

Univerzita Karlova v Praze

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



BIOMECHANICKÉ ASPEKTY TECHNIKY JÍZDY  
NA RYCHLOSTNÍ KANOI V KONTEXTU  
ASYMETRICKÉHO ZATÍŽENÍ POSTURÁLNÍHO  
SYSTEMU

Disertační práce

Zpracoval:  
Mgr. Radim Štrýncl

Školitel:  
PhDr. Petr Šifta, Ph.D.

2021

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně a použil jsem literaturu uvedenou v referenčním seznamu.

.....

Radim Štrýncl

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

<b>Jméno příjmení</b>	<b>Číslo OP</b>	<b>Datum vypůjčení</b>	<b>Poznámka</b>

## PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych chtěl poděkovat svému kolegovi a příteli Mgr. Václavu Bittnerovi za odbornou pomoc, vedení a konzultace během výzkumu především v otázkách biomechaniky a metodologie vědecké práce. Děkuji též paní Vlastě Hillebrandové a Mgr. Martině Janecké za odborné konzultace a pomoc při kineziologickém rozboru jízdy na C1. V žádném případě nesmím zapomenout a rád bych tímto také poděkoval všem zúčastněným probandům a kolegům, kteří mi byli nápomocni v průběhu všech experimentů a kompletace této studie. Mé díky patří všem mým vyučujícím a celé katedře Anatomie a biomechaniky na FTVS UK v Praze za to, že mi bylo umožněno zde studovat, provádět výzkum a odborná měření. V neposlední řadě také děkuji celé své rodině za jejich podporu a pochopení v průběhu mého studia a školiteli PhDr. Petru Šiftovi, Ph.D.

## ABSTRAKT

### **Název práce:**

Biomechanické aspekty techniky jízdy na rychlostní kanoi v kontextu asymetrického zatížení posturálního systému

### **Cíl práce:**

Hlavním cílem práce bylo, na základě teoretických poznatků a vlastních empirických šetření, analyzovat biomechanické aspekty techniky jízdy na rychlostní kanoi C1 v kontextu asymetrického zatížení posturálního systému.

### **Metoda řešení:**

Na základě poznatků z funkční anatomie a s využitím rozborů reálné jízdy vrcholových sportovců (N = 12) byly v rámci předvýzkumu zkoumány kineziologické aspekty jízdy na rychlostní kanoi C1. Biomechanické aspekty pádlování byly dále zkoumány s využitím 3D kinematické analýzy (N = 9). Vliv dlouhodobého tréninkového úsilí na odlišnost v příčných průřezích svalů mm. iliopsoas a mm. quadratus lumborum na obou stranách těla byl vyšetřen prostřednictvím magnetické rezonance (N = 5). Řezy svaly byly realizovány v transverzální rovině na úrovni L 3, L 4. Studie vzhledem ke své časové, organizační a finanční náročnosti byly pojaty jako pilotní.

### **Výsledky:**

Jízda na rychlostní kanoi C1 je lokomočně složitý pohybový vzorec, během něhož je posturální systém vystaven dvěma typům asymetrického zatížení. Oba souvisí s geometrií pohybu. V první řadě je to asymetrie laterální, která vychází ze samotné podstaty jednostranného pádlování na tomto druhu plavidla. Druhá asymetrie je spojena s předozadním pohybem trupu a jeho časově závislým odchýlením se od neutrálního postoje. Zatím co koleno klečné a chodidlo opěrné dolní končetiny jsou fixovány k lodi, trup spolu s hlavou a horními končetinami vykonávají pohyby v relativně širokém rozsahu. Je zde tedy výrazná disproporce mezi fixačními pohyby dolní poloviny a fázickými pohyby horní poloviny těla.

Při jízdě na C1 dochází k unilaterálnímu přetěžování m. quadratus lumborum na straně opěrné dolní končetiny (strana bez pádla), dále k přetěžování vzpřimovačů bederní páteře, zejména na straně opěrné dolní končetiny, a k bilaterálnímu přetěžování m. iliopsoas, které navíc probíhá v jiných izometriích. Samotné asymetrické postavení dolních končetin a držení pádla na jedné straně lodi vytváří nestabilitu, kterou kanoista musí kompenzovat přesunutím těžiště těla více nad klečnou dolní končetinu. Toho je docíleno tzv. lateralizací pánve směrem od strany pádlování a jejím zešíkmením ke klečné dolní končetině. Kompenzace je zesílena v záběrové fázi, kdy je úklon pánve, její vybočení a zešíkmení nejvýraznější.

Dále se lze domnívat, že při longitudinálním tréninkovém úsilí je stranová disproporce v objemu a intenzitě zatížení posturálního systému příčinou rozdílných příčných průřezů m. iliopsoas a m. quadratus lumborum na straně klečné a opěrné dolní končetiny. U obou svalů lze očekávat ( $\alpha = 0,05$ ) větší průřezy a tedy i mohutnost na straně opěrné dolní končetiny.

V rámci řešení výzkumného problému byl navržen antropomorfní mechanismus, který společně s vytvořenou SW aplikací umožňuje sledovat změny v kinematické geometrii lokomočních pohybových vzorců a to nejen v oblasti sportu, ale i ve fyzioterapii a rehabilitaci.

**Klíčová slova:**

Rychlostní kanoistika; asymetrické zatížení; posturální systém; biomechanické aspekty pádlování;

## ABSTRACT

### **Name of the thesis:**

Biomechanical aspects of speed canoeing techniques in the context of asymmetric loading of the postural system

### **Aim of the thesis:**

The main aim of the work was, based on theoretical knowledge and own empirical research, to analyze the biomechanical aspects of the technique of riding a C1 speed canoe in the context of asymmetric loading of the postural system .

### **Solution method:**

Based on the knowledge of functional anatomy and with the use of analyzes of the real riding of the top athletes (N = 12), the kinesiological aspects of riding the C1 speed canoe were investigated in the preliminary research. Biomechanical aspects of paddling were further investigated using 3D kinematic analysis (N = 9). Influence of long-term training efforts on differences in muscle cross-sections mm. iliopsoas a mm. quadratus lumborum on both sides of the body was examined by magnetic resonance imaging (N = 5). The muscle sections were performed in the transverse plane at the level of L 3, L 4. The studies were conceived as pilot due to their time, organizational and financial demands.

### **Results:**

Riding a C1 speed canoe is a locomotively complex movement pattern during which the postural system is exposed to two types of asymmetric loads. Both are related to the geometry of motion. First of all, it is a lateral asymmetry, which is based on the very essence of one-sided paddling on this type of canoe. The second asymmetry is associated with the anteroposterior movement of the torso and its time-dependent deviation from the neutral position. While the knee of the kneeling lower limb and the foot of the supporting lower limb are fixed to the boat, the hull together with the head and upper limbs perform movements in a relatively wide range. Thus, there is a significant

disproportion between the fixation movements of the lower half and the phasic movements of the upper half of the body.

When riding a C1 speed canoe there is unilateral overloading of the quadratus lumborum on the side of the supporting lower limb (side without paddle), overloading of the lumbar spine straighteners, especially on the side of the supporting lower limb, and bilateral overloading of the iliopsoas, which also takes place in other isometries. The very asymmetrical position of the lower limbs and holding the paddle on one side of the boat creates instability, which the canoeist must compensate by shifting the center of gravity of the body more above the kneeling lower limb. This is achieved by the so-called lateralization of the pelvis from the side of the paddling and its inclination to the kneeling lower limb. The compensation is intensified in the engagement phase, when the inclination of the pelvis, its deflection and inclination are most prominent.

Furthermore, it can be assumed that in the longitudinal training effort, the lateral disproportion in the volume and intensity of the load on the postural system is the cause of different cross sections of the iliopsoas and quadratus lumborum on the side of the kneeling and supporting lower limb. For both muscles, larger cross-sections can be expected ( $\alpha= 0.05$ ) and thus also the strength on the side of the supporting lower limb. As part of the solution of the research problem, an anthropomorphic mechanism was designed, which together with the created SW application allows to monitor changes in the kinematic geometry of locomotor movement patterns, not only in sports, but also in physiotherapy and rehabilitation.

**Key words:**

Speed canoeing; asymmetric load; postural system; biomechanical aspects of paddling.



## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Kanoistický trenažér.....	19
Obrázek 2: Volba výšky pádla a jeho držení .....	22
Obrázek 3: Zešikmení pánve .....	34
Obrázek 4: Jízda na rychlostní kanoi C1 v různých fázích záběru vpřed.....	47
Obrázek 5: Přehled asymetrického zapojení m. iliopsoas a m. quadratus lumborum v závislosti na fázích záběru .....	54
Obrázek 6: Grafické srovnání příčných průřezů MQL a MI na straně klečné a opěrné nohy .....	58
Obrázek 7: Model Stick_1 vytvořený v QTM.....	65
Obrázek 8: Model Stick_2 vytvořený v prostředí MATLAB.....	66
Obrázek 9: Model Stick_3 vytvořený v prostředí MATLAB.....	69
Obrázek 10: Pohyb celkového těžiště těla a těžiště horní poloviny těla při záběru na rychlostní kanoi C1 – boční projekce (rovina $xz$ ) .....	71
Obrázek 11: Pohyb celkového těžiště těla a těžiště horní poloviny těla při záběru na rychlostní kanoi C1 – projekce do horizontální roviny (rovina $xy$ ).....	72
Obrázek 12: Cyklogram fází záběru – závislost úhlu $\alpha$ (sklonu trupu vzhledem k vertikální ose $z$ ) na úhlu $\beta$ (zešikmení kyčelních kloubů – trochanterů, při zákleku kanoisty) .....	73
Obrázek 13: Cyklogram fází záběru – závislost úhlu $\alpha$ , sklonu trupu vzhledem k vertikální ose $z$ na úhlu <i>ramena – kyčle</i> , který svírají mezi sebou průmět osy ramen (spojnice acromionů) a průmět osy kyčlí (spojnice trochanterů) do roviny $xy$ .....	74
Obrázek 14: Cyklogram fází záběru – závislost projekce osy akromionů do roviny $xy$ na projekci stejné osy do roviny $yz$ .....	76
Obrázek 15: Cyklogram fází záběru – závislost sklonu pánve (anteverze) na jejím zešikmení (laterálním úklonu ke klečné DK) .....	77
Obrázek 16: Cyklogram fází záběru – závislost úhlu $\alpha$ (sklonu trupu vzhledem k vertikální ose $z$ ) na zešikmené osy spánkových kostí všči horizontální rovině $xy$ .....	77

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Přehled nejvíce zapojovaných svalů během záběru vpřed na C1 .....	52
Tabulka 2: Srovnání příčných průřezů MQL a MI na straně klečné a opěrné nohy.....	57
Tabulka 3: Ověření hypotézy o rozdílných příčných průřezech MQL a MI na straně klečné a opěrné nohy .....	58
Tabulka 4: Charakteristika výzkumného souboru .....	61
Tabulka 5: Zkratky a názvy bodů na dolní končetině.....	62
Tabulka 6: Zkratky a názvy bodů na pánvi.....	63
Tabulka 7: Zkratky a názvy bodů na hrudníku .....	63
Tabulka 8: Zkratky a názvy bodů na horní končetině .....	63
Tabulka 9: Zkratky a názvy bodů na hlavě.....	63
Tabulka 10: Výpočet hmotností segmentů těla dle Zaciorského a Selujanova .....	67
Tabulka 11: Odhad proporcionality záběru při frekvenci pádlování 27/min. (N = 10, $\alpha = 0,05$ ) .....	70

## SEZNAM ZKRATEK A SYMBOLŮ

AS	Axiální systém
C	Kanoe
C1	Rychlostní single kanoe
C2	Rychlostní double kanoe
C4	Rychlostní čtyřkanoe
C1P	Jednolisté pádlo
CNS	Centrální nervová soustava
ČSK	Český svaz kanoistiky
DK	Dolní končetina
EMG	Elektromyografie
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu
HK	Horní končetina
K1	Rychlostní single kajak
K2	Rychlostní double kajak
K4	Rychlostní čtyřkajak
L	Levá
LS	Lumbo – sakrální přechod
MI	Musculus iliopsoas
MQL	Musculus quadratus lumborum
MRI	Magnetic resonance imaging
MS	Microsoft
OH	Olympijské hry
P	Pravá
PS	Posturální systém
QTM	Qualysis track manager
RF	Retikulární formace
RK	Rychlostní kanoistika
SI	Sakro – iliakální přechod
SW	Software
Th/L	Thorako – lumbální přechod

UK	Univerzita Karlova
USA	Spojené státy americké

# OBSAH

Úvod .....	15
1 Syntéza poznatků .....	17
1.1 Vybrané pojmy z rychlostní kanoistiky .....	17
1.1.1 Stručný přehled historie rychlostní kanoistiky .....	17
1.1.2 Vybrané pojmy z technologie rychlostní kanoistiky .....	19
1.1.3 Shrnutí .....	20
1.2 Biomechanické aspekty techniky jízdy na C1 .....	21
1.2.1 Obecné poznámky k technice jízdy na C1 .....	21
1.2.2 Technika provedení záběru vpřed na C1 .....	23
1.2.3 Aktuální poznatky z kineziologie záběru vpřed na C1 .....	26
1.3 Vybrané poznatky z funkční anatomie a kineziologie posturálního systému....	28
1.3.1 Axiální systém a jeho stabilita.....	29
1.3.2 Pánev a její vliv na posturu.....	32
1.3.3 Pletenec ramenní a jeho vliv na posturu.....	35
1.3.4 Kvalita pohybového projevu a pohybové stereotypy .....	37
1.3.5 Svalová dysbalance v kontextu unilaterálního zatížení.....	39
2 Cíle a hypotézy.....	42
3 Kineziologická analýza záběru vpřed na rychlostní kanoi C1 - předvýzkum.....	44
3.1 Úvod do problematiky .....	44
3.2 Metodika .....	44
3.2.1 Charakteristika výzkumného souboru .....	44
3.2.2 Použité experimentální metody .....	45
3.2.3 Metodika sběru dat a použité statistické metody.....	46
3.3 Dílčí výsledky .....	46
3.4 Shrnutí.....	51
4 Asymetrické zatížení m. iliopsoas a m. quadratus lumborum při jízdě na rychlostní kanoi C1 .....	54
4.1 Úvod do problematiky .....	54
4.2 Metodika .....	55
4.2.1 Charakteristika výzkumného souboru .....	55

4.2.2	Použité experimentální metody .....	55
4.2.3	Metodika sběru dat a použité statistické metody.....	56
4.3	Dílčí výsledky .....	56
4.4	Shrnutí.....	59
5	3D kinematická analýza záběru vpřed na rychlostní kanoi C1 .....	60
5.1	Úvod do problematiky .....	60
5.2	Metodika .....	60
5.2.1	Charakteristika výzkumného souboru .....	60
5.2.2	Použité experimentální metody .....	61
5.2.3	Metodika sběru dat a použité statistické metody.....	64
5.3	Dílčí výsledky .....	70
5.4	Shrnutí.....	78
6	Diskuse.....	79
7	Praktická doporučení.....	82
8	Závěr .....	85
9	Seznam použité literatury.....	87
10	Seznam příloh.....	96

# Úvod

Z hlediska motoriky člověka jízda na rychlostní kanoi představuje arteficiální lokomoci s cyklickým pohybem téměř všech segmentů těla. Srovnáním s přirozenou bipedální lokomocí, tedy s pomyslným vrcholem fylogenetického vývoje lokomoce člověka, lze u tohoto pohybového vzorce identifikovat následující abnormality. Dolní končetiny, permanentním kontaktem fixované ke dnu lodi, plní převážně posturální funkci spojenou s přenosem hnacích sil. Naopak generátory pohybu jsou horní končetiny a přidružené segmenty axiálního systému. Z pohledu ekonomiky svalové práce, představuje pádlování vysoce intenzivní pohybovou činnost, asymetricky rozloženou jak podle transverzální tak podle sagitální roviny těla. Pro takto atypický pohyb není lokomoční systém člověka z kineziologického ani biomechanického hlediska primárně uzpůsoben. S rostoucím objemem a intenzitou tréninkového úsilí tak roste i riziko tzv. unilaterálního přetížení a to zejména axiálního systému jezdce (Campbell et al. 2005, López-Miñarro et al., 2008).

Toto je jeden z důvodů, proč jsem si jako téma své disertační práce vybral právě rychlostní kanoistiku. Té jsem se taktéž více jak 15 let závodně věnoval. Dalším důvodem je skutečnost, že se podařilo dohledat jen velmi málo odborných studií, které se problematikou unilaterálního zatížení rychlostních kanoistů během jejich jízdy zabývají. Přitom rychlostní kanoistika je celosvětově uznávaným sportovním odvětvím s olympijskou tradicí. Každoročně se v něm konají závody světového poháru a s výjimkou roků olympijských i závody mistrovství světa. Přiměřeně velká členská základna spolu s ukotvenou metodikou tréninkového procesu umožňují s využitím objektivních metod výzkumu systematické rozšiřování poznatků o této pohybové aktivitě. Jejich zasazení do širšího kontextu poznání má značný význam nejen v problematice nárůstu či stagnace výkonnostní úrovně vrcholových sportovců, ale například i při eliminaci rizik přetížení pohybového aparátu, zejména u dětí a mládeže.

Dílo je koncipováno jako synteticko-empirické. V syntéze poznatků (kap. 1) je nejprve zařazen stručný přehled historie a výklad technologických pojmů rychlostní kanoistiky (kap. 1.1). V rámci biomechanických aspektů jízdy na rychlostní kanoi (kap. 1.2) je pozornost věnována jednak obecným poznámkám k technice pádlování, dále pak k aktuálním kinantropologickým a kineziologickým poznatkům o provedení

záběru vpřed na C1. V závěrečné pasáži (kap. 1.3) teoretické části práce je pozornost soustředěna na vybrané poznatky z funkční anatomie a kineziologie posturálního systému a to v kontextu jeho možného asymetrického přetížení.

Experimentální část díla je započata kapitolou s hlavním cílem, výzkumnými otázkami a hypotézami práce (kap. 2). Vzhledem k metodicky odlišným experimentům, které byly v souvislosti s dílčími úkoly práce zrealizovány, je zejména kvůli přehlednosti další text poněkud nestandardně rozdělen do třech samostatných statí (kap. 3 – 5), které korespondují s třemi nezávislými experimenty. Každá z těchto kapitol obsahuje vždy úvodní část, dále část metodickou a výsledkovou. Diskuse je pak zařazena souhrnně jako samostatná kapitola č. 6.

Práce a její výsledky jsou určeny širší odborné veřejnosti, zejména trenérům a všem zájemcům o rychlostní kanoistiku. Proto byla do textu zařazena kapitola 7 - Praktická doporučení. Ta obsahuje soubor praktických návrhů pro zlepšení sportovní přípravy jednotlivce v kontextu prevence asymetrického zatížení posturálního systému člověka. Následuje závěr a seznam literatury.



# 1 Syntéza poznatků

## 1.1 Vybrané pojmy z rychlostní kanoistiky

### 1.1.1 Stručný přehled historie rychlostní kanoistiky

Rychlostní kanoistika (RK) je sport provozovaný na klidných vodách, kdy je cílem závodníků projet na lodi v přímém směru a v co nejkratším čase stanovenou délku tratě. K tomuto účelu je využíváno dvou typů plavidel. Prvním z nich je single kajak (K1), ve kterém kanoista sedí a k lokomoci využívá dvoulisté pádlo. Druhým typem plavidla je single kanoe (C1), v níž sportovec klečí na jednom kolenu a druhá noha slouží jako opěrná. Nachází se vpředu, v přednožení pokrčmo a to z důvodu co největšího zvýšení stability (Carr and Stephard, 1992). Kanoista pádluje na straně klečící nohy. K lokomoci využívá jednorázového pádla.

Jako první kanoisty lze označit indiány ze Severní Ameriky a jako prvními kajakáři byli Eskymáci z Grónska a Aljašky. V průběhu osidlování Ameriky převzali velmi rychle objevitelé z Evropy od domorodých obyvatel dovednosti jak ovládat tato plavidla. Hlavním průkopníkem sportovní kanoistiky v Evropě byl John MacGregor, skotský právník, který během 19. století sjížděl řeky severní Evropy a psal o tom knihy (Castro, 2009).

Také na českých tocích se od pradávna pohybovala nejrůznější plavidla, poháněná různými pádly či bidly. Ve druhé polovině devatenáctého století se turistický a sportovní ruch na našich řekách rozšířil díky nově vznikajícím veslařským klubům, mezi které patří např. Pražský Sokol, Klub českých turistů atd. (Český svaz kanoistiky, 2013).

Začátkem dvacátého století probíhala na českém území již velmi čilá kanoistická činnost. Tento druh sportování na vodě však plně nezapadal do atmosféry veslařských oddílů (Český svaz kanoistiky, 2013). Největší podíl na rozvoji kanoistiky v českých zemích měl Josef Rössler - Ořovský, na jehož popud se na začátku 20. století začalo s výrobou kanoí, které se užívaly na vodní turistiku, jak uvádí Součková (2014). V tomto období dochází také ke vzniku mnoha významných kanoistických klubů, a proto došlo

v roce 1913 k založení Svazu kanoistů království českého, jenž byl předchůdcem dnešního Českého Svazu Kanoistiky - ČSK (Součková, 2014). Velká popularita kanoistiky nebyla pouze na českém území. Jen několik málo let před založením Českého Svazu Kanoistů (ČSK) byla např. založena Americká kanoistická federace (1880), Anglická kanoistická federace (1887), Kanadská kanoistická federace (1900) nebo Francouzská kanoistická federace (1904), jak zmiňuje Shephard (1987).

Během první světové války byla obliba tohoto sportu značně poznamenána boji v Evropě, nicméně po jejím konci se život na českých tocích dostal opět do tempa. Vzrůstá zájem v poměrování fyzických sil mezi vodáky a to především na prvních závodních tratích, které jsou spíše maratonského typu, Záhoří – Chuchle, České Budějovice – Praha, Kamýk – Štěchovice a další (ČSTV, 2004).

Poprvé byla RK prezentována jako ukázkový sport v roce 1924 na olympijských hrách (OH) v Paříži. První velkou událostí svého druhu bylo v roce 1933 první mistrovství Evropy v Praze (Součková, 2014), díky kterému si RK své pevné místo coby olympijský sport získala poprvé na OH v Berlíně roku 1936 (Český svaz kanoistiky, 2013). První mistrovství světa se konalo o dva roky později, v roce 1938 ve Švédsku. V roce 1946 vzniká mezinárodní federace kanoistiky – ICF, v jejímž čele byl jako předseda v letech 1954 – 1960 JUDr. Jan Popel, který se též zasloužil o pořádání mistrovství světa v Praze v roce 1958.

Během celé doby fungování ČSK, tedy více jak 100 let, získali naši reprezentanti mnoho cenných kovů z různých vrcholných soutěží, což dokazuje, že tento sport patří mezi jeden z nejúspěšnějších sportů v českých zemích. Za zmínku stojí především jména, jako jsou Karlík, Brzák, Vízner, Vrdlovec, Szábo, Procházka a v neposlední řadě mistr světa Martin Fuksa, stříbrný olympionik Josef Dostál nebo dvojnásobný olympijský vítěz Martin Doktor. Od roku 1948 do roku 2010 soutěžily ženy pouze na kajaku. Od roku 2010 mohou ženy soutěžit i na kanoi (Český svaz kanoistiky, 2013).

Rychlostní kanoistiku je možné dělit podle několika hledisek. To nejzákladnější, primární, již bylo zmíněno. Kanoista jezdí buď na kajaku či kanoi. Dalším hlediskem je počet členů posádky. Ta může být složena z jednoho, dvou nebo čtyř jedinců. Označení kategorií je pak K1, K2 a K4 pro kajak nebo C1, C2 a C4 pro kanoi (Castro, 2009). Sekundární dělení RK je dle délky závodních tratí, které se dělí na krátké (200 m, 500 m, 1 km), dlouhé (5 km) a maraton (závody Českého poháru v současné době 28,8 km pro kanoisty, 36 km pro kajakáře).

### 1.1.2 Vybrané pojmy z technologie rychlostní kanoistiky

Z hlediska materiálových technologií byla v minulosti konstrukce lodí převážně plátěná a dřevěná. Postupem času se začalo dřevo nahrazovat jiným, mnohem lehčím materiálem. Nejprve se používal materiál na bázi laminátu a pryskyřice, dále pak karbon či jiné kompozity. Podle Bílého et al. (2001) je povolená minimální hmotnost C1 16 kg. Nicméně od roku 2015, kdy došlo ke změně pravidel, byla tato váha snížena o 2 kg na celkových 14 kg (Procházka, 2016). Bylo zjištěno, že technologie tvarů výstroje a výstroje má pro výkonnost v RK větší význam, než inovace tréninkových jednotek (Robinson et al., 2002).

V porovnání s K1 je C1 pomalejší a jízda na ní vyžaduje odlišnou techniku pádlování. Kanoista se oproti kajakáři nachází již při prostém zákleku v asymetrickém postavení těla a jeho těžiště je logicky výše od vodní hladiny než těžiště kajakáře. Z tohoto důvodu se C1 stává méně stabilní. Při nulové rychlosti je tato pozice velice nestabilní a kanoista se musí opírat pádlem o vodní hladinu. Během jízdy se tato nestabilita snižuje. Podrobnějšímu popisu techniky jízdy na C1 se věnuje kapitola 1.2. V dalším textu se budeme zabývat pouze C1.

Při jízdě na C1 se používá tzv. jednolisté pádlo (C1P). V minulosti byla C1P vyráběna převážně ze dřeva. Každé pádlo má tři základní části a to list, dřík (žerď) a hlavičku (hrušku). Oproti jiným druhům pádel mají C1P nekonvexní tvar, tzn., že je na nich jasně znatelná tzv. záběrová a nezáběrová strana pádla (Nolan et al. 1982).

Rychlostní kanoistika je v našich zeměpisných šířkách sezónní sport. Díky klimatickým podmínkám není proto možné celoročně efektivně trénovat venku. V řadě případů je trénink na pádlovacím trenažéru, případně v bazénu s protiproudem, jedinou možností, jak udržet v zimním období kanoisty po stránce pádlování aktivní.



**Obr. 1:** Kanoistický trenažér (*zdroj: vlastní*)

Kanoistický trenažér, viz obr. 1, slouží k simulaci pádlování na C1 mimo vodní hladinu (Pendergast et al., 1989). První generace ergometrů byla opatřena odporovým mechanismem, ke kterému bylo pomocí lanek přiděláno C1P. Limitací tohoto zařízení byla skutečnost, že kanoista během záběrové fáze musel překonat odpor lopatkového setrvačnicku, který se následně, ve fázi přenosové, aktivně navíjel zpět a tzv. táhl pádlo kanoisty směrem vpřed. Nové generace těchto trenažérů používají již přístroje s magnetoelektrickou odporovou jednotkou. Hlavní nevýhodou těchto zařízení je umístění pozice těla kanoisty a poloha pádla během celého cyklu záběru, kdy jsou tyto pozice obráceny, v porovnání s technikou jízdy na vodě. Jeví se, že při jízdě na trenažeru dochází ke zkracování a změně směru pohybu obou paží (Pelham, 1992), zvláště ve 3. fázi záběru, viz kapitola 1.2.3. Pelham (1992) také poukazuje na to, že jízda na pádlovacím trenažeru neumožňuje od sebe oddělit jednotlivé fáze záběru.

Z uvedeného vyplývá, že použití trenažeru zejména pro začínající kanoisty je absolutně nevyhovující. Hrozí vybudování špatného pohybového stereotypu, viz dále. V porovnání s tím je pádlování v bazénu s proudem více přínosnější a efektivnější. Bohužel i zde se setkáváme s několika problémy, jako jsou omezený počet a velikost bazénů, počet pádlerů atd.

### **1.1.3 Shrnutí**

Z výše uvedeného vyplývá, že RK má v České republice, potažmo Evropě, mnohaletou tradici. Jedná se o celosvětově uznávané sportovní odvětví, které již delší dobu patří mezi tradiční olympijské sporty. Jenom v České republice bylo v roce 2019 evidováno celkem 10397 aktivních rychlostních kanoistů a kanoistek. Ročně je také vyškolen zhruba 35 – 40 nových trenérů RK (Hottmar, 2012). V tomto kontextu mají nové poznatky z kineziologie, biomechaniky, případně zátěžové fyziologie tohoto sportu značný význam.

## **1.2 Biomechanické aspekty techniky jízdy na C1**

Během jízdy na C1 kanoista klečí na jednom kolenu, druhá noha slouží jako opěrná (viz např. obr. 1). Na straně klečné nohy se současně pádluje. Asymetrická pozice těla společně se specifickou technikou pádlování generuje asymetrickou práci svalů (Rynkiewicz and Starosta, 2011). Lokomoční pohyb je ze samé podstaty tohoto sportu cyklický, vysoce intenzivní a je při něm zapojováno velké množství svalových jednotek (Pelham et al., 1992; Mann, 1983). Hlavní úlohu zde hrají především skupiny zádoových svalů, dále svalstvo trupu, paží a v konečném důsledku i dolních končetin. Kanoisté jsou tedy z pohledu tělesné kompozice urostlí sportovci s vypracovanou horní částí těla (Ochi, 2017), což též potvrzuje i Ackland (2003). Je-li během pádlování narušena celková souhra těchto svalových skupin, může to mít za následek nesprávné provedení techniky. To pak vede k nestabilitě plavidla, případně jiným nežádoucím stavům, které poté mohou vyústit i ve svalové blokády, o kterých pojednává kapitola 1.3.

V této kapitole shrneme poznatky o technice jízdy na C1 se zaměřením na záběr vpřed. Technikou se zde rozumí účelný způsob řešení pohybového úkolu, který je v souladu s možnostmi jedince, s biomechanickými zákonitostmi pohybu a uskutečňuje se na základě neurofyziologických mechanismů řízení pohybu (Dovalil a kol, 2009).

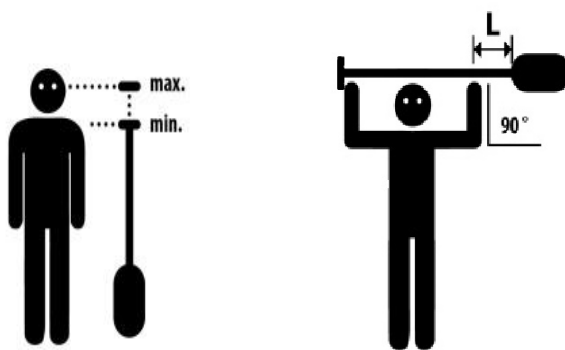
### **1.2.1 Obecné poznámky k technice jízdy na C1**

Správná technika pádlování je alfou a omegou jízdy na C1 a postupně se zdokonaluje s vývojem závodníka (Hottmar, 2011). Technikou pádlování se rozumí správné provedení jednotlivých fází záběru a jejich plynulá návaznost. Při opakovaně nekvalitně prováděném záběru dochází k zapojování nesprávných svalových skupin a k postupné fixaci špatného hybného stereotypu, který může vést ke svalovým dysbalancím a následným poruchám v držení těla, případně chybnému postavení v kloubech, jenž mohou zapříčinit zdravotní komplikace (Strnadová, 2004).

Jelikož není obvyklé, aby jezdec během tréninku na C1 pádloval na obou stranách, jedná se vždy pouze o unilaterální pádlování na pravé nebo levé straně. Tento proces dlouhodobého specializovaného tréninku může vyústit v asymetrické rozložení svalové hmoty a napětí ve svalech kanoisty (Sanchis-Moysi et al., 2011).

Poněvadž se jedná o sportovní techniku, během které dochází k převaze předklonu těla s rotací, jsou tito sportovci vystaveni většímu riziku výskytu přetížení hrudní kyfózy a bederní lordózy (López-Miñarro, 2008). Těmto svalovým dysbalancím se více věnuje kapitola 1.3.

Technika pádlování na C1 se skládá z koordinované série pohybů s pádlem, které mají za následek, že se loď pohybuje dopředu nejvyšší možnou rychlostí. Technicky správně provedený záběr je jedním ze základních pilířů úspěchů v kanoistice (Doktor, 2001). Základním požadavkem je plynulý pohyb kanoje (C) dopředu, bez nebo s minimálním vertikálním houpáním. V rychlostní kanoistice rozdělujeme čtyři základní techniky pádlování. Jedná se o pádlování s dynamickým vertikálním pohybem těla a rotací, pádlování s rotací trupu, techniku s pevnou pánví a techniku s rotovanou pánví (Szanto, 1994). Technická příprava je proces zaměřený na osvojování a zdokonalování sportovních dovedností, jimiž sportovec projevuje svůj výkonnostní potenciál ve složitých podmínkách soutěží (Choutka, 1991). Rychlost lodi a efektivita techniky je ovlivněna délkou a směrem záběru, vynaloženou silou na pádlo, přenesením pohybu na loď a frekvenci záběrů (Mareš, 2003). Délka záběru je v tomto případě ovlivněna nejenom tělesnými předpoklady sportovce (López - Plaza et al., 2016), ale též vhodně zvoleným pádlem. Ideální délka pádla je, když hlavička dosahuje sportovci ke kořenu nosu (Ježek, 2003). Správné uchopení pádla je patrné z obr. 2. S délkou pádla souvisí i ideální úhel pro vstup listu pádla do vody, který by měl být v rozmezí 35° až 40° (Plagenhoef, 1979).



**Obr. 2:** Volba výšky pádla a jeho držení (*zdroj: <https://tnp.cz/idealni-delka-padla/>*)

V rychlostní kanoistice je pětice nejčastěji používaných záběrů. Jedná se tedy nejenom o značnou jednostrannou zátěž axiálního systému kanoisty, ale též jeho celého těla. Nejvíce používaným a tudíž i nejdůležitějším záběrem pro jízdu na C1, je záběr

vpřed, kterému se budeme věnovat podrobněji dále v textu.

### **1.2.2 Technika provedení záběru vpřed na C1**

V roce 1986 Toro identifikoval 6 klíčových pozic techniky jízdy na C1 pro záběr vpřed. Jednalo se o pozice vertikální, dosah, vstup, kontrolní, vytažení a kontrolní – řídicí. Na základě těchto pozic rozdělil záběr do 5 fází – natažení, zasazení, tažení, řízení a přenos pádla vzduchem. Toro (1986) dále popsal 4 druhy techniky pádlování na kanoi. Pádlování s dynamickým vertikálním pohybem trupu a jeho rotací, pádlování s rotací trupu, rigidní technika pánve - stacionární kyčelní technika a dynamická technika pánve (Zahálka, 2011).

Jak uvádí Větrovský (2006), hlavním znakem pro techniku pádlování s dynamickým vertikálním pohybem trupu a jeho rotací je, že se tělo zvedá do vzpřímené a přetočené polohy na opačné než pádlovací straně k přeměně energie potencionální v energii kinetickou. Potom se celá váha těla přesune k vodě ve fázi zasazení záběru. Záběry jsou hluboké a dlouhé. Pádlo je vysoko nad vodou a má určité zpoždění před zasazením. Silové zasazení spolu se silným záběrem dobře zrychluje pohyb lodi, na druhé straně však vede ke zpomalení, pokud fáze přenosová trvá příliš dlouho.

Druhá technika pádlování, technika s rotací trupu, je specifická tím, že se střed horní poloviny těla pohybuje současně s pádlem. Rychlost pádla a lodi je v jednom cyklu více konstantní. Při tomto způsobu pádlování se loď pohybuje plynule. Pádlo po vytažení zůstává v průběhu přenosové fáze blízko vody. Přenos síly je zesilován současným pohybem boků a nohou.

Třetí technika pádlování na C1, technika s rigidní pávní, se vyznačuje tím, že jsou nohy a boky ve stacionární poloze. Zakleknutí je široké a pádlování se uskutečňuje pouze pohybem horní části těla. Tato technika je vhodná pro vysoké a svalově silně vybavené kanoisty. Je zde méně příležitostí k chybám v technice než při více komplexním pádlování s rotací boků (Větrovský, 2006).

Poslední, čtvrtá technika, je charakteristická tím, že během ní kanoista využívá zhruba 90 – 95% společného těžiště celkové váhy těla. Bok a rotace trupu se spojí při hlubokém náklonu dopředu a při zdvihání těla na konci záběru (Szanto, 1994).

Toroův mechanický popis techniky poskytl vynikající vodítko pro trenéry, ale neposkytl dostatečné informace, které by vycházely z kvantitativní analýzy techniky.

Jiný přístup nabízí Ježek (2003), který celý pohyb záběru vpřed dělí na práci ve vodě a nad vodou. Součková (2014), Čichoň (2006), Větrovský (2006), Castro (2009) a další autoři, kteří se ve svých pracích zabývají problematikou kanoistiky, dělí záběr vpřed na 4 fáze. Fází zasazení pádla do vody, fázi tažení pádla vodou, fázi vytažení a odhození a závěrečnou, přenosovou fázi. Práci ve vodě zde zastupují první tři zmíněné fáze. Při jednom cyklu záběru všechny tyto fáze navazují jedna na druhou. Jen tak je možné docílit plynulého pohybu lodi, který je velmi důležitý pro její rychlost i vlastní práci závodníka (Ježek, 2003).

Jak zmiňuje Kopečný (2011), během zahajující fáze záběru vpřed - zasazení, kanoista vkládá list do vody pomocí negativního vertikálního a pozitivního horizontálního pohybu. Těsně před vnořením pádla do vody převládá vertikální pohyb nad horizontálním, zatímco důraz všech segmentů záběru je horizontální. Hlavním úkolem této fáze je zasadit list pádla co nejvíce vpředu do vody (Train, 2004). Sportovec provádí předklon trupu s boční rotací tak, aby paže byly nad sebou. Spodní rameno je vysunuto dopředu, horní rameno je vzadu nad uchem. Bok pánve na záběrové straně je tlačěn vpřed. V tomto asymetrickém postavení těla dále dochází k mírnému náklonu stehna klečící nohy vpřed. Pohled směřuje před loď. Vlastnímu zasazení pádla předchází zpevnění svalstva.

V okamžiku opory pádla o vodu je zahájena druhá fáze záběru – tažení. Jezdec přenáší tlak z pánve přes přední nohu a záklek na pádlo. Přenos je proveden přitahováním celé pánve proti záběru a tlakem přední nohy vpřed, nikoliv dolů. V průběhu záběru je vpřed protlačen bok pánve na nezáběrové straně lodi. Záběr je prováděn postupným napřimováním trupu (Ježek, 2003). Nastává tedy výhradně horizontální pohyb těla, během kterého jezdec následně využívá sílu svalů trupu k maximálnímu pohonu C vpřed (Rynkiewicz and Starosta, 2013). Na konci záběru, kdy dochází k vytažení pádla z vody, jde tažná paže do mírné abdukce. Trup provádí extenzi a rotaci ke straně klečícího kolene. V kolenu a kyčli opěrné nohy dochází k extenzi, naopak klečná noha provádí flexi kolena a kyčle.

Během třetí fáze záběru, fáze vytažení, se snažíme o co nejrychlejší vytažení pádla z vody směrem nahoru, zhruba na úrovni klečné nohy (Ježek, 2003). Na úplném závěru této fáze je snaha o udělení co nejsilnějšího impulzu kanoi a tím pádem jejímu, co možná největšímu posunu směrem vpřed, kdy necháme loď tzv. klouzat po vodě (Zahálka, 2011).



Následuje čtvrtá, přenosová fáze, takzvaná relaxační. Během ní se jezdec snaží o maximální možnou relaxaci fázického svalstva. Dochází především k protlačení pánve vpřed, aby se zabránilo podsouvání lodě nohama a byl tím zaručen dokonalý přenos síly na rychlost lodě. Zároveň s tímto pohybem pánve se propínají obě paže a následuje současný předklon s rotací trupu tak, aby byl list pádla zasazen do vody co nejvíce vpředu pod ideálním úhlem  $35^\circ - 40^\circ$ , jak uvádí Plagenhoef (1979). Jelikož je jízda na C1 od začátku až do konce opakující se uzavřená dovednost, jedná se o cyklicky na sebe navazující stěžejní fáze záběru, jež jsou prováděny na jedné straně plavidla (Lok, 2013).

Samotná frekvence záběrů se logicky odvíjí od délky závodní tratě. Jak uvádí Zahálka (2011), během startovního tempa trvá jednotlivý záběr 700ms, což představuje tempo zhruba 86 záběrů/min. Při závodním tempu na vzdálenosti 200m a 500m dochází k prodloužení času na jeden záběr o 200ms. Každý záběr tedy trvá 900ms, což odpovídá tempu zhruba 67 záběrů/min. Na trati 1000m dochází opět k prodloužení doby jednoho záběru, který trvá 1100ms, což představuje frekvenci pádlování 55 záběrů/min (Zahálka, 2011). Z časové posloupnosti tedy vyplývá, že rychlost po sobě jdoucích startovních záběrů je vyšší než u ostatních traťových frekvencí. To je způsobeno tím, že na startu je potřeba získat co největší rychlost lodě během co nejkratšího času (Větrovský, 2006). Robinson et al. (2002) k tomu ještě dodává, že pro samotnou rychlost lodě je více důležitější frekvence pádlování než délka záběru samotného. Vrcholoví kanoisté dosahují během startu frekvence až 330ms/záběr, což představuje tempo 180 záběrů/min (Robinson et al., 2002). Tempo pádlování je samozřejmě závislé nejenom na délce závodní tratě, ale také na fyzických dispozicích jezdce.

Součková (2014) ve své studii uvádí, že fáze zasazení pádla do vody by měla odpovídat 13% doby celého záběru, fáze tažení 72 - 74% a fáze vytažení 11 - 13% záběru. Podle Robinsona et al. (2002) trvá fáze zasazení pádla do vody 20 - 26% z celkové doby záběru, fáze tažení je definována 26 - 46%, fáze vytažení trvá v rozmezí 0 - 20% a fázi přenosovou charakterizuje 25 - 35% z celkové doby záběru. Ideální procentuální rozložení fáze záběru je dle jeho studie poměr 22% z celkové doby záběru pro fázi zasazení pádla do vody, 42% pro fázi tažení, 5% pro fázi vytažení a 31% pro fázi přenosovou (Robinson et al., 2002).

### 1.2.3 Aktuální poznatky z kineziologie záběru vpřed na C1

Kanoistický záběr začíná dle Doktora (2001) v základní poloze v uvolnění, které následuje po vytažení pádla z vody. Během základního postavení klečí kanoista v zákleku nebo na klekačce na jedné noze. Dolní končetina – „přední“ by měla v kolenní svírat úhel 90 – 120° a chodidlo by mělo být mírně vytočeno špičkou ke straně, kde závodnice pádluje. Pánev by měla být protlačována vpřed, aby nedocházelo k tzv. zasedávání (Součková, 2014)

Jak popisuje Ježek (2003), tak je trup při zasazení pádla do vody v maximální flexi a paže jsou natažené před tělem. Po ponoření listu pádla do vody dochází k extenzi trupu. Tento pohyb je uskutečňovaný musculus spinalis a musculus quadratus lumborum. Zároveň s extenzí trupu dochází k jeho zpětné rotaci, kterou zajišťuje musculus obliquus internus abdominis a musculus obliquus externus abdominis. U těchto uvedených svalů dochází vlivem jednostranného zatížení k hypertrofii a tím svalové nerovnováze, protože párové protějšky těchto svalů nejsou toliko zatěžovány. Při zasazení pádla do vody a v první třetině fáze tažení mají paže funkci opory. V průběhu záběru se podíl práce paží zvětšuje. Ty pracují tím, že tlačí dolů ve směru jízdy a tím pomáhají zádovným svalům. Horní tlačná paže provádí mírnou horizontální addukci, tento pohyb provádí musculus pectoralis major, přední část musculus deltoideus na straně pádlování, horní strana musculus trapezius na straně opěrné nohy a krátká hlava musculus biceps femoris na téže straně. Projevem dlouhodobé práce těchto svalů je hypertrofie a zkrácení. Na pohybu horní končetiny se v této fázi podílejí jiné svaly než u horní končetiny, je to tím, že paže provádí extenzi ve spodní rovině. Na tažení spodní paže se tedy podílejí musculus latissimus dorsi na straně pádlování, střední a dolní část poloviny musculus trapezius na straně opěrné nohy, zadní hlava musculus deltoideus na straně pádlování a dlouhá hlava musculus triceps brachii na téže straně. I u těchto svalů je běžná hypertrofie a zkrácení svalů. Při celém průběhu záběru ve vodě je v tenzi břišní svalstvo. Důvodem je lepší výchozí pozice pro přenos síly z pádla na loď a také lepší stabilita. Pohyb trupu a horních končetin se s přechodem na užší loď doplňuje o aktivní práci dolních končetin (Ježek, 2003). Při analýze svalové práce je potřeba se věnovat především hlavní fázi záběru, tj. zasazení a tažení pádla vodou, kde dochází k největšímu napětí ve svalových partiích, které se na záběru podílejí (Sůsa, 2014).

Vycházíme-li z výše popsané techniky, můžeme pohyb v jednotlivých kloubech popsat následovně. Pohyb horní tlačné paže vychází z flexe ramenního kloubu  $160^\circ$  (odvozeno od sagitální roviny). Z této výchozí pozice pro záběr, kdy je pohyb tlačné paže veden do extenze a mírné horizontální addukce. Pohyb tlačné paže končí v  $80^\circ$  flexe, sagitální roviny. Pro dolní, tažnou paži, je výchozí poloha  $80^\circ$  flexe v ramenním kloubu. Pohyb je veden do extenze a končí v  $0^\circ$  sagitální roviny. V závěru záběru, kdy nastává vytažení pádla z vody, jde tažná paže do mírné abdukce (Ježek, 2003). Součková (2014) popisuje fázi zasazení pádla do vody jako lokomoci, kdy se spodní rameno předsouvá před rameno horní paže a určuje zasazení pádla do vody v optimálním úhlu.

Trup se naklání vpřed a přetáčí se v zádech. Horní paže by měla být rovnoběžně se spodní paží. Na pádlo je potřeba se tzv. pověsit, aby zabíraly hlavně zádové svaly. Paže jsou při zasazení pádla nataženy. Spolu s trupem se dopředu dostávají i nohy a utvářejí tak správné podmínky pro efektivní zasazení pádla do vody. Hlava je v prodloužení trupu. Pohyb celého těla by měl být plynulý, nepřerušovaný a veden jako celek. Trup provádí extenzi a rotaci ke straně klečného kolene. V koleni a kyčli opěrné nohy dochází k extenzi, naopak klečná noha provádí flexi kolena a kyčle (Ježek, 2003).

Při zdvihu trupu následuje v opěrné noze extenze v kolenním kloubu a extenze v kyčelním kloubu. Na těchto pohybech se podílejí v koleni musculus quadriceps femoris a dále v kyčli musculus gluteus maximus a musculus biceps femoris na straně klečné dolní končetiny. Zároveň tato dolní končetina provádí flexi v koleni a kyčli, na které se podílejí tyto svaly - v koleni jsou to musculus biceps femoris, musculus semitendinosus, musculus semimembranosus, musculus gracilis, musculus sartorius a musculus gastrocnemius a v kyčli jsou to musculus iliopsoas, musculus tensor fasciae latae, musculus sartorius a musculus rectus femoris (Ježek, 2003). V konci přitahování je pro plynulý pohyb loď zásadní tlačít bok klečné nohy proti pádlu. To má za efekt akceleraci loď v konci záběru a lepší výchozí postavení těla pro další fázi záběru, kterou je vytažení (Procházka, 2016). Ve všech popsaných svalech dochází ke zvýšenému napětí, k jejich zkrácení a hypertrofii. Jsou to párové skupiny, proto je záměrně uvedeno, která strana svalu se na práci podílí, aby bylo patrné, jak ke svalovým dysbalancím dochází (Ježek, 2003).

Z popisu základního postavení – zákleku na C1 je zřejmé, že axiální systém, potažmo pánevní oblast, jsou zatíženy pouze vlastní vahou horní části těla. V této pozici

nepůsobí na jezdce žádné jiné vnější síly, které by se nějakým způsobem podílely na zatěžování posturálního systému, pomineme-li však fakt, že kanoista musí vyvažovat rovnováhu C1 na vodní hladině. Jako podstatné je však nutné upozornit na asymetrické postavení pánve, které se dále přenáší na celý axiální systém a ovlivňuje tím jeho finální postavení, viz kapitola 1.3.

Spojení páteř – pánev tvoří jeden hybný celek, jehož hlavním převodníkem je sakro – iliakální (SI) spojení. Ač v tomto kloubu dochází k pohybům nevelkého rozsahu, má tento pohyb velmi významný vliv pro funkci pánve jako celku, což může samozřejmě negativně ovlivnit vznik nejenom svalových dysbalancí, ale následných onemocnění axiálního systému – svalové blokády (Tichý, 2000), viz další kapitola.

S ohledem na uvedené poznatky je nutné zmínit skutečnost, že některé studie, provedené od roku 1970, popisují měření kinematických a kinetických dat za použití biomechanické analýzy (Smith, 2010). Jedná se ale převážně o laboratorní měření na trenažérech, které simulují jízdu na vodní hladině, jak je uvedeno v kapitole 1.1.2. Protože se nepodařilo dohledat studii, která by provedla kineziologický rozbor záběru vpřed na C1 s ohledem na možná přetížení posturálního systému, nabízí se možnost věnovat se tomuto problému zde, v této práci.

### ***1.3 Vybrané poznatky z funkční anatomie a kineziologie posturálního systému***

Tato kapitola je věnována podrobnějšímu popisu funkční anatomie posturálního systému (PS) a jeho významu během jízdy na C1. Jedná se bezesporu o nejdůležitější oblast těla kanoisty, která je aktivní během všech fází záběru a na niž jsou během jízdy samotné kladeny nemalé nároky, což též uvádí Campbell et al. (2005).

Posturu chápeme jako aktivní držení pohybových segmentů těla v rámci působení zevních sil. Je součástí jakékoli polohy a není synonymem pouze pro vzpřímený stoj, udržující neutrální pozici těla proti gravitaci (Konvičková, 2007; Dylevský, 2007). Z toho lze usuzovat, že během prostého zákleku v C1 je celý PS jezdce v asymetrickém zatížení, které se zvětšuje během pádlování, kdy dochází nejenom ke změně poloh segmentů těla kanoisty, ale také ke změně polohy těžiště.

Kanoisté pádlují v předozadním pohybu těla (Rynkiewicz and Starosta, 2013). Představíme-li si tedy trajektorii a průběh záběru vpřed, je pochopitelné, že v oblasti pánve i v celém axiálním systému (AS) bude docházet během jednoho cyklu záběru k mnohem většímu unilaterálnímu zatížení těla probanda. V souvislosti se specifickou technikou pádlování na C1 by si tento fakt měli uvědomit nejenom jezdcí samotní, ale i jejich trenéři (Humphries, 2000). Přetěžování či asymetrické zatěžování bez dostatečné kompenzace jsou hlavní příčiny, které vedou ke svalovým dysbalancím. (Hošková, 2012; Knížetová, Kos, 1989).

### 1.3.1 Axiální systém a jeho stabilita

Základem AS je páteř – columna vertebralis, která se dělí do 5 primárních oblastí a tvoří ji 33, potažmo 34 obratlů. Tyto segmenty jsou od sebe odděleny 23 meziobratlovými ploténkami. Pružnost a zároveň pevnost tohoto celku zajišťují vazy, spojující všechny obratle, kost křížovou a kostrč po přední i zadní ploše obratlových těl. Nejmhutnější vazy jsou v oblasti bederní páteře. Jejich tah udržuje normální polohu páteře a šetří sílu vzpřimovačů trupu (Linc, 2004), jak je dále uvedeno v kapitole 4.1.

V důsledku neadekvátního unilaterálního přetěžování může docházet ke vzniku skolióz (Sarcevic, 2010). Vyšší procento hyperkyfotického držení těla kanoistů bylo zjištěno ve stoji než během zákleku v C1 (Lópeze-Miñarra, 2008). Hovoříme-li o těchto stavech, nesmíme opomenout pojmy horní a dolní zkřížený syndrom, které se negativně promítnou do postavení segmentů těla kanoisty. Tato problematika je popsána dále a poté následně v kapitole 4.1.

Meziobratlová ploténka slouží především jako tlumič a současně odděluje obratle mezi sebou (Franklin, 2007). Je to vazivová chrupavka s elastickým rosolovitým jádrem (Dylevský, 2000). Z důvodu vzpřímeného postavení těla během dne dochází ke stálému tlaku na tyto tlumiče a jejich stlačení, které se zvyšuje při působení jednostranné zátěže.

Samotný popis hybnosti páteře je velmi komplexní úkol. Jako funkční jednotka může být biomechanicky popsána jako šesti stupňová kinematická spojka, zahrnující nelineární ohybovou tuhost (Smith, 2008). Je tedy logické, že pokud dochází k neadekvátnímu zatížení celého AS sportovce po delší dobu, projeví se zákonitě

působení těchto sil na stavu a tvaru jednotlivých segmentů systému, s čímž se také ztotožňuje López-Miñarro et al. (2008). K obdobnému závěru dospěl i Gallagher et al. (2016), jenž popisuje zvýšený výskyt hrudní kyfózy ve stoji u jedinců, kteří dělají sport s převahou předklonu trupu. S tímto koresponduje i výsledek studie Ruska et al. (2003), který během svého laboratorního pozorování zjistil zvýšený výskyt hrudní kyfózy u běžkařů Norského národního týmu.

Přesné podstaty funkčních mechanismů zatížení páteře a následně AS během pohybu člověka nejsou doposud dobře pochopeny ani definovány. Z dostupné literatury je však známo, že každý kloub lidského těla má svůj typický fyziologický vzorec pohybu, který vychází z pohybů přirozených (Tichý et al., 2010). Tyto pohyby se uskutečňují díky hlavní hybné jednotce, kterou je sval. Ne všechny kosterní svaly kolem kloubu se však chovají stejně. Jak uvádí Tichý et al. (2010), svaly hrají dominantní roli v udržování polohy těla, nastavování různých segmentů těla vůči sobě navzájem a přesouvání těla z bodu A do bodu B.

Fázické svaly, které mají převahu bílých vláken, slouží více pohybu a dochází u nich k ochabování. Oproti tomu skupina posturálních svalů, jenž mají převahu červených vláken, slouží převážně k udržení polohy těla. Takovéto svaly mají výraznou tendenci ke zkracování (Tichý et al., 2010). To potvrzuje Kabelíková a Vávrová (1997), které dodávají, že se jedná buď o hyperaktivitu svalovou, která vede ke svalové hypertonii a tím sekundárně k poškození vlastní funkce svalu. Naopak nedostatek zapojování do pohybových programů vede ke svalové hypotonii a následně pak opět k poškození funkce svalu s možností ovlivnění dalších svalových řetězců, o kterých je pojednáno níže.

Páteř stabilizuje trup a zároveň umožňuje volnost pohybu v rámci fyziologických mezí (Smith, 2016). Jelikož se jedná o anatomicky velmi složitou oblast, je důležité mít dostatečné znalosti k pochopení biomechaniky pohybu kanoisty během záběru na C1. Důsledkem chybně zvolené a následně zafixované techniky pádlování může v pozdější době dojít ke svalovým dysbalancím, které mohou vyústit ve vážnější zdravotní komplikace. Jedná se nejprve o svalové i kloubní blokády, které se později projeví degenerativním opotřebením pohybového aparátu jedince. Pokud je jednostranný trénink v jakémkoliv sportovním odvětví prováděn po dlouhou dobu, dochází k výraznějšímu (již nefyziologickému) zakřivení páteře v sagitální rovině. Jedná se o zakřivení, která ovlivňují mechanické vlastnosti a způsobí přetížení obratlů a meziobratlových plotének (Keller et al., 2005). Prohloubení lordotického a kyfotického

zakřivení páteře narušuje její celkovou stabilitu (Smith, 1991). Tento dopad se ještě zvýrazní příliš velkou a nevhodnou tréninkovou zátěží. Trvá-li takové tréninkové zatížení několik let, může se odrazit ve zvýšeném výskytu poruch páteře u konkrétního sportovního odvětví. Validně bylo prokázáno zvýšení úhlu hrudní kyfózy a bederní lordózy jako následek kumulace tréninkových jednotek v průběhu růstu páteře (Wojtys et al., 2017). Jako výsledek adaptace na pozici trupu během záběru na C1 byla u mnoha kanoistů naměřena hrudní hyperkyfóza (López-Miñarro et al., 2008). Trvalá hrudní kyfóza společně s flekčním držením trupu ztěžují dýchání a tím negativně ovlivňují výkon (Véle, 2006). Tyto změny v zakřivení páteře mohou potenciálně zapříčinit vznik tzv. low back pain (Harrison et al., 2005; Cholewicki, 1996), což je mezi kanoisty velmi rozšířený stav (Kameyama et al. 1999). Jednou z hlavních mechanických funkcí bederní páteře je stabilizace horní části těla při přenosu tlaků a sil do spodní části těla během jakékoliv tělesné aktivity (Cholewicki, 1996). Pokud je v oblasti bederní páteře zvýšené lordotické zakřivení, tak se zvyšuje tlak na meziobratlové ploténky. Jestliže není tento problém kompenzován, dochází k opotřebovávání ploténky i obratle a následně k trvalým degenerativním změnám. Mezi další příznaky přetížení bederní páteře patří anteverze pánve, změna ve stereotypu chůze, bolest lumbo – sakrálních (L/S) segmentů a posunutě těžiště těla vpřed (Hošková, 2007).

Funkční stabilita závisí na integrované lokální a globální funkci svalů. Mechanická dysfunkce stability zahrnuje segmentální (artikulační) a multisegmentální (myofasciální) dysfunkci. Tyto poruchy se vyskytují jako kombinace omezení normálního pohybu a souvisejících kompenzací. Dysfunkce stability odpovídá místu a velikosti namáhaného segmentu (Comerford. 2001). Postupně dochází ke vzniku nesprávných motorických stereotypů, které často přetrvávají i po vymizení primární příčiny. Vlastní stabilita bederní páteře a L/S přechodu je ovlivněna mnoha faktory. Stabilizační systém páteře je tvořen třemi subsystemy. Pasivním (obratle, obratlové disky, ligamenta), aktivním (svaly s přímým vlivem na páteř) a neurálním subsystemem, který ovlivňuje stabilitu páteře prostřednictvím aference z receptorů a následného řízení výkonné složky. Dysfunkcí jednoho z těchto subsystemů může dojít k okamžité kompenzaci – k normalizaci funkce a dlouhodobému adaptačnímu procesu jednoho nebo více subsystemů. Tím poté dochází ke změně stabilizačního systému nebo k postižení jedné nebo více složek některého systému (s jeho celkovou dysfunkcí), která vede např. k bolestivému syndromu bederní páteře - low back pain (Suchomel, 2004). Tento fakt ve

své práci, které se zúčastnilo více jak 600 kanoistů, zmiňují též Abraham a Stepkovitch (2012) nebo Haley (2009) jehož studie se zúčastnilo 278 probandů.

### 1.3.2 Pánev a její vliv na posturu

Véle (1997) popisuje pánev jako kostěný segment osového orgánu, který tvoří spojení mezi páteří a dolními končetinami. Jak uvádí Linc (1988), jako celek je pánev (pelvis), tvořena spojením kostí pánevních – (ilium), křížové – (sacrum) a kostrční – (coccyx). Prostřednictvím kosti křížové dochází k přenosu a rozložení váhy trupu, hlavy a horních končetin směrem dolů. Kost křížová, kostra pánve a kyčelní klouby tvoří opěrný systém, jehož jednotlivé články tlumí a přenáší zatížení horní poloviny těla na dolní končetiny (Dylevský a kol., 2009). Přenos takového zatížení musí logicky fungovat i v opačném směru, tzn. přenos sil z dolních končetin na osový skelet člověka. Oproti nim Čihák (2001) tvrdí, že pelvis je pevný kruh, který vzniká skloubením kosti křížové s oběma kostmi pánevními, jejich spojením pánevními vazy a spojením obou kostí pánevních ve sponě stydké. Tímto spojením vzniká pevný kruh. Z poznatků Dylevského (1997) je nutno ještě doplnit skutečnost, že pružnost celého tohoto kruhu je ovlivněna pohybem v křížokyčelním kloubu.

Obě kosti pánevní jsou vpředu spojeny ve sponě stydké – symphysis pubicis. Mezi pánevními kostmi a kostí křížovou je spoj, který se nazývá křížokyčelní kloub (SI kloub). Jedná se o velmi tuhý kloub s minimální pohyblivostí, jenž je poněkud atypický. Má sice všechny součásti jako jiný kloub, ale pohyblivost v něm je minimální (Káše, 1995). Tichý (2008) však ještě upozorňuje na to, že ač v tomto kloubu dochází k pohybům nevelkého rozsahu, má tento pohyb velmi významný vliv pro funkci pánve jako celku. S tímto tvrzením se ztotožňuje i Kubátová a Pyšný (2006), kteří však ještě konstatují, že i sebemenší pohyblivost v křížokyčelních kloubech, sponě stydké nebo pánevních vazech hraje významnou roli pro sklon pánve a tím i optimální funkci bederní a dolní hrudní páteře jako celku. Jak zmiňuje Dylevský (2000), na pohybu v křížokyčelním kloubu se významně podílejí ligamenta sacrospinale et sacrotuberala. Tyto struktury omezují kývavé pohyby v articulatio sacroiliaca. Samotná váha trupu přenáší zatížení na horní okraj kosti křížové směrem vzad do pánevní dutiny. V důsledku kývání sacra kolem horizontální osy během chůze se dozadu naklání kostrč a dolní konec sacra. Pohyb horního konce kosti křížové zastavují vazy SI kloubu.



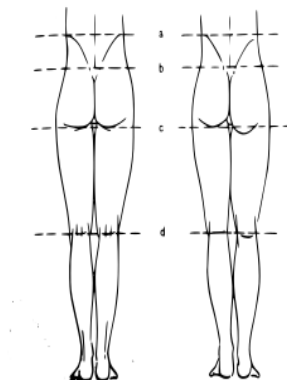
Kubátová a Pyšný (2006) prezentují, že rozhodující pohyb pánve se uskutečňuje především v kloubech kyčelních, odkud je dále přenášen na bederní páteř. Zásadním statickým problémem ve vzpřímené poloze těla je postavení pánve, která velmi citlivě reaguje na délku dolních končetin a tím ovlivňuje zakřivení páteře ve frontální rovině (skoliotické zakřivení páteře) a její sklon ve směru předozadním a tím ovlivňuje zakřivení páteře v sagitální rovině - bederní lordózu a hrudní kyfózu. Nestejná délka dolních končetin má tak vážné důsledky pro statiku páteře. To také vyplývá ze studie Gajdosika et al. (1994), který prokázal, že změna délky hamstringů může ovlivnit pozici pánve a trupu. K obdobnému závěru dospěl ve své práci také Alacid et al. (2011), který sledoval působení vlivu hamstringů u trénovaných cyklistů na zakřivení páteře a postavení pánve. Pánevní sklon dále významně ovlivňuje nejen zakřivení páteře (od bederní oblasti až ke krční, vč. držení hlavy), ale také postavení kloubů dolních končetin (kyčelních, kolenních, hlezenních a kloubů nohy).

Příčinou bolesti v bederní oblasti může být mimo jiné zablokování v SI kloubu. Pohyby samotné pánve nejsme schopni provádět ve velkém rozsahu, nicméně uvolňování pánevní oblasti je velmi důležitou součástí pohybových programů. Pánevní sklon přímo ovlivňují flexory kyčelního kloubu, z nichž nejdůležitější jsou musculus iliopsoas, musculus quadriceps femoris a tensor fasciae latae. Dále to jsou abduktory kyčelního kloubu – musculus gluteus medius a minimus a extenzor musculus gluteus maximus. Z oblasti trupu jsou to jednak bederní vzpřimovače, jednak musculus quadratus lumborum a v neposlední řadě břišní svaly – musculus rectus abdominis, musculus obliquus externus abdominis, musculus transversus abdominis, musculus obliquus internus abdominis, Následují svaly na zadní straně stehna (ischiokrurální svalstvo) – musculus biceps femoris, musculus semitendinosus a musculus semimembranosus provádějící extenzi kyčelního kloubu a flexi kolenního kloubu, flexory kolenního kloubu – musculus popliteus a musculus triceps surae (Bursová, 2005).

Otázkou je, jaké je správné postavení pánve? Dylevský a kol. (2000), stejně tak i Čihák (2001) se shodují na tom, že u stojícího člověka rovina vchodu pánevního svírá s horizontální rovinou úhel 60°.

O zešíkmení pánve hovoříme tehdy, nejsou-li zadní horní trny kosti kyčelní, hýžděové a podkolení rýhy ve vodorovné linii, jak je vidět z obrázku č. 3. Tichý (2000) na něm charakterizuje linií B spojnicí mezi zadními horními trny kosti kyčelní, linií C a D jako hýžděové a podkolenní rýhy. Nenachází-li se výše zmiňované útvary v rovině,

dochází tzv. k zešíkmení pánve. Dle něj může za tento stav většinou jednostranně plochá noha, kratší dolní končetina nebo skolióza páteře.



**Obr. 3:** Zešíkmení pánve (zdroj: Tichý: *Funkční diagnostika pohybového aparátu*)

Zakřivení páteře jsou ve fyziologických mezích tehdy, pokud jsou ve shodě s pravidly statiky (Véle, 1995). Na postavení pánve má značný vliv tzv. dolní zkřížený syndrom, který vzniká v oblasti beder (Janda, 2001). U něj zjišťujeme dysbalanci mezi slabými svalovými páry, do kterých patří musculus rectus abdominis, musculus gluteus maximus, musculus gluteus medius a minimus a zkrácenými svalovými páry, kterými jsou sval musculus iliopsoas, musculus rectus femoris, musculus lumborum erector spinae, musculus quadratus lumborum a musculus tensor fasciae latae. Vzájemný vztah mezi těmito svalovými skupinami a jejich participací na dolním zkříženém syndromu uvádí ve své práci Hides (2010), Mendis (2010), Rynkiewicz and Starosta (2011) a řada dalších.

Na klopení pánve se podílí několik proti sobě působících svalových skupin – antagonistů, které udržují stabilní pozici pánve – její neutrální postavení (o jejich práci ještě bude zmínka v kapitolách 1.3.2 a 1.3.3). Nefyziologické klopení pánve je funkční změna, která může pánev postihnout. Jedná se o poruchu postavení pánve ve směru předozadním, které je důsledkem funkčních poruch kosterních svalů.

Těmito antagonisty jsou především mm. recti abdominis, musculus erector trunci a svaly zadní skupiny stehna (hamstringy), jak uvádí Tichý (2000). Podle Dylevského a kol. (2000) se na postavení pánve podílejí svaly zádové, svaly břišní, svaly kloubu kyčelního a svaly pánevního dna. Působením vybraných svalových skupin, jež se podílejí na klopení pánve, se ve své studii zabýval i (Sanchis-Moysi, 2011),

který sledoval asymetrii hýžd'ových svalů a musculus iliopsoas u fotbalistů a tenistů, tedy jednostranně zaměřených sportů, kde dochází k unilaterálnímu zapojování svalových struktur.

K prohnutí v bederní části páteře, tzv. bederní lordóze, dochází v důsledku svalové nerovnováhy mezi ochablými břišními a hypertrofovanými bederními svaly. Mezi ně, mimo jiné, patří i musculus iliopsoas. Podle Lince (2004) rozeznáváme 3 skupiny břišních svalů, dorzální, ventrální a laterální. Společná činnost břišních svalů se projevuje různě, podle toho, která část trupu je zatížena. Při fixované pánvi trup předklánějí nebo uklánějí. Při fixovaném hrudníku mění pánevní sklon. U fixované pánve a bederní páteře stahují žebra. Uplatňují se tedy jako stabilizátory jak hrudníku a páteře, tak i pánve. Jak shodně popisuje Kolář (2002), patří mm. recti abdominis do skupiny společně se skupinou hýžd'ových svalů, k tzv. fázickým svalům, jenž mají tendenci k ochabnutí. Oproti tomu svaly zadní skupiny stehna a zádové svaly mají tendenci ke zkracování a zbytnění. To je způsobeno tím, že jejich hlavní funkcí je zajištění stability a fixace těla při pohybu (Kolář, 2002). Důsledkem hypotonie břišních svalů a hypertrofie svalů oblasti pánve a beder je postižení zvané dolní zkřížený syndrom (Janda, 2001). Touto svalovou dysbalancí, dochází ke specifickému vysazení pánve - anteverzi. Oslabené hýžd'ové a břišní svaly uvolňují pánev, která se naklání dopředu (Razimová, 2012) a svaly v bederní oblasti se dostanou do zvýšeného napětí. Tím pádem je kladen zvýšený tlak na meziobratlové ploténky v této oblasti, které jsou tak nadměrně zatěžovány. Příčinou jsou především špatné pohybové návyky, jednostranně zaměřené sportovní aktivity a jejich nedostatečná kompenzace, či absence pohybu.

### **1.3.3 Pletenec ramenní a jeho vliv na posturu**

Pletenec horní končetiny je neúplný, horizontálně uložený řetězec kostí, který vpředu uzavírá hrudní kost. Kromě lopatek, které ale nejsou k sobě spojené, jsou zde jen svaly. Kostěné segmenty pletence jsou sice spojeny jen dvěma tzv. pravými klouby, ale specifické připojení lopatky k hrudní stěně, v tzv. thorakoskapulární spojení, znamená vznik dalšího pohyblivého spoje. Pasivní komponentou pletence horní končetiny je klíční kost, lopatka, hrudní kost a jejich spoje. Aktivní komponentu tvoří svaly pletence. (Feneis, 1996; Konvičková, 2007).

Ramenní kloub je kulovitý, volný kloub, spojující volnou horní končetinu s ostatní kostrou. Na tomto spojení participují pažní kost, lopatka a klíční kost. Pouzdro ramenního kloubu je volné, dlouhé a na přední straně slabé a zesilují ho dva typy vazů, kdy se jedná o jakýsi závěs hlavice humeru. Stabilita tohoto kloubu je zajištěna především svaly (Vatěrová, 2006). Jde o značně složitý kloub a to především proto, že je zavěšený do vazů z přiléhajících kostěných částí, stabilizovaný však jen aktivitou okolních svalů (Feneis, 1996).

Lopatka svým typickým tvarem ploché kosti s několika poměrně mohutnými výběžky, slouží především jako plocha pro začátek, popř. úpon svalů, pohybujících pletencem horní končetiny (Dylevský, 1997), (Linc a Doubková, 2004). Je spojena s trupem pouze prostřednictvím klíční kosti (art. acromioclavicularis a art. sternoclavicularis). Z toho je zřejmé, že lopatka komunikuje s trupem především prostřednictvím kosterních svalů. Lopatka a její pohyby jsou tedy velmi důležité pro pohyb celé horní končetiny. Kosterní svaly, které mají jeden úpon na trupu a druhý na lopatce, se podílejí na přenosu svalových řetězců z trupu na horní končetinu či naopak. Tím se samozřejmě podílejí i na přenosu patologických (chybných) svalových řetězců, podle toho, kde leží primární příčina patologického řetězce (Tichý, 2008).

Horní zkřížený syndrom, jenž svou svalovou dysbalancí významně ovlivňuje funkci celé páteře, vzniká v oblasti pletence ramenního, při přechodu krční a hrudní páteře (Janda, 2001). Je definován jako nesoulad mezi prsními svaly a svaly mezi lopatkovými. Přetížené zkrácené šíjové a trapézové svaly omezují poté normální hybnost krční páteře (Razimová, 2012). Toto se bohužel děje jak při jízdě na C1, tak i na kajaku, kdy jsou probandovy paže po celou dobu pádlování v předpažení. Tím dochází k významné přestavbě v postavení obratlů hrudní páteře ve smyslu kulatých zad - hyperkyfózy (Tichý, 2000. Lewit, 1996).

Ve spojitosti s uvedenými poznatky lze konstatovat, že jízda na C1 je náročná nejenom na techniku pádlování a stabilitu na lodi, jak bylo uvedeno v kapitole 1, ale také na fyziologické a biomechanické změny postury kanoisty. Budeme-li vycházet z tvrzení, že velké a složité věci jsou složité z malých a jednoduchých částí, je logické, že malá změna osového systému jezdce s sebou nese velké změny v celkovém provedení záběru a opačně. Počínaje např. tím, že různé postavení lopatky následně ovlivňuje velikost napětí v ramenních svalech (Picco et al., 2003) nebo konče výsledkem studie Rynkiewicz a Starosta (2013), kteří zjistili, že zvýšená rotace krční páteře je spojena

s vyšší rychlostí plavidla. Takováto rotace však po určité době vede ke vzniku funkční blokády krční páteře (zvýšené napětí v oblasti svalů v oblasti krku a šíje na jedné straně).

#### **1.3.4 Kvalita pohybového projevu a pohybové stereotypy**

Každá lokomoce je výsledkem centrálně řízeného programu, vychází z jistého držení těla (postury, atitudy) a je prováděna ve zkříženém vzoru. Kvalita pohybového projevu závisí na souhře svalových řetězců, vedoucí k udržování postury v klidu i při samotném fázickém pohybu (Mrůzková, 2011). Aktivace takového systému se děje pomocí reflexu, jenž je funkční jednotkou nervové soustavy. Proces řízení pohybu probíhá oboustranně výměnou informací mezi řídicími orgány CNS a výkonným pohybovým aparátem. Volní pohyb vzniká reakcí na podnět různé povahy (Véle, 2006; Trojan, 2005).

Proces řízení je funkcí nervové soustavy. Obecně lze říci, že se jedná o obousměrný přenos informací mezi odesílatelem (mozkem) a adresátem (svaly). Během přenosu zprávy dochází ke zkreslení informace, a proto je bezpodmínečně nutná průběžná kontrola procesu řízení, aby řízení dosáhlo svého cíle. Čím je pohyb pomalejší, tím je počet korektivních cyklů větší a pohyb je přesnější. Zamýšlený pohybový záměr vzniká na základě zhodnocení současné situace okolí a anticipace (předjímání) bezprostředního vývoje situace. (Véle, 1997).

Jednodušší pohybové vzory jsou uloženy v míše a mají reflexní povahu. Složitější motorické programy jsou uloženy v podkorových oblastech mozku (Véle, 2006). Tím pádem dochází k transformaci kvadropední lokomoce na bipední. Napřimování páteře se změnou postavení pánve patří mezi zásadní procesy evoluce člověka. Zásadně se tím mění zatěžování předního biomechanického sloupce páteře tvořeného obratlovými těly, disky a podélnými vazy z tahu na permanentní tlak a v zadních sloupcích, tvořených klouby obratlů a jejich strukturami z původního tlaku na tah (Gillen, 2007). Do kinematické komponenty AS patří různé svalové struktury, mezi které řadíme především hluboké a povrchové zádové svaly, břišní a krční svaly. Svalstvo páteře má dvě funkčně oddělitelné části. Posturální svalstvo je téměř výlučně ovládáno mozečkem a gama systémem nervových vláken. Tento systém pracuje mimo aktivní vědomí, a proto nejsme schopni tyto svaly při přetížení vypínat (Gillen, 2007).

Neúmyslné, mimovolní pohyby zabezpečuje opěrná motorika, která slouží ke kontrole vzpřímeného postoje, rovnováhy těla a polohy těla a hlavy v prostoru. Opěrná motorika je zajišťována řadou reflexních pohybů (např. posturální, vzpřimovací, statokinetické reflexy). V průběhu života se na základě vrozených pohybových reakcí utvářejí nové formy pohybů. Úmyslné, volní pohyby zabezpečuje motorický systém pohybu. Výsledkem je pak úmyslný, cílený pohyb, transformace myšlenky a představy na pohybovou aktivitu. Podmínkou pro vykonání cíleného pohybu je zaujmutí určitého postoje, z čehož plyne, že řízení úmyslných a neúmyslných pohybů spolu úzce souvisí. Úmyslné pohyby jsou účelové reakce, kterým se člověk v průběhu života učí (Handzo, 1988). Vlivem tréninku se mění jak aktivní, tak pasivní složka pohybové soustavy. Souběžně se vznikem a upevňováním nových forem pohybové činnosti, tj. pohybových návyků, se zdokonaluje koordinace činnosti hybných jednotek téhož svalu a koordinace funkce různých svalových skupin (Sobolová, Zelenka, 1973).

Pohybové reakce označujeme jako pohybové vzory (Orth, 2009, Véle, 2006), které tvoří jakousi pohybovou matici (Véle, 1997). Biomechanické situace, v nichž se naše tělo může ocitnout, a motorické reakce na podněty z nich vyplývající jsou rozmanité, ale přesto se do jisté míry neustále opakují. Opakující se situace a z nich vyplývající stejné zpětnovazebné informace vyvolávají vytvoření přesných vzorců pro jednotlivé pohybové činnosti – pohybové stereotypy (Čermák, Chválová a Botlíková 1998). Jedná se o soustavu podmíněných a nepodmíněných reflexů. Velkou roli zde hraje i tzv. plasticita mozku, která jak známo s věkem klesá (Lewit, 1996). Jde o svalovou spolupráci zapojováním jednotlivých svalových skupin do pohybu, které se fixují pohybovými stereotypy (Vatěrová, 2006), s čímž souhlasí i Kolář (2006).

Chybně vybudovaný pohybový stereotyp lze jen velmi těžko přeučit (Mrůzková, 2011). Při každé činnosti, kterou člověk provádí je nezbytná jednak svalová síla a jednak svalová souhra (koordinace). Na základě zabudovaných (vrozených) informací posturálního vzorce (fixed pattern), se nemusí člověk ovládní polohy těla učit (Strnadová, 2004). Základem polohové koordinace je funkční rovnováha svalstva, které zajišťuje postavení jednotlivých částí těla. Jakékoliv narušení této rovnováhy, tzv. svalovou dysbalancí, můžeme chápat jako poruchu koordinace (Čermák, Chválová a Botlíková , 1998). Jak popisuje Véle (1997), jsou-li do pohybu zapojeny dva a více svalů, vzájemně svázaných (mezi které je včleněna volná nebo pohyblivá kost či šlašitý útvar) a jejich směr je přibližně shodný, hovoříme

o tzv. svalovém řetězci. V důsledku spojení jednoduchých svalových řetězců do složitějších komplexů, jenž umožňují ploché fascie, může dojít k funkčnímu spojení např. mezi pletencem ramenním jedné strany a pletencem pánevním druhé strany (Vatěrová, 2006), což je typickým příkladem pro jednostranné zatížení sportovce během jízdy na C1.

Lokomoční projev člověka je určen množstvím a kvalitou pohybových stereotypů. Pokud jsou však tyto negativně ovlivněné (jednostrannou zátěží), vznikají kvantitativní disproporce v jejich zapojování. Ty způsobí adaptační tendence pohybových stereotypů vedoucí ke svalovým dysbalancím (Kolář, Kopřiva, Kopřivová, 1988). Příčinou těchto dysbalancí a následného nesprávného pohybového stereotypu je převaha tonických svalů nad svaly fázičnými (Hošková, Matoušová, 2007).

Na úrovni kloubů a kloubních ploch hovoříme o fyziologickém (funkčním) vzorci kloubu, který má dvě opačné polohy - flekční a extenční. Tyto fyziologické kombinace zároveň odpovídají směrům funkčních blokád kloubů, které jsou způsobené hypertonem odpovídajících svalů (Tichý et al., 2010). Funkční kloubní blokáda je běžný klinický termín označující dysfunkci kloubu, která vzniká jako důsledek jednostranného přetěžování (Kabelíková, Vávrová, 1997)

### **1.3.5 Svalová dysbalance v kontextu unilaterálního zatížení**

V kontextu výše uvedených poznatků vyvstávají následující základní otázky. Co je příčinou toho, že vznikne svalová dysbalance? Je to sval, mozek nebo něco jiného? Co změní „čistý“ motorický vzorec těla novorozence během vývoje na dysbalanční zatížení těla jedince? Kde je chyba jednostranné (unilaterální) zátěže?

Pojem svalová rovnováha můžeme definovat jako relativní rovnost mezi svalovou délkou nebo silou mezi agonisty nebo antagonisty. Tato rovnováha je nezbytná pro normální pohyb a funkci systému. Svalová balance může taktéž reflektovat sílu protilehlých motorických jednotek – pravá, levá (Page, 2010), což potvrzuje i Dylevský et al. (1997). Z charakteristiky rychlostní kanoistiky a z výše uvedeného je jasně prokázáno, že RK je unilaterální sport, ve kterém nesmíme opomíjet kompenzovat jednostrannou zátěž. V opačném případě hrozí vznik svalové imbalance, která se objeví, když délka nebo síla agonistů či antagonistů brání normální funkci systému, např. napětí v hamstringu může ovlivnit plnou pohyblivost rozsahu a sílu v kolenu (Page, 2010). Tato

funkční svalová adaptace v závislosti na abnormální aferentaci nepostihuje sval jako anatomickou jednotku, ale jako jednotku funkční. Rovněž nesmíme opomenout, že jakákoliv změna v kloubním systému ovlivňuje funkci svalstva a opačně. Toto úzce koreluje s možnostmi a směry pohybu v jednotlivých kloubech, ale současně také s omezením pohybu (Dylevský, 1997). Svalovou dysbalanci má v určité míře zřejmě každý z nás. Svaly se zapojují do pohybu jinak, než za pohybu ekonomického (Rašev, 1992). Tato zevrubná charakteristika svalové nerovnováhy se též potvrzuje ve studii Humpriese (2000), kdy je validně prokázána souvislost vzniku svalové imbalance v závislosti na technice pádlování. Hides (2010) ve své práci popisuje svalovou nerovnováhu mezi musculus iliopsoas a musculus quadratus lumborum u elitních australských fotbalistů. Svalovou asymetrii prokázal též Sanchis-Moysi (2011), který sledoval vzájemný vztah mezi musculus iliopsoas a mm. gluteus u tenistů a fotbalistů. Projevem této abnormality může pak být např. zkrácený sval nebo kloubní blokáda, tedy poruchy, které můžeme fyzioterapeutickými prostředky ovlivnit (Dylevský, 1997).

Určitá asymetrie je pro pohybový systém člověka a různé funkce našeho organismu zcela přirozený jev. Ukázkovým příkladem jsou např. mozkové hemisféry. Jedna je vždy dominantní nad druhou. Od toho se pak odvíjí i lateralita končetin. Všechny lidi však nelze striktně dělit na praváky a leváky, problém laterality je mnohem složitější (Dlhoš, 2005). Pohybové ústrojí je vystaveno fyzikálním podmínkám, neboť vykonává mechanickou práci, působí proti zemské přitažlivosti, urychluje nebo zpomaluje pohyb těla všemi směry. Moderní podmínky života nám přinášejí převahu statických činností a úkonů. To vede ke vzniku svalových disharmonií a dysbalancí provázených bolestí (Vondruška, 1999).

Pokud se v těle nebo jeho funkci objeví abnormalita je potřeba se na ni dívat z několika úhlů pohledu. To také ve své práci popisuje Page (2010), který cituje Jandu (2001), jenž zmiňuje strukturální a funkční hodnocení svalových dysbalancí. V praxi to znamená, že z pohledu strukturálního hodnocení sledujeme anatomické a biomechanické abnormality těla, vzniklé v důsledku působení unilaterální zátěže. Funkční hodnocení vychází z celkového pochopení interakcí jednotlivých struktur a celého systému (Page, 2010).

Z klinické praxe jednoznačně vyplývá, že porucha funkce bývá častou příčinou bolestí a trvá-li déle, způsobuje prokazatelné morfologické změny. Do celkové svalové aktivity se promítají též vlivy zevního prostředí, kam v našem případě patří např. udržení



rovnováhy při samotném zákleku nebo jakákoliv dílčí fáze záběru. Všechny tyto vlivy nutí svalový systém k adaptaci, která je v konečném důsledku příčinou svalové nerovnováhy (Dylevský et al., 1997).

Aktivaci jednotlivých svalových vláken a snopců má za následek elektrický impuls vyslaný z mozku, nazývaný též jako stres. Jde o funkční stav živého organismu, který je vystaven mimořádným podmínkám. Cílem je však vždy zachování homeostázy a snaha zabránit poškození organismu. K zachování homeostázy je nutná nejenom ideální funkce mozku, ale též dokonale vyvážená spolupráce pravé a levé hemisféry, tzv. jednotný mozek. Když člověk prožije nějaký negativní zážitek, emoční nebo fyzický, vyvolá to v těle takzvané zablokování energetického proudění mezi mozkovými hemisférami. Tyto pak nemohou dokonale spolupracovat a vzniká řada problémů jako např. řada duševních či fyzických těžkostí (Swaczynová, 2018). V našem případě může být prvotním stresovým signálem pro tělo kanoisty snaha o udržení rovnováhy při prostém zákleku.

Komplexně lze tedy říci, že během jízdy na C1 dochází nejenom v AS jezdce, ale i ve velkém množství dalších svalových skupin, podílejících se na tomto lokomočním vzorci, k výrazným silovým a časoprostorovým změnám. Jedná se tedy o kinematicko-dynamicky náročný proces.

## 2 Cíle a hypotézy

Hlavním cílem práce bylo, na základě teoretických poznatků a vlastních empirických šetření, analyzovat biomechanické aspekty techniky jízdy na rychlostní kanoi C1 v kontextu asymetrického zatížení posturálního systému.

V souvislosti s hlavním cílem byly stanoveny následující dílčí úkoly, výzkumné otázky a příslušné hypotézy.

### Dílčí úkoly:

- 1) V rámci předvýzkumu provést kineziologický rozbor záběru vpřed na rychlostní kanoi C1.
- 2) S využitím magnetické rezonance porovnat u kanoistů s dlouhodobou zátěžovou historií obsahy příčných řezů v mm. iliopsoas a mm. quadratus lumborum.
- 3) Navrhnout vhodný antropomorfní mechanismus pro 3D kinematickou analýzu záběru vpřed na rychlostní kanoi C1 a vytvořit SW aplikaci pro semiautomatické vyhodnocení naměřených dat.
- 4) Provést 3D kinematickou analýzu záběru vpřed na rychlostní kanoi C1 se zaměřením na vzájemné pohyby segmentů v oblasti pánve a axiálního systému.
- 5) Na základě zjištěných poznatků vytvořit systém doporučení zaměřených na kompenzaci asymetrického zatížení posturálního systému při jízdě na rychlostní kanoi C1.

### Výzkumné otázky:

- V1: Způsobuje pádlování na rychlostní kanoi C1 asymetrické zatížení posturálního systému a jakým způsobem?
- V2: Má dlouhodobý trénink jízdy na rychlostní kanoi C1 vliv na odlišnost příčných průřezů mm. iliopsoas a mm. quadratus lumborum na klečné a opěrné straně těla?

**Hypotézy:**

- H1: Na základě poznatků z funkční anatomie předpokládáme, že pádlování na rychlostní kanoi C1 způsobuje bilaterální asymetrické přetížení musculus iliopsoas.
- H2: Na základě poznatků z funkční anatomie předpokládáme, že pádlování na rychlostní kanoi C1 způsobuje unilaterální přetížení musculus quadratus lumborum a to na straně opěrné dolní končetiny kanoisty.
- H3: Na základě poznatků z funkční anatomie předpokládáme, že pádlování na rychlostní kanoi C1 způsobuje celkové asymetrické zatížení posturálního systému, jehož důsledkem je možné degenerativní postavení pánve a bederní páteře.

**Poznámka:**

Vzhledem k šíři spektra dílčích úkolů, výzkumných otázek a hypotéz, byla experimentální část práce kvůli přehlednosti nestandardně rozdělena celkem do třech samostatných statí. Ty odpovídají třem následujícím kapitolám (3-5), které představují tři samostatné experimenty. Každá kapitola obsahuje vždy úvodní část, dále část metodickou a výsledkovou. Diskuse je pak uvedena souhrnně jako samostatná kapitola 6.

## **3 Kineziologická analýza záběru vpřed na rychlostní kanoi C1 - předvýzkum**

### **3.1 Úvod do problematiky**

Poznatky shrnuté v předchozích kapitolách poukazují na možnosti jednostranného přetěžování pohybového aparátu během jízdy na rychlostní kanoi C1. Nepodařilo se však dohledat studii s komplexní kineziologickou analýzou tohoto lokomočního vzorce, zaměřenou na zatížení posturálního systému.

Proto je úvodní experimentální šetření zaměřeno na kineziologický rozbor záběru vpřed na rychlostní kanoi C1. Jeho hlavním cílem je, na základě poznatků z funkční anatomie pohybového aparátu člověka, popsat zatížení vybraných svalových skupin posturálního systému a to v závislosti na jednotlivých fázích záběru.

Díličními úkoly jsou:

- 1) Posoudit zatížení vybraných svalů a svalových skupin posturálního systému zejména v oblasti pánve a axiálního systému při jízdě na C1.
- 2) Vytipovat svalové skupiny posturálního systému náchylné k přetěžování při jízdě na C1.
- 3) Výsledky kineziologického rozboru využít jako vstupní podkladové informace do následujících experimentálních šetření (kap. 4 a 5)

### **3.2 Metodika**

#### **3.2.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Tato studie je pojata jako případová (N = 12). Pro kineziologickou analýzu záběru vpřed na C1 byla vybrána skupina 12 profesionálních kanoistů, kteří patřili v období mezi lety 1996 až 2018 ke světové špičce. Sledovaný soubor je složen ze šesti probandů (Martin Fuksa, Adrien Bart, Aliaksandr Zhukouski, Isaquias Queiros Dos Santos, Serghei Tarnovschí, Mathieu Goubel), jejichž klečná noha je pravá (P), dále ze šesti (Martin Doktor, Sebastian Brendel, Helder Silva, Attila Vajda, Maxim Opalev, Yuriy Cheban),

jejichž klečná noha je levá (L). Stáří sledovaných probandů je v rozmezí 22 – 33 let, čímž se pohybujeme ve věkové hranici, kdy se sportovci nachází na pomyslném vrcholu fyzické výkonnosti.

Skupina je složena převážně z Evropanů a to z toho důvodu, že na tomto kontinentu má kanoistika mnohaletou tradici a evropští závodníci patří z dlouhodobého hlediska k celosvětově neúspěšnějším. Více jak 60 % pádlerů tohoto výběru se pravidelně setkávalo na evropských či světových mistrovstvích, potažmo na OH. Vzájemně tak mohli porovnávat svá tréninkové snažení. Pro lepší kvantifikaci byli zvoleni nejenom finalisté nebo mistři Evropy a světa, ale také medailisté a vítězové OH.

Délka filmové stopáže pozorované skupiny je 47 minut. Deset videozáznamů obsahuje závodní traťové tempo na 200m, 500m, 1000m. Zbylé dvě sekvence jsou stopáže z tréninku a edukativního záznamu techniky jízdy na C1.

### **3.2.2 Použité experimentální metody**

Kineziologická analýza záběru vpřed na rychlostní kanoi C1 byla provedena na základě poznatků z funkční anatomie a s využitím videozáznamu jízd probandů. Byl analyzován pohled na pádlující kanoisty z několika pohledů - boku, zepředu a zezadu (příloha 1)

Ve snaze o lepší názornost popisovaných dějů byly z videozáznamu č. 12 (příloha 1), vyexportovány 4 snímky ruského kanoisty Maxima Opaleva v různých fázích záběru. Ty byly následně převedeny do přehlednější grafické podoby (obr. 4). Jedná se nejprve o neutrální pozici zákleku (reprezentuje přenosovou fázi záběru), v druhém případě o pozici při maximálním vytažení těla směrem vpřed (reprezentuje fázi zasazení pádla do vody). Na třetím snímku je pozice těla v aktivní fázi záběru, kdy je list pádla ve vodě a žerď svírá s vodní hladinou přibližně úhel 90° (reprezentuje fázi tažení). Poslední, čtvrtý snímek, je pořízen v okamžiku, kdy je aktivní záběr ukončen a pádlo je vytaženo z vody (reprezentuje fázi vytažení).

S využitím těchto čtyř snímků je provedena i jednoduchá biomechanická analýza záběru. Za tímto účelem jsou v obr. 4 (A – D) vyznačeny polohy obou trochanterů (trochanter major os femoris) a pozice celkového těžiště těla (COG). Vymezení pozic těchto bodů stejně jako úhly sklonu trupu  $\alpha$  a zešíkmení pánve  $\beta$  (viz obr. 4) je provedeno

pouze na základě subjektivního odhadu a je nutné je tedy chápat pouze jako přibližné a demonstrativní.

Z bočního pohledu je sledována změna polohy horní poloviny těla vůči neutrální vzpřímené pozici (viz obr. 4, A<sub>1</sub>). Z frontálního pohledu je pozornost zaměřena na již zmíněné zešíkmení pánve (viz kap 1.3.2). Tento pohled je doplněn o gravitační sílu a její rozklad (obr. 4, C<sub>2</sub>).

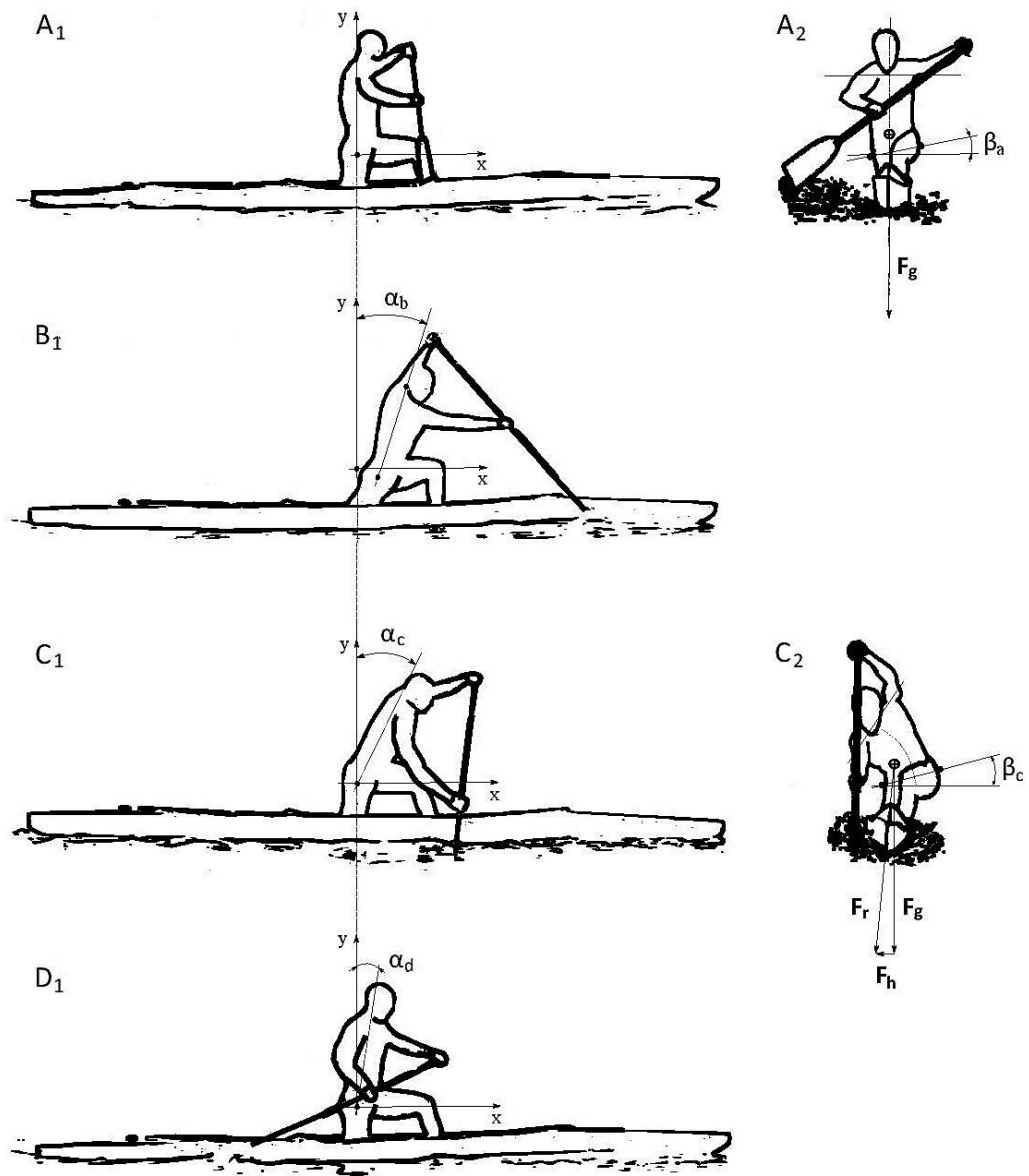
### **3.2.3 Metodika sběru dat a použité statistické metody**

Celkem bylo k analýze využito dvanáct volně dostupných videí (YouTube) na internetu, v celkové délce záznamu 47 minut. Videozáznamy byly umístěny na YouTube v letech 2011 – 2018, ale např. v případě Martina Doktora či Maxima Opaleva se téměř jistě jedná o videa pořízená z doby dřívější, kdy probíhala aktivní závodní kariéra těchto probandů. Přehled video stopáží je uveden v příloze 1.

Vzhledem k typu studie (kazuistika) nebyly využity žádné statistické metody. Objektivnost závěrů zaručuje výběr probandů a širší použitých videozáznamů (myšleno co do počtu pohledů, opakování záběrů a aktivit jízdy). Výchozím předpokladem jest, že technické provedení záběrů u kanoistů s výkonností na úrovni světové špičky je téměř dokonalé. Další premisou je tvrzení, že jakékoliv technické nedostatky u výkonnostně slabších jezdců přispívají ke zvýšení přetížení detekovaných svalových skupin.

## **3.3 Dílčí výsledky**

V následujícím textu jsou shrnuty nejdůležitější poznatky z kineziologie záběru vpřed při jízdě na C1 v kontextu asymetrického zatížení posturálního systému. Tyto poznatky byly získány zevrubnou analýzou výše zmiňovaných videozáznamů (příloha 1). Blíže jsou specifikovány v kap. 3.2. Vycházíme z nich tedy a současně přinášíme níže uvedené výsledky. Struktura textu koresponduje s čtyřfázovým dělením záběrového cyklu, viz kap. 1.2.2.



**Obr. 4:** Jízda na rychlostní kanoi C1 v různých fázích záběru vpřed (zdroj: vlastní)

**Legenda:**

- A<sub>1,2</sub> - Neutrální pozice (přenosová fáze záběru)
- B<sub>1</sub> - Pozice při maximálním vytažení těla vpřed (fáze zasazení pádla do vody)
- C<sub>1,2</sub> - Pozice v aktivní fázi záběru (fáze tažení)
- D<sub>1</sub> - Pozice při vytažení pádla z vody (fáze ukončení záběru)
- ϕ - Těžiště těla (COG)
- - Marker vyznačující Trochanter major femoris
- F<sub>g</sub>** - Vektor gravitační síly
- F<sub>r</sub>** - Vektor výsledné síly ( $F_r = F_g + F_h$ )
- F<sub>h</sub>** - Vektor horizontální síly
- $\alpha_i$  - Úhel sklonu trupu vzhledem k neutrální vzpřímené pozici těla v zákleku
- $\beta_i$  - Úhel zešikmení kyčelních kloubů při zákleku těla
- Indexy  $i \in \{a, b, c, d\}$  vyjadřují příslušnost k obrázku A, B, C, D.

## Fáze zasazení

Při zasazení pádla do vody je klečná dolní končetina, neboli na straně pádlování, ve středním (neutrálním) postavení kyčelního kloubu, 90° flexi kolenního kloubu a nárt je v maximální plantární flexi. Na obr. 4 se jedná o pravou stranu těla. Opěrná dolní končetina, na obr. 4. levá, je v 90° flexi kyčelního kloubu, 90° flexi kolenního kloubu a chodidlo je v opěrném postavení (bérec a nárt svírají úhel 90°). Špička chodidla směřuje vpřed nebo je pro větší stabilitu stočena do zevní rotace, dle individuální potřeby kanoisty.

Horní končetina na straně klečné dolní končetiny, tedy na straně pádlování, na obr. 4 pravá, je v 90° flexi, protrakci (rameno vpřed) a mírné vnitřní rotaci ramenního kloubu. Horní končetina na straně opěrné dolní končetiny, na obr. 4 levá, je v elevaci a zevní rotaci ramenního kloubu. V axiálním systému zaznamenáme rotaci za pletencem ramenním horní končetiny na straně klečné DK, spojenou s natažením pádla vpřed těsně nad vodní hladinu. Taktéž dochází k flexi a úklonu trupu nad klečnou DK a kompenzačnímu úklonu hlavy opačným směrem

V oblasti pánve dojde k rotaci dopředu za spina iliaca anterior superior na straně klečné DK, ale jen po velmi krátký časový moment, a laterálnímu vysunutí pánve na stranu opěrné DK, které je spojené se zešíkmením pánve dolů na straně pádlování. Toto postavení osového systému a pánve je dané zejména přenosem pádla vpřed a k jedné straně, v našem popisovaném pohybu jde o přenos pádla na stranu klečné DK, a přenosem váhy těla více na opěrnou DK, kdy zejména středová část trupu – pánev musí tento pohyb vykompenzovat. Zmiňovaný přenos váhy těla nad opěrnou nohu je patrný z obr. 4 (boční pohled B<sub>1</sub>). Na tomto pohledu je dále vidět posun trochanter major femoris na straně KN oproti fázi přenosové. Úhel  $\alpha_b$  zde demonstruje velikost předklonu těla kanoisty od jeho vertikálního vzpřímeného postoje (Obr. 4, A<sub>1</sub>). Velikost tohoto úhlu narůstá během přenosové fáze od neutrální pozice těla a svého maxima dosahuje právě při zasazení pádla do vody.

Z hlediska svalového je ve větší zátěži a tedy zvýšeném napětí musculus quadratus lumborum bilaterálně, na obou stranách, s převahou toho, jenž se nachází na straně opěrné DK, což je dáno vychýlením pánve, oba paravertebrální vzpřimovače páteře zejména Th/L i L/S přechodu, skupina abduktorů kyčelního kloubu na straně opěrné DK, zejména musculus gluteus medius a minimus, musculus piriformis a musculus tensor fasciae latae, musculus iliopsoas obou dolních končetin s převahou toho na straně opěrné DK. Ten se také výrazně podílí na udržení rovnováhy opěrné dolní



končetiny, stejně jako stabilizátory kolenního kloubu opěrné DK, zejména musculus quadriceps femoris.

Zvýšené napětí musculus quadratus lumborum kompenzují protilehlé stabilizační svaly břišní, které jsou rovněž ve zvýšené zátěži a napětí. Tato první fáze, zasazení pádla do vody, je oproti ostatním fázím, především druhé záběrové a čtvrté přenosové, časově nejkratší.

Na začátku záběrové fáze dochází u HK nad opěrnou DK k pohybu přes středovou osu těla směrem do addukce a větší vnitřní rotaci v ramenním kloubu. U paže nad klečnou DK dojde k pohybu z flexe do extenze v ramenním kloubu ve středovém rotačním postavení (neutrální rotace). Trup je ve výraznější flexi, předklonu, zejména v horní části, kdy hrudní část páteře jde do kyfotického postavení (nahrbení). Vzhledem k silovému záběru pádla (přes odpor vody) se zvyšuje asymetrie trupu laterálně, směrem do úklonu na stranu pádlování a do rotace vzad za ramenním pletencem na straně pádlování.

### **Fáze záběrová**

Při záběru pádla podél lodi kanoista postupně přenáší váhu na KN. Současně je z bočního pohledu (obr. 4, C<sub>1</sub>) patrné napřimování trupu. Úhel  $\alpha_c$  se postupně zmenšuje. Oproti tomu se úklon trupu na stranu pádlování prohlubuje, stejně jako kompenzační úklon hlavy druhým směrem (obr. 4, C<sub>2</sub>). Tato pozice těla tvoří ostrý kontrast s neutrálním postojem (srovnej obr. 4, A a C). Z těchto dvou snímků je velmi dobře patrná laterální asymetrie celého pohybu, stejně jako předklon trupu při neutrální pozici pánve.

Pohyb pánve se zintenzivní do laterálního vybočení na stranu opěrné DK a zešikmení dolů ke straně pádlování, což je taktéž vidět na obr. 4 (frontální pohled C<sub>2</sub>, úhel  $\beta_c$ ). Oproti úhlu  $\beta_a$  se zdá být  $\beta_c$  větší. To je způsobeno hlavně tím, že v průběhu této fáze dochází k posunu těžiště těla jezdce mimo vertikální osu lodě. Otáčivý účinek gravitační síly  $F_g$  musí být kompenzován působením horizontální síly  $F_h$ .

S dokončující fází záběru pádla ve vodě je větší váha těla na klečnou DK. Dochází k výraznějšímu a časově delšímu rotování pánve na stranu opačnou než v předchozí fázi zasazení. Tento posun je taktéž vidět na obr. 4, C<sub>1</sub>, kdy je oproti B<sub>1</sub> znatelný posun trochanter major femoris. V důsledku silového záběru na straně pádlování dochází k většímu zatížení (zpevnění) ventrální skupiny trupového svalstva na straně klečnou DK. Z hlediska svalového zatížení dochází k větší zátěži a tedy většímu napětí v musculus

quadriceps femoris, adduktorech a musculus iliopsoas na straně pádlování, v musculus quadratus lumborum na straně opěrné DK, vzpřimovačích páteře Th/L i L/S přechodu na straně opěrné DK a v musculus obliquus abdominis externus na straně klečné DK a dále také v musculus obliquus abdominis internus na straně opěrné DK.

### **Fáze vytažení**

V úvodu fáze vytažení pádla z vody je ukončena silová fáze a trup se postupně napřimuje a uvolňuje z předchozího výrazného napětí. Horní končetina nad opěrnou DK se vrací zpět na stranu trupu nad opěrnou DK zhruba do 90° flexe ramenního kloubu v pronačním držení předloktí. Rameno na straně opěrné DK však zůstává v elevaci a výrazné protrakci (rotaci vpřed). Paže na straně pádlování je v mírné abdukci a vnitřní rotaci. Nestejné postavení ramen se projeví laterálním úklonem horní části trupu na stranu pádlování a kompenzačním úklonem hlavy na opačnou stranu. Pánev stále zůstává v laterálním vybočení na stranu opěrné DK a v rotaci spina iliaca anterior superior vzad na straně pádlování. Kompenzuje se tím pohyb paží a horní části trupu. Váha těla zůstává více na klečné DK. Na obr. 4,  $D_1$  je patrný úhel  $\alpha_d$ , který znázorňuje odchylku trupu od neutrální pozice. Cílem je, aby na konci fáze vytažení byl tento úhel 0°. Stejně jako v bočních pohledech  $A_1$  a  $C_1$ , je i v této fázi záběru pozice trochanter major femoris na straně klečné DK v neutrální poloze. Výše uvedené postavení je kompenzováno a vede k větší zátěži a napětí zejména stabilizátorů kolene klečné DK (hlavně musculus quadriceps femoris), adduktorů a musculus iliopsoas na straně klečné DK a musculus quadratus lumborum na straně pádlování, musculus trapezius na straně opěrné DK (zejména horní vlákna), vzpřimovačů Th/L i L/S oblasti na straně opěrné DK a musculus pectoralis major na straně pádlování.

### **Fáze přenosová**

Ve fázi přenosové dochází k postupnému přenášení váhy z klečné DK zpět na opěrnou DK. Střed těla je veden do pohybu vpřed. Obě paže jsou ve svých stranových rovinách, flektovaná paže nad opěrnou DK přechází do abdukce a zevní rotace ramenního kloubu (napřažení pádla). Paže na straně pádlování přechází přes zevní rotaci a abdukci do flexe a vnitřní rotace ramenního kloubu. Toto postavení obou ramen umožňuje středové postavení hlavy. Osový systém se napřimuje do vertikální osy, dochází k přechodnému rozložení váhy těla na obě dolní končetiny a tím k větší rovnováze

a symetrii trupu, která je však pouze dočasná. Postavení opěrné DK však nadále mírně lateralizuje (vybočuje) pánev směrem k opěrné DK a zešikmuje ji dolů ke klečné DK, ale rotace pánve se přechodně vyrovnává do střední roviny (obr. 4, A<sub>1</sub>). Zmíněné zešikmení je zde prezentováno úhlem  $\beta_a$ , který naznačuje, že již samotný záklek na C<sub>1</sub> vytváří geometricky asymetrické zapojení posturálního svalstva. Jak je z obr. 4 dále vidět, v této fázi záběru nedochází k opoře pádla o vodu, tudíž je pro udržení rovnováhy nezbytné, aby zde byla zachována osová souměrnost mezi těžištěm těla jezdce, celým axiálním systémem kanoisty a vertikální osou lodě. Tou musí procházet i gravitační síla F<sub>g</sub>. V opačném případě by došlo k narušení celkové rovnováhy a následnému pádu jezdce do vody.

Takové postavení pánve zapojuje zejména musculus quadratus lumborum na straně opěrné DK, vzpřimovače páteře lumbální oblasti (mm. erectores spinae) a flexory opěrné DK v kyčelním kloubu – zejména musculus iliopsoas.

### **3.4 Shrnutí**

Z výše uvedeného kineziologického rozboru pohybu kanoisty během jednotlivých fází záběru vyplývají následující zjištění. Při jízdě na C1 dochází k výraznému unilaterálnímu přetěžování m. quadratus lumborum na straně opěrné DK (strana bez pádla), dále k přetěžování vzpřimovačů páteře v lumbální oblasti, zejména na straně opěrné DK, a k bilaterálnímu přetěžování m. iliopsoas (viz tab. 1). Oboustranné zatížení m. iliopsoas navíc probíhá v jiných izometriích. Na straně klečné DK (strana pádlování) je tento sval spíše v neutrální pozici případně v protažení. Na straně opěrné DK, která je jak v kyčelním tak i kolenním kloubu v permanentní flexi, je m. iliopsoas zatěžován ve zkrácení.

Samotné asymetrické postavení dolních končetin a držení pádla na jedné straně lodi vytváří nestabilitu, kterou kanoista musí kompenzovat přesunutím těžiště těla více nad klečnou DK. Toho je docíleno tzv. lateralizací pánve směrem od strany pádlování a jejím zešikmením ke klečné DK. Tato kompenzace je zesílena v záběrové fázi, kdy je úklon pánve, její vybočení a zešikmení nejvýraznější. Zde lze očekávat taktéž největší intenzitu přetížení m. quadratus lumborum na straně opěrné DK.

**Tab. 1:** Přehled nejvíce zapojovaných svalů během záběru vpřed na C1.

Fáze záběru	Strana klečné dolní končetiny	Strana opěrné dolní končetiny
zasazení	<b>m. quadratus lumborum</b> m. spinalis  <b>m. iliopsoas</b>	<b>m. quadratus lumborum</b> m. spinalis m. gluteus medius a minimus m. piriformis m. tensor fasciae latae <b>m. iliopsoas</b> m. quadriceps femoris
tažení	<b>m. iliopsoas</b> m. quadriceps femoris  m. obliquus abdominis externus	<b>m. quadratus lumborum</b>  m. spinalis m. obliquus abdominis internus
vytažení	m. quadriceps femoris <b>m. iliopsoas</b> m. quadriceps femoris  m. pectoralis major	<b>m. quadratus lumborum</b> m. trapezius  m. spinalis
přenosová		<b>m. quadratus lumborum</b> mm. erectores spinae <b>m. iliopsoas</b>

Z výsledků dále vyplývá, že posturální systém je během tohoto relativně složitého lokomočního vzorce vystaven dvěma typům asymetrického zatížení. Oba souvisí s geometrií pohybu. V první řadě je to asymetrie laterální, která vychází ze samotné podstaty jednostranného pádlování na tomto druhu plavidla. Druhá asymetrie je spojena s předozadním pohybem trupu a jeho časově závislým odchýlením se od neutrálního postoje (vertikální osy, viz obr. 4, úhel  $\alpha$ ). Zatím co koleno klečné DK a chodidlo opěrné DK jsou fixovány k lodi, trup spolu s hlavou a horními končetinami vykonávají pohyby v relativně širokém rozsahu. Je zde tedy výrazná disproporce mezi spíše fixačními pohyby dolní poloviny a fázickými pohyby horní poloviny těla. Z toho mimo jiné vyplývá deklarované přetížení výše uvedených svalových skupin.

Aby bylo možné uvedená zjištění považovat za validní, je nutné zrealizovat experimentální šetření, která vyslovené teoretické závěry verifikují. V první řadě je nutné se přesvědčit, zda se dlouhodobé asymetrické přetížení posturálního systému projeví

na rozdílné tvarové anatomii podle mediální roviny symetrických svalových struktur. Za tímto účelem budou studovány změny v příčných průřezech párového m. iliopsoas a m. quadratus lumborum (kap. 4). V rámci 3D kinematické analýzy (kap. 5) pak bude nutné zaměřit se na pozici pánve a těžiště těla během záběrového cyklu. Taktéž bude vhodné kvantifikovat míru rotace a laterálního zakřivení axiálního systému v jednotlivých fázích záběru.

## 4 Asymetrické zatížení m. iliopsoas a m. quadratus lumborum při jízdě na rychlostní kanoi C1

### 4.1 Úvod do problematiky

Z analýz uvedených v předchozí kapitole vyplývá, že při jízdě na rychlostní kanoi C1 dochází z hlediska geometrie pohybu k asymetrickému zatížení posturálního systému. Na úrovni jednotlivých svalů lze tuto asymetrii vztáhnout k jednotlivým fázím záběru. Protože tyto fáze trvají různou dobu a tělo kanoisty se při nich nachází v různých geometriích, dochází k asymetrickému zatížení posturálního systému i z hlediska objemu a intenzity zapojení jednotlivých svalů a svalových skupin. Zvláště dobře je to patrné na párových svaích m. iliopsoas a m. quadratus lumborum (viz obr. 5.)

Fáze záběru	Strana klečné DK		Strana opěrné DK	
zasazení	■		■	
tažení				
vytažení				
přenosová	■		■	
<b>Svaly</b>	<b>MI</b>	<b>MQL</b>	<b>MQL</b>	<b>MI</b>

**Obr. 5:** Přehled asymetrického zapojení m. iliopsoas a m. quadratus lumborum v závislosti na fázích záběru (zdroj: vlastní)

#### Legenda:

Výška sloupců jednotlivých fází záběru odpovídá jejich proporcionálnímu rozložení během jízdy na C1: Fáze zasazení 22%, fáze tažení 42 %, fáze vytažení 5% a fáze přenosová 31% (převzato od Robinson et al., 2002). Zapojení svalů je vyznačeno sloupci tmavé barvy ■.

DK - Dolní končetina

MI - M. iliopsoas

MQL - M. quadratus lumborum

Nabízí se tedy otázka, zda u kanoistů s dlouhodobou zátěžovou historií má asymetrické svalové zatížení vliv na vybrané svaly z hlediska stranové hypertrofie (viz

V2, kap. 2)? Proto je hlavním úkolem této části práce zjistit vliv dlouhodobého tréninkového úsilí na odlišnost v příčných průřezích svalů mm. iliopsoas a mm. quadratus lumborum na klečné a opěrné straně těla.

## **4.2 Metodika**

### **4.2.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Daného experimentu se zúčastnilo celkem 5 kanoistů, mužů ve věku 26 – 45 let, kteří byli vybráni z celkové skupiny 9 probandů (1, 2, 6, 7, 9) viz tabulka 4. Šlo o fyzicky zdatné jedince, kteří byli v době realizace výzkumu stále aktivními kanoisty. Tomuto sportu se věnovali více jak 15 let, dříve i na národní úrovni. Tři probandi pádlují a mají klečnou nohu na pravé straně těla, zbývající dva při jízdě na C1 klečí a pádlují na straně levé.

Zmiňovaná selekce musela být provedena z několika důvodů. Jedním byla finanční náročnost tohoto měření. Dalšími byly časová a organizační náročnost experimentu, neboť samotné zařízení MRI je téměř stále vytížené.

### **4.2.2 Použité experimentální metody**

K určení příčných řezů m. iliopsoas a m. quadratus lumborum byla zvolena magnetická rezonance (MRI). Jedná se o diagnostickou zobrazovací metodu, která využívá interakce atomových jader definovaných molekul s magnetickým polem (Krobot, 2011). Je vhodná zejména ke studiu měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo (Jaegers et al., 1992). MRI využil např. Hwang et al. (2016) k pozorování hlubokých svalových partií kolem páteře.

Experimentální šetření bylo zrealizováno na přístroji Philips Achieva 1.5T. Byla použita povrchová patnácti kanálová spinální cívka. Pro měření byla zvolena sekvence T2 vážená, konkrétně T2 TSE v axiální rovině, tloušťka řezu 3 mm.

Průřez svalů byl změřen automaticky s využitím SW na zpracování obrazu, který je součástí vybavení MRI přístroje. Řez svaly byl proveden v transverzální rovině na úrovni L 3, L 4.

#### **4.2.3 Metodika sběru dat a použité statistické metody**

Samotné vyšetření trvalo pro každého jednotlivce cca 30 min a bylo provedeno na radiodiagnostickém oddělení v Nemocnici Jablonec nad Nisou (červen 2014). Probandi byli po celou dobu ve spojení s dohlízejícím lékařem, odborně vyškoleným personálem a plnili jejich povely – nádechy, výdechy a zadržení dechu.

Všichni účastníci experimentu byli seznámeni s jeho účelem, průběhem a rizikem s tím spojeným. Všichni též podepsali informovaný souhlas s experimentem.

V rámci statistického zpracování dat byly pro daný výběrový soubor napočítány popisné statistiky, konkrétně ukazatele polohy a rozptylu. Těmi jsou z hlediska parametrického přístupu aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Vzhledem k malému rozsahu výběrového souboru,  $N=5$ , bylo možné očekávat narušení normality dat. Proto byly napočítány i jejich neparametrické alternativy. Z hlediska ukazatelů polohy je to medián, z hlediska rozptylu dat se pak jedná o interkvartilové rozpětí ( $Q75 - Q25$ ) a maximum a minimum. V tomto smyslu byly konstruovány i přehledové box-plot grafy. Normalita dat byla testována Sharpiro-Wilkovým testem. K prokázání rozdílu mezi příčnými průřezy svalů byl zvolen Wilcoxonův párový test. K vyjádření statistické významnosti provedených testů byla použita tzv. hodnota  $p$ -value. Hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulových hypotéz byla zvolena  $\alpha = 0.05$ .

### **4.3 Dílčí výsledky**

Výsledky provedeného experimentálního šetření jsou zpracovány v následující tabulce 2. Z ní je patrné, že u všech probandů jsou průřezy m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně klečné nohy (straně pádlování) menší než na straně nohy opěrné. Tyto rozdíly tvoří v průměru 18% u m. quadratus lumborum a 11% u m. iliopsoas. Přibližně stejné výsledky je možné sledovat u mediánu.

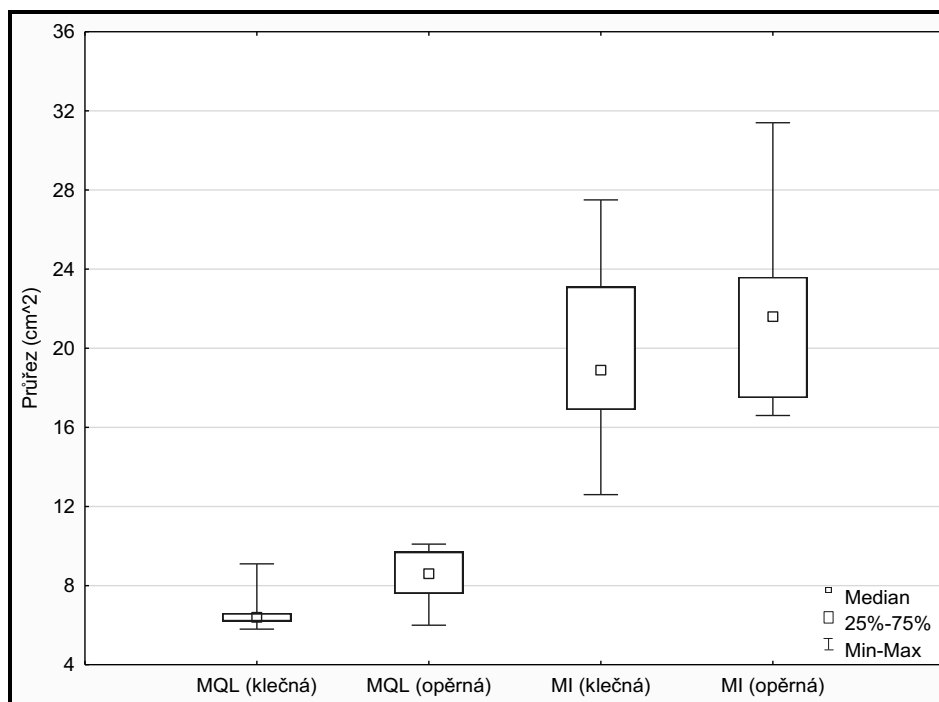


Pro účely zobecnujících závěrů byl vytvořen obrázek 6. Zde je možné již ze samotných tvarů znázorněných box-plot grafů vyčíst nenormální rozdělení příčných průřezů sledovaných svalů. Nutnost použití neparametrických statistik dokládají i testy normality (Shapiro-Wilkův test). Podle nich je na hladině statistické významnosti  $\alpha = 0.05$  narušena normalita dat u m. quadratus lumborum na straně klečné nohy a u m. iliopsoas na straně nohy opěrné, tedy v 50% případů. Vzhledem k nízkému počtu probandů ve výběrovém souboru (N=5) je tento výsledek pochopitelný.

**Tab. 2:** Srovnání příčných průřezů MQL a MI na straně klečné a opěrné nohy

Proband č.	Klečná DK průřez		Opěrná DK průřez		Rozdíl průřezu		Věk (roky)
	MQL (cm <sup>2</sup> )	MI (cm <sup>2</sup> )	MQL (cm <sup>2</sup> )	MI (cm <sup>2</sup> )	$\Delta$ MQL (%)	$\Delta$ MI (%)	
1	6.6	16.9	10.1	17.5	35	3	48
2	9.1	23.1	9.7	23.6	6	2	42
3	6.2	12.6	8.6	16.6	28	24	40
4	5.8	27.5	6.0	31.4	3	12	27
5	6.4	18.9	7.6	21.6	16	13	43
<b>Průměr</b>	6.8	19.8	8.4	22.1	18	11	40
<b>SD</b>	1.3	5.7	1.7	5.9	14	9	8
<b>Median</b>	6.4	18.9	8.6	21.6	16	12	42
<b>Q75-Q25</b>	0.4	6.2	2.1	6.1	22	9	3
<b>Min</b>	5.8	12.6	6.0	16.6	3	2	27
<b>Max</b>	9.1	27.5	10.1	31.4	35	24	48

**Legenda:** MQL – m. quadratus lumborum; MI – m. iliopsoas; DK – dolní končetina



**Obr. 6:** Grafické srovnání příčných průřezů MQL a MI na straně klečné a opěrné nohy  
(zdroj: vlastní)

**Legenda:** MQL – m. quadratus lumborum; MI – m. iliopsoas

Obrázek 9 taktěž napovídá, že v populaci dlouhodobě trénujících kanoistů na C1 jsou střední hodnoty rozdělení příčných průřezů m. quadratus lumborum a m. iliopsoas odlišné. Konkrétně, dle tab. 2, na straně opěrné nohy jsou tyto průřezy větší než na straně nohy klečné (na straně pádlování). Toto pozorování je statisticky ověřeno v tab. 3.

**Tab. 3:** Ověření hypotézy o rozdílných příčných průřezech MQL a MI na straně klečné a opěrné nohy

Sval	Wilcoxonův párový test	
	MQL	MI
P-value	0.043	0.043
Rozdíl v průřezu	A	A

**Legenda:** MQL – m. quadratus lumborum; MI – m. iliopsoas  
A – rozdíl je statisticky signifikantní

Z tabulky 3 vyplývá, že rozdíl v příčných průřezech obou sledovaných svalů je v párovém srovnání statisticky signifikantní a to na standardní hladině statistické významnosti  $\alpha = 0.05$ .

#### **4.4 Shrnutí**

Na základě výše uvedených výsledků lze konstatovat, že longitudinální tréninkové úsilí jízdy na rychlostní kanoi C1 má vliv na asymetrii příčných průřezů m. iliopsoas a m. quadratus lumborum. U obou svalů lze očekávat větší průřezy a tedy i mohutnost na straně opěrné dolní končetiny.

Uvedené zjištění koresponduje s dříve provedeným kineziologickým rozborem (kap. 3). Lze se tedy domnívat, že příčinou tohoto stavu je stranová disproporce v objemu a intenzitě zatížení posturálního systému na straně klečné a opěrné dolní končetiny. U m. iliopsoas do hry navíc vstupuje i fakt, že je zatěžován v různých izometriích, viz kap 3.4.

## **5 3D kinematická analýza záběru vpřed na rychlostní kanoi C1**

### **5.1 Úvod do problematiky**

V rámci zvýšení validity výsledků z předchozích analýz a ve vazbě na stanovené výzkumné otázky a hypotézy vyplývá pro řešení výzkumného problému následující dílčí úkol. Provést 3D kinematickou analýzu pohybu jezdce na C1 při záběru vpřed se zaměřením na asymetrické zatížení axiální systému. Rozbor kinematické geometrie záběru si klade za cíl vytvořit empiricky prokazatelné podklady pro tvrzení formulovaná v kapitolách 3.3 a 3.4.

Experimentální šetření je zaměřeno na sledování pozice pánve a celkového těžiště těla během záběrového cyklu. Taktéž je třeba vhodným způsobem kvantifikovat míru rotace a laterálního zakřivení axiálního systému v jednotlivých fázích záběru. V neposlední řadě je nutné zaměřit se na časovou závislost sklonu trupu vzhledem k neutrální vzpřímené pozici těla v zákleku. Za tímto účelem byl navrhnout vhodný antropomorfní mechanismus a vytvořena SW aplikaci pro semiautomatické vyhodnocení naměřených dat. V rámci šetření byla taktéž provedena validace proporcionality záběru při jízdě na C1.

### **5.2 Metodika**

#### **5.2.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Studie byla vzhledem ke své složitosti pojata jako případová (N = 9). Experimentu se zúčastnilo pět pádlerů, jejichž klečná noha je L a 4 jezdci, jejichž klečná noha je P. Věkové rozmezí probandů v době experimentu bylo od 26 do 45 let. Jde o kanoisty s mnohaletou závodní historií na národní a mezinárodní úrovni. Zmiňovaní byli v době měření ve výborné fyzické a psychické kondici. Jak bylo uvedeno v kap. 4, výzkumný soubor byli aktivní kanoisti, kteří se tomuto sportu věnovali více jak 15 let. Výškové rozmezí skupiny bylo od 175 do 190 cm a váha probandů byla od 74 do 90 kg.

**Tab. 4:** Charakteristika výzkumného souboru

Proband č.	Klečná DK	Věk (roky)	Váha (kg)	Výška (cm)
1	L	45	89	182
2	L	42	86	185
3	L	34	89	184
4	L	40	87	190
5	L	38	76	175
6	P	27	80	182
7	P	43	90	176
8	P	26	75	179
9	P	36	74	175

## 5.2.2 Použité experimentální metody

Ke 3D kinematické analýze pohybu kanoisty během záběru při jízdě na C1 byl využit optoelektronický systém Qualisys v kombinaci s kompatibilním softwarem Qualisys Track Manager (QTM). Tato technologie dokáže poskytovat prostorové souřadnice téměř v reálném čase, kdy je zpoždění pouze 7 milisekund (Soumar, 2011). Celá metoda je vhodná především pro laboratorní experimenty (Janura, 2004). Při terénním měření, kdy je nutné obsáhnout velký prostor (např. jízda na C1 apod.) je takovéto měření kvůli obtížné kalibraci komplikované a neposkytuje dostatečnou přesnost. Na základě studie Michael et al. (2012), kde autoři vytvořili 3D model kajakáře na pádlovacím trenažeru, byl zvolen přístup s využitím plaveckého bazénu s protiproudem, kdy probandi klečeli a pádlovali na vyvýšené hraně bazénu, která byla cca 10cm nad proudící vodní hladinou. K tomuto kroku jsme se rozhodli z praktických důvodů. Abychom dodrželi požadovanou vzdálenost kamer od sledovaného objektu po celou dobu záznamu (jednotky metrů), nebylo možné monitorovat jízdu na C1 přímo na volné vodní hladině. Samotná loď se díky své délce do bazénu s protiproudem taktéž nevešla. Jediným východiskem bylo tedy nechat probanda zakleknout na hraně bazénu a nechat ho pádlovat při cirkulující vodě v nádrži. Tím byl evokován pocit reálné jízdy alespoň z pohledu odporových sil na pádla. Současně jsme takto eliminovali negativa spojená s jízdou na ergometru, viz kap. 1. 1. 2.

Pro samotné snímání pohybu probandů bylo použito celkem 12 kamer, každá se snímáním 0,01 sekundy. Všechny kamery se nacházely na stativě ve výšce 2 –

2,5 metrů nad zemí a byly rozmístěny po trojicích – v každém rohu bazénu tak, aby vzdálenost od snímaného objektu nepřekročila 4 m.

Skelet každého probanda byl definován celkem 7 segmenty. Jednalo se o pravou a levou dolní končetinu, pánev, hrudník, pravou a levou horní končetinu a hlavu s krkem. Vycházeli jsme ze standardních bodů těchto segmentů, viz tab. 5 – 9. Párový segment dolní končetiny byl rozdělen na 3 části, noha, bérec, stehno a je tvořen 8 druhy párových bodů, viz tab. 5.

Pánev je reprezentována 4 body – viz tab. 6. Následující segment – hrudník demonstruje celkem 9 markerů, jejichž přehled a pracovní zkratky popisuje tab. 7. Párový segment horní končetiny byl, obdobně jako segment dolní končetiny, rozdělen na 3 části, jak je patrné z tab. 8. Z ní je také zřetelné, že na každé této limbě bylo umístěno 5, potažmo 6 markerů neboť body 17s a 17d jsou společné jak pro hrudník tak i horní končetinu. Závěrečný seznam zbylých 4 markerů, jenž představují segment hlavy, je patrný z tab. 9.

**Tab. 5:** Zkratky a názvy bodů na dolní končetině

Název segmentu	Číslo bodu	Název bodu
<b>Noha</b>	<b>1s, 1d</b>	Os cuneiforme mediale
	<b>2s, 2d</b>	Tuberositas ossis metatarsalis V
	<b>3s, 3d</b>	Os calcaneus
	<b>4s, 4d</b>	Malleolus lateralis
	<b>5s, 5d</b>	Malleolus medialis
<b>Bérec</b>	<b>4s, 4d</b>	Malleolus lateralis
	<b>5s, 5d</b>	Malleolus medialis
	<b>6s, 6d</b>	Epicondylus medialis femoris
	<b>7s, 7d</b>	Epicondylus lateralis femoris
<b>Stehno</b>	<b>6s, 6d</b>	Epicondylus medialis femoris
	<b>7s, 7d</b>	Epicondylus lateralis femoris
	<b>8s, 8d</b>	Trochanter major

**Legenda:** s – sinister – levý; d – dexter - pravý

**Tab. 6:** Zkratky a názvy bodů na pánvi

Název segmentu	Číslo bodu	Název bodu
<b>Páne</b>	<b>9s, 9d</b>	Spina iliaca posterior superior
	<b>10s, 10d</b>	Spina iliaca anterior superior

**Legenda:** s – sinister – levý; d – dexter – pravý

**Tab. 7:** Zkratky a názvy bodů na hrudníku

Název segmentu	Číslo bodu	Název bodu
<b>Hrudník</b>	<b>11</b>	Th 1
	<b>12</b>	Th 5
	<b>13</b>	Th 10
	<b>14</b>	Processus xiphoideus
	<b>15</b>	Manubrium sterni
	<b>16s, 16d</b>	10. costae
	<b>17s, 17d</b>	Acromion

**Legenda:** s – sinister – levý; d – dexter – pravý

**Tab. 8:** Zkratky a názvy bodů na horní končetině

Název segmentu	Číslo bodu	Název bodu
<b>Paže</b>	<b>17s, 17d</b>	Acromion
	<b>18s, 18d</b>	Epicondilus medialis
	<b>19s, 19d</b>	Epicondilus lateralis
<b>Předloktí</b>	<b>18s, 18d</b>	Epicondilus medialis
	<b>19s, 19d</b>	Epicondilus lateralis
	<b>20s, 20d</b>	Processus styloideus radii
	<b>21s, 21d</b>	Processus styloideus ulnae
<b>Ruka</b>	<b>20s, 20d</b>	Processus styloideus radii
	<b>21s, 21d</b>	Processus styloideus ulnae
	<b>22s, 22d</b>	Os capitatum

**Legenda:** s – sinister – levý; d – dexter – pravý

**Tab. 9:** Zkratky a názvy bodů na hlavě

Název segmentu	Číslo bodu	Název bodu
<b>Hlava</b>	<b>23s, 23d</b>	Os temporale
	<b>24</b>	Os occipitale
	<b>25</b>	Sutura coronalis

**Legenda:** s – sinister – levý; d – dexter – pravý

Při volbě všech bodů jsme vycházeli z palpačně lokalizovatelných bodů lidského skeletu, jejichž projekce skrz kožní kryt se během pohybu nemění. Celkem se jednalo o 41 bodů. Po celou dobu experimentu probandi neměnili svoji polohu zákleku ani úchop pádla.

Na základě empirických zkušeností byly body připevněny adhezivem. Z důvodu ověření schopnosti kamerového systému detekovat vyznačené body bylo provedeno pilotní šetření. Jediný bod, který nebyl permanentně pro snímací kamery detekovatelný, byl bod č. 6s na kolenním kloubu klečné nohy. Důvodem byl záklek jezdců ve změkčující podložce, tzv. klekačce. Krátkodobé výpadky viditelnosti dalších bodů (v řádech nižších desítek framů) byly sekundárně aproximovány SW nástroji v prostředí MATLAB. Následoval vlastní záznam o celkové délce 60 s, během něhož probandi provedli 10 záběrů, které byly dále analyzovány, viz kap 5.2.3.

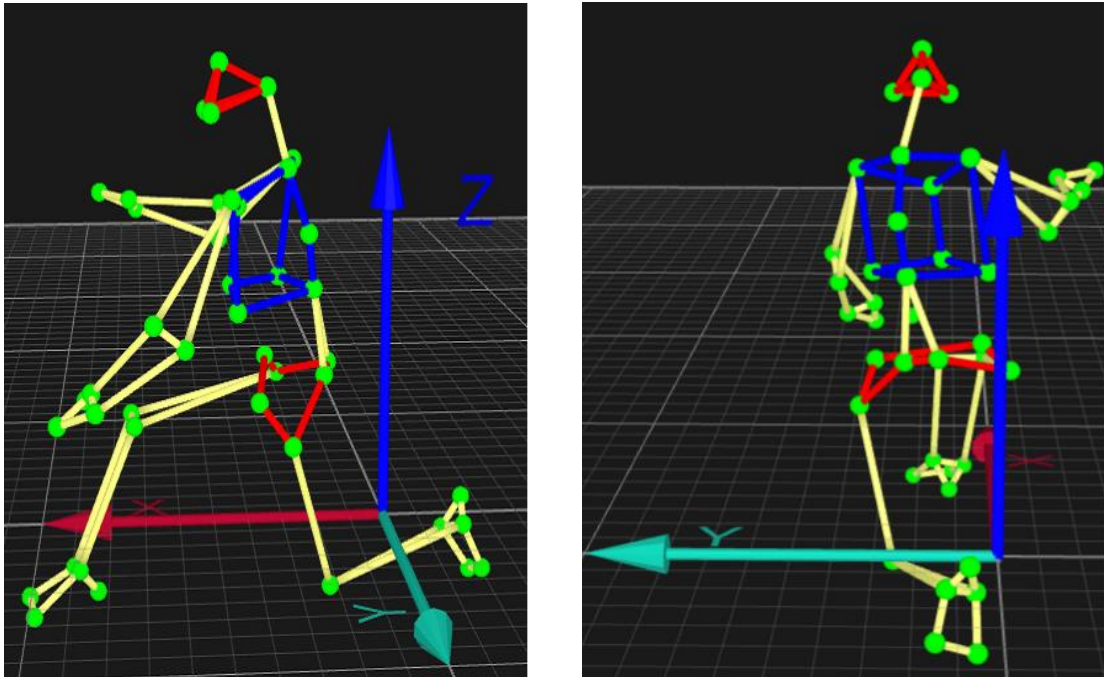
### **5.2.3 Metodika sběru dat a použité statistické metody**

Experimentální laboratorní šetření proběhlo v prostorách FTVS UK v Praze. Vzhledem k použité metodě, viz kap. 5.2.2, bylo nutné každý sledovaný bod na těle probandů palpačně detekovat a označit markerem. Abychom eliminovali nejistotu měření, vzniklou tímto procesem, prováděla úkon pouze jedna fundovaná osoba.

S využitím systému Qualisys a s pomocí softwaru Qualisys Track Manager (QTM) byl vygenerován datový soubor. V něm byl každý sledovaný bod v daném čase popsán třemi prostorovými souřadnicemi  $[X; Y; Z]$ . Orientace prostorových souřadnic byla při kalibraci nastavena tak, aby kanoista při zákleku hleděl v kladném směru osy  $x$ . Kladný směr osy  $z$  byl orientován svisle vzhůru. Osa  $y$ , kolmá na obě předchozí, byla orientována tak, že její kladná poloosa směřovala na stranu klečné nohy, tedy na stranu pádlování (obr. 10).

Z důvodu přehlednosti a kvůli zpětné kontrole byly detekované body v QTM nejprve vizualizovány a propojeny v jeden antropomorfní mechanismus klečícího kanoisty. Ten byl označen jako model *Stick\_1* (obr. 7) a stal se výchozím podkladem pro tvorbu modelů *Stick\_2* a *Stick\_3*, viz dále. S ohledem na následné analýzy v prostředí MATLAB a MS Excel byl výstupní soubor se všemi daty vygenerován ve formátu xls a csv.



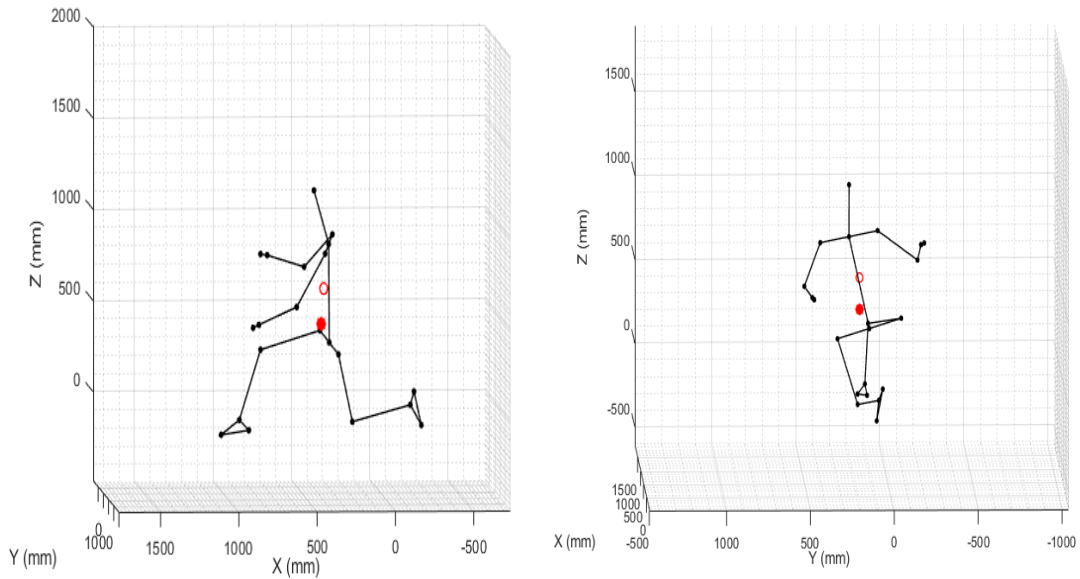


**Obr. 7:** Model Stick\_1 vytvořený v QTM (*zdroj vlastní*)

Následovala kontrola datových souborů z hlediska kontinuity záznamu. Jak již bylo zmíněno v kap. 5.2.2, jediný bod, který nebyl permanentně pro snímací kamery detekovatelný, byl bod č. 6s (Epicondylus medialis femoris) na kolenním kloubu klečné DK. Tento bod byl dodatečně dopočítán posunem bodu 7s (Epicondylus lateralis femoris) o ekvidistantu ve směru osy  $y$ , která se rovnala vzdálenosti mezi odpovídajícími body na druhé končetině (6d,7d). Tato úprava vycházela z předpokladu, že bod 6s lze požadovat za téměř nehybný. Ojediněle byla kontinuita záznamu v řádech nižších desítek framů (max 0,2 s) některých sledovaných bodů narušena (např. bod umístěný na pravém spánku – 23d). V těchto situacích byly datové mezery doplněny aproximací, metodou nejmenších čtverců a to pro každou souřadnici X, Y, Z zvlášť. K aproximaci byly využity polynomy 2. – 4. stupně s požadavkem, aby byl koeficient determinace  $R^2 \geq 0,98$ . K aproximaci bylo využito 40 bodů před a za datovou mezerou a byla provedena v MS Excel.

Takto upravená data bylo možné importovat do prostředí MATLAB, kde byly provedeny všechny následující výpočty. Nejprve byl vytvořen model Stick\_2 pro sledování pohybu celkového těžiště těla a těžiště horní poloviny těla viz obr. 8. Je zde nutné podotknout, že žádný ze tří zmíněných modelů nemá za úkol kopírovat přesné anatomické uspořádání skeletu. Jedná se pouze o aproximaci segmentální struktury

lidského těla se zcela specifickým jednostranným využitím, viz dále.



**Obr. 8:** Model Stick\_2 vytvořený v prostředí MATLAB (*zdroj vlastní*)

**Legenda:** Červený plný bod – celkové těžiště těla  
Červeně ohraničený bod – těžiště horní poloviny těla

Těžiště jednotlivých segmentů těla probanda byla stanovena metodou Zaciorského a Selujanova. Orientační vyjádření: bérce, ruka, noha a trup mají těžiště ve 4/10 celkové délky, nadloktí, předloktí a stehno ve 4/9, hlava s krkem (uvažuje se jako jeden segment) v 1/2 celkové délky, měřeno od proximálního konce segmentu (tj. blíže středu těla). Pro vyjádření hmotnosti daného segmentu byl využit vztah:

$$m_i = B_0 + B_1 m + B_2 v, \quad (1)$$

kde koeficient  $m$  (kg) je celková hmotnost a  $v$  (cm) je celková výška pokusné osoby (Zaciorskij, 1981). Koeficienty  $B_0$ ,  $B_1$  a  $B_2$  jsou uvedeny v tabulce 10.

**Tab. 10:** Koeficienty pro výpočet hmotnosti segmentů těla  
(dle Zaciorského a Selujanova)

Název segmentu	$B_0$ (kg)	$B_1$	$B_2$ (kg.cm <sup>-1</sup> )
<i>Hlava</i>	1,296	0,0171	0,0143
<i>Trup – horní část</i>	8,2144	0,1862	- 0,0584
<i>Trup – střední část</i>	7,181	0,2234	- 0,0663
<i>Trup – dolní</i>	- 7,498	0,0976	0,04896
<i>Stehno</i>	- 2,694	0,1463	0,0137
<i>Bérec</i>	- 1,592	0,03616	0,0121
<i>Noha</i>	- 0,829	0,0077	0,0073
<i>Nadloktí</i>	0,25	0,03013	- 0,0027
<i>Předloktí</i>	0,3185	0,01445	- 0,00114
<i>Ruka</i>	- 0,1165	0,0036	0,00175

Z datových bodů byla těžiště jednotlivých segmentů stanovena následujícím způsobem. Pro párové segmenty je zde uvedena pouze levá část těla. Pravá část těla byla dopočítána stejným způsobem. Pro výpočet těžiště chodidla byly vypočteny středy úseček mezi body 1s, 2s a 4s, 5s. Mezi středy těchto úseček a bodem 3s byl vytvořen trojúhelník, jehož těžiště je považováno za těžiště chodidla. Těžiště bérce vzniklo spojením středů úseček mezi body 4s, 5s a body 6s, 7s. Výsledné těžiště se poté nachází ve 4/10 celkové délky bérce, jak je uvedeno výše. Těžiště stehna bylo určeno ve 4/9 celkové vzdálenosti spojnice mezi body 6s a 8s. Těžiště ruky bylo určeno vytyčeným trojúhelníkem mezi body 20s, 21s a 22s. Středy úseček mezi body 20s, 21s a 18s, 19s byly spojeny. Ve 4/9 délky této úsečky se nachází těžiště předloktí. Střed mezi body 18s a 19s byl spojen s bodem 17s. Ve 4/9 této úsečky se nachází výsledné těžiště paže. Těžiště hlavy bylo umístěno do poloviční vzdálenosti mezi body 11 a 25. Těžiště trupu vzniklo spojením středů úseček mezi body 8s, 8d a 17s, 17d. Hledané těžiště bylo umístěno do 4/10 délky této úsečky. Finální výpočet souřadnic celkového těžiště těla probanda byl proveden dle vzorce:

$$x_T = \frac{\sum_1^n x_i m_i}{\sum_1^n m_i}, \quad y_T = \frac{\sum_1^n y_i m_i}{\sum_1^n m_i}, \quad z_T = \frac{\sum_1^n z_i m_i}{\sum_1^n m_i}, \quad (2)$$

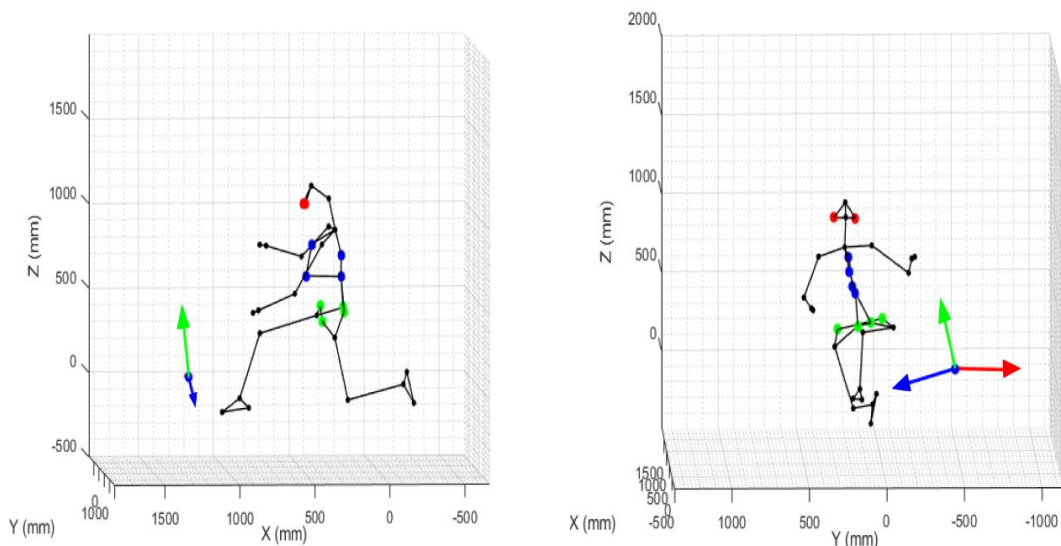
kde  $x_T$ , respektive  $y_T$ , potažmo  $z_T$  jsou souřadnice celkového těžiště těla probanda a  $m_i$  jsou hmotnosti jednotlivých segmentů (Zaciorskij, 1981). Stejným způsobem, ale s omezeným počtem segmentů, bylo stanoveno těžiště horní poloviny těla.

Tento model se hodí i pro stanovení úhlu  $\beta$  – zešíkmení kyčelních kloubů (trochanterů) a úhel  $\alpha$  – sklon trupu, srovnej obr. 4 a 8. Oba úhly jsou stanoveny jako úhel  $\nu$  mezi dvěma vektory  $\vec{a}$ ,  $\vec{b}$  podle vzorce:

$$\cos(\nu) = \frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{\|\vec{a}\| \|\vec{b}\|} \quad (3)$$

Jeden vektor reprezentuje směrový vektor daného segmentu (trup) či spojnice (trochanterů) a druhý vektor je normálový vektor (0;0;1) horizontální roviny.

Na základě potřeb pro kvantifikaci vzájemných prostorových vztahů mezi vybranými segmenty posturálního systému kanoisty byl vytvořen další model Stick\_3, viz obr. 9. Byly zkoumány vztahy mezi rovinami pánve, hrudníku a hlavy. Transverzální rovina pánve a mediální rovina hrudníku jsou definovány čtyřmi body, viz tab. 6 a 7. Ty se nemusí obecně nacházet v planárním uspořádání. Dobře patrné je to zejména u hrudníku (obr. 9, vpravo). Proto byla v prostředí MATLAB využita vícerozměrná lineární regrese funkce. Jejím výsledkem je normálový vektor k příslušné rovině. Mediální rovina hlavy je pak definována normálovým vektorem, který prochází spánkovými body 23s a 23d. Úhly mezi rovinami je pak možné určit opět ze vztahu 3 s využitím nalezených normálových vektorů.



**Obr. 9:** Model Stick\_3 vytvořený v prostředí MATLAB (*zdroj vlastní*)

- Legenda:**
- Červené body – spánky (body 23s a 23d)
  - Červený vektor – definuje normálu k mediální rovině hlavy
  - Modré body – mediální rovina hrudníku (body 12 – 15)
  - Modrý vektor – definuje normálu k mediální rovině hrudníku
  - Zelené body – transverzální rovina pánve (body 9s, 9d, 10s, 10d)
  - Zelený vektor – definuje normálu k transverzální rovině pánve

Z hlediska statistického zpracování dat je důležité zmínit způsob, jakým byly vyhodnoceny a vizualizovány informace z deseti provedených záběrů od každého probanda. I když proband pádloval rovnoměrně, je zřejmé, že drobné odchylky od tempa měly za následek nestejnou délku jednotlivých záběrů. Proto byly záběry nejprve v QTM vzájemně odděleny (mezí kritériem byla největší souřadnice Y bodu č. 11 – Th1). Každý záběr byl v prostředí MATLAB pomocí funkce *linspace* rozdělen na 200 ekvidistantních časových úseků. Reprezentativní záběr od jednoho probanda byl pak vygenerován jako aritmetický průměr těchto deseti relativizovaných záběrů.

Odhady proporcionality záběru a tvarů jeho kinematické geometrie byly provedeny následovně. Na základě analýzy rozptylu bylo zjištěno, že u sledovaných veličin představuje rozptyl mezi jedinci více jak 70% celkového rozptylu dat. Proto byl nejprve pro každou sledovanou veličinu a každého probanda spočítán aritmetický průměr z deseti záběrů. Bodový odhad střední hodnoty dané veličiny byl pak konstruován jako aritmetický průměr z těchto aritmetických průměrů. Variabilita dat byla popsána směrodatnou odchylkou vypočtenou z meziskupinového rozptylu. Výsledné confidence intervaly byly konstruovány na hladině statistické významnosti  $\alpha = 0.05$ . Na obrázcích

13 - 19 je confidence interval definován jako normála na hysterezní křivku cyklogramu. Aby byly informace o pohybu jednotlivých probandů srovnatelné, bylo měřítko prostorových os relativizováno k výšce postavy daného probanda. Data pak byla transformována tak, aby odpovídala pohybu osoby s tělesnou výškou 185 cm.

V příslušných grafických výstupech (např. obr. 10) je tento záběr vyznačen tlustou černočervenou čarou a je rozdělen do jednotlivých fází záběru. Konfidenční intervaly jsou pak vyznačeny přerušovanou šedou čarou.

### 5.3 Dílčí výsledky

Výsledková část kapitoly 5 je zahájena odhadem proporcionality záběru sledované skupiny probandů a to při frekvenci pádlování 27/min. Odhad byl proveden na základě analýzy deseti záběrů každého z nich v QTM s framováním 0,01 s. Z tab. 11 je patrné, že proporcionalně nejkratší částí záběrového cyklu jsou fáze zasazení a vytažení pádla z vody. Každá z těchto fází trvá 6 – 10 % záběrového cyklu. Nejdelší je fáze tažení, která zabírá cca 42 – 47% záběrového cyklu. Fáze přenosová pak vyplňuje přibližně 33 – 44 % záběru.

**Tab. 11:** Odhad proporcionality záběru při frekvenci pádlování 27/min. (N = 10,  $\alpha = 0,05$ )

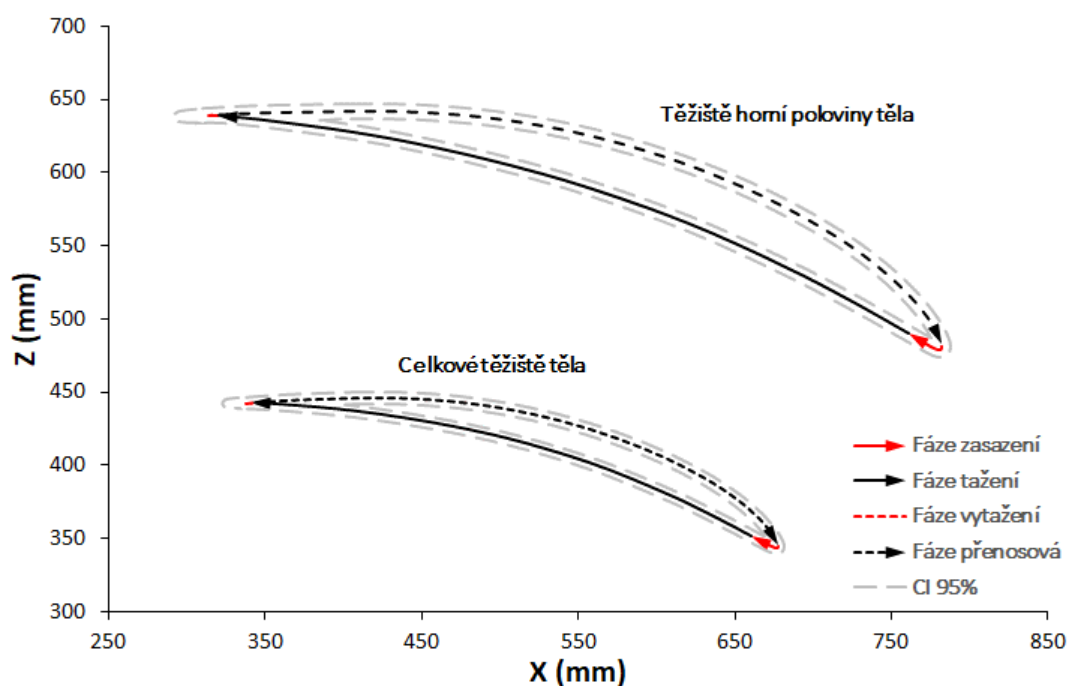
Fáze záběru		zasazení	tažení	vytažení	přenosová	celkem
Absolutně (s)	Průměr	0.18	0.99	0.20	0.85	2.22
	SD	0.08	0.09	0.02	0.20	0.21
	Int. spoleh.	±0.05	±0.06	±0.01	±0.12	±0.13
Relativně (%)	Průměr	0.079	0.446	0.091	0.383	1.000
	SD	0.037	0.042	0.007	0.089	0.095
	Int. spoleh.	±0.023	±0.026	±0.005	±0.055	±0.059

**Legenda:** SD – směrodatná odchylka; Int. spoleh. – interval spolehlivosti  
Relativní hodnoty jsou vztaženy k průměru celkové doby záběru.

Zjištěná proporcionalita záběrového cyklu řádově koresponduje s Robinsonem et al. (2002). Výjimkou je fáze zasazení, která podle tohoto zdroje trvá zhruba dvojnásobně dlouho. Proto byly výsledky porovnány ještě se Zahálkou et al. (2011). V tomto případě, kdy jednotlivé proporce záběru vycházejí následovně: fáze zasazení –

10 %, tažení – 41%, vytažení – 10% a přenosová – 38%, lze hovořit dokonce o velmi dobré shodě a to i navzdory faktu, že studie se věnovala rozboru záběru při závodním tempu o frekvenci pádlování cca 41/min. Na základě těchto zjištění lze tedy z hlediska proporcionality námi pořízené kinematické záznamy považovat za reprezentativní. Navíc lze poznatky dále využít a to ke zvýšení přehlednosti cyklogramů uvedených dále v této kapitole.

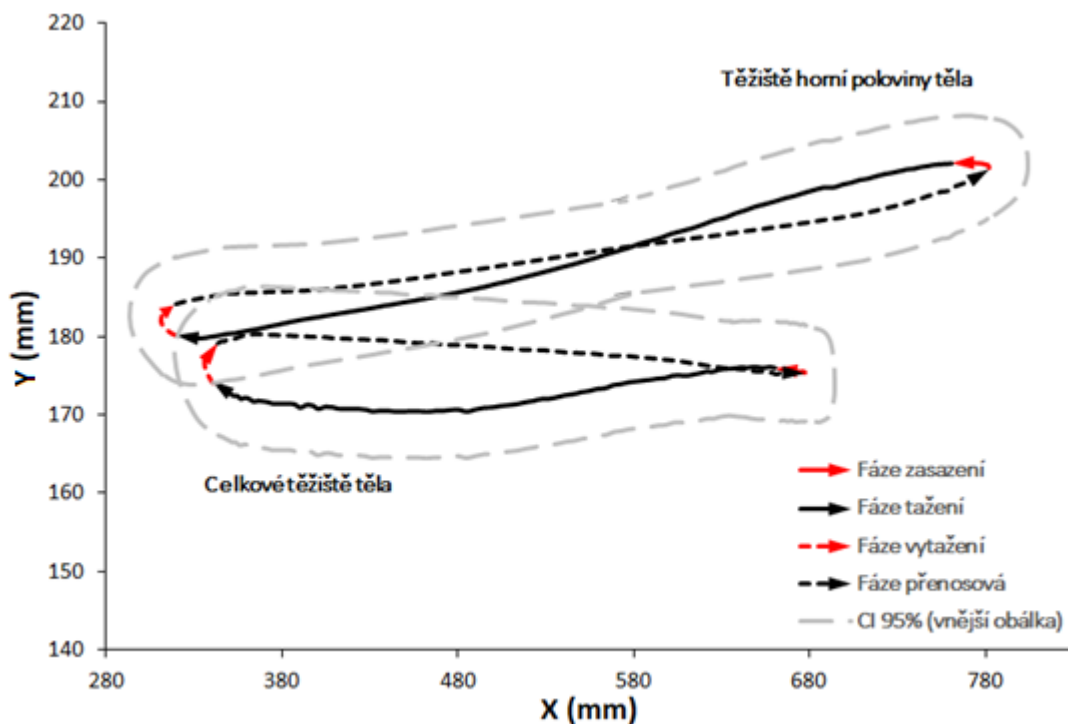
S využitím modelu Stick\_2 bude nyní pozornost zaměřena na analýzu pohybu celkového těžiště těla a těžiště horní poloviny těla. Z obr. 10, který zachycuje pohyb obou bodů v boční projekci, vyplývají následující poznatky. V souladu s logickým úsudkem se obě těžiště během přenosové fáze posouvají dolů a vpřed směrem za opěrnou nohu. Opačný pohyb nastává ve fázi záběrové, přičemž během tažení pádla vodou jsou sledovaná těžiště blíže vodní hladině. Zajímavé je, že trajektorie těchto bodů jsou z morfologického hlediska stejné. Liší se pouze svým rozsahem. Tedy rozsáhlé fázické pohyby horní poloviny těla kontrastují se spíše statickými fixačními pohyby poloviny dolní. To je ve shodě s dílčími závěry kap. 3.



**Obr. 10:** Pohyb celkového těžiště těla a těžiště horní poloviny těla při záběru vpřed na rychlostní canoi C1 – boční projekce (rovina  $xz$ ), normováno na výšku postavy 180 cm.

Za pozornost však stojí zejména horizontálního pohyb obou těžišť, viz obr. 11. První, čeho je možné si všimnout, je poměrně vysoká variabilita sledovaných trajektorií.

Při pohledu na měřítko osy  $y$  je však zřejmé, že je pouze zdánlivá. Celkového těžiště se během přenosové fáze pohybuje prakticky přímočaře směrem vpřed. Zde je na místě si připomenout, že experiment probíhal v bazénu s protiproudem, kdy kanoista místo v lodi klečel na hraně bazénu, jehož šířka byla cca 20 cm. Tedy ke stabilizaci pohybu mohl využít celou kontaktní plochu chodidla opěrné DK. Z tohoto důvodu jsou drobné odchylky trajektorie průmětu celkového těžiště těla do horizontální roviny od směru jízdy (osy  $x$ ) během přenosové fáze záběru fyzikálně možné. V rámci fáze tažení pádla vodou lze vysledovat drobné vybočení celkového těžiště na stranu opěrné nohy. Příčina je zřejmá z rozkladu sil na obrázku 7c<sub>2</sub> (str. 48). Během aktivní fáze záběru vzniká na pádle odporová síla, kterou kanoista může využít ke kompenzaci otáčivého účinku gravitační síly při vychýlení těžiště těla mimo vertikální osu lodi, potažmo hrany bazénu. Lze předpokládat, že s rostoucí silou záběru bude tento jev stále více patrný.

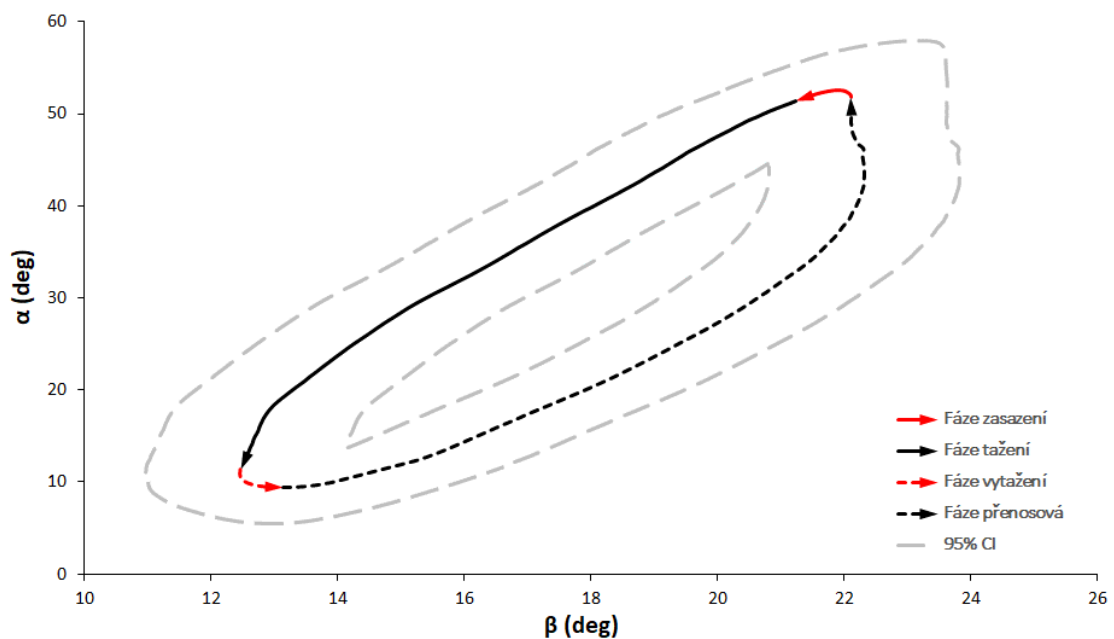


**Obr. 11:** Pohyb celkového těžiště těla a těžiště horní poloviny těla při záběru na rychlostní canoi C1 – projekce do horizontální roviny (rovina  $xy$ ).

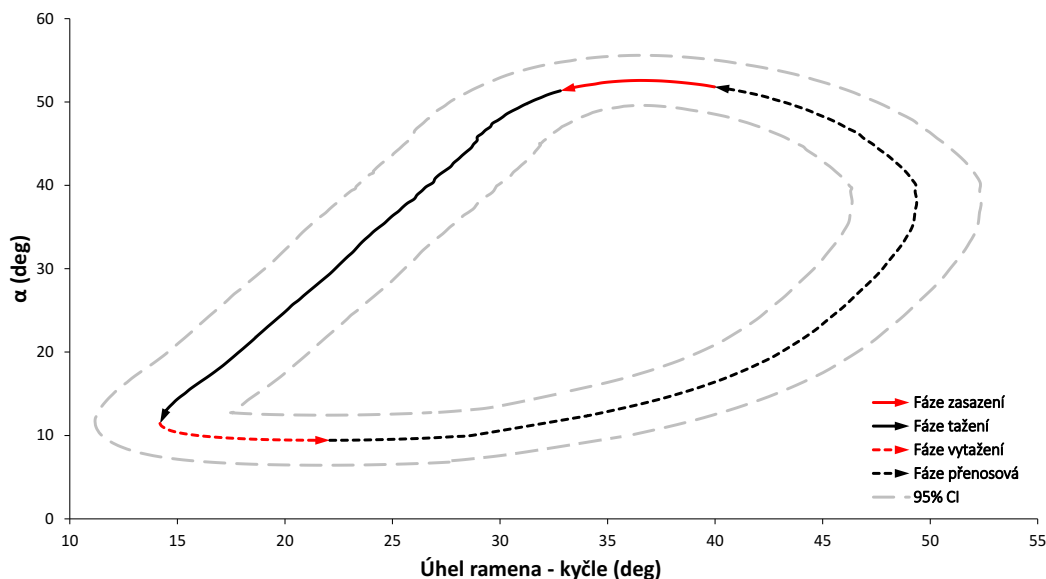
Při pohledu na obr. 11 lze dále vysledovat, že těžiště horní poloviny těla má tendenci ve fázi zasazení pádla do vody vybočovat na stranu pádlování. To je v souladu s technikou jízdy na C1. Aby byl kanoista schopen zasadit pádlo kolmo k vodní hladině, je nutné, aby se horní polovina těla vychýlila mimo vertikální osu loď právě na stranu



pádlování. Toto vychýlení však musí být kompenzováno vybočením pánve opačným směrem, jak je patrné na obr. 7c<sub>2</sub> a taktéž jejím větším zešikmením ke klečné DK, jak dokládá cyklogram fází záběru na obr. 12. Na něm je znázorněna závislost úhlu  $\alpha$  (sklonu trupu vzhledem k vertikální ose z) na úhlu  $\beta$  (sešikmení kyčelních kloubů – trochanterů při zákleku kanoisty). Z cyklogramu na obr. 12 je dobře patrné, že úhel  $\beta$  je nejmenší blízko neutrální pozice těla, tedy ve fázi vytažení a činí cca 12 – 13°. Během ostatních fází je tento úhel vždy větší než právě při vytažení pádla z vody. Ve fázi zasazení jeho velikost dokonce vzroste na téměř dvojnásobek minimální hodnoty. Hysterezní charakter cyklogramu navíc dokládá, že ve fázi tažení pádla vodou se nejprve do neutrální pozice vrací kyčle a teprve potom je dokončena extenze trupu. Tato pozorování jsou ve shodě s rozborem videozáznamu v kapitole 3, viz obr 4. Úhel  $\alpha$  se pohybuje v rozsahu cca 10 – 55°.



**Obr. 12:** Cyklogram fází záběru – závislost úhlu  $\alpha$  (sklonu trupu vzhledem k vertikální ose z) na úhlu  $\beta$  (zešikmení kyčelních kloubů – trochanterů směrem ke klečné DK)



**Obr. 13:** Cyklogram fází záběru – závislost úhlu  $\alpha$ , sklonu trupu vzhledem k vertikální ose  $z$ , na úhlu *ramena-kyčle*, který svírají mezi sebou průmět osy ramen (spojnice acromionů) a průmět osy kyčlí (spojnice trochanterů) do roviny  $xy$

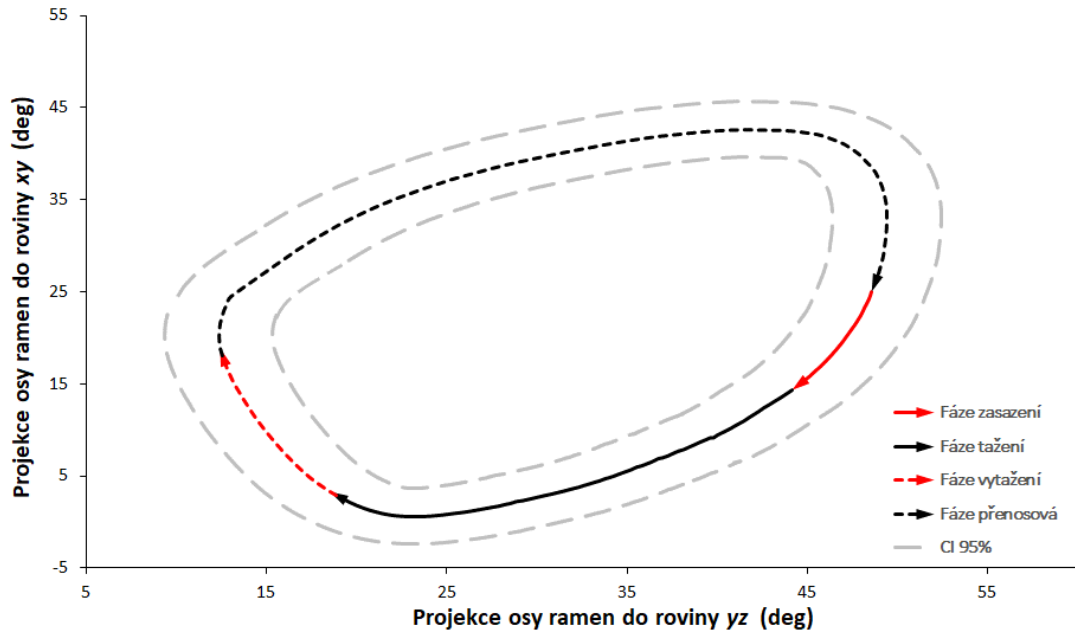
Nyní je možné se zaměřit na rotaci axiálního systému. Konkrétně nás bude zajímat, jak se v závislosti na jednotlivých fázích záběru mění úhel, který svírají mezi sebou průmět osy ramen (spojnice acromionů) a průmět osy kyčlí (spojnice trochanterů) do horizontální roviny. Tento úhel bude v dalším textu nazýván úhel *ramena-kyčle*. Výsledky jsou znázorněny v cyklogramu na obr. 13, kde je pro lepší představu jako závisle proměnná vnesen úhel  $\alpha$ , tedy sklon trupu vzhledem k vertikální ose  $z$ .

Vyjdeme z neutrální pozice kanoisty, tedy ze začátku přenosové fáze. V tomto okamžiku je trup jezdce napříměn, pádlo je vytaženo z vody. Je patrné, že úhel *ramena-kyčle* činí cca  $22^\circ$  (obr. 13). To je dáno již samotnou geometrií zákleku kanoisty a jeho technikou jízdy. Jednak průmět osy kyčlí do roviny  $xy$  není zcela kolmý na směr jízdy. Tento průmět je cca o  $5^\circ$  přetočen směrem za klečnou DK. Naopak ramena jsou po vytažení pádla z vody přetočena o cca  $17^\circ$  směrem za opěrnou DK (obr. 14). Axiální systém je tedy v neutrální pozici mírně přetočen právě za opěrnou DK. Během přenosové fáze logicky úhel *ramena-kyčle* narůstá. Celý axiální systém se stále více přetáčí za opěrnou DK, až tento úhel dosáhne svého maxima, cca  $55^\circ$ . Je velmi zajímavé, že ještě před začátkem fáze zasazení se úhel opět sníží a to cca o  $10^\circ$ . Tento posun je pravděpodobně způsoben záplekem na hraně bazénu s protiproudem, viz. kapitoly 1.1.2 a 5.2.2. Ideálně by však nastat vůbec neměl. V kombinaci s obr. 12 a 15 je patrné, že

postavení kyčlí a pánve je v této části záběru téměř neměnné. Změna úhlu *ramena-kyčle* je tedy vyvolána pouze změnou nastavení polohy osy ramen, která se v tomto okamžiku začíná vracet zpět do neutrální polohy. Cyklogram na obr. 13 by pak mohl sloužit jako dílčí deskriptor její kvality.

Během fáze zasazení, kdy je těžiště horní poloviny těla nejvíce vpředu, musí jezdec na listu pádla, kromě jeho zanoření, iniciovat odporovou sílu vyvolanou obtékáním tekutiny kolem jeho profilu. Protože sama tekutina proudí proti směru pohybu kanoisty, vyžaduje tento manévr jistý čas a změnu geometrie polohy těla. Cyklogram na obr. 13 dokazuje, že se tak děje změnou nastavení úhlu *ramena-kyčle*, protože úhel  $\alpha$  se v této fázi záběru prakticky nemění. V kontextu výše uvedeného rozboru je tento proces realizován změnou polohy osy ramen.

Následuje fáze tažení, kde s klesajícím úhlem  $\alpha$  se téměř v lineárním trendu snižuje i úhel *ramena-kyčel*. Je zřejmé, že axiální systém je zde vystaven zatížení jak ve smyslu rotace tak extenze trupu. Na konci této fáze průmět osy ramen do horizontální roviny prochází nulovou polohou, kdy je kolmý na směr jízdy. Rotace ramen směrem za klečnou DK se zastavuje a začíná fáze vytažení. Během ní, stejně jako ve fázi zanoření, zůstává úhel  $\alpha$  téměř neměnný. Trup je již ve vzpřímené pozici, zešíkvení kyčlí a pánve se téměř nemění (viz obr. 12 a 15). Začíná rotace ramen směrem za opěrnou DK (obr. 14). Korekce směru jízdy tedy téměř jistě obstarává kinematický řetězec navázaný na změnu pozice osy ramen a tedy na rotaci axiálního systému směrem za opěrnou DK. Zajímavé je si všimnout projekcí osy ramen do roviny horizontální roviny  $xy$  a vertikální roviny  $yz$ . Cyklogram z obrázku 14 potvrzuje, že v žádné fázi záběru nejsou ramena, stejně jako kyčle (obr. 12) a pánev (obr. 15) rovnoběžně s horizontální rovinou.

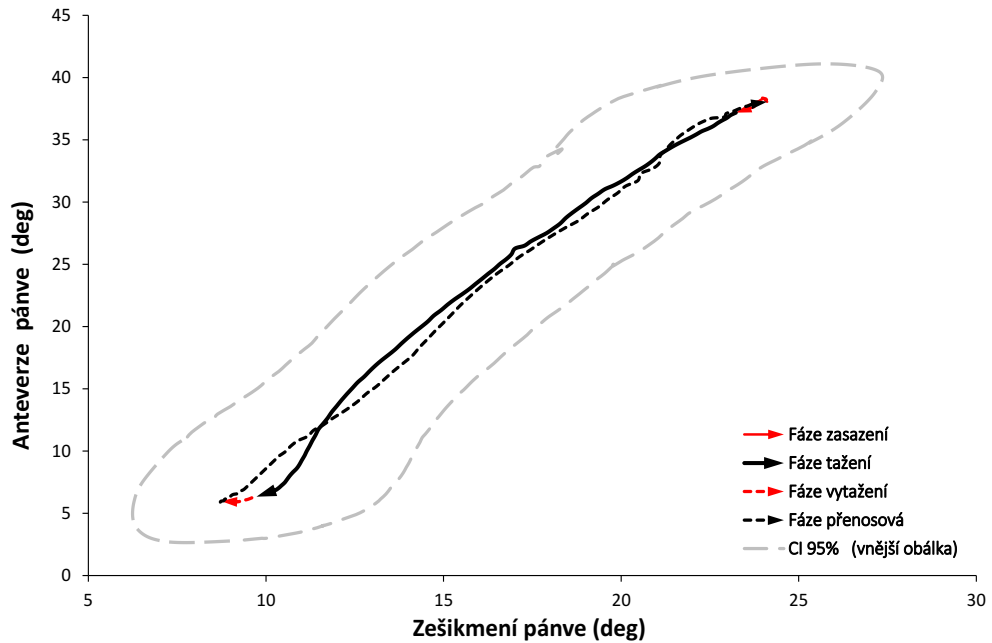


**Obr. 14:** Cyklogram fází záběru – závislost projekce osy akromionů do roviny  $xy$  na projekci stejné osy do roviny  $yz$ .

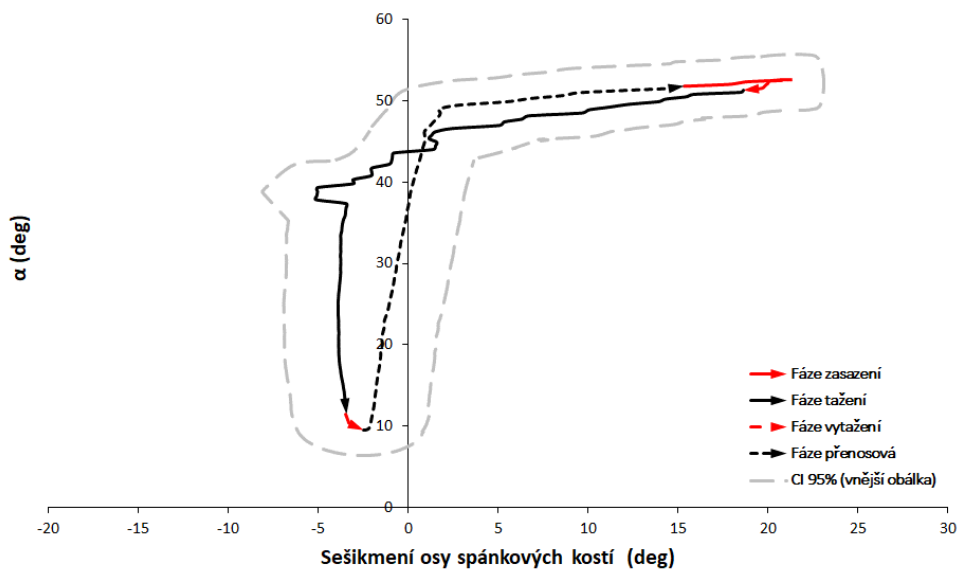
**Legenda:** Kladná hodnota úhlu projekce osy ramen do roviny  $yz$  znamená natočení směrem ke klečné DK. Kladná hodnota úhlu projekce osy ramen do roviny  $xy$  znamená natočení směrem za opěrnou DK.

V závěrečné části této kapitoly bude pozornost věnována rotaci a laterálnímu zešíkmení hlavních segmentů axiálního systému (hlava, hrudník, pánev) v jednotlivých fázích záběru. Za tímto účelem bude využit model *Stick\_3*, který umožňuje kvantifikovat orientaci mediální roviny hlavy a trupu a transverzální roviny pánve v prostoru i vzájemně vůči sobě, viz kap. 5.2.3.

Na obr. 15 je cyklogram znázorňující antevertzi a zešíkmení (laterální úklon směrem ke klečné DK) během jednotlivých fází záběru. Je patrné, že tato závislost je téměř lineární s tím, že čím více se těžiště těla během záběru posouvá vpřed za opěrnou nohou, tím dále od své neutrální pozice se pánev nachází.



**Obr. 15:** Cyklogram fázi záběru – závislost sklonu pánve (anteverze) na jejím zešikmení (laterálním úklonu ke klečné DK)



**Obr. 16:** Cyklogram fázi záběru – závislost úhlu  $\alpha$  (sklonu trupu vzhledem k vertikální ose  $z$ ) na zešikmení osy spánkových kostí vůči horizontální rovině  $xy$  (směrem ke klečné DK)

Pozice hlavy během záběru je zachycena na obr. 16. Cyklogram znázorňuje závislost sklonu trupu  $\alpha$  na sešikmení osy spánkových kostí vůči horizontální rovině  $xy$ .

Z něj je patrné, že ve fázích záběru, které jsou blízké neutrální pozici jezdce, je hlava mírně ukloněna na stranu opěrné DK (zešikmení vykazuje mírně záporné hodnoty). To je důsledek kompenzačních pohybů hlavy vzhledem k zešikmení pánve a silám vyvolaným na pádle během záběru a při vytahování z vody. Naopak, ve fázích záběru, kdy se sklon trupu blíží svému maximu, vykazuje hlava rotační pohyb směrem za horní končetinou na straně opěrné DK. Tím napomáhá zvýšení dosahu kanoisty pádlem co nejvíce vpřed.

Zvážíme-li změnu pozice pánve, ramen a hlavy je snadné si uvědomit, že celý axiální systém bude vystaven laterálně asymetrickému zatížení. Pohyby hrudníku a jeho vzájemná pozice vůči ostatním segmentům posturálního systému pak bude determinována geometrií kompenzačních pohybů, které trup jako celek vykonává. V závislosti na jednotlivých fázích záběru půjde tedy o laterální úklon směrem ke klečné DK spojený s rotací kolem cranio-caudální osy.

## **5.4 Shrnutí**

Úkolem této kapitoly bylo kvantifikovat pohyb jezdce při pádlování na C1 s ohledem na zatížení jeho posturálního systému. Cílem bylo doplnit víceméně kvalitativní popis této činnosti získaný analýzou videozáznamů. Na základě výsledků zrealizované studie je možné si udělat představu o míře asymetrických pohybů, kterým je celý posturální systém při jízdě na C1 vystaven. Lze konstatovat, že veškerá zjištění v kapitole 5 korespondují s výsledky v kapitole 3. V tomto smyslu tedy informace z 3D kinematické analýzy společně s dalšími úvahami verifikují poznatky z kineziologického rozboru pohybu kanoisty při jízdě na C1.

Vedlejším produktem tohoto úsilí je metodika, jak lze při 3D kinematické analýze takto složitého lokomočního vzorce postupovat. Obvykle při studiích podobného typu nebývá zvykem tvořit takto komplexní modely (Stick\_2, Stick\_3) s tolika sledovanými body. Domníváme se, že tento, do jisté míry originální přístup (kap. 5.2.2 a 5.2.3) k tvorbě modelu lidského těla, spojený s vhodnou automatizací zpracování dat a grafickou prezentací výsledků, lze využít i při analýze jiných pohybových vzorců. V tomto smyslu se nabízí myšlenka využití cyklogramů jako deskriptorů kvality provedení daného lokomočního vzorce, tedy při intra- i inter- individuálních srovnáních.

## 6 Diskuse

V rámci kapitol 2 až 5 byl představen řetězec nepřímých důkazů, že během jízdy na rychlostní kanoi C1 dochází k významnému asymetrickému svalovému zatížení, které by se nemělo podceňovat a opomíjet. Toto zjištění koresponduje s tvrzením Kračmara (2002), který zařazuje kanoistiku z lékařského hlediska mezi tzv. jednostranné sporty (Kračmar, 2002). To znamená, že během dané sportovní aktivity jsou zapojeny pouze některé svalové skupiny, v tomto případě převážně horní poloviny těla (Sůsa, 2014). Co toto jednostranné přetížení tedy pro jezdce může způsobovat?

Validně bylo prokázáno zvýšení úhlu hrudní kyfózy a bederní lordózy jako následek kumulace tréninkových jednotek v průběhu růstu páteře (Wojtys et al., 2017). Jako výsledek adaptace na pozici trupu během záběru na C1 byla u mnoha kanoistů naměřena hrudní hyperkyfóza (López-Miñarro et al., 2008). Tyto změny v zakřivení páteře mohou potenciálně zapříčinit vznik tzv. low back pain (Harrison et al., 2005; Cholewicki, 1996), což je mezi kanoisty velmi rozšířený stav (Kameyama et al. 1999).

Na základě kineziologického rozboru a výsledků experimentálního měření z MRI bylo taktéž potvrzeno významné unilaterální přetěžování mm. quadratus lumborum a oboustranné zatížení mm. iliopsoas, jak je popsáno v kapitole 3. 4. Tento hypertonus kosterních svalů dále zapříčiňuje blokády kloubů. Vzniká tak svalová nerovnováha, která je dána hypertonickým agonistou a hypotonickým antagonistou, přičemž se příslušný kloub projevuje jako nestabilní. Svalová nerovnováha a asymetrie vede k nepříjemným pocitům napětí v oblasti přetížení (u sledovaných kanoistů – v oblasti dolních zad), bolestivosti a vzniku možných blokad L/S i Th/L přechodu, jeho nestabilitě, a postupně může díky dlouhodobé fixovanému stavu docházet k výhrězům meziobratlových plotének a k degenerativním změnám obratlů (tvorba výrůstků a srůstů). Takováto nadměrná svalová aktivita byla např. potvrzena ve studii Andersona et al. (1996), který pomocí EMG měřil biosignály u MQL a m. erector spinae během jejich flexe, relaxace a dalších pohybových úkolů.

Samotný prostý záklek v rychlostní kanoi C1 v kombinaci s oboustranným zatížením mm. iliopsoas a unilaterálním přetěžováním mm. quadratus lumborum, viz kap. 3. 4., dále vede k tomu, že dochází k lateralizaci pánve směrem od strany pádlování a jejímu zešíkmení ke klečné noze. Postavení nohy má také vliv přes lýtko na rotaci femuru a na postavení pánve a naopak. Pohyby v kyčelním kloubu nám následně

ovlivňují funkci nohy (Véle, 2006). Toto samé tedy musí logicky platit i opačně. S tím se také ve své práci ztotožňuje Jelínek (2005), který uvádí, že tvarové změny pánve jsou především závislé na dlouhodobém silovém působení, při kterém může docházet k uplatnění typických materiálových vlastností svalů, vazů a chrupavek (tzv. tečení materiálu - creep efekt).

Výše uvedené koresponduje s popisem Tichého (2008), který tvrdí, že je-li korekce polohy těžiště těla, které je uložené před promontoriem a které je hlídané CNS, vychýlené anatomicky kratší dolní končetinou, pak tělo koriguje tuto změnu zešikměním pánve na stranu kratší končetiny. Bok začne vyjíždět ke straně delší končetiny, rameno stoupá směrem nad kratší končetinou a páteř se esovitě skrotí do skoliotického držení. Změny jsou způsobené změnami v napětí, hypertone, kosterních svalů. Každý kloub v patologickém řetězci je pak zablokován všemi směry (Tichý, 2008).

Jak uvádí Kopečný (2011), ve fázi zasazení pádla do vody dochází následně k decentralizaci kyčelního kloubu opěrné nohy (hlavice opustí střed jamky a posune se více ke kraji), což funkčně prodlužuje tuto dolní končetinu a tím vede i k jinému zatížení v oblasti kolenního kloubu a hlezna. Svalová dysbalance postupně přechází do kloubních změn a může vést k degeneraci kloubů kolene i kyčle (např. artrosy). Je provázena bolestivostí a změnou funkce (omezení pohybu). Jednostranné (nesymetrické) přetížení vede ke svalové dysbalanci (nerovnováze) a vzniká asymetrie osového systému. Pokud se posun a zešikmení pánve po zátěži nevrátí do středové roviny, zafixuje se do pohybového vzorce a postupně vzniká kompenzační skoliosa, buď tvaru „S“ nebo „C“.

Z již prezentovaného tedy jasně vyplývá, že během jednoho cyklu záběru na rychlostní kanoi C1 dochází ke značnému zatížení nejenom celého axiálního systému a pánevní oblasti, ale také k přenosu sil na dolní končetiny. Tato trojice dílčích segmentů (páteř, pánev, dolní končetiny) demonstruje, že změna polohy jednoho segmentu je schopna ovlivnit postavení zbylých dvou segmentů. Svalové řetězce z oblasti dolní poloviny těla mají svůj původ v dolní končetině, avšak mohou mít původ z páteře Hlavová (2012). Flekční řetězce v dolní končetině bývají způsobeny poruchou kloubů v samotné dolní končetině nebo v bederní páteři. Například flekční řetězec pravé dolní končetiny vyvolává kostrčový syndrom. Naopak extenčními řetězci jsou ovlivněny omezující strukturální poruchy kloubů dolní končetiny. Ty jsou vyvolány také omezením



pohybu v SI skloubení a obratlů bederní páteře. Zajímavé je, že způsobují nekostrčové příčiny zafixované nutace pánve (Tichý 2008).

Pokud jedinec s chybnými pohybovými stereotypy podstoupí náročný trénink bez dostatečné kompenzace, pak se bude stupňovat zapojování hyperaktivních svalových skupin, které nemají k vykonávanému pohybu žádný vztah a současně hypoaktivní svalové skupiny se budou oslabovat. Následkem toho bude nižší sportovní výkon a výrazné poruchy posturální funkce s častou bolestivostí v přetížených segmentech (Kábelíková a Vávrová, 1997).

Z empirických zkušeností je známo, že se začátkem 90. let 20. století téměř neprováděla kompenzační cvičení. Tento trend se za posledních 15 let podstatně změnil a to především díky osvětě této problematiky a popularizaci rychlostní kanoistiky obecně. Pravdou však bohužel zůstává, a je to spíše problémem menších klubů, že je stále málo odborně proškolených trenérů. Tento stav se ale za posledních 10 let výrazně zlepšil (Hottmar, 2011). Na druhou stranu je potřeba si uvědomit, že kurz Trenér rychlostní kanoistiky III. třídy trvá pouze 20 hodin. Během této časové dotace jsou budoucím trenérům přednášeny poznatky z oblasti psychologie, anatomie, techniky pádlování, sportovního tréninku, fyziologie, první pomoci atd. Je logické, že není možné daná témata probrat adekvátně do hloubky, jelikož na to prostě není dostatek času. Více do hloubky jsou tato témata probírána na navazujícím kurzu Trenér rychlostní kanoistiky II. třídy, který ovšem trvá 50 hodin (Hottmar, 2011). Bohužel ne všichni trenéři, působící v malých klubech, jsou ochotni a schopni, se převážně z časových důvodů, takového kurzu zúčastnit. Tato skutečnost může mít dále za následek nevhodné a neadekvátní sestavování tréninkového plánu, špatně naučenou techniku pádlování, či opomíjení a úplné zanedbání implementace kompenzačních cviků nebo strečinku k minimalizování negativních účinků jednostranné zátěže. Tyto důležité, avšak velmi často opomíjené aspekty vedou k tomu, že se působení unilaterální zátěže začne odrážet na celkovém fyziologickém vývoji jedince. Jedna z možností, jak vystoupit z daného bludného kruhu by mohla být povinnost, aby v každém klubu byl min. jeden trenér s II. trenérskou třídou, který by byl zodpovědný za implementaci vhodně a cíleně zvolených kompenzačních cviků po každé tréninkové jednotce na vodě.

## 7 Praktická doporučení

Na základě zjištěných poznatků je vhodné vytvořit aplikační výstup, který by byl blízký širší odborné veřejnosti. Jak prezentuje Bursová (2005) v individuálně účelově zaměřených pohybových programech, ve cvičitelské a trenérské praxi, bychom měli vycházet z uvedených teoretických předpokladů a kladně ovlivňovat svalovou rovnováhu a kvalitu držení těla optimální stimulací jednotlivých svalových skupin. Pokud jedinec s chybnými pohybovými stereotypy podstoupí náročný trénink bez dostatečné kompenzace, pak se bude stupňovat zapojování hyperaktivních svalových skupin, které nemají k vykonávanému pohybu žádný vztah a současně hypoaktivní svalové skupiny se budou oslabovat (Kábelíková a Vávrová, 1997). V kontextu unilaterální zátěže během jízdy na rychlostní kanoi C1 je v tomto případě nejvíce postižena oblast beder, viz kap. 1. 2. 3.

Chceme-li se tomu všemu vyvarovat a předejít, je zapotřebí brát na zřetel všechny dosavadní poznatky a zjištění o důsledcích působení jednostranné zátěže na tělo sportovce. V celkové přípravě jedince je nutné brát v potaz nejenom fyziologické dispozice jedince, ale i jeho psychickou vyspělost. Stejně jako Štryncl (2012), tak se i mnoho dalších autorů shoduje na tom, že je kanoistika jednostranný sport. Sůsa (2014) udává, že u kanoistů velmi často pozorujeme velké kyfotické zakřivení páteře a následně hyperlordotické držení těla v oblasti bederní páteře. Dále dochází k vadám páteře ve frontální rovině a to k tzv. skoliotickému držení což může vést k degenerativním změnám páteře, viz kap. 1. 3. 3.

Jednou z možností jak se s tímto problémem vypořádat, dopřát sportovci pocit bezproblémové jízdy na kanoi a adekvátně rozvíjet jeho tělesný fond je nejenom pohybová léčba, kompenzační cvičení, ale i pestrost tréninků a doplňkových sportů.

Úkolem pohybové léčby je vyrovnávání svalových dysbalancí cíleným protahováním zkrácených svalových skupin a posilování svalů oslabených. Ucelený přehled těchto cviků prezentuje ve své práci Sůsa (2014) a není tedy třeba je dále rozebírat. Další z možností jak snižovat riziko uvedených zdravotních problémů jsou kompenzační cvičení.

Jako kompenzační cvičení označujeme variabilní soubor jednoduchých cviků v jednotlivých cvičebních polohách, které lze modifikovat s využitím různého náčiní

a náradí. Výběr však musí být individuálně cílený, tj. měl by vycházet z funkčního stavu hybného systému jedince. Toto také ve své práci prokázal Steele (2015), který tvrdí, že revidovaná cvičení, navržená k léčbě bederních extenzorů, mohou vést k významné aktivaci tohoto svalstva během sportovního výkonu (Steele et al., 2015).

Má-li být cvičení efektivní s pozitivním účinkem, musíme v jeho průběhu respektovat určité neurofyziologické zákonitosti a provádět je vždy přesným způsobem (Bursová, 2005). Cvičení protahovací se provádějí před tréninkem jako součást přípravy organismu na větší pohybovou aktivitu (prokrvení svalů, zlepšení nervosvalové koordinace, ochrana před možnými rupturami). Provádění po tréninku bývá zařazováno z důvodu snížení aktivační hladiny CNS, kdy převládá relaxační činnost, (Ježek, 2003).

Co se pestrosti tréninků týče, každý trenér by měl mít na paměti skutečnost, že nadměrné přetěžování mladého organismu a stereotyp tréninků vede k jednomu cíli a tím je snížení zájmu o daný sport ze strany sportovce. Je běžně známým faktem, že děti přestaly chodit do oddílu pouze proto, že tréninky byly “pořád stejné“. Chce-li tedy trenér zabránit odchodu svých svěřenců z klubu, je nutné, aby celková koncepce tréninků nepostrádala pestrost a rozmanitost.

V praxi to např. znamená využití jiných druhů plavidel k dosažení určeného cíle. Jinými slovy, pokud např. chlapec primárně trénuje a závodí na C1, proč by se v rámci rozmanitosti pádlování nemohl naučit jezdit na K1. Poté je už jenom malý krůček k tomu, aby trenér udělal oddílový závod na odlišných lodích, než jezdci závodí a odměnou mu bude nejenom utužení vztahů v oddíle, ale např. odhalení nových talentů.

V žádném případě se nesmí opomenout alespoň částečná kompenzace jednostranného zatížení v důsledku pádlování na C1 během tréninkové jednotky. Běžně se toto provádí závěrečným “vypádlováním se“ na mole nebo jízdou na vícemístné kanoi, kdy jezdec pádluje na opačné straně, než je jeho primární. V této fázi tréninku nejde o naučení se technice, ale skutečně o kompenzaci asymetrického zatížení těla jezdce. Následující nedílnou částí tréninku by měl být závěrečný běh – výklus, případně jiný symetrický, cyklický pohyb s následným protažením celého těla – strečinku.

Při sestavování tréninkových jednotek by taktéž neměl být opomenut význam a přínos symetricky cyklických sportů, jako jsou např. běh, jízda na běžkách – klasický styl, kole, plavání – převážně na zádech z důvodu současného protahování prsních svalů, atd., jenž napomáhají k sourodému zapojování svalů celého těla sportovce. Začleněním těchto sportovních aktivit s kombinací např. překážkové dráhy či prvků z gymnastiky

do tréninkového procesu se také zvyšuje i fyzická kondice sportovce a tím i jeho výsledný výkon na závodní trati.

## 8 Závěr

Hlavním cílem práce bylo na základě teoretických poznatků a vlastních empirických šetření analyzovat biomechanické aspekty techniky jízdy na rychlostní kanoi C1 a to v kontextu asymetrického zatížení posturálního systému. V rámci řešení problému byl představen řetězec dílčích kroků založených na třech odlišných experimentálních přístupech. Kineziologický rozbor jízdy na rychlostní kanoi C1 byl proveden na základě poznatků z funkční anatomie a s využitím videozáznamu jízd probandů (N=12). Biomechanické aspekty pádlování byly zkoumány s využitím 3D kinematické analýzy (N=9). Vliv dlouhodobého tréninkového úsilí na odlišnost v příčných průřezech svalů *m. iliopsoas* a *m. quadratus lumborum* na obou stranách těla byl vyšetřen prostřednictvím magnetické rezonance. Této studii se zúčastnilo N = 5 probandů. Studie vzhledem ke své časové, organizační a finanční náročnosti byly pojaty jako pilotní.

Na základě zjištěných poznatků lze konstatovat, že jízda na rychlostní kanoi C1 je relativně složitý lokomoční pohyb, během něhož je posturální systém vystaven dvěma typům asymetrického zatížení. Oba souvisí s geometrií pohybu. V první řadě je to asymetrie laterální, která vychází ze samotné podstaty jednostranného pádlování na tomto druhu plavidla. Druhá asymetrie je spojena s předozadním pohybem trupu a jeho časově závislým odchýlením se od neutrálního postoje. Zatím co koleno klečné a chodidlo opěrné dolní končetiny jsou fixovány k lodi, trup spolu s hlavou a horními končetinami vykonávají pohyby v relativně širokém rozsahu. Je zde tedy výrazná disproporce mezi spíše fixačními pohyby dolní poloviny a fázičnými pohyby horní poloviny těla.

Při jízdě na C1 dochází k výraznému unilaterálnímu přetěžování *m. quadratus lumborum* na straně opěrné dolní končetiny (strana bez pádla), dále k přetěžování vzpřimovačů páteře v lumbální oblasti, zejména na straně opěrné dolní končetiny, a k bilaterálnímu přetěžování *m. iliopsoas*, které navíc probíhá v jiných izometriích. Samotné asymetrické postavení dolních končetin a držení pádla na jedné straně lodi vytváří nestabilitu, kterou kanoista musí kompenzovat přesunutím těžiště těla více nad klečnou dolní končetinu. Toho je docíleno tzv. lateralizací pánve směrem od strany pádlování a jejím zešikmením ke klečné dolní končetině. Kompenzace je zesílena v záběrové fázi, kdy je úklon pánve, její vybočení a zešikmení nejvýraznější. Hypotézy H1 a H2: „Pádlování na rychlostní kanoi C1 způsobuje bilaterální asymetrické přetížení

*musculus iliopsoas (H1) a unilaterální přetížení musculus quadratus lumborum na straně opěrné dolní končetiny (H2).*“ lze tedy považovat za platné.

Dále se lze domnívat, že při longitudinálním tréninkovém úsilí je stranová disproporce v objemu a intenzitě zatížení posturálního systému příčinou rozdílných příčných průřezů m. iliopsoas a m. quadratus lumborum na straně klečné a opěrné dolní končetiny. U obou svalů lze očekávat na statistické hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  větší průřezy a tedy i mohutnost na straně opěrné dolní končetiny. V souvislosti s tímto tvrzením a na základě výše uvedených poznatků lze potvrdit taktéž platnost hypotézy H3: *„Pádlování na rychlostní kanoi C1 způsobuje celkové asymetrické zatížení posturálního systému, jehož důsledkem je možné degenerativní postavení pánve a bederní páteře.*

Výsledky šetření jsou shrnuty v kap. 7 do aplikačního výstupu, který by měl být blízký širší odborné veřejnosti. Věříme, že závěry práce budou užitečné zejména pro odborníky z trenérské praxe nejen rychlostní kanoistiky, ale i v různých jiných sportovních odvětvích.

V rámci řešení výzkumného problému byl navržen antropomorfní mechanismus, který společně s vytvořenou SW aplikací umožňuje sledovat změny v kinematické geometrii lokomočních pohybových vzorců a to nejen v oblasti sportu, ale i ve fyzioterapii a rehabilitaci. Grafická prezentace výsledků založená na cyklogramech může být využita jako ukazatel kvality provedení daného lokomočního vzorce jak při intra-, tak při inter- individuálních srovnáních.

## 9 Seznam použité literatury

1. ABRAHAM, David a Nicholas STEPKOVITCH. The Hawkesbury Canoe Classic: Musculoskeletal Injury Surveillance and Risk Factors Associated With Marathon Paddling. *Wilderness & Environmental Medicine* [online]. 2012, **23**(2), 133-139 [cit. 2017-04-16]. DOI: 10.1016/j.wem.2012.02.014. ISSN 10806032. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1080603212000889>
2. ACKLAND, T. R., K. B. ONG, D. A. KERR a B. RIDGE. Morphological characteristics of Olympic sprint canoe and kayak paddlers. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2003, **6**(3), 285-294 [cit. 2018-04-01]. DOI: 10.1016/S1440-2440(03)80022-1. ISSN 14402440. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1440244003800221>
3. ALACID, Fernando, Pedro a Muyor JOSÉ. Influence of Hamstring Muscles Extensibility on Spinal Curvatures and Pelvic Tilt in Highly Trained Cyclists. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2011, **29**(-1), - [cit. 2018-02-24]. DOI: 10.2478/v10078-011-0035-8. ISSN 1899-7562. Dostupné z: <http://www.degruyter.com/view/j/hukin.2011.29.issue--1/v10078-011-0035-8/v10078-011-0035-8.xml>
4. ANDERSSON, EA, LIE ODDSSON, H GRUNDSTRÖM, J NILSSON a A THORSTENSSON. EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clinical Biomechanics* [online]. 1996, **11**(7), 392-400 [cit. 2017-04-16]. DOI: 10.1016/0268-0033(96)00033-2. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0268003396000332>
5. BÍLÝ, Milan, Bronislav KRAČMAR a Petr NOVOTNÝ. *Kanoistika: technika jízdy, rafting, extrémní terény*. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-247-9050-5.
6. BURSOVÁ, Marta. *Kompenzační cvičení: uvolňovací, protahovací, posilovací*. Praha: Grada Publishing, c2005. Fitness, síla, kondice. ISBN 9788024709482.
7. CAMPBELL-KYUREGHYAN, Naira, Michael JORGENSEN, Deborah BURR a William MARRAS. The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation. *Clinical Biomechanics* [online]. 2005, **20**(5), 455-464 [cit. 2017-04-16]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2005.01.006. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003305000252>
8. CARR, Janet H. a Roberta B. SHEPHERD. *A motor relearning programme for stroke*. 2nd ed. Reprint. Rockville: Aspen Systems, 1992. ISBN 0750602724.
9. CASTRO, Flávio A. de S. *Canoe kinematics: a review* [online]. research gate, 2009, 2009 [cit. 2018-02-24]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Flavio\\_De\\_Souza\\_Castro/publication/236584807\\_Cinematica\\_da\\_canoagem\\_revisao/links/5597cd3c08ae21086d225789.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Flavio_De_Souza_Castro/publication/236584807_Cinematica_da_canoagem_revisao/links/5597cd3c08ae21086d225789.pdf)
10. COMERFORD, M. J. a S. L. MOTTRAM. Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual Therapy* [online]. 2001, **6**(1), 3-14 [cit. 2018-01-24]. DOI: 10.1054/math.2000.0389. ISSN 1356689x. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X00903898>

11. ČERMÁK, Josef, Vladana BOTLÍKOVÁ a Olga CHVÁLOVÁ. *Záda už mě nebolí*. Čes. vyd. 3. Praha: Jan Vašut, 1998. ISBN 8072360655.
12. ČESKÝ SVAZ KANOISTIKY. *100 let kanoistiky v českých zemích*. Praha: Olympia, 2013. ISBN 9788073763541.
13. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. Praha: Grada, 2001.
14. ČICHONĚ, Rostislav a Tomáš DOLEŽAL. *Kanoistika zdravotně postižených*. Praha: Karolinum, 2006.
15. ČSTV. Historie kanoistiky. *Wwww.kanoe.cz: Historie kanoistiky* [online]. 2004, 26. 7. 2004 21:12 [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: <http://www.kanoe.cz/sporty/rychlostni-kanoistika/historie-rk>
16. DLHOŠ, Miroslav. *Dynamika funkčních svalových změn u mladých tenistův*. 2. Rehabilitace a Fyzikální lékařství, 2005.
17. DOKTOR, Martin. *Technika a taktika pádlování v rychlostní kanoistice – disciplína C1*. Praha, 2001. Diplomová práce. FTVS UK. Vedoucí práce Milan Bílý.
18. DOVALIL, Josef. *Výkon a trénink ve sportu*. 3. vyd. Praha: Olympia, 2009. ISBN 9788073761301.
19. DYLEVSKÝ, Ivan. *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-258-1.
20. DYLEVSKÝ, Ivan. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton, 2009. ISBN 978-80-7387-324-0.
21. DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
22. DYLEVSKÝ, Ivan. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1649-7.
23. DYLEVSKÝ, Ivan, Rastislav DRUGA a Olga MRÁZKOVÁ. *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada, 2000. ISBN 8071696811.
24. FENEIS, Heinz a Wolfgang DAUBER. *Anatomický obrazový slovník*. Vyd. 2. čes., přeprac. a rozš. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-7169-197-6.
25. FRANKLIN, Richard C. a Erin MATHIEU. *Older Australians, aquatic safety: a report of the Royal Life Saving Society Australia*. Broadway, N. S. W.: Royal Life Saving Society Australia, 2007. ISBN 9780909689278.
26. GAJDOSIK, Richard L., Carla R. ALBERT a John J. MITMAN. Influence of Hamstring Length on the Standing Position and Flexion Range of Motion of the Pelvic Angle, Lumbar Angle, and Thoracic Angle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1994, **20**(4), 213-219 [cit. 2017-08-19]. DOI: 10.2519/jospt.1994.20.4.213. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1994.20.4.213>
27. GALLAGHER, Kaitlin M., Michael SEHL a Jack P. CALLAGHAN. A radiographic assessment of lumbar spine posture in four different upright standing positions. *Clinical Biomechanics* [online]. 2016, **37**, 131-136 [cit. 2017-04-16]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.07.004. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003316301024>



28. GILLEN, Marion, Irene H. YEN, Laura TRUPIN, et al. The association of socioeconomic status and psychosocial and physical workplace factors with musculoskeletal injury in hospital workers. *American Journal of Industrial Medicine* [online]. 2007, **50**(4), 245-260 [cit. 2019-02-28]. DOI: 10.1002/ajim.20429. ISSN 02713586. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ajim.20429>
29. HALEY, Amanda a Andrew NICHOLS. A Survey of Injuries and Medical Conditions Affecting Competitive Adult Outrigger Canoe Paddlers on O`ahu. *Hawaii Med Journal*. Hawai: National Institute of Health, 2009, **2009**(7).
30. HANDZO, Pavel. *Telovýchovné lékařstvo: učebnice pre lékařské fakulty. 2.*, preprac. a dopl. vyd. Martin: Osveta, 1988. Vysokoškolské učebnice (Osveta).
31. HARRISON, D. E., C. J. COLLOCA, D. D. HARRISON a T. J. JANIK. Anterior thoracic posture increases thoracolumbar disc loading. *European Spine Journal* [online]. European Spine Journal, 2005, 4/2005, (3) [cit. 2018-02-24]. ISSN 1432-0932.
32. HIDES, J., T. FAN, W. STANTON, P. STANTON, K. MCMAHON a S. WILSON. Psoas and quadratus lumborum muscle asymmetry among elite Australian Football League players. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2010, **44**(8), 563-567 [cit. 2017-04-16]. DOI: 10.1136/bjsm.2008.048751. ISSN 03063674. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjsm.2008.048751>
33. HLAVOVÁ, Veronika. *Vliv nestejného zatěžování dolních končetin na pohybový aparát*. Plzeň, 2012. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Lukáš Ryba.
34. HOŠKOVÁ, Blanka. *Vademecum: zdravotní tělesná výchova (druhy oslabení)*. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-2462-137-1.
35. HOŠKOVÁ, Blanka a Miluše MATOUŠOVÁ. *Kapitoly z didaktiky zdravotní tělesné výchovy: pro studující FTVS UK. 2. vyd.* Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-802-4613-925.
36. HOTTMAR, Pavel. Doporučení k přípravě pro členy SCM v tréninkovém roce 2012. *Www.kanoe.cz* [online]. 14. 09. 2011, 2011, , 24 [cit. 2014-11-25]. Dostupné z: <http://kanoe.cz/files/rychlost/scm/DPRUCO1.cyk12012.pdf>
37. HUMPHRIES, Brendan, Grant A. ABT, Rob STANTON a Narelle SLY. Kinanthropometric and physiological characteristics of outrigger canoe paddlers. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2000, **18**(6), 395-399 [cit. 2017-04-16]. DOI: 10.1080/02640410050074322. ISSN 02640414. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02640410050074322>
38. HWANG, Jaejin, Gregory G. KNAPIK, Jonathan S. DUFOUR, Thomas M. BEST, Safdar N. KHAN, Ehud MENDEL a William S. MARRAS. A biologically-assisted curved muscle model of the lumbar spine: Model validation. *Clinical Biomechanics* [online]. 2016, **37**, 153-159 [cit. 2017-04-16]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.07.009. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003316301073>
39. CHOLEWICKI, J a SM MCGILL. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics* [online]. 1996, **11**(1), 1-15 [cit. 2018-01-24]. DOI: 10.1016/0268-0033(95)00035-6. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0268003395000356>

40. CHOUTKA, Miroslav a Josef DOVALIL. *Sportovní trénink*. 2., rozšíř.vyd. Praha: Olympia, 1991. Věda pro praxi (Olympia). ISBN 80-7033-099-6.
41. JAEGERS, S M H J, R DANTUMA a H J DE JONGH. Three-dimensional reconstruction of the hip muscles on the basis of magnetic resonance images. *Surgical and Radiologic Anatomy* [online]. 1992, **14**(3), 241-249 [cit. 2017-04-09]. DOI: 10.1007/BF01794948. ISSN 09301038. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF01794948>
42. JANDA, Vladimír. *Vadné držení těla, m. Scheuermann* [online]. Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, 2001, 2001 [cit. 2018-02-24]. Dostupné z: <http://www.cls.cz/dp>
43. JANURA, Miroslav a František ZAHÁLKA. *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004. ISBN 8024409305.
44. JELÍNEK, Marek. *Kinematika pánve a dolních končetin při chůzi v závislosti na deformačním postavení pánve*. Praha, 2005. Autoreferát disertační práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Miroslav Tichý.
45. JEŽEK, Tomáš. *Rychlostní kanoistika*. Praha: Olympia, 2003.
46. KABELÍKOVÁ, Karla a Marie VÁVROVÁ. *Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy: (průprava ke správnému držení těla)*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-384-7.
47. KAMEYAMA, Osamu, Kesuke SHIBANO, Hirofumi KAWAKITA, Ryokei OGAWA a Minayori KUMAMOTO. Medical check of competitive canoeists. *Journal of Orthopaedic Science* [online]. 1999, **4**(4), 243-249 [cit. 2018-02-24]. DOI: 10.1007/s007760050099. ISSN 09492658. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0949265815335818>
48. KÁŠE, Svatopluk a Jan ORSZÁGH. *Ischias a jiné nemoci páteře*. Praha: Brána, 1995. ISBN 8085946149.
49. KELLER, Tony S., Christopher J. COLLOCA, Deed E. HARRISON, Donald D. HARRISON a Tadeusz J. JANIK. Influence of spine morphology on intervertebral disc loads and stresses in asymptomatic adults: implications for the ideal spine. *The Spine Journal* [online]. 2005, **5**(3), 297-309 [cit. 2018-02-24]. DOI: 10.1016/j.spinee.2004.10.050. ISSN 15299430. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1529943004009362>
50. KNÍŽETOVÁ, Věra a Bohumil KOS. *Strečink, relaxace, dýchání*. Praha: Olympia, 1989.
51. KOLÁŘ, Pavel. *Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů—diagnostika* [online]. 2006, 2006 [cit. 2018-02-13]. Dostupné z: [http://www.prolekare.cz/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi-clanek/vertebrogenni-obtize-a-stabilizacni-funkce-svalu-diagnostika-4889?confirm\\_rules=1](http://www.prolekare.cz/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi-clanek/vertebrogenni-obtize-a-stabilizacni-funkce-svalu-diagnostika-4889?confirm_rules=1)
52. KOLÁŘ, Pavel. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*. 2002, **2002**. ISSN 1212-4184.
53. KOLÁŘ, Pavel, Zdeněk KOPŘIVA a Jitka KOPŘIVOVÁ. *Fyziologie hybnosti, relaxace a kompenzačních cvičení ve sportovní gymnastice*. Praha: Sportpropag, 1988.
54. KONVIČKOVÁ, Svatava, Jaroslav VALENTA a Tomáš MAREŠ. *Biomechanika svalstva člověka*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 9788001039113.

55. KOPEČNÝ, Jiří. *Vliv kanoistiky na správné držení těla*. Praha, 2011. Diplomová práce. UK Praha, Pedagogická fakulta, katedra TV. Vedoucí práce Ladislav Kašpar, Ph.D.
56. KRAČMAR, Bronislav. *Kineziologická analýza sportovního pohybu: studie lokomočního pohybu při jízdě na kajaku*. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-292-3.
57. KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 9788024427621.
58. KUBÁTOVÁ, Jana a Ladislav PYŠNÝ. *Poruchy v postavení pánve a hodnocení vlivu cvičení na hyperlordotické držení těla*. Ústí nad Labem: Univerzita Jana Evangelisty Purkyně v Ústí nad Labem, 2006. Acta Universitatis Purkynianae. ISBN 8070448237.
59. LEWIT, Karel. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 4. přeprac. a rozšíř. vyd. Ilustroval Gerda ISTLEROVÁ. Praha: Česká lékařská společnost J. Ev. Purkyně, 1996. ISBN 3-335-00401-9.
60. LINC, Rudolf. *Nauka o pohybu: učebnice pro střední zdravotnické školy, studijní obor rehabilitační pracovník*. Praha: Avicenum, 1988. Učebnice pro střední zdravotnické školy (Avicenum).
61. LINC, Rudolf a Alena DOUBKOVÁ. *Anatomie hybnosti*. 2. vyd. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2004. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-7184-993-6.
62. LOK, Yun Loi. Biomechanics Study in Sprint Kayaking Using Simulator and On-Water Measurement Instrumentation: an Overview. In: *3. MALAYSIAN POSTGRADUATE CONFERENCE*. Sydney, New South Wales, Australia, 2013.
63. LÓPEZ MIÑARRO 1, P. A. ,F. A. CÁRCELES, C. F. FIOLE a A. G. IBARRA. *Measurement and comparison of sagittal spinal curvatures between infantile canoeists and kayakers*. Spain, 2008, 6.
64. LÓPEZ-PLAZA, Daniel, Fernando ALACID, José María MUYOR a Pedro Ángel LÓPEZ-MIÑARRO. Sprint kayaking and canoeing performance prediction based on the relationship between maturity status, anthropometry and physical fitness in young elite paddlers. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2016, **35**(11), 1083-1090 [cit. 2019-02-24]. DOI: 10.1080/02640414.2016.1210817. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02640414.2016.1210817>
65. MANN, Ralph a Jay T. KEARNEY. *BIOMECHANICS OF CANOEING AND KAYAKING*. University of Kentucky, USA, 1983.
66. MAREŠ, J. *Školení trenérů III.třídy – rychlostní kanoistika*. Praha: Olympia, 2003.
67. MENDIS, M. Dilani, Stephen J. WILSON, Warren STANTON a Julie A. HIDES. Validity of Real-Time Ultrasound Imaging to Measure Anterior Hip Muscle Size: A Comparison With Magnetic Resonance Imaging. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2010, **40**(9), 577-581 [cit. 2017-04-16]. DOI: 10.2519/jospt.2010.3286. ISSN 01906011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2010.3286>
68. MICHAEL, Jacob S., Kieron B. ROONEY a Richard M. SMITH. The dynamics of elite paddling on a kayak simulator. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2012, **30**(7), 661-668 [cit. 2018-01-30]. DOI: 10.1080/02640414.2012.655303. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02640414.2012.655303>

69. MRŮZKOVÁ, Michala. *Komparativní kineziologická analýza záběru vpřed na kajaku a dalších forem lokomoce v rámci lokomočního vzoru*. Praha, 2011. Disertační práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Bronislav Kračmar.
70. NOLAN, Gerald N. a Barry T. BATES. A Biomechanical Analysis of the Effects of Two Paddle Types On Performance in North American Canoe Racing. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 1982, **53**(1), 50-57 [cit. 2018-01-22]. DOI: 10.1080/02701367.1982.10605225. ISSN 0270-1367. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.1982.10605225>
71. OCHI, Eisuke, Saki HAMANO, Yosuke TSUCHIYA, Erina MURAMATSU, Kazuhiro SUZUKAWA a Shoji IGAWA. Relationship between performance test and body composition/physical strength characteristic in sprint canoe and kayak paddlers. *Open Access Journal of Sports Medicine* [online]. 2017, **2017**(10), 191- [cit. 2017-10-26]. DOI: 10.2147/OAJSM.S82295. ISSN 1179-1543. Dostupné z: <http://www.dovepress.com/relationship-between-performance-test-and-body-compositionphysical-str-peer-reviewed-article-OAJSM>
72. ORTH, Heidi. *Dítě ve Vojtově terapii: příručka pro praxi*. České Budějovice: Kopp, 2009. ISBN 978-80-7232-378-4.
73. PAGE, Phillip, Clare C. FRANK a Robert LARDNER. *Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach*. Champaign.: Human Kinetics, 2010. ISBN 978-0-7360-7400-1.
74. PELHAM, T. W., Darren BURKE a Larry HOLT. SPORTS PERFORMANCE SERIES: The flatwater canoe stroke. *Strength & Conditioning Journal* [online]. 1992, 1992 [cit. 2018-02-24]. Dostupné z: [https://journals.lww.com/nsca-scj/Citation/1992/02000/SPORTS\\_PERFORMANCE\\_SERIES\\_\\_The\\_flatwater\\_canoe.1.aspx](https://journals.lww.com/nsca-scj/Citation/1992/02000/SPORTS_PERFORMANCE_SERIES__The_flatwater_canoe.1.aspx)
75. PENDERGAST, D. R., D. BUSHNELL, D. W. WILSON a P. CERRETELLI. Energetics of kayaking. *European journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* [online]. Springer, 1989, 1989 [cit. 2018-02-24]. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF02389808>
76. PICCO, Bryan R. a Steve L. FISCHER. *A quantitative analysis of the relationship between scapular orientation and shoulder strength*. University of Waterloo, Waterloo, Canada, 2003, **2003**.
77. PLAGENHOEF, Stanley. *Biomechanical Analysis of Olympic Flatwater Kayaking and Canoeing*. 1979. 1979.
78. PROCHÁZKA, Ivan. *Rychlostní kanoistika, analýza techniky jízdy na C1*. Plzeň, 2016. Bakalářská práce. Západočeská univerzita, Katedra tělesné výchovy. Vedoucí práce Radek Zeman.
79. RAŠEV, Eugen. *Škola zad*. Praha: Direkta, 1992. ISBN 8090027261.
80. RAZIMOVÁ, Kateřina. *Vliv sedavého zaměstnání na posturu člověka z pohledu fyzioterapeuta*. České Budějovice, 2012. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích Zdravotně sociální fakulta. Vedoucí práce Ludmila Brůhová.

81. ROBINSON, M. G., L. E. HOLT a T. W. PELHAM. The technology of sprint racing canoe and kayak hull and paddle designs. *International sport journal* [online]. West Haven, 2002, 2002 [cit. 2018-02-24]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Michael\\_Robinson29/publication/293813189\\_The\\_technology\\_of\\_sprint\\_racing\\_canoe\\_and\\_kayak\\_hull\\_and\\_paddle\\_designs/links/58331c3208aef19cb81c8d25.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Michael_Robinson29/publication/293813189_The_technology_of_sprint_racing_canoe_and_kayak_hull_and_paddle_designs/links/58331c3208aef19cb81c8d25.pdf)
82. RUSKO, Heikki. Physiology of Cross Country Skiing. RUSKO, Heikki, ed. *Handbook of Sports Medicine and Science: Cross Country Skiing* [online]. Oxford, UK: Blackwell Science, 2003, 2008-03-10, s. 1-31 [cit. 2018-02-24]. DOI: 10.1002/9780470693834.ch1. ISBN 9780470693834. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/9780470693834.ch1>
83. RYNKIEWICZ, Mateusz, Tadeusz RYNKIEWICZ a Włodzimierz STAROSTA. Asymmetry of Spinal Segments Mobility in Canoeists and its Relationship with Racing Speed. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2013, **36**(1), - [cit. 2018-01-30]. DOI: 10.2478/hukin-2013-0004. ISSN 1899-7562. Dostupné z: <http://www.degruyter.com/view/j/hukin.2013.36.issue-1/hukin-2013-0004/hukin-2013-0004.xml>
84. RYNKIEWICZ, Mateusz a Włodzimierz STAROSTA. *ASYMMETRY OF PADDLING TECHNIQUE, ITS SELECTED CONDITIONS AND CHANGEABILITY IN HIGHLY ADVANCED KAYAKERS*. 2011, 150.
85. SANCHIS-MOYSI, Joaquin, Fernando IDOATE, Mikel IZQUIERDO, Jose A. L. CALBET a Cecilia DORADO. Iliopsoas and Gluteal Muscles Are Asymmetric in Tennis Players but Not in Soccer Players. *Journal Plos*. San Francisco, California, USA: Plos, 2011, **2011**(July 2011, Volume 6, 7), 10.
86. SARCEVIC, Z. Scoliosis: muscle imbalance and treatment. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2010, **44**(Suppl\_1), i16-i16 [cit. 2018-02-24]. DOI: 10.1136/bjism.2010.078725.49. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <http://bjism.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjism.2010.078725.49>
87. SHEPHARD, Roy J. Science and Medicine of Canoeing and Kayaking. *Sports Medicine* [online]. 1987, **4**(1), 19-33 [cit. 2017-04-16]. DOI: 10.2165/00007256-198704010-00003. ISSN 01121642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.2165/00007256-198704010-00003>
88. SMITH, Anne, Peter O'SULLIVAN a Leon STRAKER. Classification of Sagittal Thoraco-Lumbo-Pelvic Alignment of the Adolescent Spine in Standing and Its Relationship to Low Back Pain. *Spine* [online]. 2008, **33**(19), 2101-2107 [cit. 2018-02-24]. DOI: 10.1097/BRS.0b013e31817ec3b0. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00007632-200809010-00015>
89. SMITH, Jo Armour a Kornelia KULIG. Trunk–pelvis coordination during turning: A cross sectional study of young adults with and without a history of low back pain. *Clinical Biomechanics* [online]. 2016, **36**, 58-64 [cit. 2017-04-16]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.05.011. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003316300687>
90. SMITH, Richard M. FIELD MEASUREMENT OF BIOMECHANICAL PERFORMANCE. In: *28 International Conference on Biomechanics in Sports*. Marquette, Michigan, USA, 2010. ISSN 1999-4168.

91. SMITH, T. H. a G. R. FERNIE. Functional biomechanics of the spine. *Spine* [online]. 1991, 1991, **16**(10) [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: <https://europepmc.org/abstract/med/1754938>
92. SOBOLOVÁ, Vítězslava a Václav ZELENKA. Fyziologie tělesných cvičení a sportu. Praha: Olympia, 1973.
93. SOUČKOVÁ, Lenka. Komparativní analýza přímého záběru vpřed na C1 v rychlostní kanoistice. Praha, 2014. Bakalářská práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Radka Bačáková.
94. SOUMAR, Libor. Kinematická analýza. Ústí nad Labem, 2011.
95. STEELE, James, Stewart BRUCE-LOW a Dave SMITH. A review of the specificity of exercises designed for conditioning the lumbar extensors. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2015, 49(5), 291-297 [cit. 2018-02-24]. DOI: 10.1136/bjsports-2013-092197. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bjsports-2013-092197>
96. STRNADOVÁ, M. Analýza zapojování svalových řetězců při záběru vpřed na kajaku ve sjezdu na divoké vodě. Praha, 2004. Diplomová práce. FTVS UK, Praha. Vedoucí práce Bronislav Kračmar.
97. SUCHOMEL, Petr a Pavel BARSA. Náhrada krční meziobratlové plotenky vložkou CESPAC bez použití kosti či její náhrady: prospektivní studie. *Acta spondylologica*. Nitra: Anna Nehézová, Polygrafia Dominant, 2004, 3(1), 5-9. ISSN 1336-121X.
98. SŮSA, Petr. Kompenzační cvičení v rychlostní kanoistice. České Budějovice, 2014. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita, Katedra tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Renata Malátová.
99. SWACZYNOVÁ, Irena. One brain - kineziologie. [www.srtmetoda.cz](http://www.srtmetoda.cz) [online]. 2018 [cit. 2018-02-26]. Dostupné z: <http://srtmetoda.cz/metody-a-techniky/one-brain-kineziologie/>
100. SZANTO, C. Racing canoeing. Beijing: China printing corporation, 1994.
101. ŠTRYNCL, Radim, Petr ŠIFTA a Václav BITTNER. Měření asymetrického zatížení musculus iliopsoas pomocí MRI spektroskopické analýzy u rychlostních kanoistů. Praha, 2012.
102. TICHÝ, Miroslav. Dysfunkce kloubu. Praha: Miroslav Tichý, 2008. ISBN 9788025422519.
103. TICHÝ, Miroslav. Miroslav Tichý. 2nd ed. Prague: Torst, 2010. FotoTorst. ISBN 978-80-7215-396-1.
104. TICHÝ, Miroslav. Funkční diagnostika pohybového aparátu. Vyd. 2., (V Tritonu přeprac. a dopl. vyd. 1.). Praha: Triton, 2000. ISBN 807254022X.
105. TORO, Andras. Canoeing: An olympic sport. San Francisco: Olympian Graphics, 1986.
106. TRAIN, Steve. Paddling and racing canoe: A step - by - step progression. England, 2004, 18.
107. TROJAN, Stanislav. Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.

108. VATĚROVÁ, Hana. Porovnání lokomoční aktivity mezi jízdou na kajaku a jízdou na vozíku. Praha, 2006. Bakalářská práce. FTVS UK, Praha. Vedoucí práce Bronislav Kračmar.
109. VÉLE, František. Kineziologie posturálního systému. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-100-5.
110. VÉLE, František. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 8072548379.
111. VÉLE, František. Kineziologie pro klinickou praxi. Praha: Grada Publishing, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
112. VĚTROVSKÝ, Jan. 3 D kinematická analýza techniky pádlování na C 1. Praha, 2006. Diplomová práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Laboratoř sportovní motoriky. Vedoucí práce Zahálka, František.
113. VONDRUŠKA, Vladimír a Karel BARTÁK. Pohybová aktivita ve zdraví a v nemoci. Hradec Králové: Klinika tělovýchovného lékařství FN a LFUK, 1999. Poradna zdravého životního stylu. ISBN 80-238-4536-5.
114. WOJTYŚ, Edward M., James A. ASHTON-MILLER, Laura J. HUSTON a Paul J. MOGA. The Association between Athletic Training Time and the Sagittal Curvature of the Immature Spine. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2017, 28(4), 490-498 [cit. 2018-02-24]. DOI: 10.1177/03635465000280040801. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/03635465000280040801>
115. ZACIORSKIJ, V. M., A. S. ARUIN a V. N. SELUJANOV. *Biomechanics of the locomotor apparatus of man*. Moskva: FiS, 1981.
116. ZAHÁLKA, František, Tomáš MALÝ, Lucie MALÁ, Martin DOKTOR a Jan VĚTROVSKÝ. Kinematic Analysis of Canoe Stroke and its Changes During Different Types of Paddling Pace - Case Study. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2011, 29(-1), - [cit. 2017-03-13]. DOI: 10.2478/v10078-011-0036-7. ISSN 18997562. Dostupné z: <http://www.degruyter.com/view/j/hukin.2011.29.issue--1/v10078-011-0036-7/v10078-011-0036-7.xml>

## **10 Seznam příloh**

Příloha 1: Přehled zdrojů využitých ke kineziologické analýze záběru vpřed na C1.

Příloha 2: Publikace 1 – SCOPUS



**Příloha 1: Přehled zdrojů využitých ke kineziologické analýze záběru vpřed na C1**

<i>Jméno</i>	<i>Klečná noha</i>	<i>Národnost</i>	<i>Zdroj</i>	<i>Trat'</i>
<b>S. Brendel</b>	L	Německo	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=GPmLlsLbaCs&amp;t=267s">https://www.youtube.com/watch?v=GPmLlsLbaCs&amp;t=267s</a>	OH 2012 1000m
<b>H. Silva</b>	L	Portugalsko	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=d-bO_GxuCuI">https://www.youtube.com/watch?v=d-bO_GxuCuI</a>	MS 2018 200m
<b>A. Vajda</b>	L	Maďarsko	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=jjpP8EdtWwo&amp;t=5s">https://www.youtube.com/watch?v=jjpP8EdtWwo&amp;t=5s</a>	ME 2016 1000m
<b>A. Benavidez</b>	L	Španělsko	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=NSJFQq7A1NE">https://www.youtube.com/watch?v=NSJFQq7A1NE</a>	OH 2012 200m
<b>Y. Cheban</b>	L	Ukrajina	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=NSJFQq7A1NE">https://www.youtube.com/watch?v=NSJFQq7A1NE</a>	OH 2012 200m
<b>M. Fuksa</b>	P	Česká Republika	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=R-QCYBu2fQA&amp;t=167s">https://www.youtube.com/watch?v=R-QCYBu2fQA&amp;t=167s</a>	SP 2017 1000m
<b>A. Bart</b>	P	Francie	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=f1RT1Ahj8Ps">https://www.youtube.com/watch?v=f1RT1Ahj8Ps</a>	MS 2018 1000m
<b>A. Zhukouski</b>	P	Bělorusko	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=xYiCISeAzW8">https://www.youtube.com/watch?v=xYiCISeAzW8</a>	OH 2012 1000m
<b>I. Q. D. Santos</b>	P	Brazílie	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=7nywm5LEGDo&amp;t=64s">https://www.youtube.com/watch?v=7nywm5LEGDo&amp;t=64s</a>	SP 2015 500m
<b>M. Goubel</b>	P	Francie	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=NSJFQq7A1NE">https://www.youtube.com/watch?v=NSJFQq7A1NE</a>	OH 2012 200m
<b>M. Doktor</b>	L	Česká Republika	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=jxuYRVup3Z4">https://www.youtube.com/watch?v=jxuYRVup3Z4</a>	rozb techniky
<b>Maxim Opalev</b>	P	Rusko	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=kMXwHDoJwTU">https://www.youtube.com/watch?v=kMXwHDoJwTU</a>	rozb techniky

**Mathematical Model of the RRR Anthropomorphic Mechanism for 2D Biomechanical Analysis of a Deep Squat and Related Forms of Movement**

Václav Bittner<sup>1,2</sup>, Radim Štrýncl<sup>2</sup>, Karel Jelen<sup>2</sup>, Martin Svoboda<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Faculty of Science, Humanities and Education, Technical University of Liberec, Studentská 2, Liberec, Czech Republic, E-mail: vaclav.bittner@tul.cz

<sup>2</sup>Faculty of Physical Education and Sport, Charles University in Prague, José Martího 31, Praha 6, Czech Republic, E-mail: jelen@ftvs.cuni.cz, radimstryncl@seznam.cz

<sup>3</sup>Faculty of Mechanical Engineering, Jan Evangelista Purkyně University in Ústí nad Labem, Pasteurova 1, Ústí nad Labem, Czech Republic E-mail: martin.svoboda@ujep.cz

The aim of this study was to create a mathematical model of the RRR anthropomorphic mechanism for a 2D biomechanical analysis of a deep squat and related forms of movement. The segment stick model is designed to diagnose the movement with sagittal plan symmetry. Based on the input data from kinematic and dynamometric analysis, and from the anthropometric data of the monitored person, it is possible to estimate the resulting momentum of the forces acting on the main joints of the lower body. The technology may be applied in analysing deep squats, studying the dynamics of vertical reflection as well as in the biomechanical analysis of related forms of movement (e.g. standing-up, squatting with a dumbbell, skiing in downhill posture, etc.). The derived motion equations may be used to analyse the dynamics of the movement of anthropomorphic or mechatronic systems with the same geometry.

**Keywords:** Mathematical model, RRR mechatronic system, anthropomorphic mechanism, biomechanical analysis of movement

**1 Introduction**

One of the most topical biomechanical issues of today is the deep squat. It represents the basic movement model of primates and ranks among their natural postural positions. It is a posture where the flexion in the knee joint enables the back of the thighs to touch the calves, the heels stay on the ground and the spine is upright in a neutral position. This posture may be seen in young children. Based on an innate movement model, they instinctively use a deep squat if they want to reach the ground with their hand. They also play in this posture.

Practical experience shows that the majority of the Euro-Atlantic population in developed countries is losing the ability to reach the bottom position of a deep squat, or they are not using this movement pattern at all. However, studies proving the positive effect of the deep squat on the production of muscle power production and the performance of lower limbs may be found in world literature [1], [2], [3], [4]. Doubts regarding the overstraining of the knee joints are then disproved by Bryanton [2]. He found out that together with the engagement of the gluteaei, it is mainly the load of the hip joints that increases with the depth of a squat, not the knee joints.

Most studies on the deep squat are based on a kinesio-

$$\begin{aligned}
 m_\alpha &= E_{\alpha 0} + E_{\alpha 1}m + E_{\alpha 2}v, \\
 I_\alpha &= m_\alpha k_\alpha^2 + F_{\alpha 0} + F_{\alpha 1}m + F_{\alpha 2}v, \\
 m_\beta &= \sum_\beta (E_{\beta 0} + E_{\beta 1}m + E_{\beta 2}v), \\
 m_h &= \sum_\beta m_\beta, \\
 I_h &= \sum_\beta m_\beta l_\beta^2 + \sum_\beta (F_{\beta 0} + F_{\beta 1}m + F_{\beta 2}v),
 \end{aligned}$$

logic analysis and the combination of a kinematic analysis with EMG. These methods cannot be used for objective conclusions on the momentum of the forces acting on particular joints during the respective stages of a deep squat. Therefore, the aim of this study is to create a model of an anthropomorphic mechanism that would enable such a biomechanical analysis of a deep squat and related forms of movements. The study focuses on the diagnosis of movement in the sagittal plane.

**2 Segment structure and parametrization of the model**

The model is created to diagnose the lateral movement projection of a person with the permanent support of both feet. It is based on a 3-segment 3D stick anthropomorphic mechanism when the feet, shins and shanks of both limbs are aligned, see Fig. 1. To derive motion equations, the weight of shank  $m_s$ , thigh  $m_t$  and half the weight of the upper body (head -  $h$ , upper limbs -  $a$ , trunk -  $r$ ) is respected as a unit  $m_h$  due to the symmetry. The weights and respective moments of inertia ( $I_s, I_t, I_h$ ) of particular segments may be estimated based on the method of Zatsiorsky et al. [5] from the body height ( $v$  [cm]) and total weight ( $m$  [kg]) of a person according to the equations (1).

$$\begin{aligned}
 &[kg]; \\
 &[kg \cdot m^2]; \quad \alpha \in \{s, t\}; \\
 &[kg]; \\
 &[kg]; \\
 &[kg \cdot m^2]; \quad \beta \in \{h, a_{1-3}, r_{1-3}\},
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

where constants  $k_\alpha$  define the position of the centres of gravity of a shank and a thigh in relation to the axes of rotation, see below. Constants  $l_\beta$  represent the distance of the centre of gravity of a respective upper body segment ( $h, a_{1-3}, r_{1-3}$ ) from the origin of coordinates ( $x_2, y_2$ ), see

Fig. 1. All these constants are specific for each individual or the respective movement pattern and thus it is essential to ascertain them from anthropomorphic measurements and a kinematic analysis. The values of parameters  $E, F$  are stated in Table 1.

**Tab. 1** Values of  $E, F$  parameters to determine the weight and moment of inertia of particular segments.

$\alpha$	$E_{\alpha 0}$ [kg]	$E_{\alpha 1}$ [ ]	$E_{\alpha 2}$ [cm <sup>-1</sup> ]	$F_{\alpha 0}$ [kg.cm <sup>2</sup> ]	$F_{\alpha 1}$ [cm <sup>2</sup> ]	$F_{\alpha 2}$ [kg.cm]
$s$	-1.59200	0.03616	0.01210	-1152.000	4.594	6.815
$t$	-2.64900	0.14630	0.01370	-3690.000	32.020	19.240
$\beta$	$E_{\beta 0}$ [kg]	$E_{\beta 1}$ [ ]	$E_{\beta 2}$ [cm <sup>-1</sup> ]	$F_{\beta 0}$ [kg.cm <sup>2</sup> ]	$F_{\beta 1}$ [cm <sup>2</sup> ]	$F_{\beta 2}$ [kg.cm]
$h$	0.64800	0.00855	0.00715	-56.000	0.715	0.865
$a_1$ (upper arm)	0.25000	0.03012	-0.00270	-232.000	1.526	1.343
$a_2$ (forearm)	0.31850	0.01445	-0.00114	-67.900	0.855	0.376
$a_3$ (hand)	-0.11650	0.00360	0.00175	-13.680	0.088	0.092
$r_1$ (upper)	4.10720	0.09310	-0.02920	183.500	9.150	-2.865
$r_2$ (medium)	3.59050	0.11170	-0.03315	131.500	13.350	-4.000
$r_3$ (nether)	-3.74900	0.04880	0.02448	467.000	5.900	1.720

Note: Parameters  $F$  are given for axes of rotation perpendicular to the sagittal body plane. The trunk  $r$  and the upper limb  $a$  are combined from three parts. With respect to the nature of the task, parameters  $E_\square$  and  $F_\square$  are specified so that  $m_b$  and  $I_b$  characterised the half of the upper body (i.e. only a half of the weight of the head, trunk and one hand are considered).

The model contains two links which anatomically represent an ankle joint and a knee joint. The third link is located in the pelvis area. The angle between the trunk and the thigh is maintained not only by the hip joint but also by the lumbar spine. Therefore, this link although located in the hip joint is not anatomically represented and only an approximation is concerned.

A coordinate system where the direction of the x-axis copies the direction of the previous segment is located in each joint. In total, three coordinate systems are involved. The angle between the x-axis and the next segment is described as  $q_1 - q_3$ . Angles formed by particular segments between themselves are described as  $\varphi_1 - \varphi_3$ . Relations between respective angles are as follows:

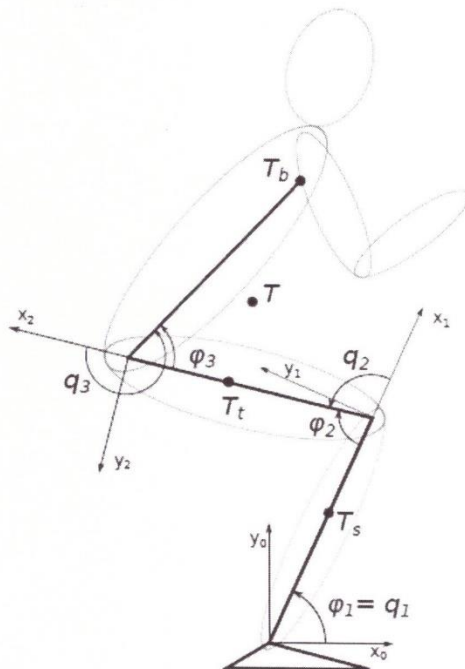
$$q_1 = \varphi_1; q_2 = \pi - \varphi_2; q_3 = \pi + \varphi_3. \quad (2)$$

Expressions (2) have particular practical importance. In theoretical analysis, it is advantageous to work with so called generalized coordinates  $q_i$  (see below), angles  $\varphi_i$  are used especially in experimental methods of biomechanics.

The centres of gravity of respective segments are described as follows. The total centre of gravity (COM) is determined by  $T$  in the picture,  $T_t$  represents the centre of gravity of a thigh,  $T_s$  is the centre of gravity of a shank. The centre of gravity of the upper body is represented by  $T_b$ . Positions of centres of gravity of particular segments are determined again in accordance with Zatsiorsky et al. [5]. In particular:

$$\begin{aligned} [x_1; y_1] &= k_s [L_s c_1; L_s s_1] \\ [x_2; y_2] &= [L_s c_1 + k_t L_t c_{12}; L_s s_1 + k_t L_t s_{12}] \\ [x_3; y_3] &= [L_s c_1 + L_t c_{12} + L_b c_{123}; L_s s_1 + L_t s_{12} + L_b s_{123}], \end{aligned} \quad (3)$$

where constants  $k_s = 6/10, k_t = 6/9, k_b = 1$  define the position of centres of gravity of respective segments with the length of  $L_t, L_s, L_b$  [m]. These must be ascertained for each individual. In the interest of clarity, the following marking is used in relations:



**Fig. 1** Stick model of the anthropomorphic mechanism

$$\begin{aligned}
 c_i &= \cos(q_i); & c_{ij} &= \cos(q_i + q_j); & c_{ijk} &= \cos(q_i + q_j + q_k); \\
 s_i &= \sin(q_i); & s_{ij} &= \sin(q_i + q_j); & s_{ijk} &= \sin(q_i + q_j + q_k); & i, j, k \in \{1, 2, 3\}.
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

With respect to the relations (1), it must be mentioned for the sake of completeness that the positions of the centres of gravity of respective segments of the upper body are located close to the hand and the trunk in 4/10 of their total length. In case of the upper arm and the forearm it is represented by 4/9 taken from the proximal end of the segment (i.e. closer to the body centre) [5]. In case of the head with the throat (taken as one segment), the centre of gravity is located in 1/2 of the total length.

### 3 Form of motion equations

$$\begin{aligned}
 E_k &= \frac{1}{2} (m_s (\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) + m_t (\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2) + m_b (\dot{x}_3^2 + \dot{y}_3^2) + I_s \dot{q}_1^2 + I_t (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + I_b (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2) \\
 E_p &= m_s g y_1 + m_t g y_2 + m_b g y_3
 \end{aligned}
 \tag{6}$$

The resulting form of motion equations may be described in a matrix form:

$$B(q)\ddot{q} + C(q; \dot{q})\dot{q} + g(q) = Q, \tag{7}$$

where  $B$  represents the so-called weight matrix,  $C$  is a velocity matrix,  $g$  is a vector of gravitational forces,  $q$  is a

$$\begin{pmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} \\ b_{31} & b_{32} & b_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} g_1 \\ g_2 \\ g_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} Q_1 \\ Q_2 \\ Q_3 \end{pmatrix}, \tag{8}$$

where:

$$\begin{aligned}
 b_{11} &= m_s k_s^2 L_s^2 + m_t L_s^2 + m_t k_t^2 L_t^2 + m_b (L_s^2 + L_t^2 + L_b^2) + 2(m_t k_t L_s L_t + m_b L_s L_t) c_2 + 2m_b L_b L_t c_3 + 2m_s L_s L_b c_{23} + I_s + I_t + I_b \\
 b_{12} &= m_t k_t^2 L_t^2 + m_b (L_t^2 + L_b^2) + (m_t k_t L_s L_t + m_b L_s L_t) c_2 + 2m_b L_b L_t c_3 + m_b L_s L_b c_{23} + I_t + I_b = b_{21} \\
 b_{13} &= m_b L_b^2 + m_b L_b L_t c_3 + m_b L_s L_b c_{23} + I_b = b_{31} \\
 b_{22} &= m_t k_t^2 L_t^2 + m_b (L_t^2 + L_b^2) + 2m_b L_t L_b c_3 + I_t + I_b \\
 b_{23} &= m_b L_b^2 + m_b L_t L_b c_3 + I_b = b_{32} \\
 b_{33} &= m_b L_b^2 + I_b \\
 c_{11} &= -2(m_t k_t L_s L_t + m_b L_s L_t) s_2 \dot{q}_2 - 2m_b L_b L_t s_3 \dot{q}_3 - 2m_b L_b L_s s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\
 c_{12} &= -(m_t k_t L_s L_t + m_b L_s L_t) s_2 \dot{q}_2 - 2m_b L_b L_t s_3 \dot{q}_3 - m_b L_b L_s s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\
 c_{13} &= -m_b L_b L_t s_3 \dot{q}_3 - m_b L_b L_s s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\
 c_{21} &= (m_t k_t L_s L_t + m_b L_s L_t) s_2 \dot{q}_1 - 2m_b L_b L_t s_3 \dot{q}_3 - m_b L_b L_s s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\
 c_{22} &= -2m_b L_t L_b s_3 \dot{q}_3 \\
 c_{23} &= -m_b L_b L_t s_3 \dot{q}_3 + m_b L_s L_t s_{23} \dot{q}_1 \\
 c_{31} &= m_b L_b L_t s_3 (\dot{q}_1 + 2\dot{q}_2) + m_b L_b L_s s_{23} \dot{q}_1 \\
 c_{32} &= m_b L_b L_t s_3 \dot{q}_2 \\
 c_{33} &= 0 \\
 g_1 &= m_s g k_s L_s c_1 + m_t g (L_s c_1 + L_t k_t c_{12}) + m_b g (L_s c_1 + L_t c_{12} + L_b c_{123}) \\
 g_2 &= m_t g k_t L_t c_{12} + m_b g (L_t c_{12} + L_b c_{123}) \\
 g_3 &= m_b g L_b c_{123}
 \end{aligned}$$

The equation (7), or (8) as the case may be, are signifi-

cantly simplified if the so-called quasi-static approximation is considered. Assuming the whole motion of the

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_k}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial E_k}{\partial q_i} + \frac{\partial E_p}{\partial q_i} = Q_i, \tag{5}$$

where  $E_k$  represents the total kinetic energy and  $E_p$  the total potential energy of the system. It is established as follows:

vector of independent generalized coordinates (for the angles in this model, see above) and  $Q$  are generalized forces (moments of inertia in this model). A specific solution is as follows:

cantly simplified if the so-called quasi-static approximation is considered. Assuming the whole motion of the

mechanism is very slow. In such a case, the first two equation members may be omitted and the following is established:

$$g(q) = Q. \tag{9}$$

This approach may be used to diagnose the lifting of patients from sitting to standing [6] or during a permanently lowered posture (e.g. downhill posture).

#### 4 Model application example (quasi-static approximation)

Now an example of a model application follows in its quasi-static approximation. For this purpose, a five-stage kinematogram of a deep squat of a proband with the body weight  $m = 55 \text{ kg}$  and body height  $v = 165 \text{ cm}$  was created, see Fig 2.

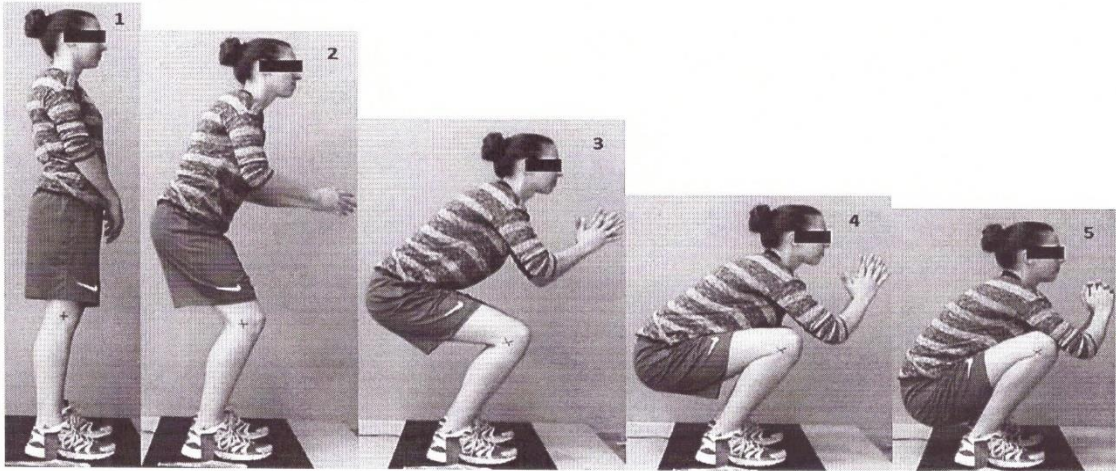


Fig. 2 Kinematogram of deep squat (Positions 1-5)

A stick model of an anthropomorphic mechanism according to Fig. 1 was added to each position. Furthermore, respective values of angles  $\varphi_1 - \varphi_3$  were deduced

and resulting moments of forces in a particular joint were determined by means of derived equations (9). Their dependence on partial positions of the deep squat is depicted in Fig. 3.

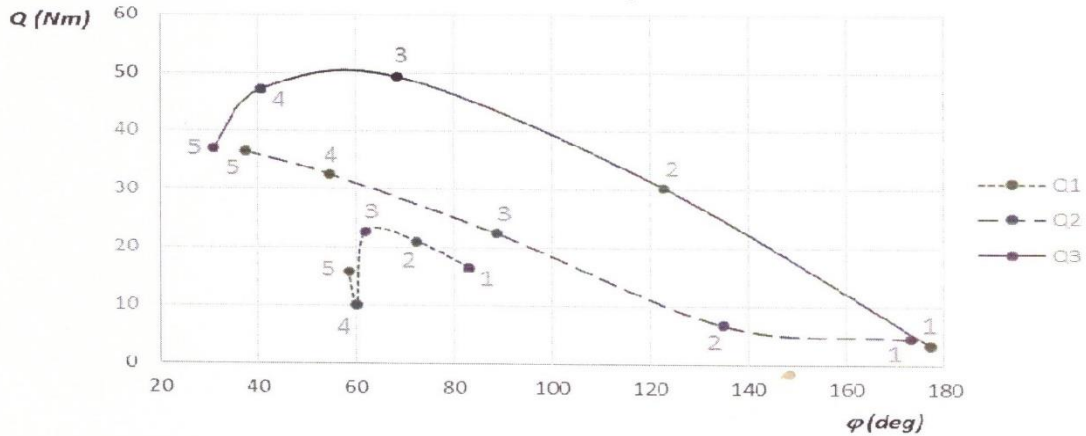


Fig. 3 Graph showing the dependence of moments of forces on the angle of flexion in a respective joint link  
 Legend: Q1 – ankle joint, Q2 – knee joint, Q3 – hip joint  
 Numbers 1-5 correspond with respective positions according to Fig. 2

The results depicted in the graph of Fig. 3 may, among other things, be used for the following conclusions. When moving from a deep squat to a stand (Positions 5-1):

1. The moment of force in the area of a hip joint reaches its maximum between Pos. 3 and 4, i.e. in the moment when the flexion in the knee corresponds to approximately 90°. This moment of

force continually decreases from Pos. 3 to Pos. 1.

2. The moment of force in the knee joint necessary for its extension decreases.

3. The moment of force in the ankle joint reaches its maximum in Pos. 3.

## 5 Discussion

The model has certain limitations in its application. One of the drawbacks is the precision in determining the geometry from the stick model. Selection of the experimental method which will provide data inputs for equations (7) is essential here. The experience gained so far shows that satisfying results may be reached by combining 3D kinematic analysis (e.g. Qualisys system) with dynamographical systems (e.g. EMED strain-gauge platform). The combination of these experimental methods may be used to calibrate the model by means of the relation of COM and COP using the findings of Morasso et al. [7].

Furthermore, it is necessary to realize that the sizes of moments in particular joint links represent only approximate estimations. The model respects neither the precise anatomic alignment of respective joints nor related muscle groups (it is known, for example, that the femoral head performs a rotational sliding motion against tibia during flexion in the knee joint).

Nevertheless, in connection with a suitable anatomic and kinesiological analysis, the whole approach contributes significantly especially in the context of selected functional and structural disorders of the musculoskeletal system. But for these purposes, the model must be locally (in a respective joint link) extended by the above mentioned anatomic aspects. The application of clinic CT image data is also assumed, e.g. see [8], [9]. Information about the moment effects in the knee and ankle joints may further be used to simulate the pressure distribution, e.g. see [10] inside these joint links.

## 6 Conclusion

The presented model of an anthropomorphic mechanism enables supplementing the common kinematic analysis of a deep squat with estimations of resulting moments of forces applied to the main joints of the bottom body part. The results gained herein may be used for a complex biomechanical analysis of this movement pattern and also for the analysis of related forms of movement with similar geometry (e.g. standing-up, squatting with a dumbbell, skiing in downhill posture, two-footed jump, etc.).

The following research will focus on the extension of the model by dissipative processes in particular joints, inclusion of local anatomic aspects and furthermore by its verification. The aim is to apply the whole technology during studies of selected disorders of the musculoskeletal system of a human.

## Acknowledgement

*This project was supported by grants PROGRES Q41 and TG01010117 – PROSYKO*

## References

- [1] BLOOMQUIST, K., et al. (2013). Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *European Journal of applied physiology*. 2013, 113(8), 2133-42. ISSN 1430-6319.
- [2] BRYANTON, Megan A., et al. (2012). Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2012, 26(10), 2820-8. ISSN 1064-8011.
- [3] ESFORMES, Joseph I. a Theodoros M. BAMPOURAS. (2013). Effect of back squat depth on lower-body postactivation potentiation. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2013, 27(11), 2997-3000. ISSN 1064-8011.
- [4] HARTMANN, Hagen, et al. (2012). Influence of squatting depth on jumping performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2012, 26(12), 3243-63. ISSN 1064-8011.
- [5] ZACIORSKI, V. M., ARUIN, A. S., & SELUJANOV, V. N. (1981). *Biomechanics of the locomotor apparatus of man*. 1981. Moskva: FiS.
- [6] RAVNIK, D., VRANÝ, J., JELEN, K., BITTNER, V. (2017). Biomechanical Aspects of Assisting Patients in Standing up in the Context of Ergonomics. ZUNJIC, Aleksandar. *Ergonomic Design and Assessment of Products and Systems*. 2017. New York: Nova Science Publishers, s. 19. ISBN 978-1-53611-784-4.
- [7] MORASSO, Pietro G., GINO SPADA a ROBERTO CAPRA. (1999). Computing the COM from the COP in postural sway movements. *Human Movement Science*. 1999, 18(6), 759-767. DOI: 10.1016/S0167-9457(99)00039-1. ISSN 01679457.
- [8] SEDLAK, J., CHLADIL, J., SLANY, M., KOURIL, K. (2014). Introduction to processing of CT clinical metadata of disabled part of patient knee joint. *Manufacturing Technology*. 2014, 14(4), pp. 611-618.
- [9] SEDLAK, J., SLANY, M., FIALA, Z., JAROS, A. Production method of implant prototype of knee-joint femoral component. *Manufacturing Technology*; 2015; 15(2), pp. 195-204
- [10] VAVRO, J., VAVRO, J., KOVÁČIKOVÁ, P., BEZDEDOVÁ, R., HÍREŠ, (2017). Kinematic and dynamic analysis and distribution of stress in items of planar mechanisms by means of the MSC ADAMS software. *Manufacturing Technology*. 2017, 17(3), pp. 397-401.

