

Univerzita Karlova v Praze

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



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

Autoreferát disertační práce

Zpracoval:
Mgr. Radim Štrýncl

Školitel:
PhDr. Petr Šifta, Ph.D.

2021

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;

Úvod

Z hlediska motoriky člověka představuje jízda na rychlostní kanoi 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. S rostoucím objemem a intenzitou tréninkového úsilí tak roste i riziko tzv. unilaterálního přetížení a to zejména axiálního systému jezdců (Campbell et al. 2005, López-Miñarro et al., 2008).

Předkládaná práce je koncipována jako synteticko-empirická. Její výsledky jsou určeny širší odborné veřejnosti, zejména trenérům a všem zájemcům o rychlostní kanoistiku.

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). K lokomoci využívá jednolistého pádla.

1.2 Biomechanické aspekty techniky jízdy na C1

Během jízdy na C1 kanoista klečí na jednom kolenu, druhá noha slouží jako opěrná. Na straně klečné nohy se současně pádluje. Asymetrická pozice těla společně se specifickou technikou pádlování generuje asymetrickou práci svalů (Rynkiewicz and Starosta, 2011).

1.2.1 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.

Hlavním úkolem fáze zasazení 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 C1 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.

Během třetí fáze záběru, fáze vytažení, se snažíme o co nejrychlejší vytažení pádla z vody směrem nahoru, zhruba na úrovni klečné nohy (Ježek, 2003). Následuje čtvrtá, přenosová fáze, takzvaná relaxační. Během ní se jezdec snaží o maximální možnou relaxaci fázického svalstva. Dochází především k protlačení pánve vpřed. 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° - 40°, jak uvádí Plagenhoef (1979). Samotná frekvence záběrů se logicky odvíjí od délky závodní tratě.

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

Poznátky 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.

Dílčími 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 Tarnovschi, 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 olympijských hrách (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.

Ve snaze o lepší názornost popisovaných dějů byly z videozáznamu 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 α a zešíkmení pánve β (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, A₁). Z frontálního pohledu je pozornost zaměřena na již zmíněné zešíkmení pánve. Tento pohled je doplněn o gravitační sílu a její rozklad (obr. 4, C₂).

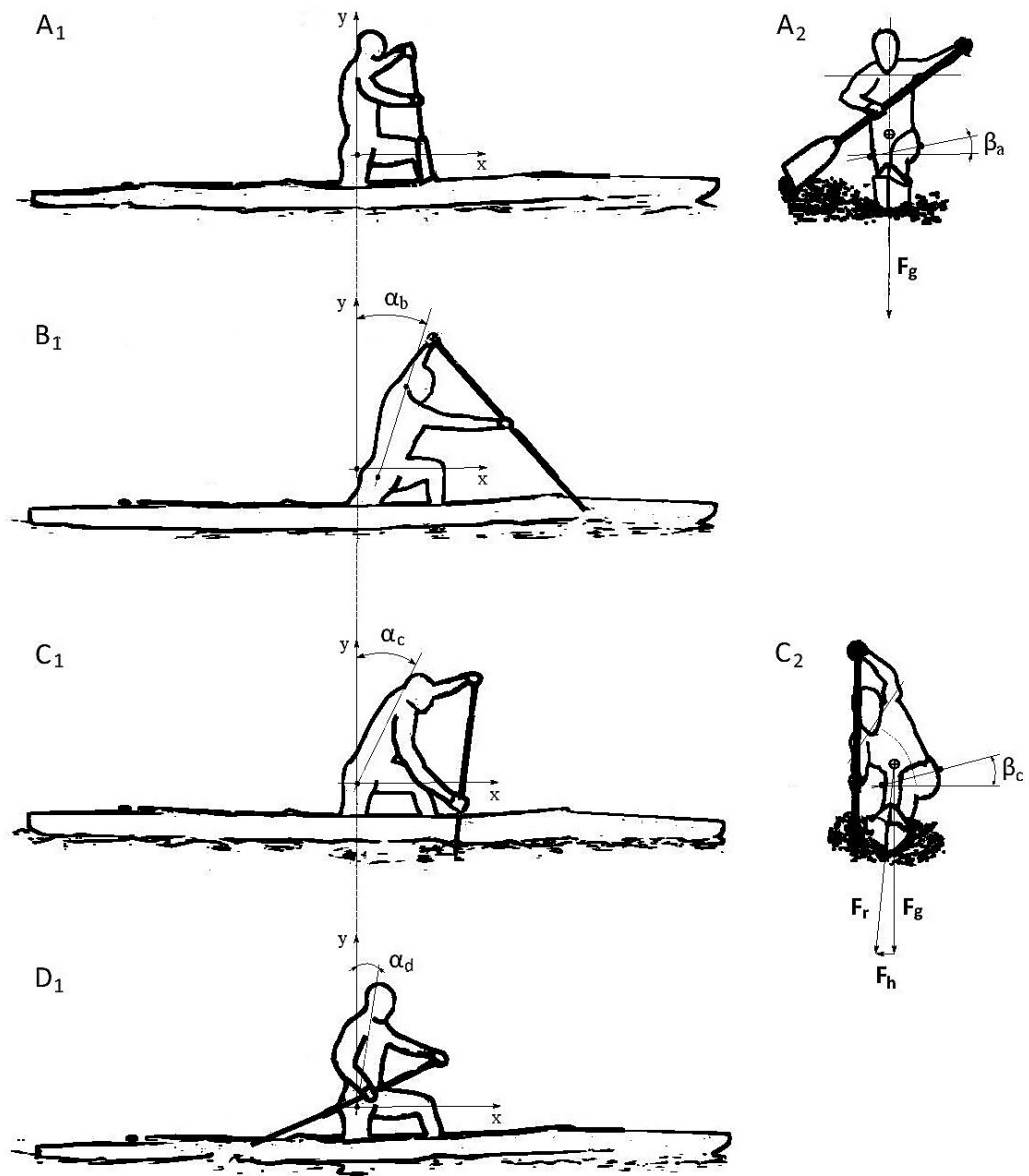
3.2.3 Metodika sběru dat a použité statistické metody

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.

Vzhledem k typu studie (kazuistika) nebyly využity žádné statistické metody. Objektivnost závěrů zaručuje výběr probandů a šíře 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. 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.



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

Legenda:

- A_{1,2} - Neutrální pozice (přenosová fáze záběru)
- B₁ - Pozice při maximálním vytažení těla vpřed (fáze zasazení pádla do vody)
- C_{1,2} - Pozice v aktivní fázi záběru (fáze tažení)
- D₁ - Pozice při vytažení pádla z vody (fáze ukončení záběru)
- ϕ - Těžiště těla (COG)
- - Marker vyznačující Trochanter major femoris
- F_g** - Vektor gravitační síly
- F_r** - Vektor výsledné síly ($F_r = F_g + F_h$)
- F_h** - Vektor horizontální síly
- α_i - Úhel sklonu trupu vzhledem k neutrální vzpřímené pozici těla v zákleku
- β_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 (DK), 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 DK, 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 DK, 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 zešikmením 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 B₁). Na tomto pohledu je dále vidět posun trochanter major femoris na straně KN oproti fázi přenosové. Úhel α_b zde demonstruje velikost předklonu těla kanoisty od jeho vertikálního vzpřímeného postoje (Obr. 4, A₁). 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 horní končetiny 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 klečnou nohu. Současně je z bočního pohledu (obr. 4, C₁) patrné napřimování trupu. Úhel α_c se postupně zmenšuje. Oproti tomu se úklon trupu na stranu pádlování prohlubuje, stejně jako kompenzační úklon hlavy druhým směrem (obr. 4, C₂). 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 C₂, úhel β_c). Oproti úhlu β_a se zdá být β_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 klečné 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, C₁, kdy je oproti B₁ znatelný posun trochanter major femoris. V důsledku silového záběru na straně pádlování dochází k většímu zatížení (zpevnění) ventrální skupiny trupového svalstva na straně klečné 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 α_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 oblastí 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_1). Zmíněné zešikmení je zde prezentováno úhlem β_a , který naznačuje, že již samotný záklek na C_1 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_g . 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. 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 lodí 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 zešíkmením ke klečné DK. Tato kompenzace je zesílena v záběrové fázi, kdy je úklon pánve, její vybočení a zešíkmení nejvýraznější. Zde lze očekávat taktéž největší intenzitu přetížení m. quadratus lumborum na straně opěrné DK.

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 α). 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 svalech m. iliopsoas a 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 m. iliopsoas a m. 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. 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 P straně těla, zbývající dva při jízdě na C1 klečí a pádlují na L straně.

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 transversální 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 dohlížejícím lékařem, odborně vyškoleným personálem a plnili jejich povely – nádechy, výdechy a zadrženi 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 Shapiro-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.

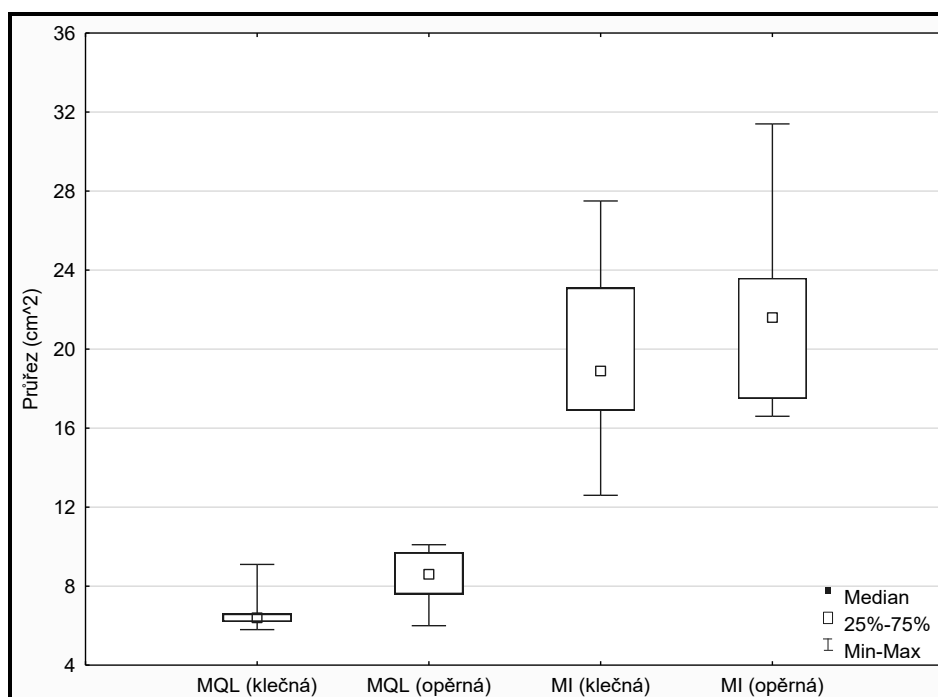
Pro účely zobecňujících závěrů byl vytvořen obrázek 6. Zde je možné již ze samotných tvarů znázorněných box-plot grafů vyčíst nenormální rozdělení příčných průřezů sledovaných

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% případech. 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 ²)	MI (cm ²)	MQL (cm ²)	MI (cm ²)	Δ MQL (%)	Δ 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
Průměr	6.8	19.8	8.4	22.1	18	11	40
SD	1.3	5.7	1.7	5.9	14	9	8
Median	6.4	18.9	8.6	21.6	16	12	42
Q75-Q25	0.4	6.2	2.1	6.1	22	9	3
Min	5.8	12.6	6.0	16.6	3	2	27
Max	9.1	27.5	10.1	31.4	35	24	48

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



Ob. 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 6 taktéž 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 průřezích MQL a MI na straně klečné a opěrné nohy

	Wilcoxonův párový test	
Sval	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 průřezích 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 rozbořem (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 levá (L) a 4 jezdci, jejichž klečná noha je pravá (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.

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 pádle. Současně jsme takto eliminovali negativa spojená s jízdou na ergometru.

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, bérce, 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
Noha	1s, 1d	Os cuneiforme mediale
	2s, 2d	Tuberositas ossis metatarsalis V
	3s, 3d	Os calcaneus
	4s, 4d	Malleolus lateralis
	5s, 5d	Malleolus medialis
Bérce	4s, 4d	Malleolus lateralis
	5s, 5d	Malleolus medialis
	6s, 6d	Epicondylus medialis femoris
	7s, 7d	Epicondylus lateralis femoris
Stehno	6s, 6d	Epicondylus medialis femoris
	7s, 7d	Epicondylus lateralis femoris
	8s, 8d	Trochanter major

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

Tab. 6: Zkratky a názvy bodů na pánvi

Název segmentu	Číslo bodu	Název bodu
Pánev	9s, 9d	Spina iliaca posterior superior
	10s, 10d	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
Hrudník	11	Th 1
	12	Th 5
	13	Th 10
	14	Processus xiphoideus
	15	Manubrium sterni
	16s, 16d	10. costae
	17s, 17d	Acromion

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

Tab. 8: Zkratky a názvy bodů na horní končetině

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

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

Tab. 9: Zkratky a názvy bodů na hlavě

Název segmentu	Číslo bodu	Název bodu
Hlava	23s, 23d	Os temporale
	24	Os occipitale
	25	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 rádech nižších desítek framů) byly sekundárně

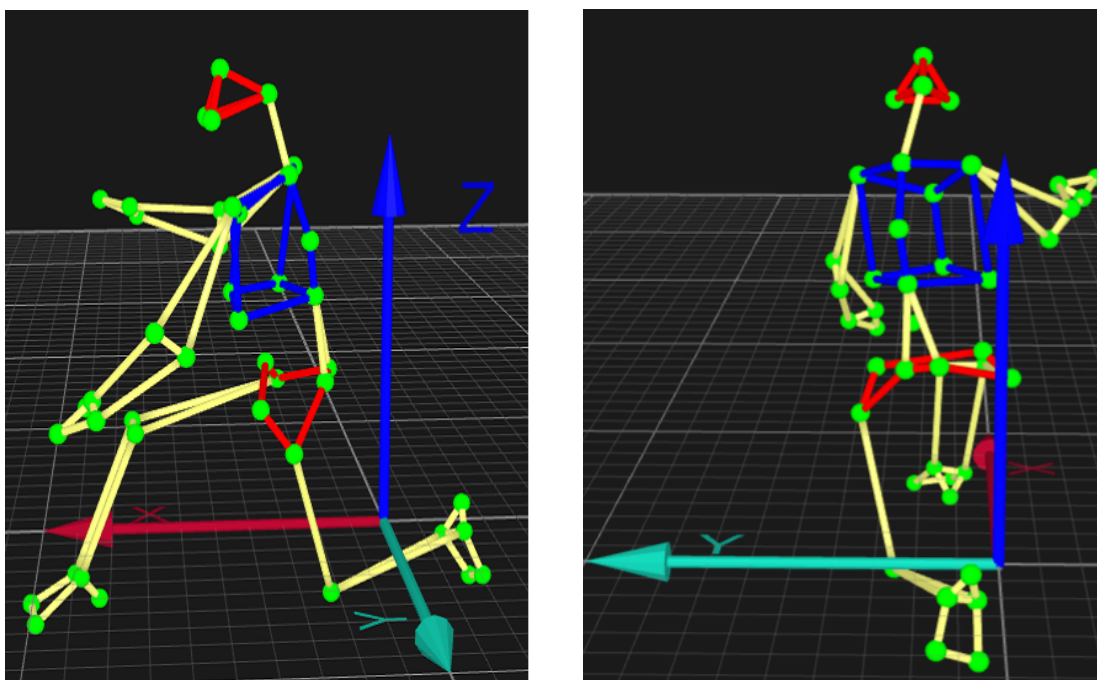
aproximovány SW nástroji v prostředí MATLAB. Následoval vlastní záznam o celkové délce 60 s, během něhož probandi provedli 10 záběrů, které byly dále analyzovány, viz kap 5.2.3.

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.

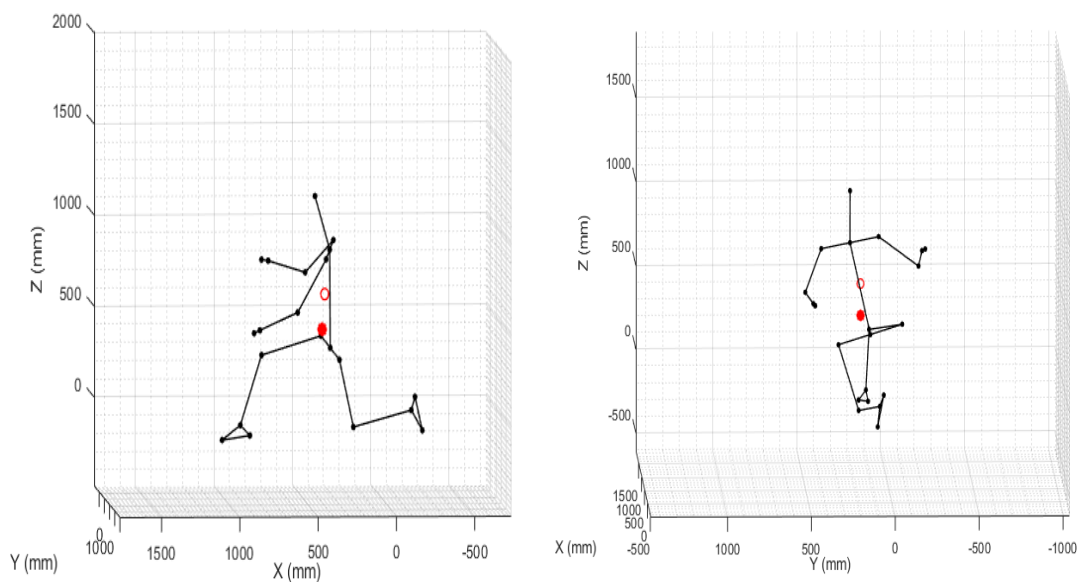
Z důvodu přehlednosti a kvůli zpětné kontrole byly detekované body v QTM nejprve vizualizovány a propojeny v jeden antropomorfní mechanismus klečícího kanoisty. Ten byl označen jako model *Stick_1* (obr. 7) a stal se výchozím podkladem pro tvorbu modelů *Stick_2* a *Stick_3*, viz dále. S ohledem na následné 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 klečké DK. Tento bod byl dodatečně dopočítán posunem bodu 7s (Epicondylus lateralis femoris) o ekvidistanu 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. Ojedinele byla kontinuita záznamu v rádech 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 ⁻¹)
Hlava	1,296	0,0171	0,0143
Trup – horní část	8,2144	0,1862	- 0,0584
Trup – střední část	7,181	0,2234	- 0,0663
Trup – dolní	- 7,498	0,0976	0,04896
Stehno	- 2,694	0,1463	0,0137
Bérce	- 1,592	0,03616	0,0121
Noha	- 0,829	0,0077	0,0073
Nadloktí	0,25	0,03013	- 0,0027
Předloktí	0,3185	0,01445	- 0,00114
Ruka	- 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:

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

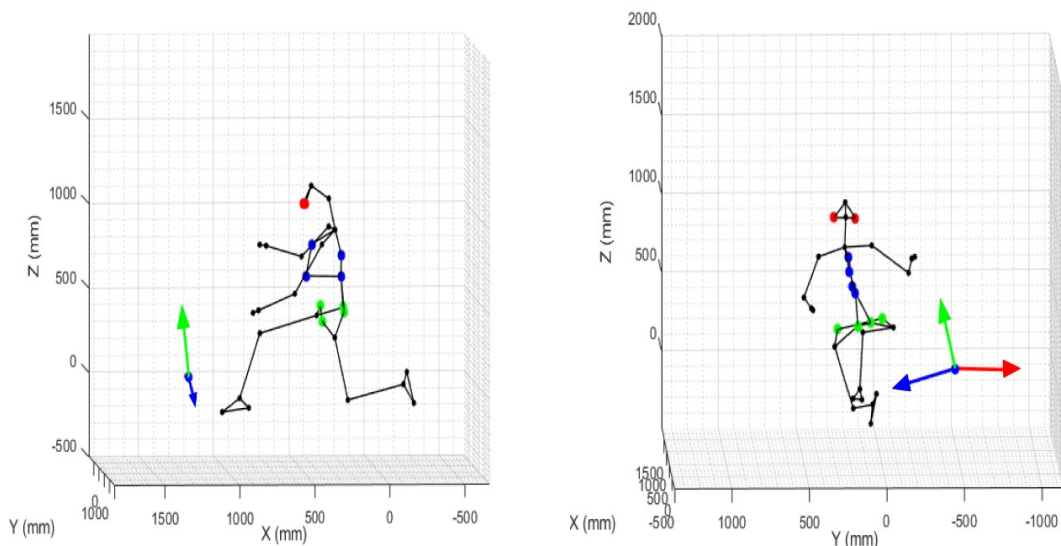
kde x_T , respektive y_T , potažmo z_T jsou souřadnice celkového těžiště těla probanda a m_i jsou hmotnosti jednotlivých segmentů (Zaciorskij, 1981). Stejným způsobem, ale s omezeným počtem segmentů, bylo stanoveno těžiště horní poloviny těla.

Tento model se hodí i pro stanovení úhlu β – zešikmení kyčelních kloubů (trochanterů) a úhel α – sklon trupu, srovnej obr. 4 a 8. Oba úhly jsou stanoveny jako úhel ν 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 kritérium 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, $\alpha = 0,05$)

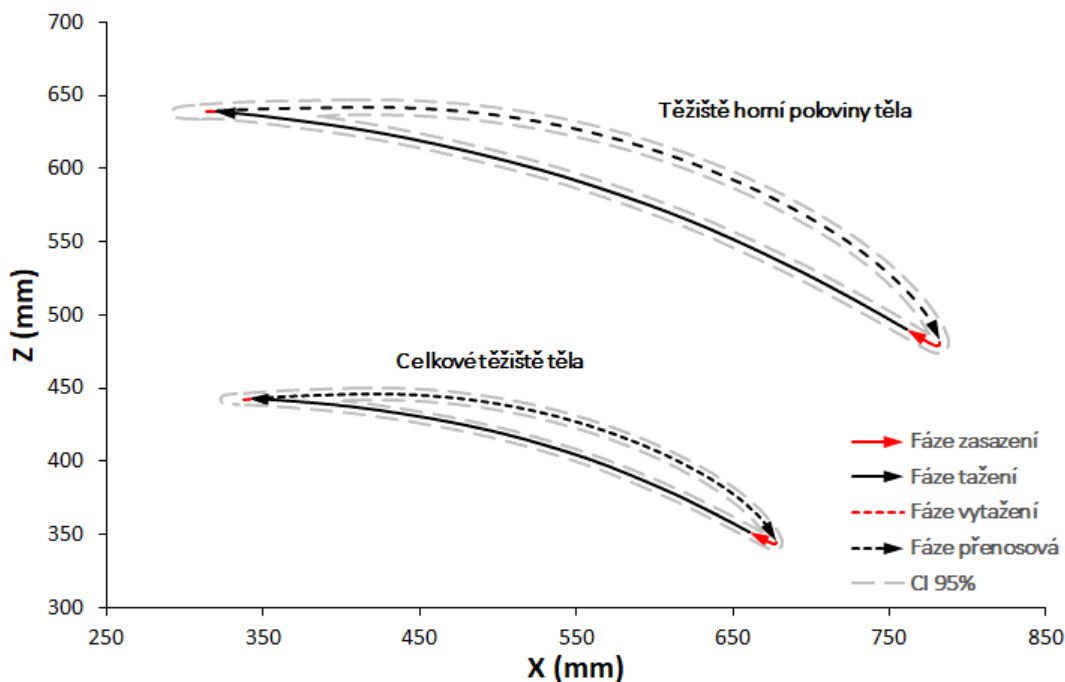
Fáze záběru		zasazení	tažení	vytažení	přenosová	celkem
Absolutně (s)	Průměr	0.18	0.99	0.20	0.85	2.22
	SD	0.08	0.09	0.02	0.20	0.21
	Int. spoleh.	±0.05	±0.06	±0.01	±0.12	±0.13
Relativně (%)	Průměr	0.079	0.446	0.091	0.383	1.000
	SD	0.037	0.042	0.007	0.089	0.095
	Int. spoleh.	±0.023	±0.026	±0.005	±0.055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

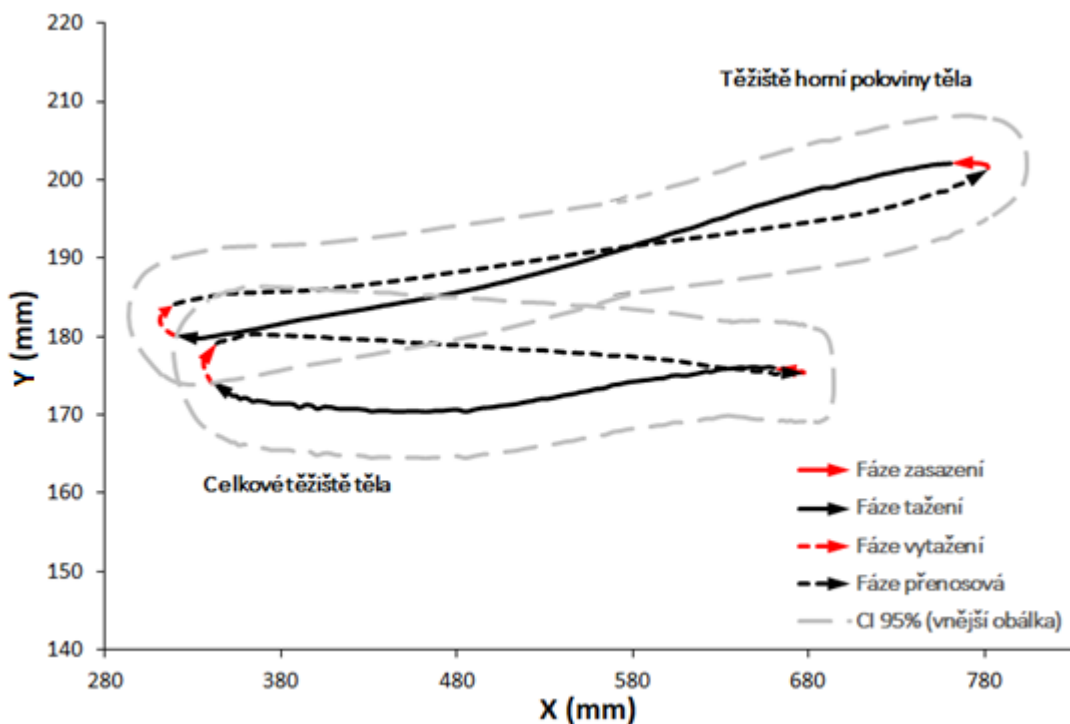


Obr. 10: Pohyb celkového těžiště těla a těžiště horní poloviny těla při záběru vpřed na rychlostní canoi C1 – boční projekce (rovina xz), normováno na výšku postavy 180 cm.

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 4c₂. 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.

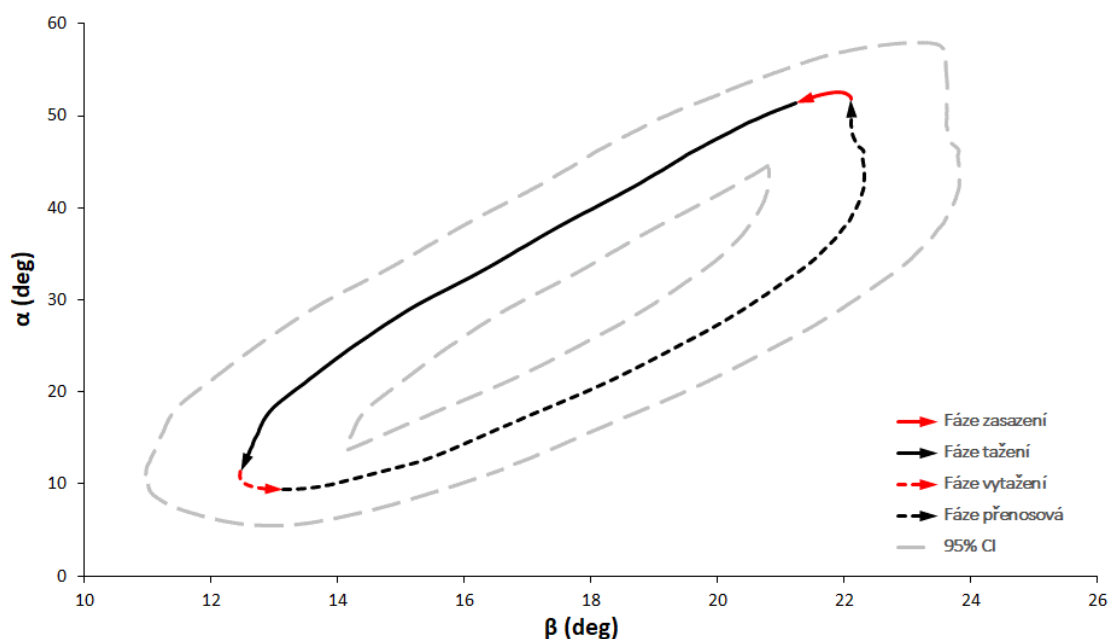
Při pohledu na obr. 11 lze dále vysledovat, že těžiště horní poloviny těla má tendenci ve fázi zasazení pádla do vody vybočovat na stranu pádlování. To je v souladu s technikou jízdy na C1. Aby byl kanoista schopen zasadit pádlo kolmo k vodní hladině, je nutné, aby se horní polovina těla vychýlila mimo vertikální osu lodě právě na stranu pádlování. Toto vychýlení však musí být kompenzováno vybočením pánve opačným směrem, jak je patrné na obr. 4c₂ a taktéž jejím větším zešikmením ke klečné DK, jak dokládá cyklogram fází záběru na obr. 12. Na něm je znázorněna závislost úhlu α (sklonu trupu vzhledem k vertikální ose z) na úhlu β (sešikmení kyčelních kloubů – trochanterů při zákleku kanoisty). Z cyklogramu na obr. 12 je dobře patrné, že úhel β je nejmenší blízko neutrální pozice těla, tedy ve fázi vytažení a činí cca 12 – 13°.



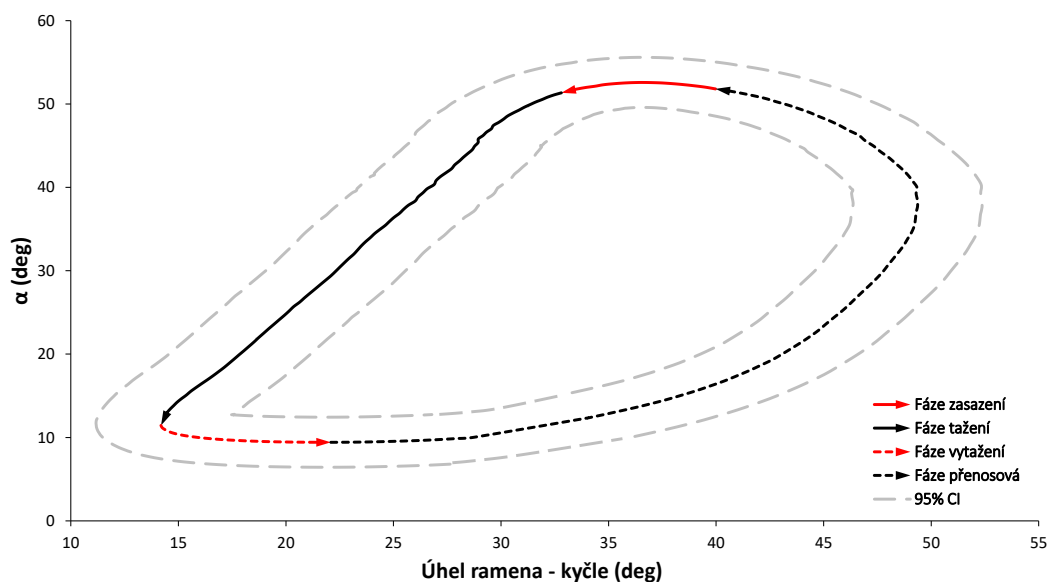
Obr. 11: Pohyb celkového těžiště těla a těžiště horní poloviny těla při záběru na rychlostní canoi C1 – projekce do horizontální roviny (rovina xy).

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 rozбором videozáznamu v kapitole 3, viz obr 4. Úhel α se pohybuje v rozsahu cca 10 – 55°.



Obr. 12: Cyklogram fází záběru – závislost úhlu α (sklonu trupu vzhledem k vertikální ose z) na úhlu β (zešíkmení kyčelních kloubů – trochanterů směrem ke klečné DK)



Obr. 13: Cyklogram fází záběru – závislost úhlu α , 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

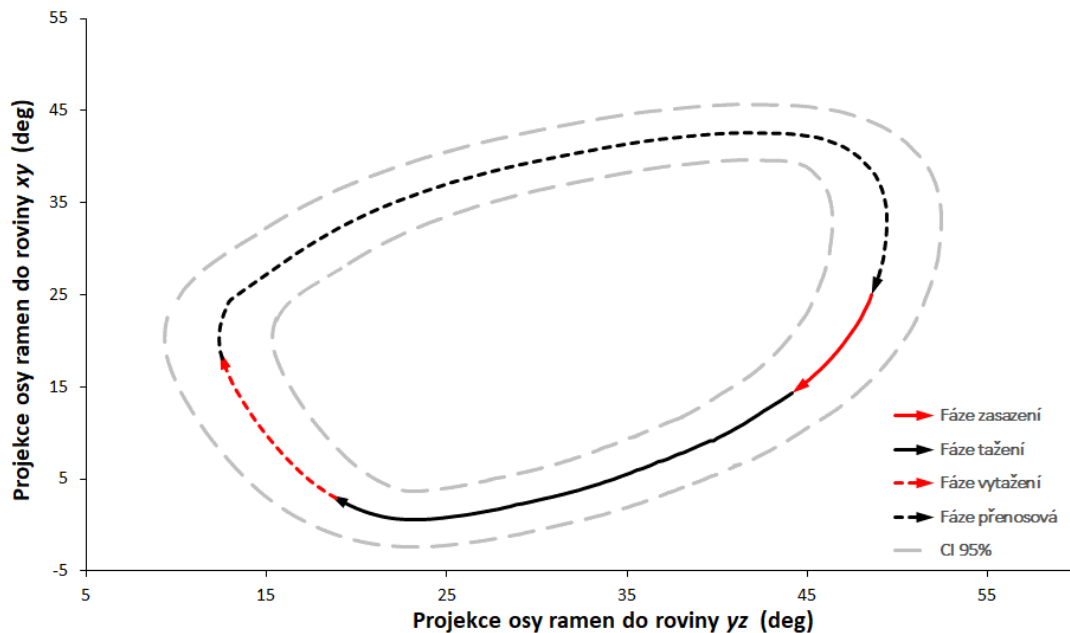
Nyní je možné se zaměřit na rotaci axiálního systému. Konkrétně nás bude zajímat, jak se v závislosti na jednotlivých fázích záběru mění úhel, který svírají mezi sebou průmět osy ramen (spojnice acromionů) a průmět osy kyčlí (spojnice trochanterů) do horizontální roviny. Tento úhel bude v dalším textu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

Vydeme z neutrální pozice kanoisty, tedy ze začátku přenosové fáze. V tomto okamžiku je trup jezdce napřímen, pádlo je vytaženo z vody. Je patrné, že úhel *ramena-kyčle* činí cca 22° (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° přetočen směrem za klečnou DK. Naopak ramena jsou po vytažení pádla z vody přetočena o cca 17° 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° . Je velmi zajímavé, že ještě před začátkem fáze zasazení se úhel opět sníží a to cca o 10° . Tento posun je pravděpodobně způsoben záklekem na hraně bazénu s protiproudem, viz. kapitola 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 α 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 α 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 α téměř neměnný. Trup je již ve vzpřímené pozici, zešikmení 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.

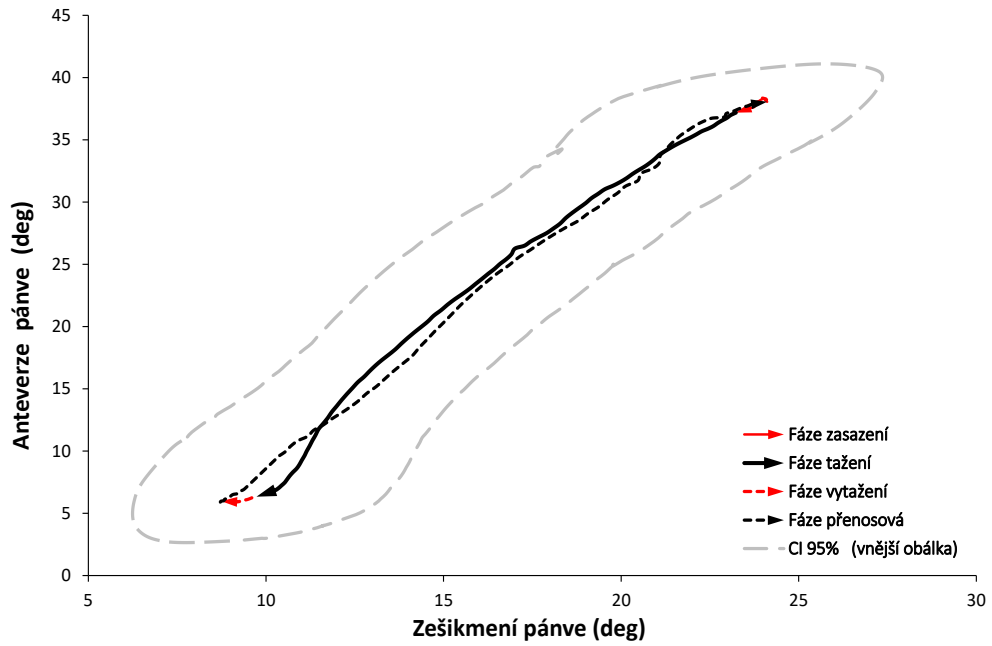


Obr. 14: Cyklogram fází záběru – závislost projekce osy akromionů do roviny xy na projekci stejné osy do roviny yz .

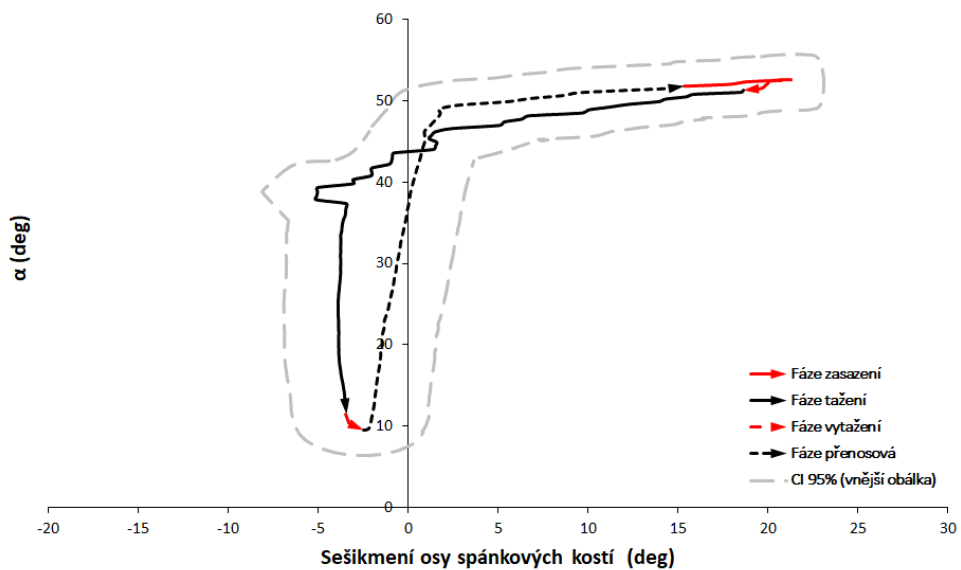
Legenda: Kladná hodnota úhlu projekce osy ramen do roviny yz znamená natočení směrem ke klečné DK. Kladná hodnota úhlu projekce osy ramen do roviny xy znamená natočení směrem za opěrnou DK.

V závěrečné části této kapitoly bude pozornost věnována rotaci a laterálnímu zešikmení 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 zešikmení (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 fází záběru – závislost sklonu pánve (anteverze) na jejím zešíkmení (laterálním úklonu ke klečné DK)



Obr. 16: Cyklogram fází záběru – závislost úhlu α (sklonu trupu vzhledem k vertikální ose z) na zešíkmení 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 α na sešíkmení 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 kličné DK spojený s rotací kolem cranio-caudální osy.

5.4 Shrnutí

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 složitěho lokomočního vzorce postupovat. Obvykle při studiích podobného typu nebývá zvykem tvořit takto komplexní modely (Stick_2, Stick_3) s tolika sledovanými body.

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).

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.

Samotný prostý záklek v rychlostní kanoi C1 v kombinaci s oboustranným zatížení 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 zešikmení ke klečné noze.

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.

7 Praktická doporučení

Na základě zjištěných poznatků je vhodné vytvořit aplikační výstup, který by byl blízký širší odborné veřejnosti. V celkové přípravě jedince je nutné brát v potaz nejenom fyziologické dispozice jedince, ale i jeho psychickou vyspělost. 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. 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.

8 Závěr

Hlavním cílem práce bylo analyzovat biomechanické aspekty techniky jízdy na rychlostní kanoi C1 a to v kontextu asymetrického zatížení posturálního systému. 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. Druhá asymetrie je spojena s předozadním pohybem trupu a jeho časově závislým odchýlením se od neutrálního postoje.

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.“

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. 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>
2. CARR, Janet H. a Roberta B. SHEPHERD. *A motor relearning programme for stroke*. 2nd ed. Reprint. Rockville: Aspen Systems, 1992. ISBN 0750602724.
3. 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.
4. 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>
5. 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>
6. 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>
7. JANURA, Miroslav a František ZAHÁLKA. *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004. ISBN 8024409305.
8. JEŽEK, Tomáš. *Rychlostní kanoistika*. Praha: Olympia, 2003.
9. KAMEYAMA, Osamu, Kesuke SHIBANO, Hirofumi KAWAKITA, Ryohei 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>
10. KRAČMAR, Bronislav. *Kineziologická analýza sportovního pohybu: studie lokomočního pohybu při jízdě na kajaku*. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-292-3.
11. KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 9788024427621.
12. LÓPEZ MIÑARRO 1, P. A. F. A. CÁRCELES, C. F. FIOL a A. G. IBARRA. *Measurement and comparison of sagittal spinal curvatures between infantile canoeists and kayakers*. Spain, 2008, 6.
13. 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>
14. PLAGENHOEF, Stanley. *Biomechanical Analysis of Olympic Flatwater Kayaking and Canoeing*. 1979. 1979.
 15. 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
 16. 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>
 17. RYNKIEWICZ, Mateusz a Włodzimierz STAROSTA. *ASYMMETRY OF PADDLING TECHNIQUE, ITS SELECTED CONDITIONS AND CHANGEABILITY IN HIGHLY ADVANCED KAYAKERS*. 2011, 150.
 18. SOUMAR, Libor. *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem, 2011.
 19. TORO, Andras. *Canoeing: An olympic sport*. San Francisco: Olympian Graphics, 1986.
 20. TRAIN, Steve. *Paddling and racing canoe: A step - by - step progression*. England, 2004, 18.
 21. WOJTYS, 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>
 22. ZACIORSKIJ, V. M., A. S. ARUIN a V. N. SELUJANOV. *Biomechanics of the locomotor apparatus of man*. Moskva: FiS, 1981.
 23. 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>