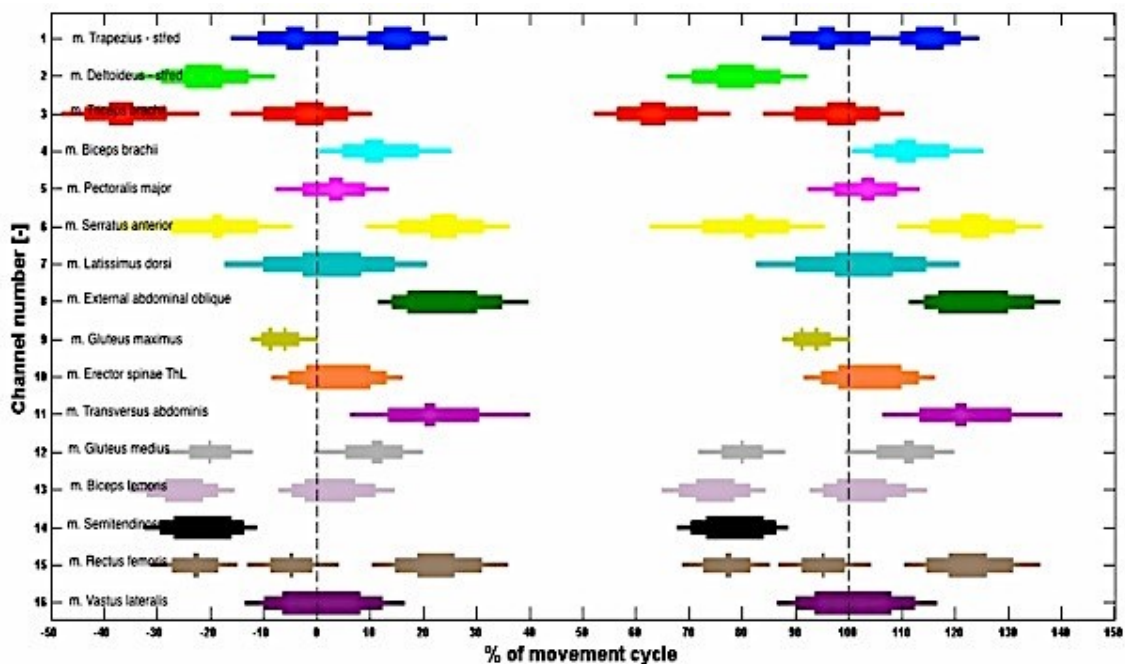
## 7.9 Pilotní studie

Níže jsou uvedeny grafy, které demonstrují výsledky pilotní studie, při které jsme porovnávali svalovou aktivaci šestnácti svalů vybraných dle výchozí literatury, a to během veslování na skifu a modelovaném veslování při jízdě na veslařském trenažeru Concept 2 D PM3 (statickém i na kolejnicích) a to kombinovaně v různém pořadí těchto tří pohybových forem. Z výsledných hodnot jsme zjistili, že jejich pořadí nemá na reliabilitu výsledků měření vliv. Pilotní výzkum byl proveden na probandovi, který byl členem reprezentačního družstva ČR.

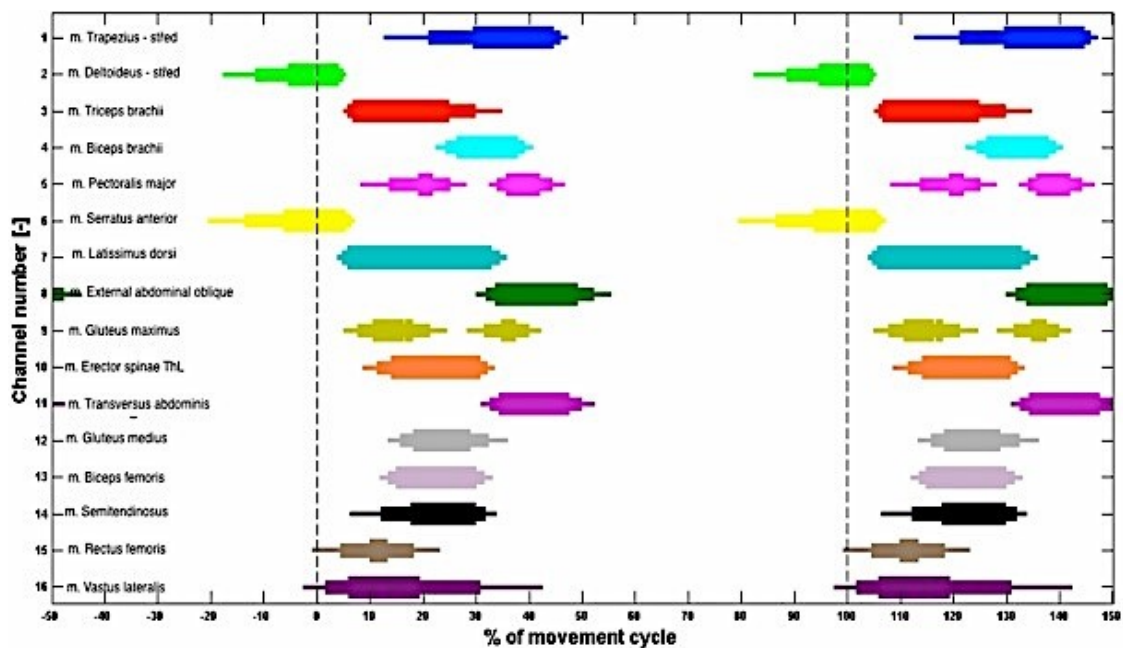
Na grafech vidíme konkrétní aktivaci a přesný timing sledovaných svalů (osa Y), které se zapojují během dvou cyklů průměrného pracovního kroku (tempa) průměrného pohybového cyklu. Osa X označuje procenta pohybového cyklu. Protože se na základě homogenního souboru výkonnostně nejlepších veslařů v rámci ČR předpokládá, že sledovaný pohyb je periodický, je ve sledovaném pohybu zachycen nejenom jeden průměrný pohybový cyklus (0% - 100%), ale také konec přechozího (-50% - 0%) a počátek následujícího (100% - 150%) cyklu.

Časový údaj čteme zleva doprava, takže levý okraj barevné vodorovné úsečky označuje začátek svalové aktivity a pravý okraj značí její konec. Průměrný počátek aktivace a deaktivace svalové aktivity označuje nejširší část barevné úsečky, její zešpičatělé konce odpovídají velikosti směrodatné odchylky polohy nástupu či poklesu svalové aktivity v jednotlivých pohybových cyklech. Již z výsledků této pilotní studie je jasně definovatelný rozdíl při zapojení především svalů dolních končetin. Je patrný i časový posun jejich aktivace. K finálnímu měření jsme vybrali svaly vykazující výrazný fenomén změny. Technologické místo neměřených svalů bylo uvolněno pro metrické technologie (akcelerometr). Na grafech 7-12, 7-13 a 7-14 jsou pro přehlednost znázorněny výsledky samostatně během veslování na skifu a při jízdě na veslařském trenažeru Concept 2 D PM3.

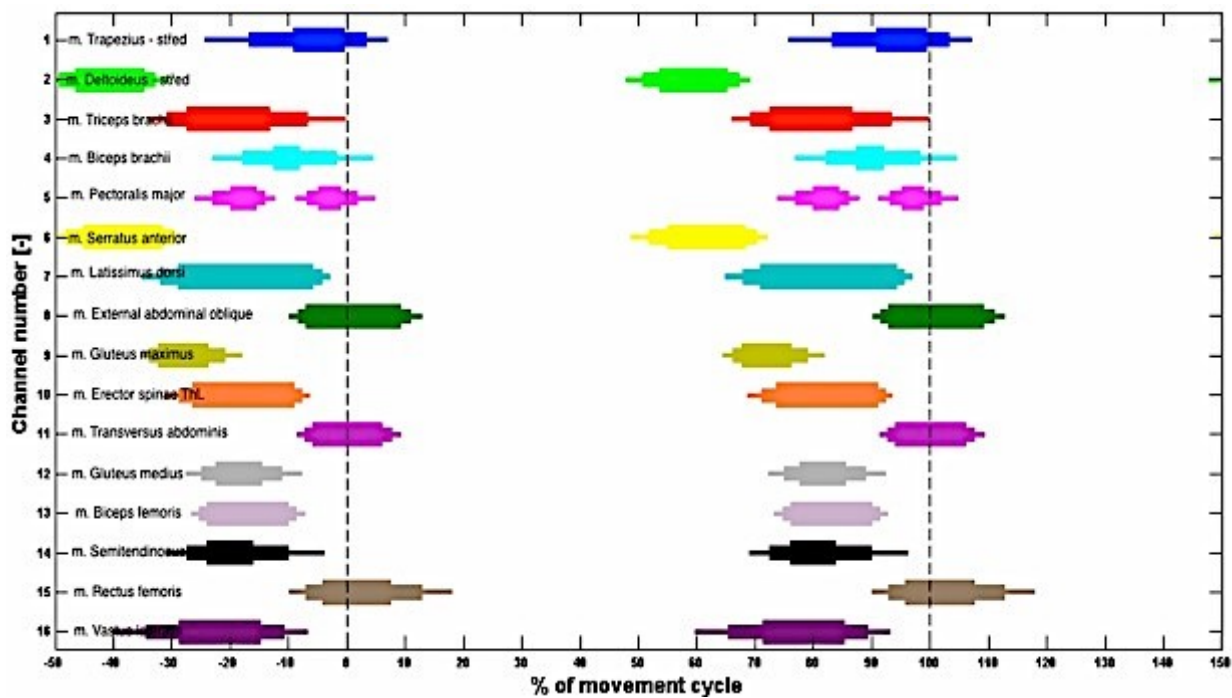
Obrázek č. 7-12: Výsledky pilotní studie - skif. Svalová aktivace šestnácti měřených svalů (osa Y) zobrazená na dvou cyklech průměrného pracovního kroku, v souvislosti s překryvem aktivací v mezních pozicích vyjádřená pro přehlednost v procentech (osa X) (Zbořilová, 2014).



Obrázek č. 7-13: Výsledky pilotní studie – dynamický trenážer: Svalová aktivace šestnácti měřených svalů (osa Y) zobrazená na dvou cyklech průměrného pracovního kroku, v souvislosti s překryvem aktivací v mezních pozicích vyjádřená pro přehlednost v procentech (osa X) (Zbořilová, 2014).



Obrázek č. 7-14: Výsledky pilotní studie – statický trenažer. Svalová aktivace šestnácti měřených svalů (osa Y) zobrazená na dvou cyklech průměrného pracovního kroku, v souvislosti s překryvem aktivací v mezních pozicích vyjádřená pro přehlednost v procentech (osa X) (Zbořilová, 2014).



## 8 Výsledky výzkumu

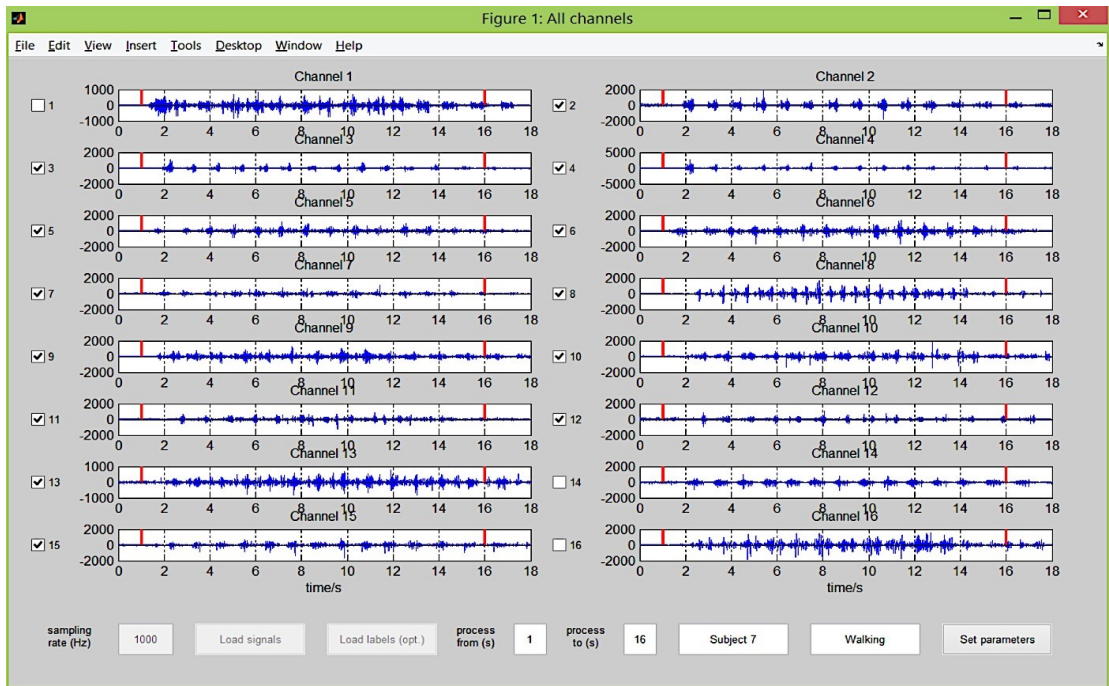
Vyhodnotili jsme celkem 840 pohybových cyklů, tj. dvacet pohybových cyklů na jednoho probanda a jednu výzkumnou situaci. Průměrná délka jednoho hodnoceného pohybového cyklu byla 2,61 vteřiny.

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

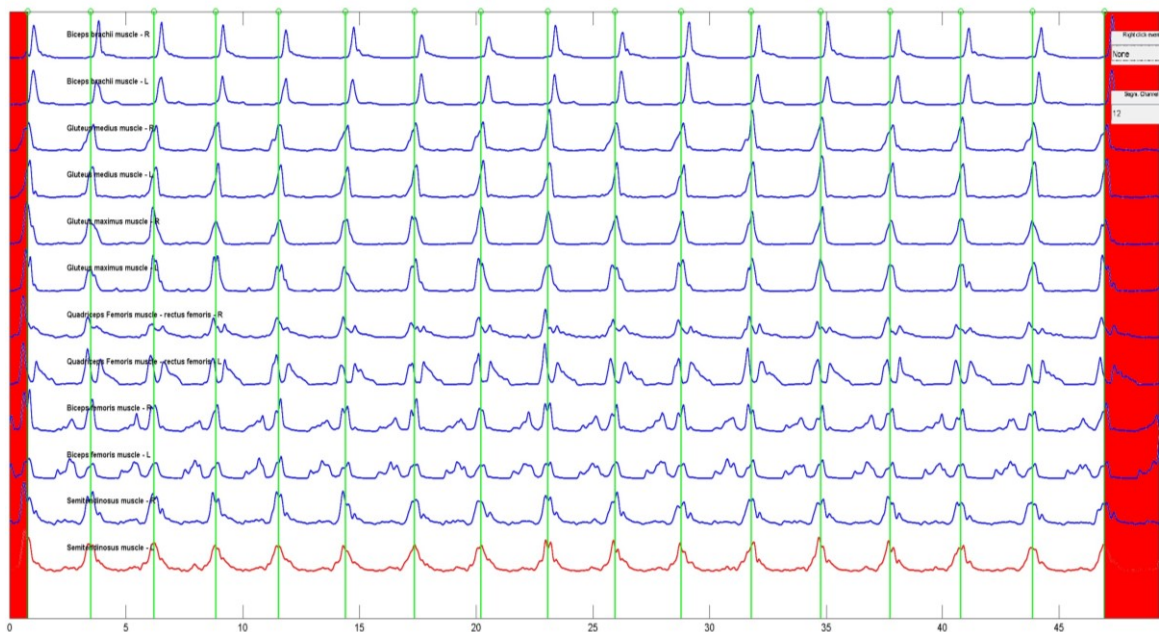
V kapitole 8 Výsledky výzkumu jsou uvedena získaná a analyzovaná data jednoho (prvního) probanda a souhrnná data všech probandů. Data ostatních probandů jsou umístěna v přílohách. Všechny níže uvedené neoznačené obrázky jsou původním dílem autorky.

*Obrázek č. 8-1: Záznam naměřeného signálu (raw sEMG po filtrování HP) ze všech dvanácti kanálů u probanda č. 1. Prostor mezi červenými čarami vymezuje vybraný úsek elektromyografického signálu.*

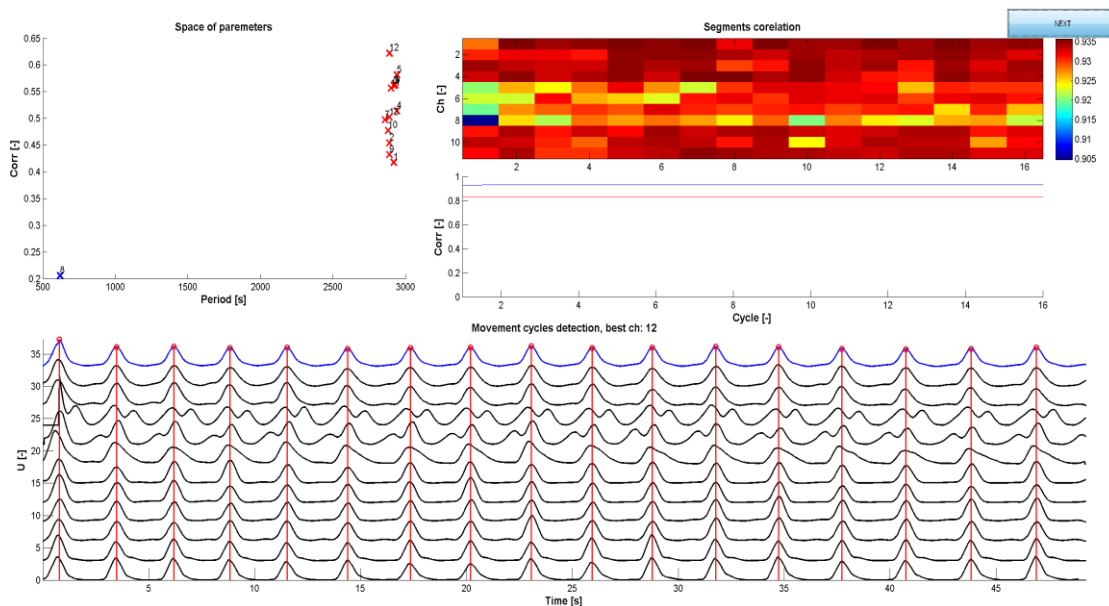




Obrázek č. 8-2: Záznam lineárních signálových obálek sEMG výsledné segmentace ze všech dvanácti kanálů u probanda č. 1. Červeně vyznačené oblasti označují vybraný úsek elektromyografického signálu, který byl z výše uvedených důvodů odstraněn, a tudíž nepodléhal analýze. Zelené vertikální úsečky označují hranice detekovaných pohybových cyklů.

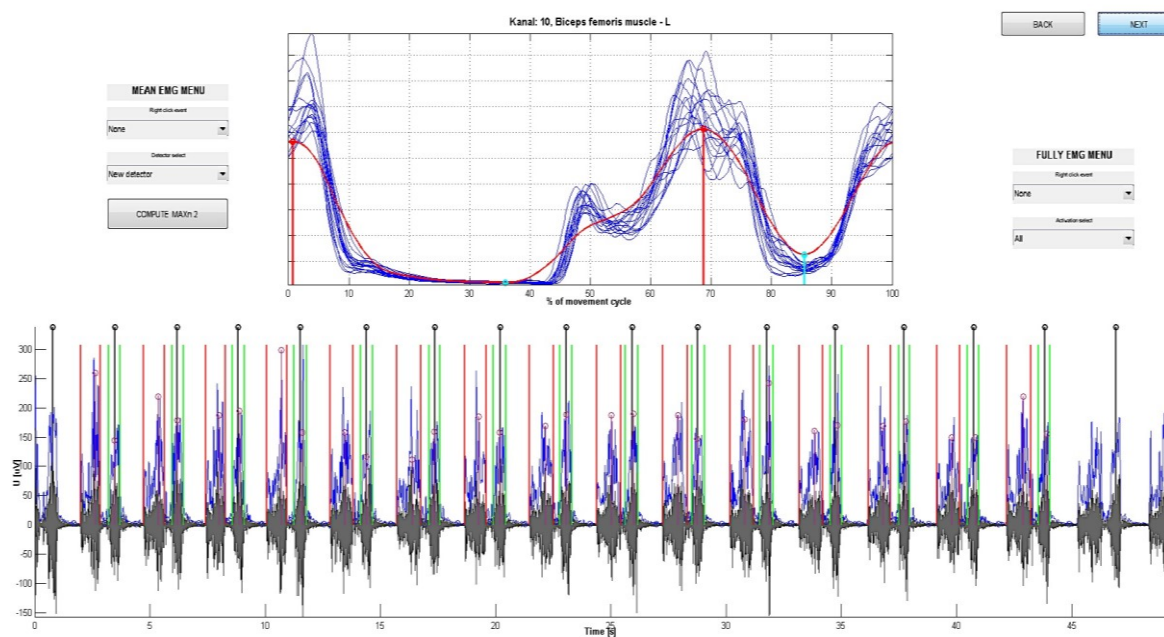


*Obrázek č. 8-3: Záznam segmentace z vybraného signálu ze všech dvanácti kanálů u probanda č. 1. Červené svíslé čáry ve spodním grafu označují jednotlivé pohybové cykly ve vybraném úseku elektromyografického signálu. Levý graf horní graf na obrázku znázorňuje označení clusterování kanálů, které jsou vhodné k detekci pohybových cyklů (červené křížky). Pravý horní graf znázorňuje křížovou korelaci mezi průměrnou obálkou a obálkou v jednotlivých cyklech, což je spektrograficky znázorněno tak, že červená barva znamená vysokou autokorelaci pohybových cyklů, tzn. že čím je autokorelace jednotlivých pohybových cyklů vyšší, tím je barva více červená a tím více se daný cyklus podobá průměrnému pohybovému cyklu. Modrá barva označuje nízkou autokorelaci pohybového cyklu, jak vidíme např. u prvního cyklu kanálu č. 8.*



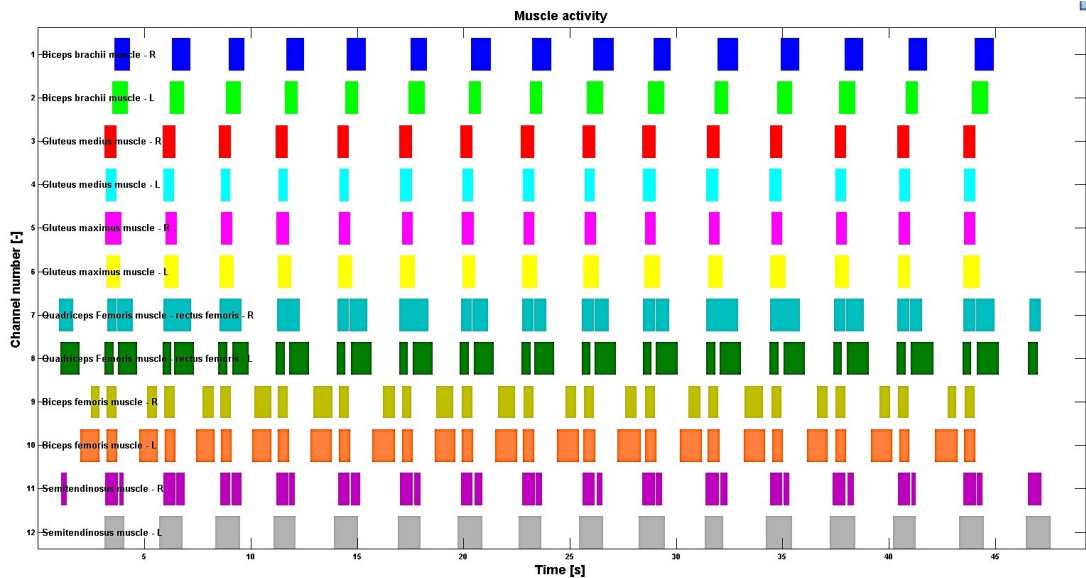
Metodou detekce pohybových cyklů, popisovaných v kapitole č. 7.6.1 bylo u jednotlivých pohybových cyklů provedeno automatické prahování signálové obálky za pomoci detektorů. Výsledky tohoto prahování byly ještě dodatečně u každého probanda, u každého svalu ve všech měřených situacích vizuálně zkontrolovány a případně korigovány (viz Obr. č. 8-4). Na obrázku je patrné, že průměrná poloha první aktivace svalu biceps femoris sin. ležela v 1% pohybového cyklu, zatímco pokles aktivity první aktivace nastával v 36% pohybového cyklu. Poloha druhé aktivace svalu biceps femoris sin. ležela v 69% pohybového cyklu a pokles aktivity druhé aktivace nastával průměrně v 85,5% cyklu. Na obrázku č. 8-4 jsou modře zaznamenány interpolované obálky z jednotlivých pohybových cyklů. Větší rozptyl jednotlivých realizací obálek je v souladu s větším kolísáním polohy nástupu i konce jeho aktivity vyznačené na obrázku č. 8-3.

*Obrázek č. 8-4: Výsledky detekce svalové aktivity záznamu naměřeného signálu kanálu biceps femoris sin. u probanda č. 1. Tenké modré křivky v horním grafu označují interpolované obálky měřeného elektromyografického signálu. Červená křivka ukazuje průměrný průběh EMG aktivity v rámci pracovního cyklu analyzovaného datasetu o definované počtu měření; zde např.  $n=18$ . Červené svislé čáry v dolním grafu označují vybraný úsek první aktivace měřeného svalu v pohybovém cyklu a zelené svislé čáry označují vybraný úsek druhé aktivace měřeného svalu v pohybovém cyklu. V horním grafu jsou označena červenou svislou čárou maxima aktivace a azurovou svislou čárou její minima.*



Rozdíly nebo shodu v synchronizaci práce jednotlivých svalů zobrazuje graf na obrázku č. 8-5. Pokud jej budeme číst po řádcích, pozorujeme periodicitu pohybu jednotlivých měřených svalů.

*Obrázek č. 8-5: Záznam periodicity všech dvanácti kanálů u probanda č. 1.*



Počátky a konce svalové aktivity uvádí tabulka č. 8-a: Jsou v ní uvedeny rozdíly průměrných poloh náběhu a poklesu aktivity v mediánech. Nejvýraznější výsledky se ukázaly u svalu rectus femoris, které ukazují na velkou variabilitu polohy nástupu i poklesu svalové aktivity.

Rozdíly mezi průměrnými mediány aktivací a deaktivací aktivity jednotlivých svalů vyjádřené v procentech uvádí tabulka č. 8-b. Zde jsou nejzřetelnější rozdíly v polohách nástupů a konců aktivity u svalu rectus femoris. Není použita metoda popisné statistiky jako mean a std, ale medián a IQR, protože rozdělení nemusí vždy splňovat podmínku normality dat.

Tabulka č. 8-a: Průměrné mediány počátků a konců svalové aktivity všech probandů pro jednotlivé měřené svaly (C2S – trenažer Concept 2 statický; C2D – trenažer Concept 2 dynamický; SS - skif).

	Aktivace	Akt1	Deaktivace	Akt1
	Median [%]	IQR [%]	Median [%]	IQR [%]
m. biceps femoris sin.				
C2S	97,9	5,5	17,6	3,7
C2D	92	10	17,3	5,4
SS	91	6,2	20,8	4,9
m. biceps femoris dx.				
C2S	94,5	10,2	17,1	3,7
C2D	95,7	12,6	16,9	3,2
SS	0,1	3,5	21,5	2,4
m. semitendinosus sin.				
C2S	94	6,1	18	4,6
C2D	93,4	16,1	18,4	3,7
SS	0,7	7,2	20,5	1,8
m. semitendinosus dx.				
C2S	92,2	13,3	17	3,2
C2D	89,6	13,3	17,6	5,6
SS	0,9	4,6	22,2	6,4
m. quadriceps femoris – rectus femoris sin.				
C2S	10	24,8	42,7	9,1
C2D	18,8	3,3	45,7	7,2
SS	22,1	7,1	54,1	8
m. quadriceps femoris – rectus femoris dx.				
C2S	8,3	21,1	43,4	5,9
C2D	0,2	16,3	44,5	6,6
SS	5,7	23	56	5,6
m. gluteus maximus sin.				
C2S	98,3	4	22,3	6,2
C2D	99,3	4	23,8	8,1
SS	3,7	7,9	25,8	11,1
m. gluteus maximus dx.				
C2S	99,5	5,5	23,5	8,7
8,2	99	6,1	24,5	8,2
SS	4,2	11,6	26,2	19
m. gluteus medius sin.				
C2S	1,9	3,5	17,9	4,3
C2D	2,4	3,1	17,5	3,6
SS	6	10,1	22,3	4,8
m. gluteus medius dx.				
C2S	1,8	2,4	18,1	3,9
C2D	1,8	5,5	18,4	3,2
SS	6,6	6,4	22,7	4,9

m. biceps brachii sin.				
C2S	12,5	2,5	30,5	4,5
C2D	11,9	1,8	30,8	9,8
SS	13,6	7,8	25,5	2
m. biceps brachii dx.				
C2S	12,6	2,4	30	7,4
C2D	12,3	3,6	29,5	6,7
SS	14	3,9	24,8	1,9

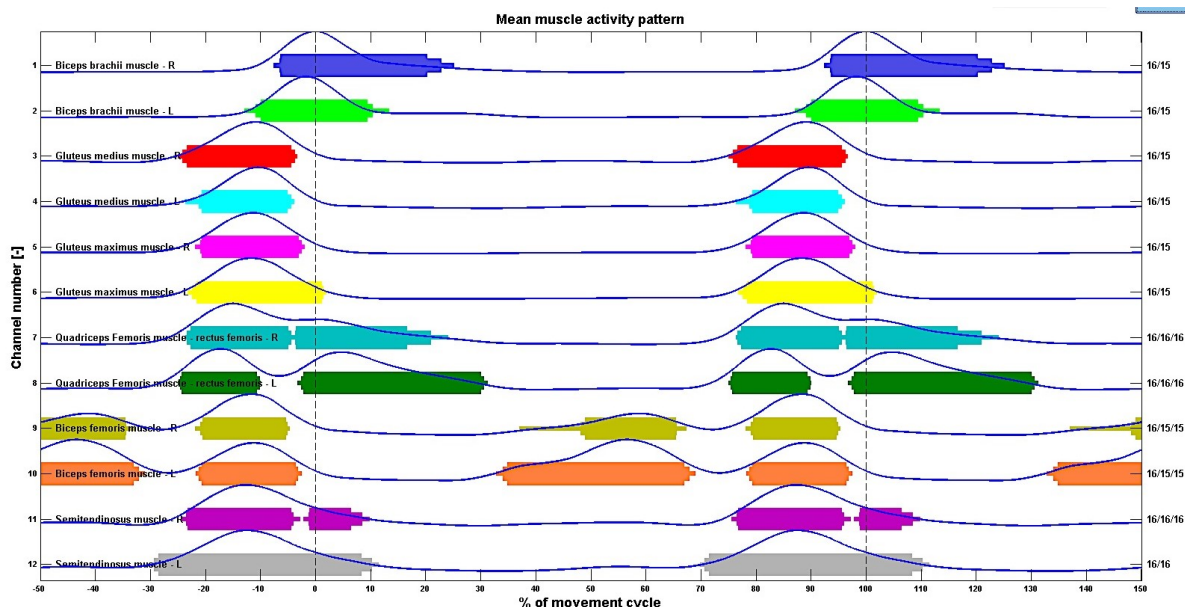
Tabulka č. 8-b: Rozdíly mezi průměrnými mediány počátků a konců svalové aktivity všech probandů pro jednotlivé měřené svaly (C2S – trenažer Concept 2 statický; C2D – trenažer Concept 2 dynamický).

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

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



Obrázek č. 8-6: Záznam naměřeného signálu ze všech dvanácti kanálů u probanda č. 1. Svislé čáry označují vybraný úsek elektromyografického signálu. Na ose „x“ je normalizovaný časový průběh průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ jsou pozice jednotlivých snímaných kanálů.



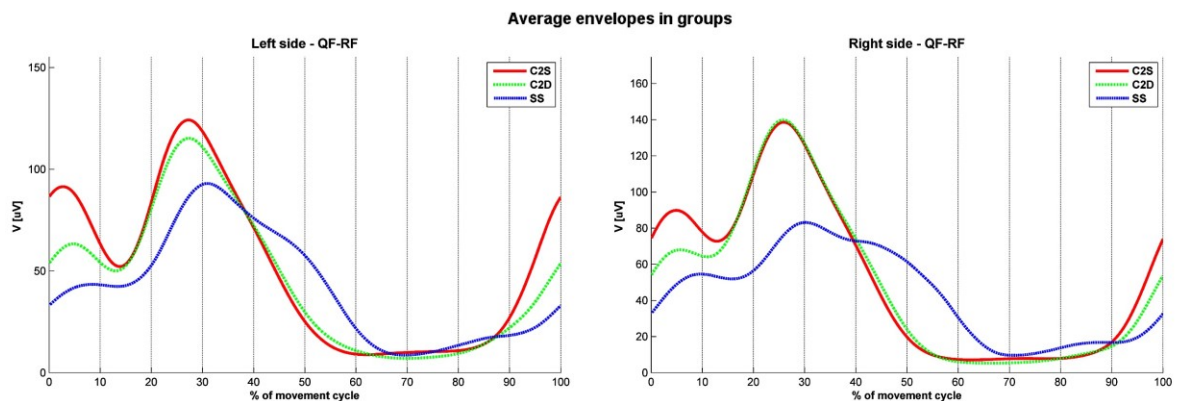
Tabulka č. 8-c: Průměrné pořadí aktivovaných svalů, nahrazené z procent pořadím. Tabulka je stanovena ze statistiky mediánů počátků a konců svalové aktivity všech probandů pro jednotlivé měřené svaly. Mediány detekce v normovaném časovém měřítku jsou sdružené po skupinách, tj. každý dataset má stejný počet příspěvků a to znamená, že výsledný medián je ovlivněn každým probandem stejně. (C2S – trenážer Concept 2 statický; C2D – trenážer Concept 2 dynamický; SS – skif).

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

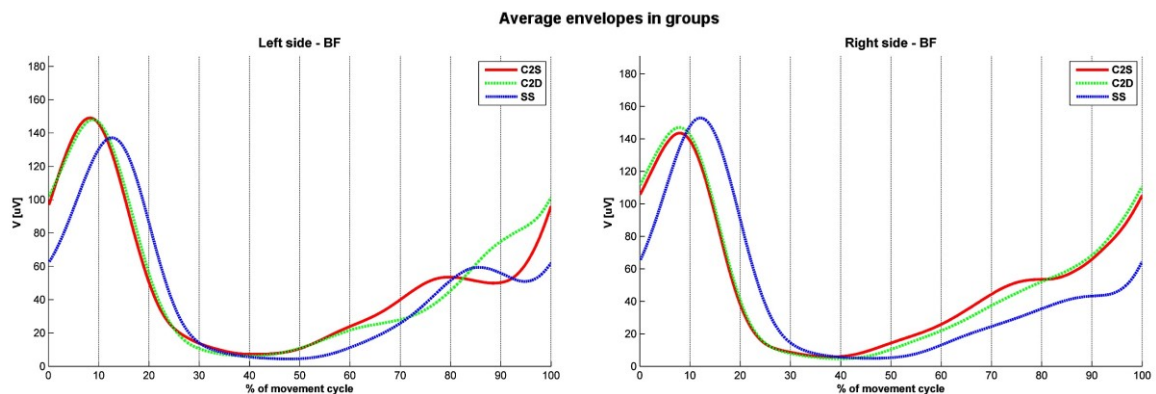


Výsledné grafy, pro expertní semiautomatické hodnocení, byly zpracovány jako tzv. grafy Envelopes (viz. Obr. č. 8-7 až 8-12). Jedná se o spojité křivky, které ukazují průběh EMG signálu v průměrných krokových cyklech. Vyhodnocují se vždy u jednotlivých kanálů (měřených svalů) v každé výzkumné situaci,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

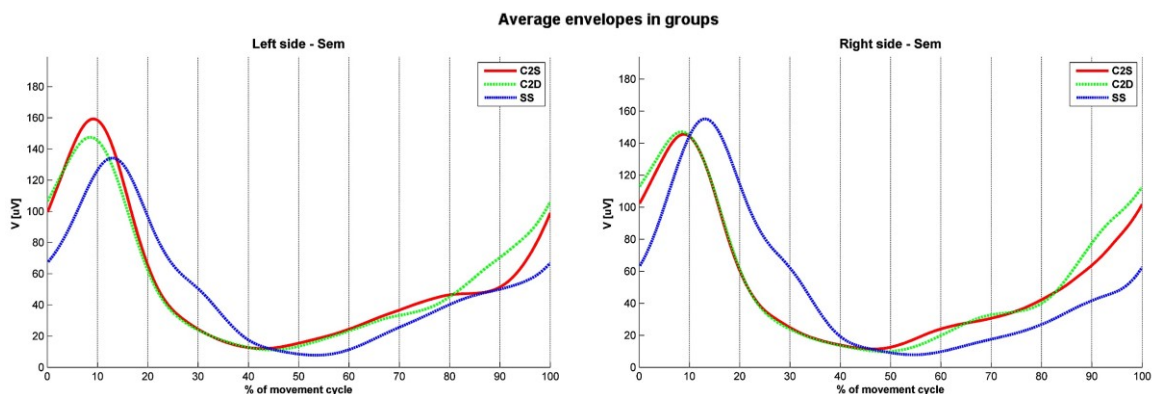
*Obr. č. 8-7: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu m. quadriceps femoris – rectus femoris, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru Concept 2 (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.*



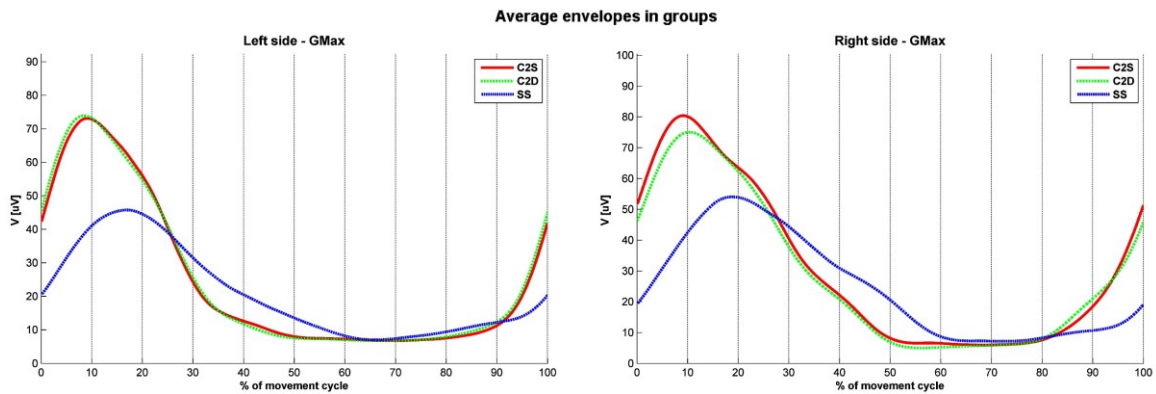
Obr. č. 8-8: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu *m. biceps femoris*, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru Concept 2 (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.



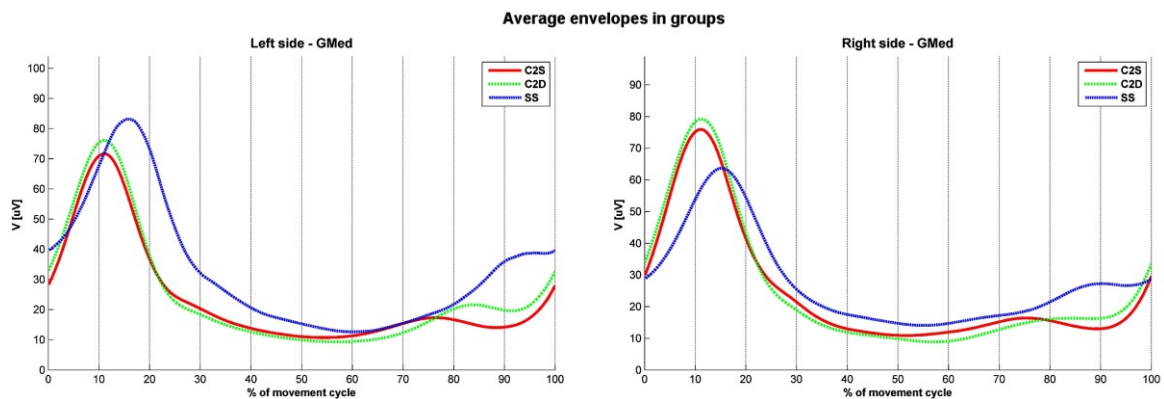
Obr. č. 8-9: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu *m. semitendinosus*, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru Concept 2 (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.



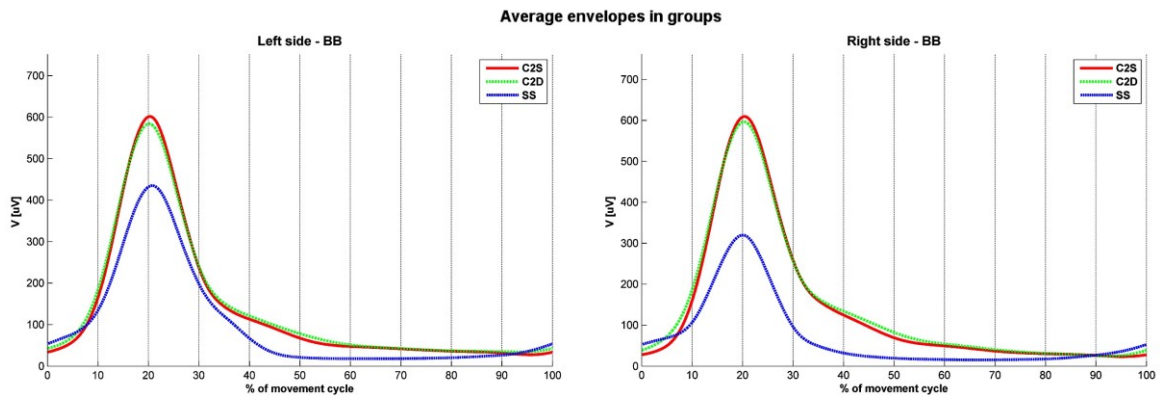
Obr. č. 8-10: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu *m. gluteus maximus*, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru Concept 2 (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.



Obr. č. 8-11: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu *m. gluteus medius*, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru Concept 2 (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.

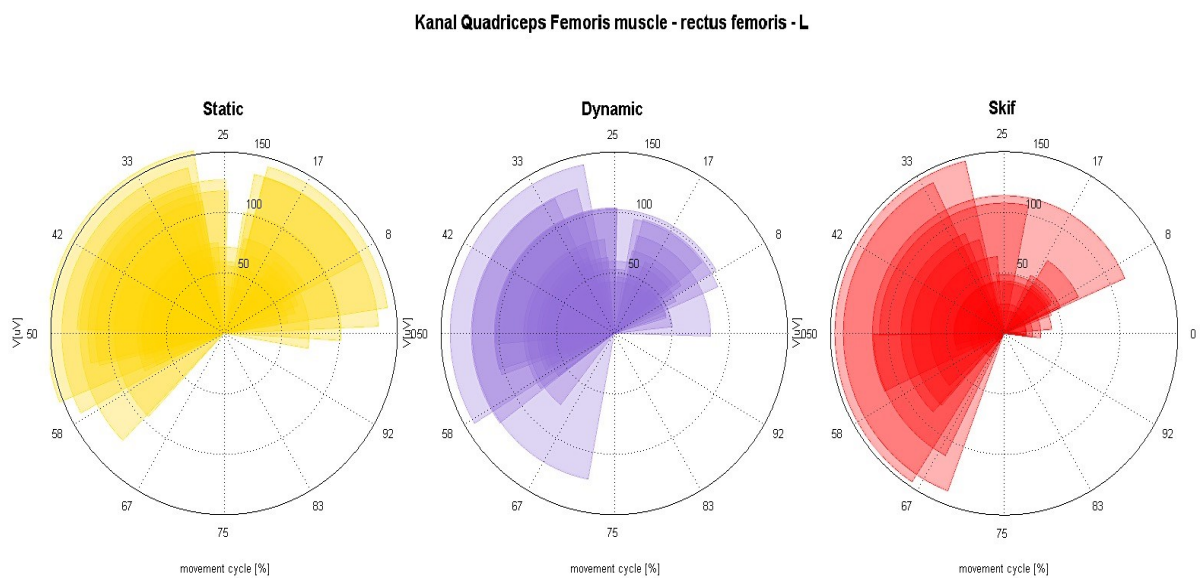


Obr. č. 8-12: Průměrná signálová obálka levého a pravého svalu *m. biceps brachii*, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (červená křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru Concept 2 (zelená křivka) a na skifu (modrá křivka). Na ose „x“ je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu, na ose „y“ snímané napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.



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

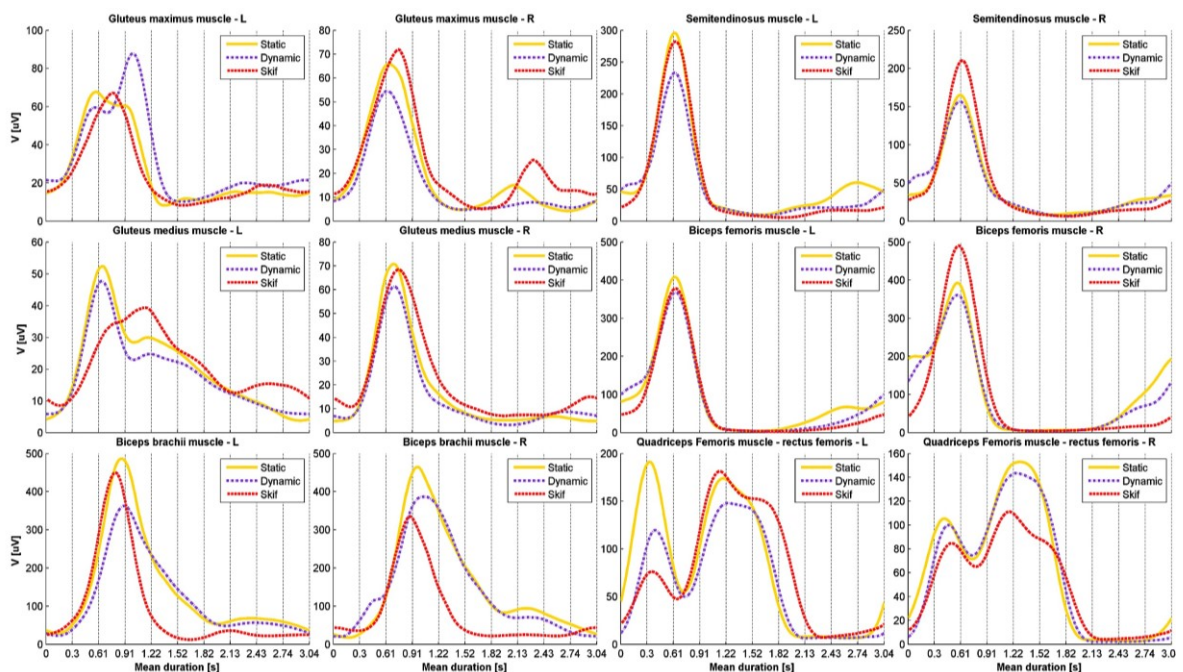
Obr. č. 8-13: Průměrný koláčový graf levého svalu *m. quadriceps femoris – rectus femoris sin.* u probanda č. 1, zobrazující průměrný pohybový cyklus během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (žlutá barva), během jízdy na dynamickém trenažeru Concept 2 (fialová barva) a během jízdy na skifu (červená barva).





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

Obr. č. 8-14: Průměrné obálky probanda č. 1 pro všechny měřené svaly během jízdy na statickém trenažeru Concept 2 (žlutá křivka), během jízdy na dynamickém trenažeru Concept 2 (fialová křivka) a během jízdy na skifu (červená křivka). Časová osa v sekundách, tj. medián délek všech cyklů odpovídá ose „x“, kde je normalizovaný čas průměrného analyzovaného pohybového cyklu v procentech. Na ose „y“ jsou hodnoty snímaného napětí průměrného analyzovaného pohybového cyklu.



Změny v aktivaci svalů dolních končetin:

1. Sval m. quadriceps femoris – rectus femoris: Synergie levé i pravé strany těla je souměrná. Sval vykazuje dvouvrcholovou aktivaci, jejíž první vrchol odpovídá přibližně intervalu 2-5% od počátku cyklu a jejíž druhý vrchol dosahuje maxima přibližně v 25% pohybového cyklu shodně pro oba typy veslařských trenažerů. Nicméně během veslování na skifu je druhý vrchol, tzn. absolutní maximum průměrné obálky posunutý přibližně o 5%, což znamená pozdější nástup aktivace, ale zároveň postupnější deaktivace, protože na rozdíl od dvouvrcholové aktivace při jízdě na veslařském trenažeru, kdy hodnota v mikrovoltech ihned po dosažení maxima prudce klesá, je deaktivace u veslování na skifu pozvolná a dosahuje minima přibližně v 70% pohybového

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

2. Sval m. biceps femoris: tento sval (caput longum) je spolu se svalem m. gluteus maximus hlavním extenzorem kyčelního kloubu a flektorem kloubu kolenního (caput longum et caput brevis). Tímto dochází k odrazu dolních končetin od podložky v lodi nebo na trenažeru. Z výše uvedených EMG záznamů je patrná jednovrcholová aktivace tohoto svalu a doba jeho aktivity tvoří přibližně 95% pohybového cyklu. Nepochází k jeho výrazné relaxaci. Maxima dosahuje v 8% pohybového cyklu shodně u obou typů trenažeru. Maximum průměrné obálky při jízdě na skifu dosahuje přibližně o 5% později, tj. v 13% od zahájení pracovního cyklu. Minimum aktivity vykazuje sval m. biceps femoris shodně v obou případech trenažeru přibližně ve 40% pohybového cyklu, kdežto měřená situace na skifu vykazuje své minimum přibližně v 50% pohybového cyklu, tedy

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



20% pohybového cyklu a to shodně pro všechny tři měřené situace, tedy pro situace na trenažerech i pro situaci na skifu. Svaly měřené bilaterálně vykazovaly absolutní shodu.

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

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

Tabulka č. 8-d: Skupiny korelačních koeficientů na hladině spolehlivosti alfa  $\alpha$  0,05.

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

GMAAd-C2D x GMAAd-SS	0,86	0,89	0,87	0,00	0,94	-1,2
RFs-C2S x RFs-C2D	0,98	0,99	0,99	0,00	0,99	0
RFs-C2S x RFs-SS	0,73	0,78	0,76	0,00	0,92	-4,4
RFs-C2D x RFs-SS	0,79	0,83	0,81	0,00	0,93	-4,4
RFd-C2S x RFd-C2D	0,96	0,97	0,97	0,00	0,99	0
RFd-C2S x RFd-SS	0,75	0,80	0,78	0,00	0,93	-2
RFd-C2D x RFd-SS	0,87	0,90	0,88	0,00	0,97	-2,3
BFs-C2S x BFs-C2D	1,00	1,00	1,00	0,00	1,00	0
BFs-C2S x BFs-SS	0,82	0,86	0,84	0,00	0,93	-1,3
BFs-C2D x BFs-SS	0,83	0,86	0,85	0,00	0,93	-1,1
BFd-C2S x BFd-C2D	0,97	0,98	0,98	0,00	0,99	0
BFd-C2S x BFd-SS	0,89	0,91	0,90	0,00	0,96	-0,5
BFd-C2D x BFd-SS	0,90	0,92	0,91	0,00	0,96	0
SEMs-C2S x SEMs-C2D	0,99	0,99	0,99	0,00	1,00	0
SEMs-C2S x SEMs-SS	0,78	0,83	0,80	0,00	0,93	-1,7
SEMs-C2D x SEMs-SS	0,75	0,80	0,77	0,00	0,91	-1,7
SEMd-C2S x SEMd-C2D	0,98	0,99	0,98	0,00	0,99	0
SEMd-C2S x SEMd-SS	0,87	0,90	0,89	0,00	0,96	0
SEMs-C2D x SEMd-SS	0,84	0,88	0,86	0,00	0,95	0

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

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

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

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

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

## 9 Diskuze

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

Za změnu v komparativní analýze jsme považovali rozdílné pořadí svalů při jejich aktivaci a fázový posun z hlediska timingu jejich aktivace. Svalová synergie byla mezi všemi třemi hodnocenými situacemi vzhledem ke spočítaným korelačním koeficientům vysoká. Limity práce byly především podmínky způsobené nestabilitou vodního povrchu a samotné omezení plynoucí z použití metody povrchové elektromyografie.

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

Dalším významným zjištěním bylo, že není na základě zvolené metodiky výzkumu možné konstatovat, zda je jízda na trenažeru postaveném na kolejnicích více podobná veslování, než jízda na trenažeru umístěném na podlaze nebo naopak. Rozdíly mezi zapojením a synergií svalů na pevném a dynamickém trenažerem námi nebyly signifikantně prokázány. Stejně jako Benson, Abendroth, King, & Swensen (2011), kteří porovnávali pevný a dynamický trenažer v podrobné studii, jsme došli k závěru, že

pohyb na obou trenažerech je totožný, tedy v místě kontaktu chodidel s opornou bází působí reaktivní síla, což potvrzuje stanovené hypotézy. Pro veslařský trénink tedy mohou být používány oba typy trenažeru.

Nicméně Greene, Sinclair, Dickson, Colloud, & Smith (2013) ve studii porovnávající pevný a pohyblivý trenažer uvádí, že se přenos síly z veslaře na rukojeť ocelového lana opoždíje přibližně o 15%, což mělo být způsobeno tím, že se kinetická energie podílela na správném postavení těla veslaře před samotným záběrem a Christov, Ivanov, & Christov (1989) jasně vymezují, že veslování na trenažeru nedokáže simulovat explozivní sílu v počáteční fázi záběru ve veslování. Je to proto, že veslař zahájí krokový cyklus zaujetím výchozí polohy. Během ní dochází k flexi v kolenním a kyčelním kloubu a k dorsální flexi v kotníku, protože se kolena předsouvají nad špičky chodidel. Bezprostředně po atitudě následuje záběr. Flexí trupu se vyrovnává těžiště těla a dochází ke kontrakci svalů pro následnou trojextenzi v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu a pro napřimování trupu. Trojextenze je spolu s troflexí fenoménem přirozené lokomoce suchozemských obratlovců (Kračmar, Chrástková, & Bačáková, 2016). Zmíněná skutečnost bezpochyby souvisí i s tím, že na trenažeru se jedná o odpor mechanického zařízení, zatímco na skifu lze o hydraulickém odporu hovořit díky vazkosti tekutiny jako o kvaziodporu.

Zbořilová et al. (2016) popisují, že se kolena a pletenec pánevní během záběru pohybují současně a jejich rychlost je podobná, i když rychlost pohybu boků je nevýrazně nižší, než je rychlost pohybu kolen. V počáteční fázi záběru se kontrahuje sval rectus femoris, aby způsobil extenzi v kolenním kloubu, což odpovídá námi změřené druhé aktivaci. Zároveň se kontrahují hamstringy, aby vyvolaly extenzi v kyčelním kloubu. Svalová aktivita extenzorů převažuje během počáteční fáze záběru a aktivita flexorů začíná směrem ke konci záběru, kdy se zpomaluje extenze trupu a trup se překlápí do nepohonné fáze veslařského kroku. Po dotažení pačin vesel k tělu a vytažení lopatek vesel z vody stabilizuje sval rectus femoris odhoz a návrat těla do výchozí pozice. Během vytažení lopatek vesel z vody, tedy momentu přechodu z pohonné do nepohonné fáze tempa, je excentrická kontrakce okamžitě následována koncentrickou kontrakcí, která byla charakterizována zvyšující se neuromuskulární aktivitou svalu m. biceps femoris. Během nepohonné části tempa aktivita svalu rectus femoris postupně klesá až do relaxace. Tyto závěry jsou ve shodě s Rodriguezem (1990). Symetrické zapojení zúčastněných svalů a jejich efektivní koordinace je potřebná pro dosažení

maximálního výkonu, protože neoptimální strategie může limitovat silový výkon a pohyby tělesných segmentů. Jak uvádí Kornecki a Jaszczak (2010), porovnání absolutních hodnot úhlové rychlosti během veslování potvrdilo, že vícekloubové svaly mohou pracovat excentricky, takže jejich stupeň potencionální silové využitelnosti může dosahovat velmi vysokých hodnot. Během analýzy změřených svalů jsme zjistili, že v průběhu pohybového stereotypu jednotlivých probandů docházelo k modifikacím v zatížení svalů během tempa. Protože však nedocházelo ke koordinačním změnám ve svalové synergii, výsledky ukázaly, že se motorické programy rozvíjejí během lokomoce u každého jedince specificky, což bylo ve shodě s uvedenými studii zabývajícími se svalovou synergií ve veslování (Marcolin, Lentola, Paoli, & Petrone, 2015; Shaharudin, Zanutto, & Agrawal, 2015; Turpin, Guével, Durand, & Hug, 2011).

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

Při veslování sledujeme paradox při aktivaci svalů rectus femoris a m. biceps femoris. Svaly se koaktivují, aby zvýšily mechanickou účinnost během zátěže (Pollock et al., 2009; Bezzera et al., 2013; Guével et al., 2011). Tato kontradikce se nazývá Lombardův paradox a znamená, že při extenzi v kyčelním kloubu je rameno páky hamstringů větší než rameno páky svalu m. quadriceps femoris ve flexi kyčelního kloubu (Zbořilová et al., 2016; Guével et al., 2011; Gordon E. Robertson, Fortin, Wilson, & Curry, 2001). Tato situace je při koordinovaném fázičím pohybu poměrně neobvyklá. Za předpokladu, že síla generovaná mezi těmito dvěma svalovými skupinami je stejná, síla hamstringů v extenzi kyčelního kloubu je větší než síla svalu m. quadriceps femoris ve flexi kyčelního kloubu. Protože v této situaci jsou hamstringy protažené, a tudíž jsou schopny vyvinout větší sílu. Stejně tak je rameno páky svalu m. quadriceps femoris v extenzi kolenního kloubu větší, než je rameno páky hamstringů při flexi v kolenním kloubu. Takže síla produkovaná svalem m. quadriceps femoris při extenzi v kolenním kloubu potlačuje sílu produkovanou hamstringy při flexi v kolenním kloubu. Rozdíly

v ramenu páky v kyčelním a kolenním kloubu umožňují svalům vykonat pohyb v celém rozsahu jejich pohybu, tj. kompletní exkursi. Jinými slovy, antagonistické dvoukloubové svaly mohou být navzájem hyperaktivní, zkracuje se a oslabuje inhibiční fáze, svaly pracují více kontinuálně a posilují vzájemnou funkci tak, že se sval může podílet na extenzi kloubu, který jinak flektuje. Aby došlo k takovéto kokontrakci antagonistů musí být úroveň páky extenzoru větší a dvoukloubový sval musí disponovat opoziční funkcí, stává se pak flektorem kloubu, který extenduje a u druhého kloubu opačně – extenduje flektovaný kloub. Pokud jsou všechny dvoukloubové svaly kontrahovány v jeden okamžik, je energie přenášena svalem jako nekonečným řetězcem. Tím se každý sval zapojuje na principu trojextenze do extendování kyčle, kolene a kotníku a vytváří větší propulsní sílu.

## 10 Závěr

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

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

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

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

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

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

Provedli jsme rešerši odborných a vědeckých materiálů a formulovali jsme teoretická východiska, na jejichž základě jsme stanovili hypotézu H0a, H0b a H0c. Byl dodržen



design disertační práce, tj. stanovení zkoumané lokomoce, výběr měřených svalů a homogenního souboru, realizace dvou pilotních studií a realizace samotného terénního výzkumu.

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

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

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

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

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

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

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

B – díky použití dvojjvratné páky je směr lokomoce obrácen o  $180^\circ$ .

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

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

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

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

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

Výsledky této práce mohou tvořit podklad pro další výzkum.

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

## 11 Bibliografie

Abbas, J., & Full, J. (2000). Neuromechanical interaction in cyclic movements. Biomechanics and neural control of posture and movement. *Neural control of posture and movement* (pp. 177-191). New York, NY: Springer-Verlag NY Inc.

Altenburg, D., Mattes, K., & Steinacker, J. M. (2012). *Manual for rowing training: technique, high performance and planning*. Wiebelsheim: Limpert Verlag GmbH.

Asaka, M., Usui, Ch., Ohta, M., Takai, Y., Fukunaga, T., & Higuchi, M. (2010). Elderly oarsmen have larger trunk and thigh muscles and greater strenght than age-matched untrained men. *European Journal of Applied Physiology*, 108(6), 1239-1245.

Báčová I., Cicholesová, T., Dziaková, M., Šulla, I., Kitka, M., & Petrovičová, J. (2015) Význam rehabilitácie hlbokého stabilizačného systému pri liečbe vertebrogénnych ochorení. *Rehabilitácia*, 52(2), 67-68.

Benson, A., Abendroth, J., King, D., & Swensen, T. (2011). Comparison of rowing on a Concept 2 stationary and dynamic ergometer. *Journal of Sports Science & Medicine*, 10(2), 267-273.

Bezerra, E. S., Simao, R., Fleck, S. J., Paz, G., Maia, M., Costa, et al. (2013) Electromyographic activity of lower body muscles during the deadlift and still-legged deadlift. *Journal of Exercise Physiology Online*, 16(3), 30-39.

Boland, A. L., & Hosea, T. M. (1991). Rowing and Sculling and the Older Athlete. *Clinics in sports Medicine*, 10(2), 245-256.

Český veslařský svaz. (2016). *Dokumenty pro vstup do seniorské reprezentace*. Retrieved from <http://www.veslo.cz/informace1>

Český veslařský svaz. (2015). *Směrnice k provádění preventivních lékařských prohlídek*. Retrieved from <http://www.veslo.cz/smernice-k-provadeni-preventivnich->

[lekarskych-prohlidek-u-vykonnostnich-sportovcu-startujicich-na-akcich-poradanych-cvs.](#)

De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163.

Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.

FISA. (2017). Retrieved from <http://www.worldrowing.com/events/2017-world-rowing-coaches-conference/event-information>.

Gordon E. Robertson, D., Fortin, Y. D., Wilson, J.-M. J., & Curry, D. T. (2001). *Paradoxical role of muscle during controlled movements*. University of Ottawa, CA. Retrieved from <http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CCwQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.health.uottawa.ca%2Fbiomech%2Fcourses%2Fapa4311%2Fparadox.ppt&ei=XU1OU9qhNq7H7AaavoBg&usq=AFQjCNGjRHOFMifpEdj0g49d1ZRU8KKBwA&bvm=bv.64764171,d.ZGU>

Greene, A. J., Sinclair, P. J., Dickson, M. H., Colloud, F., & Smith, R. M. (2013). The effect of ergometer design on rowing stroke mechanics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(4), 468-477.

Guével, A., Boyas, V., Guihard, V., Cornu, C., Hug, F., & Nordez, A. (2011). Thigh muscles activities in elite rowers during on-water rowing. *International Journal of Sports Medicine*, 32(2), 109-116.

Havlíčková, L. (2003). *Fyziologie tělesné zátěže*. Praha: Karolinum.

Hendl, J. (2015). *Přehled statistických metod zpracování dat: analýza a metaanalýza dat*. Praha: Portál.

Henry, J. C. (1995). An evaluation of instrumented tank rowing for objective assessment of rowing performance. *Journal of Sports Sciences*, 13, 199-206.

Horak, F., & Kuo, A. (2000) Postural Adaptation for Altered Environments, Tasks, and Intentions. *Biomechanics and neural control of posture and movement* (pp. 267-281). New York, NY: Springer-Verlag NY Inc.

Hug, F., & Dorel, S. (2011). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 182-198.

- Christov, R., Ivanov, S., & Christov, R. (1989). Problems of the biomechanical analysis of the rowing technique in real and test conditions. In: Tsarouchas, L. (ed.) et al. *Biomechanics in Sports V: proceedings of the Fifth International Symposium of Biomechanics in Sports*. Hellenic Sports Research Institute, Olympic Sports Center of Athens, p. 269-275
- ISEK International society of electrophysiology and kinesiology. (2017). *Standards for reporting EMG data*. Retrieved from [http://www.isek-online.org/standards\\_emg.html](http://www.isek-online.org/standards_emg.html)
- Janda, V., Poláková, Z., & Vele, F. (1966). *Funkce hybného systému*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství.
- Jürimäe, T., Perez-Turpin, J. A., Cortell-Tormo, J. M., Chinchilla-Mira, I. J., Cejuela-Anta, R., Mäestu, J., Purge, J., & Jürimäe, J. (2010). Relationship between rowing ergometer performance and physiological responses to upper and lower body exercises in rowers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13, 434-437.
- Kadeřábek, J. (2008). *Vliv fyziologické zátěže na elektrickou aktivitu svalů*. Bakalářská práce. Brno: VUT FEKT.
- Keller, O. (1999). *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton.
- Kleshnev, V. (2016). *The biomechanics of Rowing*. Ramsbury, UK: The Crowood Press Ltd.
- Kolář, P. (2016). Obecné principy lokomočních funkcí ve sportu. *Symposium sportovní medicíny a dalších věd ve vrcholovém sportu. IV. Ročník*. Kunětická hora, Dříteč.
- Kolář P., et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů: Diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(4), 155-170.
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 152-164
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG – a practical introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon INC USA. Retrieved from <http://www.demotu.org/aulas/control/ABCofEMG.pdf>.
- Kornecki, S., & Jaszczak, M. (2010). Dynamic analysis of rowing on Concept II type C ergometer. *Biology of Sport*, 27(3), 187-194.

- Kračmar, B., Chrástková, M., & Bačáková, R. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Karolinum.
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton.
- Kračmar, B., & Vystrčilová, M. (2007). Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – II. Přirozený pohyb člověka. *TVSM*, 73(4), 2-8.
- Kučerovská, M., Hanáková, P., & Ošlejšková, H. (2013). Vývojové vyšetření novorozence. *Pediatr. praxe*, 14(4), 231-234.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba*. Praha: Sdělovací technika.
- Lewit, K. (1999). Stabilizační systém bederní páteře a pánevní dno. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6(2), 46-48.
- Lewit, K. (1998). Některá zřetězení funkčních poruch ve světle koaktivačních svalových vzorců na základě vývojové neurologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 148-151.
- Lewit, K. (1996). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Leipzig: J.A. Barth Verlag Heidelberg.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(3), 99-104.
- Lombardi, S. (2017). *Rowfficient*. Retrieved from <https://cs-cz.facebook.com/rowfficient/>
- Macfarlane, D. J., Edmond, I. M., & Walmsley, A. (1997). Instrumentation of an ergometer to monitor the reliability of rowing performance. *Journal of Sports Sciences*, 15, 167-173.
- McNally, E., Wilson, D., & Seiler, S. (2005). Rowing Injuries. *Seminars in Musculoskeletal Radiology*, 379-396.
- Marcolin, G., Lentola, A., Paoli, A., & Petrone, N. (2015). Rowing on a boat versus rowing on an ergo-meter: a biomechanical and electromyographical preliminary study. *Procedia Engineering*, 112, 461-466.
- Martin, J., & St. Andrews, B. (2012). *A biomechanical analysis of rowing*. The CrossFit Journal, 1-7. Retrieved from <http://journal.crossfit.com/2012/12/a-biomechanical-analysis-of-rowing.tpl>.

- Massó, N., Ferran, R., Romero, D., Gual, G., Costa, L., & Germán, A. (2010). Surface electromyography application in the sport. *Apunts Medicina de L'esport*, 45(165), 121-130.
- Merletti, R., (1999). Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1), 3-4.
- Merletti, R., & Parker, P. J. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. Hoboken, NJ: Wiley-IEEE Press.
- Nilsen, T. S. (1988). Basic Rowing Physiology. *The FISA Coaching development Course*. Norwegian College of Physical Education and Sport.
- Nolte, V. (2011). *Rowing Faster*. Champaign: Human Kinetics.
- Pánek D., Pavlů, D., & Čemusová, J. (2009). Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 16(4), 177-180.
- Panuška, P. (2001). *Veslařský trénink*. Praha: ČVS. Retrieved from <http://www.veslo.cz/premysl-panuska-veslarsky-trenink/73791/panuska.pdf>.
- Pollock, C. L., Jenkyn, T. R., Jones, I. C., Ivanova, T. D., & Garland, S. J. (2009). Electromyography and kinematics of the trunk during rowing in elite female rowers. *Medicine and Sciences in Sports and Exercise*, 41(3), 628-636.
- Prilutsky, B., & Zatsiorsky, V. M. (2002). Optimization-based models of muscle coordination. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 1-13.
- Reaz, M., Hussain, M., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG Signal Analysis: Detection, Processing, Classification and Applications. *Biol. Proceed*, 8(1), 11-35.
- Rodriguez, R. J. (1990). Electromyographic analysis of rowing stroke biomechanics. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 30, 103-108.
- Rumball, J. S., Lebrun, C. M., Di Ciarcca, S. R., & Orlando, K. (2005). Rowing Injuries. *Sports Med*, 35(6), 537-555.
- Shaharudin, S., Zanutto, D., & Agrawal, S. (2015). Muscle synergies of untrained subjects during 6 min maximal rowing on slides and fixed ergometer. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13, 793-800.
- Secher, N. H. (1993). Physiological and Biomechanical Aspects of Rowing, Implications for Training. *Sports Med.*, 15(1), 24-42.

- SENIAM. The Surface Electromyography for non-invasive assessment of muscles. (2017). Retrieved from <http://www.seniam.org>.
- Skládal, J., Škavkan, K., & Kukulenka, V. (1970). Posturální funkce bránice. *Cs. Fysiologie*, 19, 279-280.
- Steinacker, J. M., Lormes, W., & Stauch, M. (1991). Sport specific testing in rowing. *Advances in Ergometry*, 443-454.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 112-124.
- Špulák, D., Čmejla, R., Bačáková, R., Kračmar, B., Satrapová, L., & Novotný, P. (2014). Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements. *Computers in Biology and Medicine*, 47, 93-103.
- Špulák, D. (2016). Zpracování povrchových elektromyografických signálů. Disertační práce. Praha: ČVUT FEL.
- Travell, J., & Simons, D. (1999). Myofascial Pain and Dysfunction: the Triggerpoint Manual. Volume 2 – The Lower Extremities. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Turpin, N. A., Guével, A., Durand, S., & Hug, F. (2011). No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 1030-1040.
- Vannozzi, G., Conforto, S., & D'Alessio, T. (2010). Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(4), 767-772.
- Véle, F. (2006). Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Praha: Triton.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.
- Vojta, V., & Peters, A. (1995). Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze. Praha: Grada.
- Wilson, F., Gissane, C., Gormley, J., & Simms, C. (2013). Sagittal plane motion of the lumbar spine during ergometer and single scull rowing. *Sports Biomechanics/International Society of Biomechanics in Sports*, 12(2), 132-142.



Wilson, J.-M. J., Gordon E. Robertson, E., & Stothart, J. P. (1988). Analysis of lower limb muscle function in ergometer rowing. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4, 315-325.

Zbořilová, M. (2014). Komparativní kineziologická analýza záběru při veslování na skifu a při jízdě na veslařském trenažeru Concept 2 PM 3. Nepublikovaná kreditní práce. Praha: UK FTVS.

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

Žiaková, E., & Tanhäuserová, M. (2015). Hodnocení posturální stability pomocí elektronické plošiny phyaction balance u pacientů s vertebrogenními poruchami. *Rehabilitácia*, 52(4), 204-216.

## 12 Seznam příloh

Příloha č. 1: Vyjádření etické komise

Příloha č. 2: Informovaný souhlas probanda

Příloha č. 3: Průměrné signálové obálky všech měřených situací u všech probandů

Příloha č. 4: Koláčové grafy „pies“ všech měřených situací po jednotlivě měřených svalech

## 13 Přílohy

Příloha č. 1: Vyjádření etické komise



UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6 – Veveřlavín  
tel. (02) 2017 1111  
http://www.ftvs.cuni.cz/

## Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné doktorské práce, zahrnující lidské účastníky

**Název:** Komparativní kineziologická analýza při jízdě na skifu a na trenažeru Concept II

**Forma projektu:** Disertační práce

**Autor** (hlavní řešitel): Mgr. Bc. Martina Zbořilová

**Školitel** (v případě studentské práce): doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

### Popis projektu (max. 10 řádek)

Projekt se zabývá kineziologickým rozбором fázické hybnosti vybraných svalů během záběru při veslování na skifu a při jízdě na veslařském trenažeru Concept II. Výzkum bude proveden ve spolupráci s Českým veslařským svazem a Armádním sportovním veslařským klubem Dukla Praha. Pro výzkum bude vybráno dvanáct probandů z českého veslařského reprezentačního družstva Men Elite A. Použita bude měřicí metoda povrchové elektromyografie. Terénní výzkum se uskuteční pomocí homologovaného mobilního přístroje Biomonitor ME 6000. Bezpečnost použití měřicího zařízení je v souladu s platnými předpisy. Elektrické potenciály vybraných svalů budou snímány standardními hydrogelovými elektrodami. Výsledky využijeme pro stanovení míry koordinační příbuznosti záběru při veslování na skifu a na trenažeru Concept II a získané závěry formulujeme pro možnost využití v tréninkovém procesu veslařů.

**Informovaný souhlas** (příložen)

V Praze dne 14.9.2015

Podpis autora.....

## Vyjádření etické komise UK FTVS

### Složení komise:

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: ..... 1241/2015 .....

dne: ..... 15.9.2015 .....

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

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

UNIVERZITA KARLOVA v Praze  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
oddělení pro vědu  
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6  
razičko školy 0216208

.....  
podpis předsedy EK

Příloha č. 2: Informovaný souhlas probanda

## INFORMOVANÝ SOUHLAS PROBANDA

Já, níže podepsaný, souhlasím s tím, že jsem byl terapeutkou dostatečně a srozumitelně obeznámen s účelem a cílem tohoto výzkumu.

Byl jsem informován o tom, jakou formou bude výzkum probíhat.

Byl jsem informován o způsobu dokumentace a prezentace výsledků této výzkumné studie.

Byl jsem informován o tom, že veškeré mé osobní údaje budou dokumentovány anonymně.

Bylo mi umožněno si vše rozvážit a s postupem výzkumu i s použitými výzkumnými metodami souhlasím.

Zkoumaná osoba

Jméno:

Věk:

Výška:

Váha:

Počet let závodního veslování:

V Praze dne 12.2.2016

Podpis:.....

Terapeut:

V Praze dne 12.2.2016

Podpis:.....

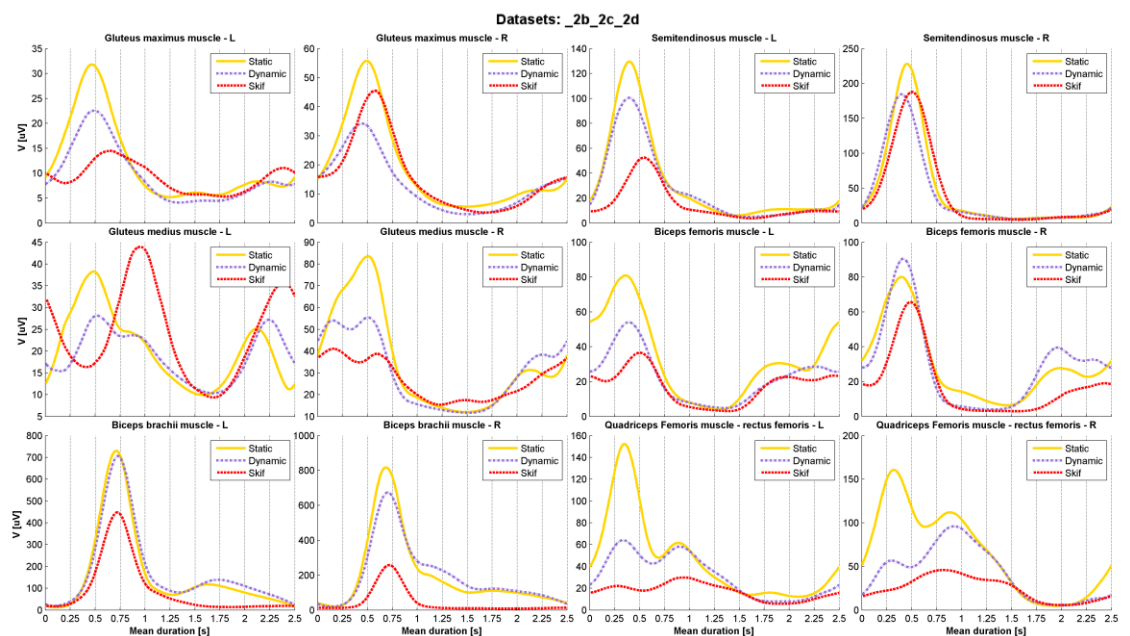
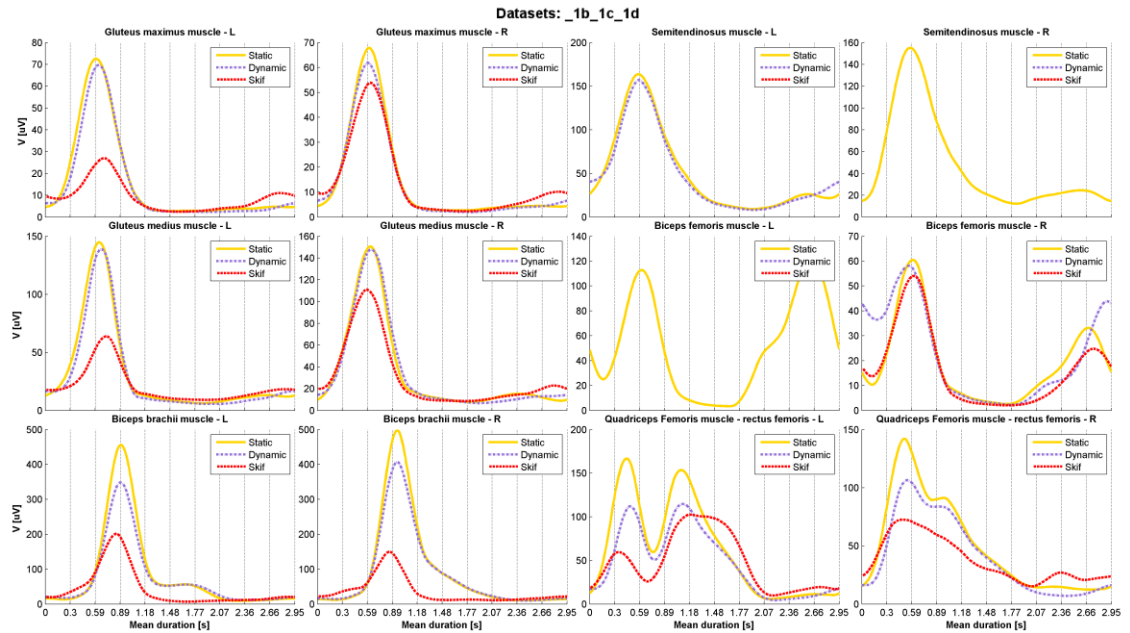
Informace sdělené zkoumané osobě před započítím měření:

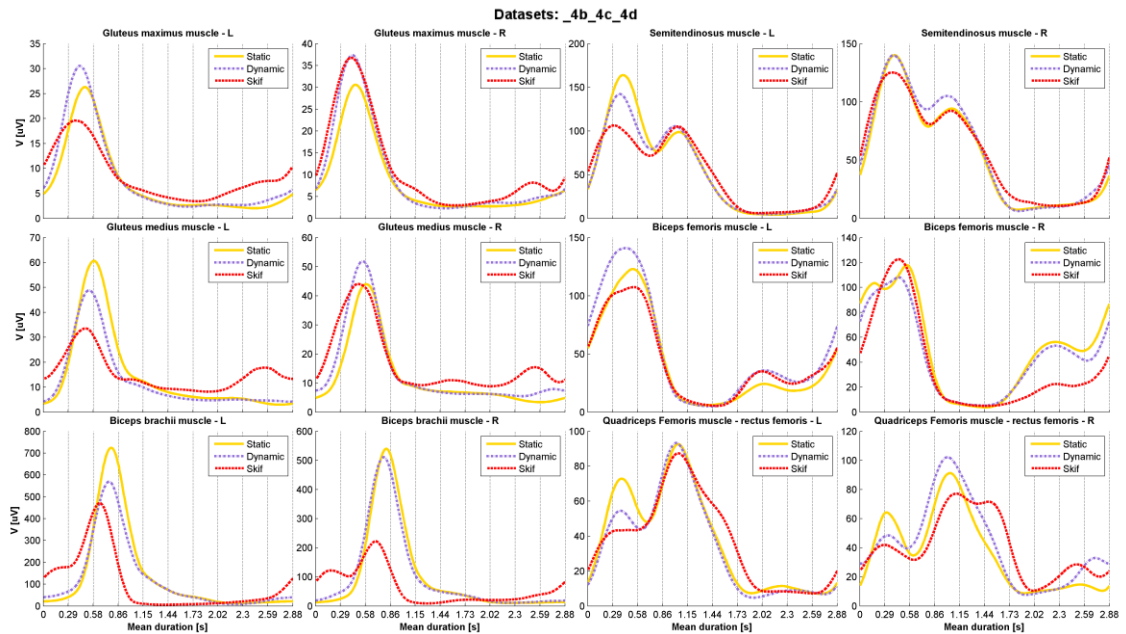
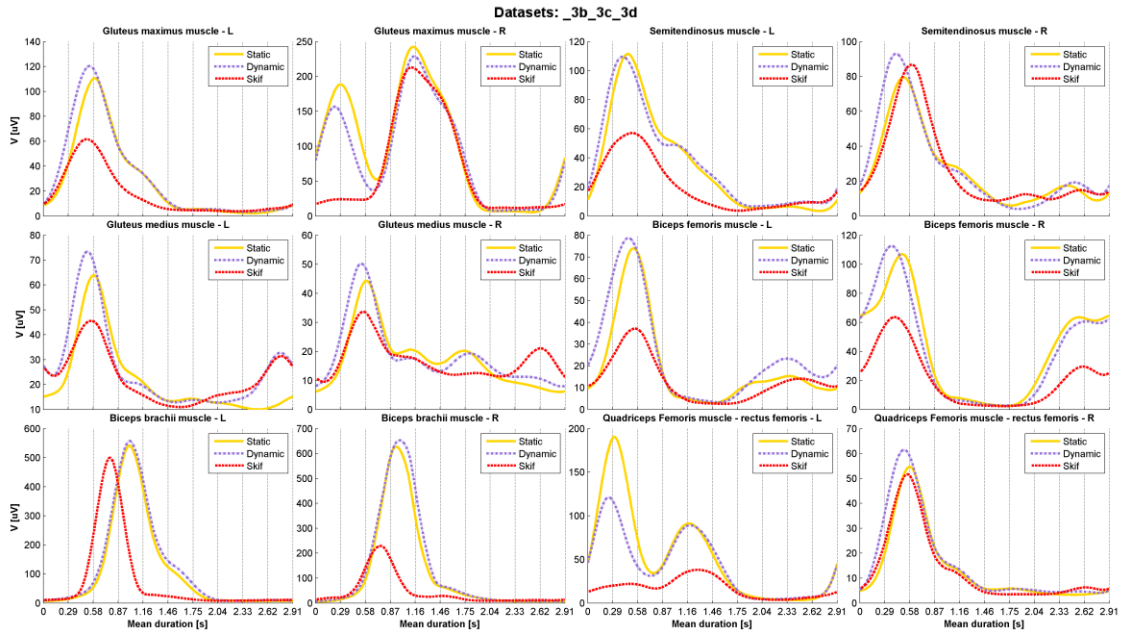
Během měření budou snímány bioelektrické signály generované níže uvedenými kosterními svaly, za pomoci metody povrchové elektromyografie. Výsledky budou zpracovány, vyhodnoceny a publikovány anonymně. Výzkum provedou za účelem výzkumné práce členové Katedry sportů v přírodě FTVS UK v Praze.

Průběh měření:

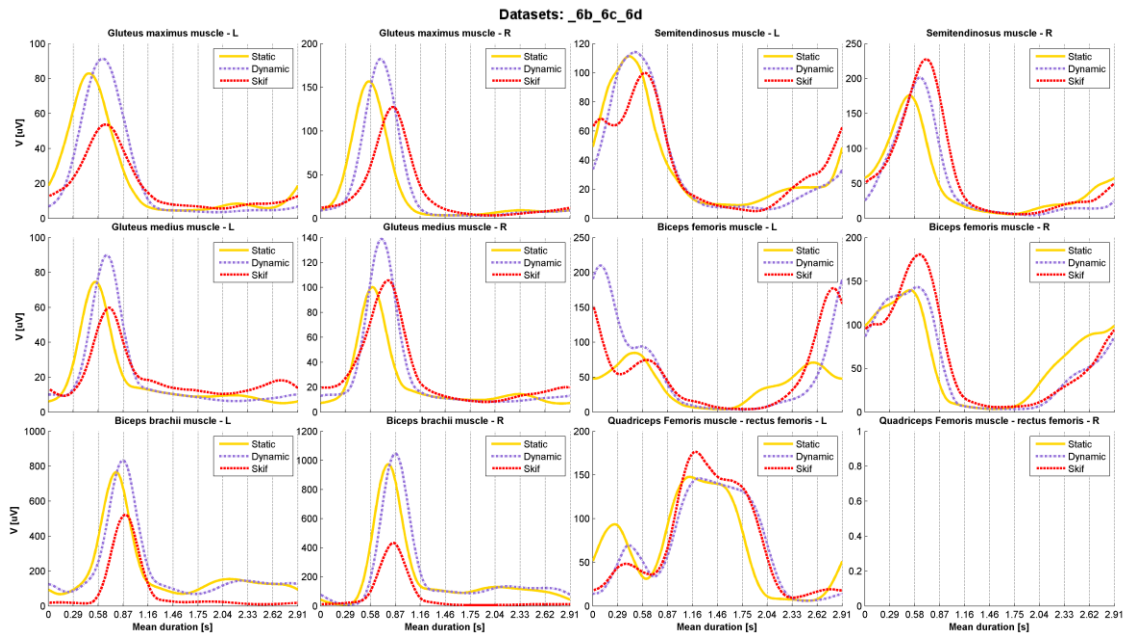
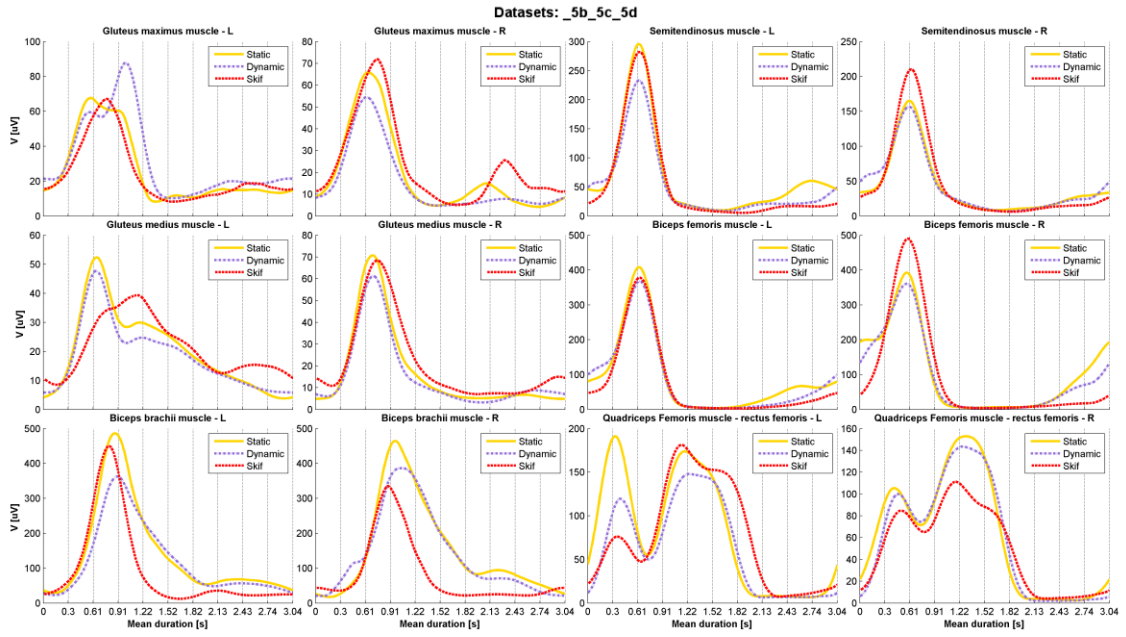
Umístění hydrogelových elektrod pro snímání sEMG bude stanoveno za pomoci fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test dle Jandy) a povrch kůže bude očištěn lékařským lihem. Měřicí přístroj elektromyograf Biomonitor ME6000 bude umístěn v pouzdru připevněném okolo pasu.

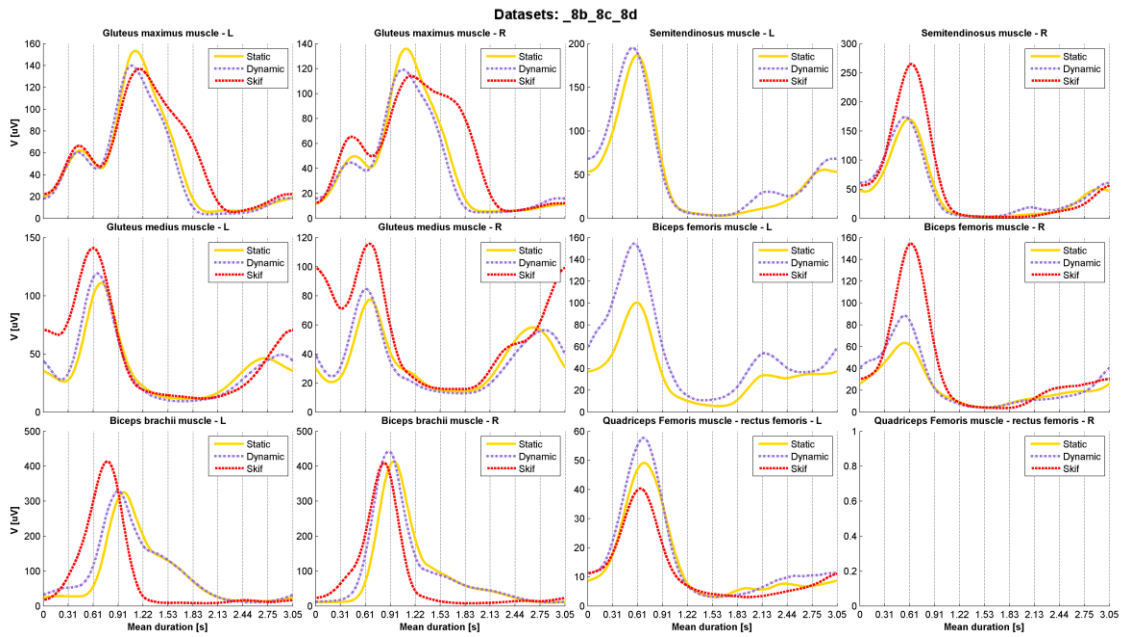
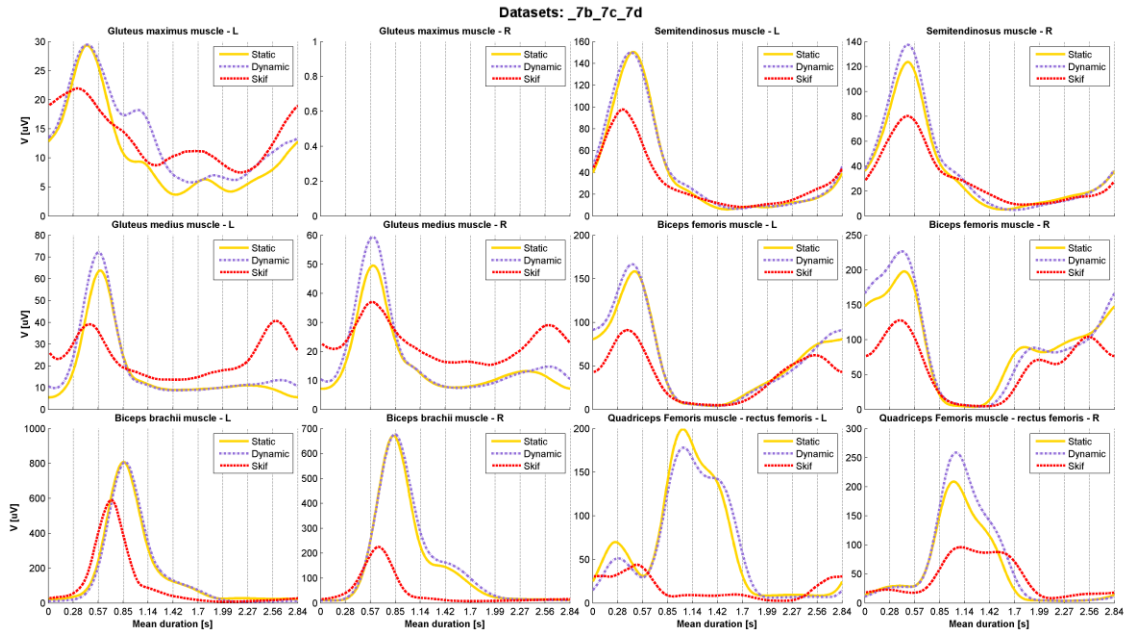
Příloha č. 3.: průměrné signálové obálky všech měřených svalů k porovnání ve třech situacích (od shora: trenažer Concept 2 s kolejnici, trenažer Concept 2 bez kolejnic, skif), jednotlivě pro každého probanda.

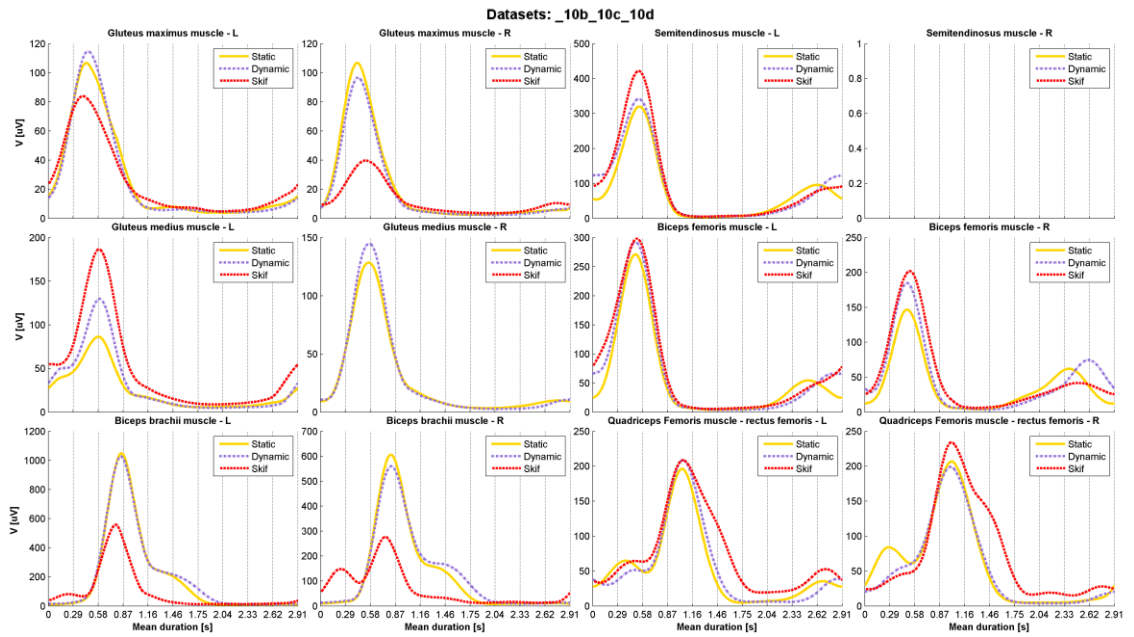
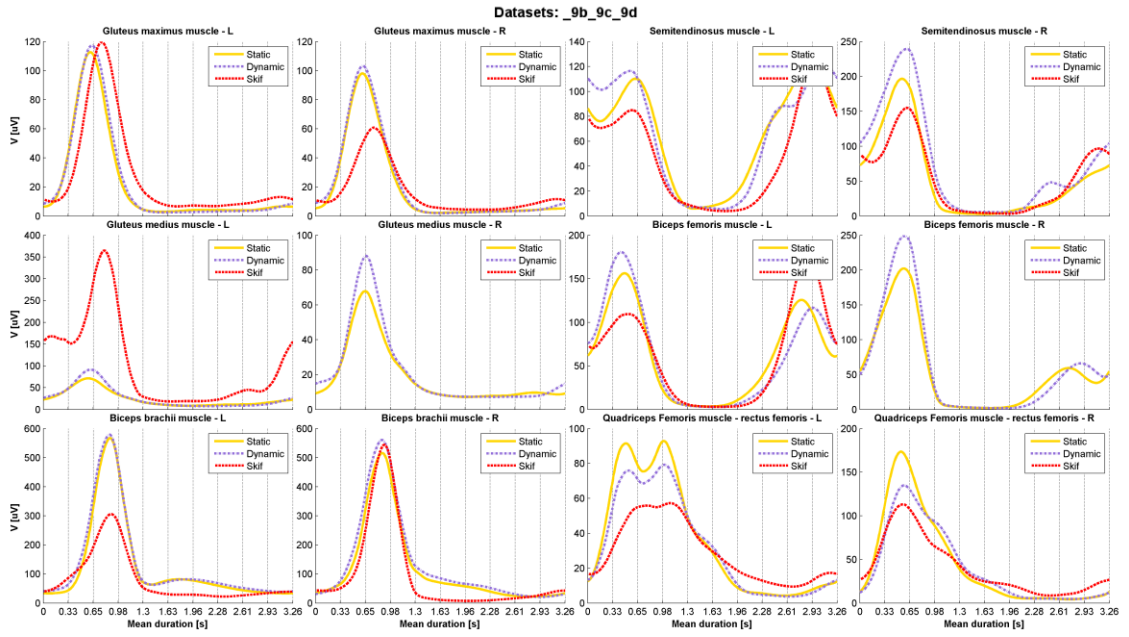


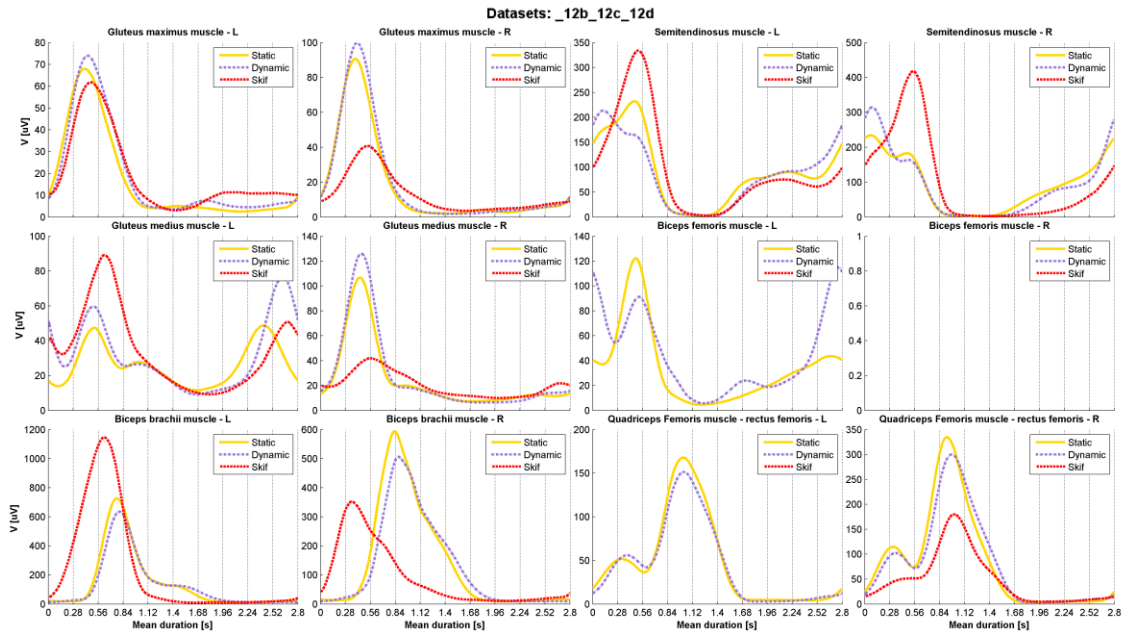
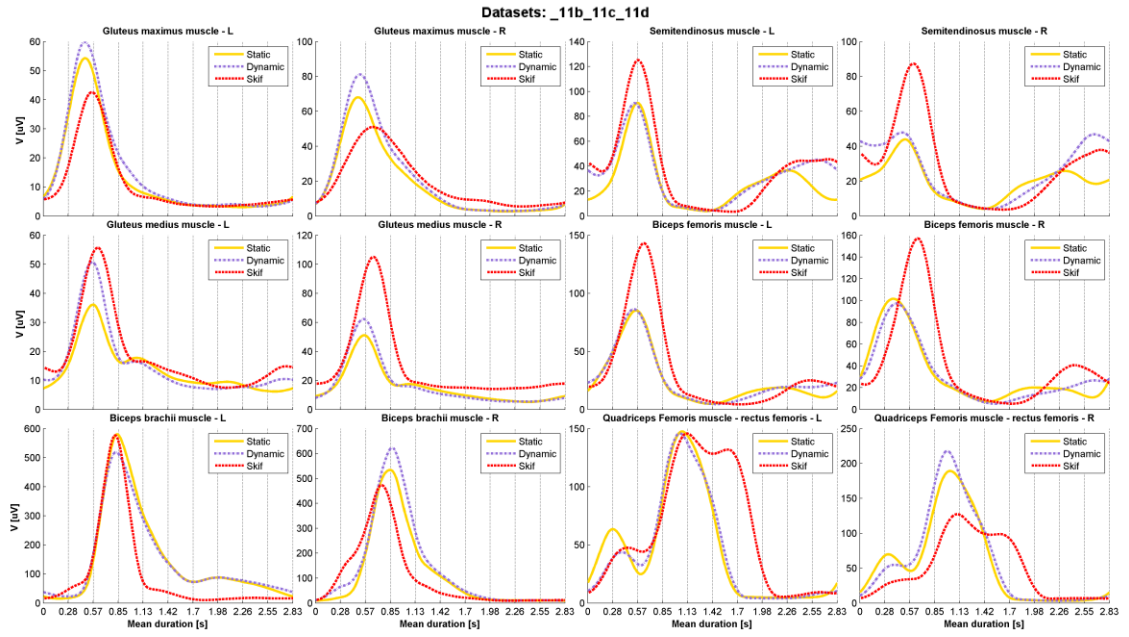


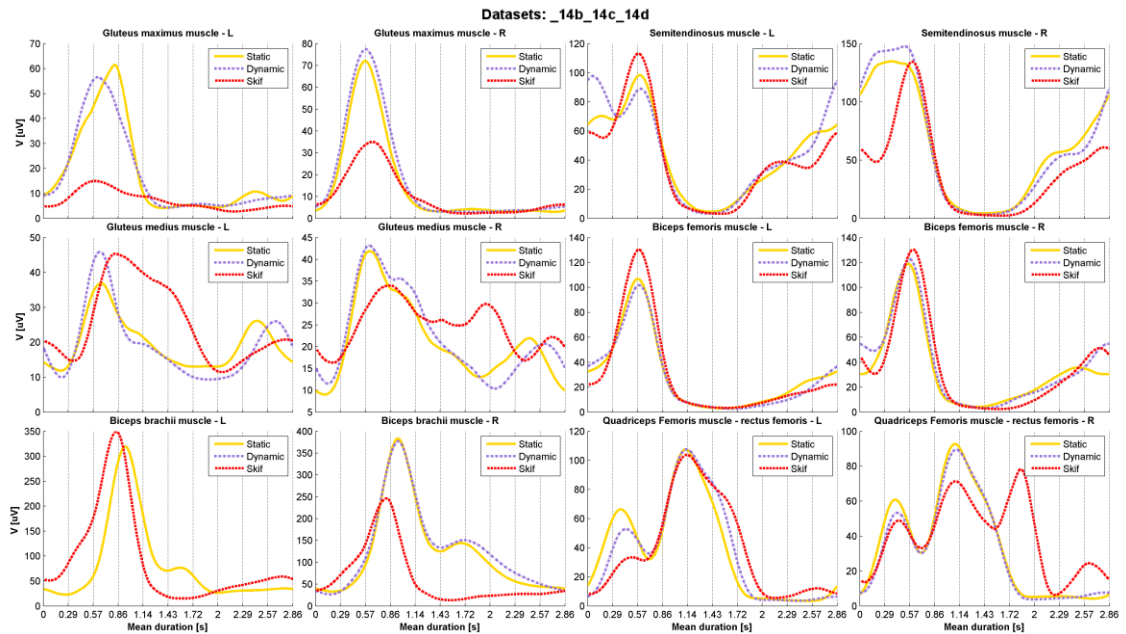
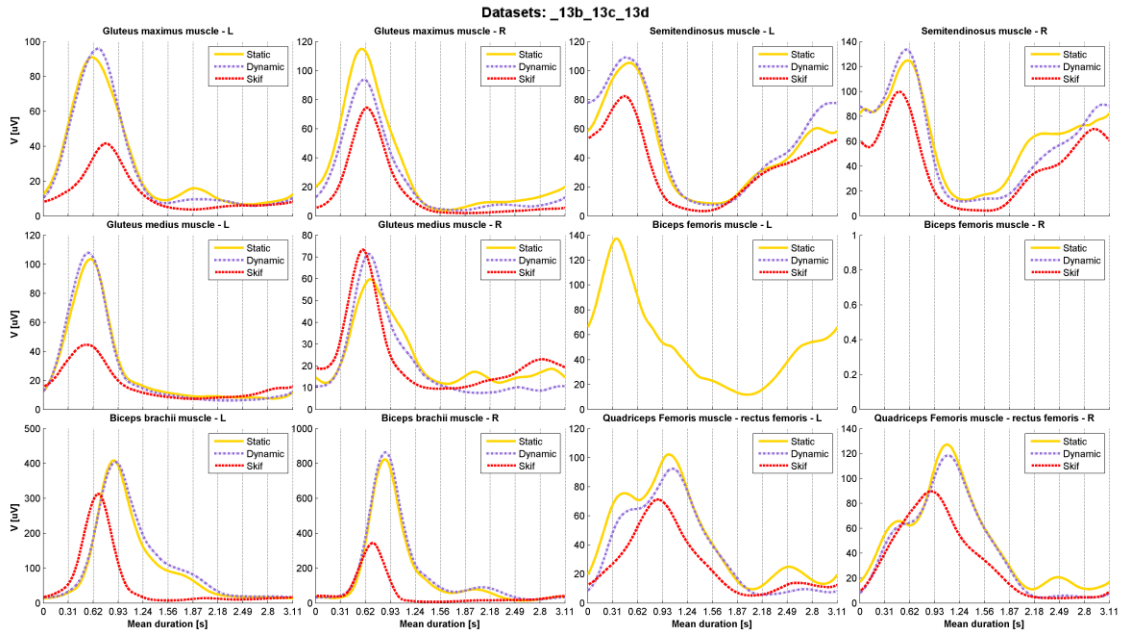








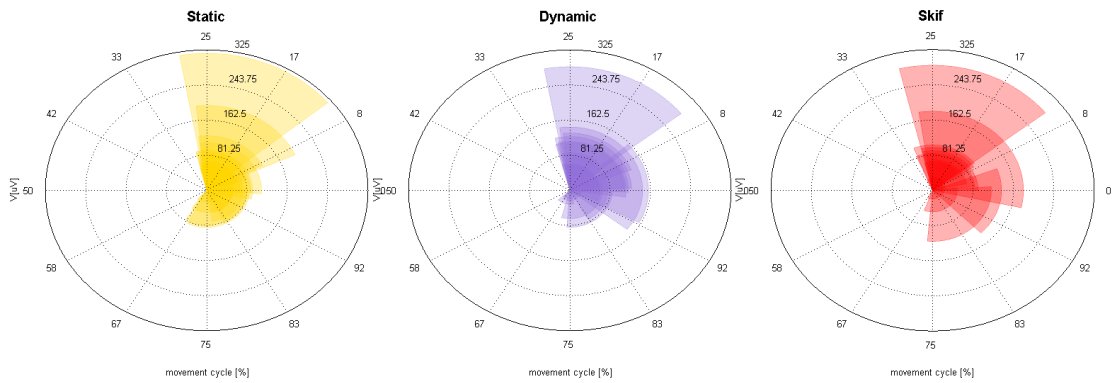




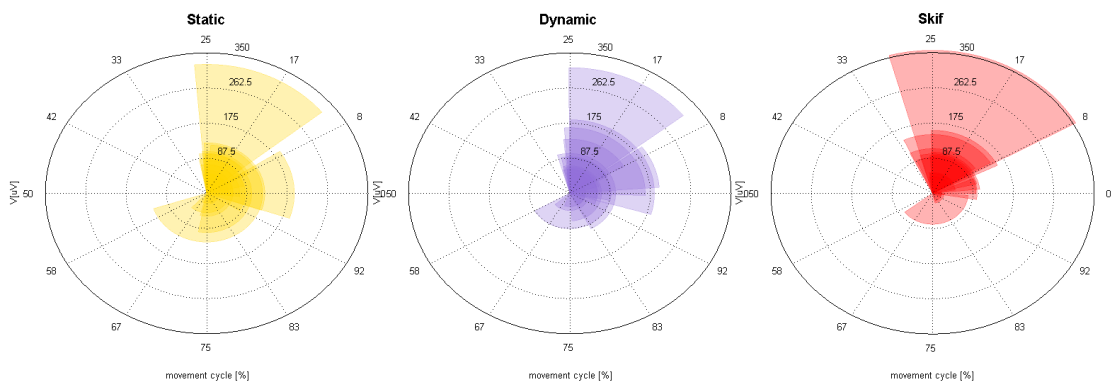


Příloha č. 4.: koláčové grafy zprůměrované pro srovnání míry koordinační podobnosti ve třech měřených situacích po jednotlivých svalech.

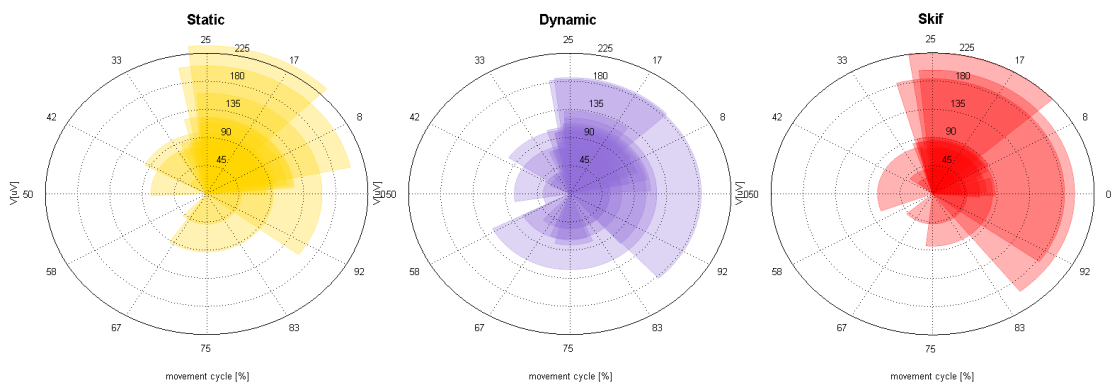
**Kanal Biceps femoris muscle - L**



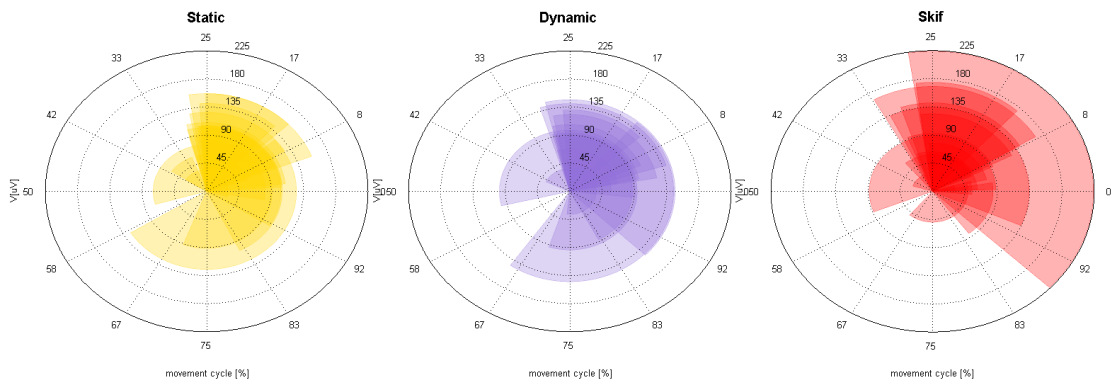
**Kanal Biceps femoris muscle - R**



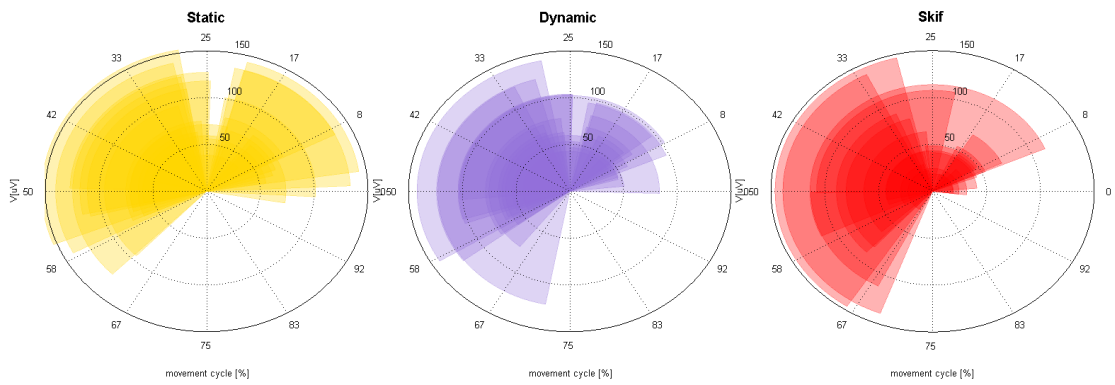
**Kanal Semitendinosus muscle - L**



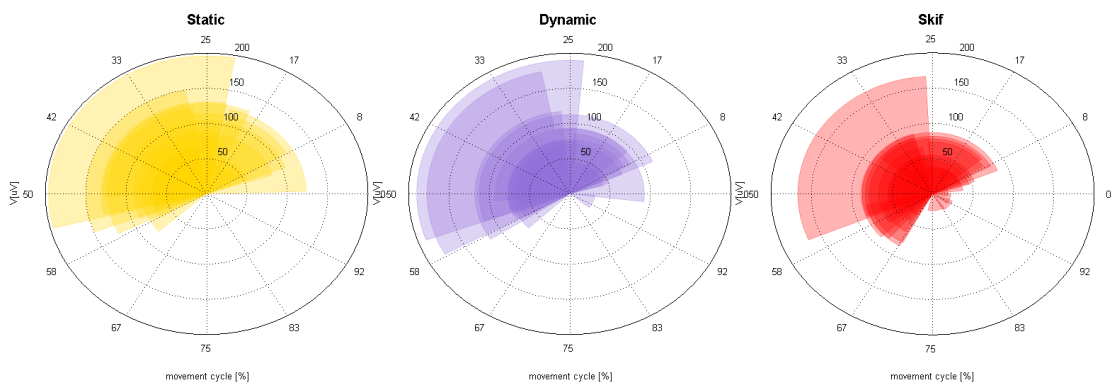
**Kanal Semitendinosus muscle - R**



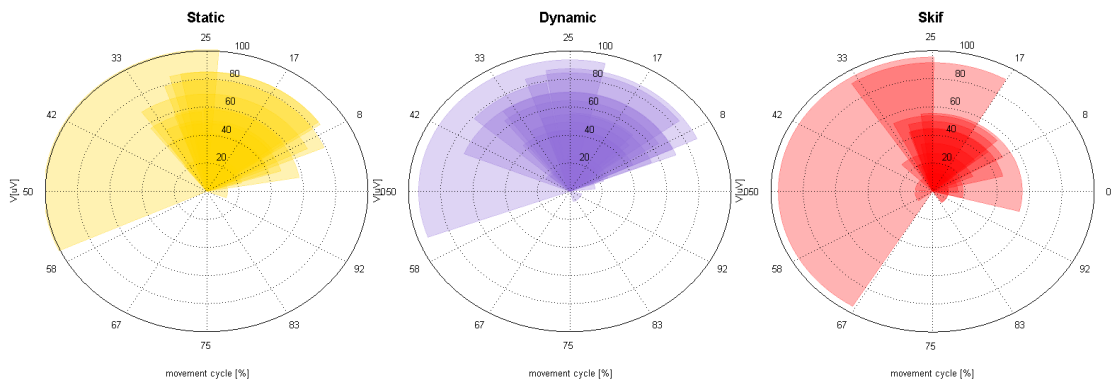
**Kanal Quadriceps Femoris muscle - rectus femoris - L**



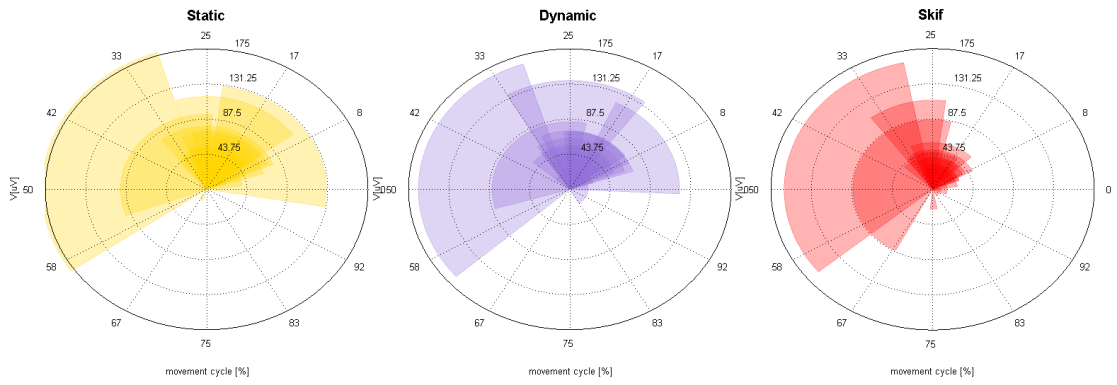
**Kanal Quadriceps Femoris muscle - rectus femoris - R**



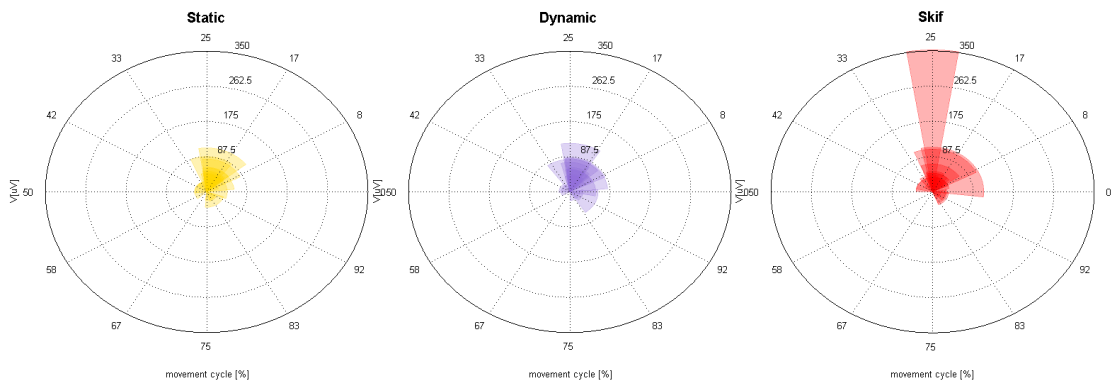
**Kanal Gluteus maximus muscle - L**



**Kanal Gluteus maximus muscle - R**

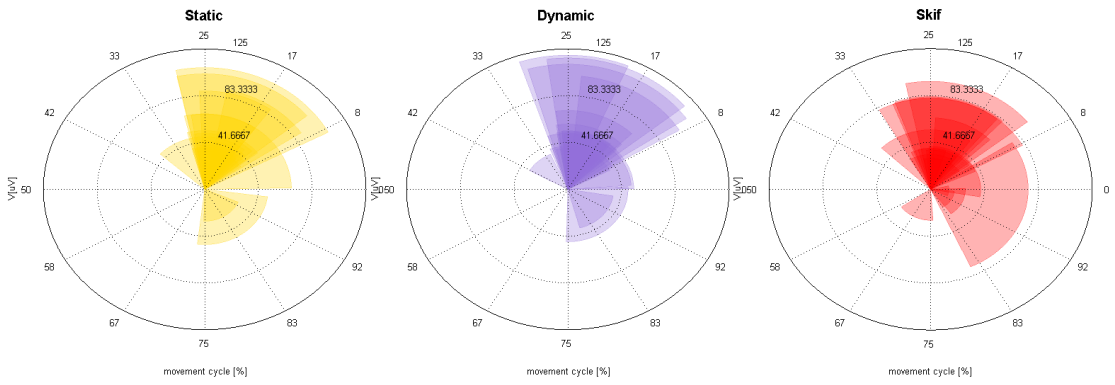


**Kanal Gluteus medius muscle - L**

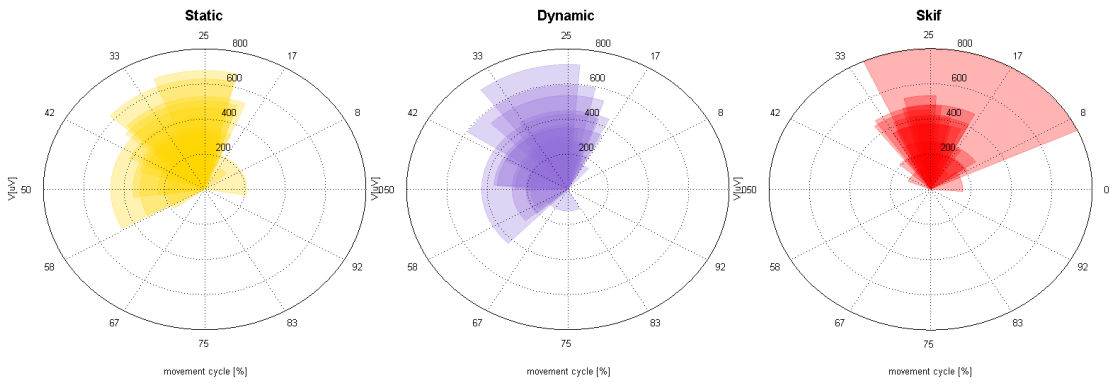




**Kanal Gluteus medius muscle - R**



**Kanal Biceps brachii muscle - L**



**Kanal Biceps brachii muscle - R**

