TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta zdravotnických studií

Biomechanická analýza vertikálního odrazu sounož v kontextu diagnostického využití ve fyziologii tělesné zátěže

Bakalářská práce

Studijní program:	B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor:	Biomedicínská technika
Autor práce:	**Pavel Horníček**
Vedoucí práce:	Mgr. Václav Bittner Katedra matematiky a didaktiky matematiky

Liberec 2020

Technická univerzita v Liberci
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2016/2017**

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení:	**Pavel Horníček**
Osobní číslo:	**D15000007**
Studijní program:	**B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor:	**Biomedicínská technika**
Název tématu:	**Biomechanická analýza vertikálního odrazu sounož v kontextu diagnostického využití ve fyziologii tělesné zátěže**
Zadávající katedra:	**Fakulta zdravotnických studií**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:
Hlavním cílem práce je provést komplexní biomechanickou analýzu vertikálního odrazu sounož v kontextu diagnostického využití ve fyziologii tělesné zátěže.
Dílčí úkoly:
1. Shrnout aktuální poznatky o biomechanice provedení vertikálního odrazu sounož.
2. Vytvořit matematický model antropomorfního mechanismu vhodný k popisu vertikálního odrazu sounož.
3. Na základě vlastního empirického šetření provést verifikaci výše uvedeného matematického modelu.
4. Na základě zjištěných poznatků nalézt vhodné biomechanické deskriptory jednotlivých fází provedení vertikálního odrazu sounož v kontextu diagnostického využití ve fyziologii tělesné zátěže.
Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):
Vertikální odraz sounož je pohybový vzor, který je člověkem využíván v celé řadě sportovních odvětví (např. atletika, volejbal, skoky na lyžích apod.). Ve fyziologii tělesné zátěže je využíván k diagnostice dynamiky dolních končetin. Z biomechanického hlediska bývá zkoumán pouze metodami kinematické případně dynamometrické analýzy. Bakalářská práce bude zaměřena na analýzu časového průběhu momentů sil v hlavních kloubech dolní poloviny těla člověka.
Výzkumné otázky:
Jaký je průběh momentů sil v hlavních kloubech dolní poloviny těla při vertikálním odrazu sounož v závislosti na jednotlivých fázích tohoto pohybu?
Metoda:
Kvantitativní
Experimentální šetření bude realizováno na systémech Emed a Kistler.
Technika práce, vyhodnocení dat:
Experimentální data budou vyhodnocena diagnostickým SW použitých přístrojů. Ke zpracování a interpretaci výsledků bude využito standardních metod popisné a induktivní statistiky s využitím MS Excel.
Místo a čas realizace výzkumu:
Místo: Centrum sportovní medicíny, Fakulta přírodovědně-humanitní a pedagogická Technické univerzity v Liberci.
Čas: září listopad 2017: shromažďování dat, listopad 2017- leden 2018: vlastní experimentální výzkum, prosinec 2017 - květen 2018: vyhodnocování výsledků a psaní bakalářské práce.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: **50 - 70**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury: **viz příloha**

Vedoucí bakalářské práce: **Mgr. Václav Bittner**
Katedra matematiky a didaktiky matematiky

Datum zadání bakalářské práce: **28. dubna 2017**

Termín odevzdání bakalářské práce: **30. dubna 2018**

Příloha zadání bakalářské práce

Seznam odborné literatury:

1. BÍLÝ, Jiří. Vliv nervosvalové aktivace extenzorů kolenního kloubu metodou elektrostimulace na vertikální výskok.
Brno, 2013. Diplomová práce. Masarykova Univerzita, Fakulta sportovních studií.
2. CONTRERAS, Bret. Posilování: na anatomických základech. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5075-0.
3. ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1: Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
4. HANK, M., F. ZAHÁLKA a T. MALÝ. Porovnání vertikálního výskoku z místa a z rozběhu u elitních basketbalistů. Česká kinantropologie. 2012. 16(3), 109-117. ISSN 1211-9261. Dostupné také z:
http://www.medvik.cz/bmc/view.do?gid=959164
5. HLAVOŇOVÁ, Zuzana. Vliv bezprostřední aplikace různých druhů strečinku na vertikální výskok
u atletů - skokanů. Brno, 2016. Disertační práce. Masarykova Univerzita, Fakulta sportovních studií.
6. JANDAČKA, Daniel a Radim UHLÁŘ. Základy biomechaniky sportu a tělesných cvičení. Ostrava: Ostravská univerzita
v Ostravě, 2011. ISBN 978-80-7368-944-5.
7. MATÚŠ, Ivan. Biomechanická analýza štartových skokov v plávaní. Studia sportiva. 2014. 8(1), 109-125.
ISSN 1802-7679. Dostupné také z:
http://www.medvik.cz/bmc/view.do?gid=1035908
8. NUZZO J. L., ANNING J. H. a SCHARFENBERG J. M. The reliability of three devices used for measuring vertical jump
height. Journal os strenght and conditioning research. 2011. 25(9), 2580-2590.
DOI 10.1519/JSC.0b013e3181fee650.
Dostupné také z:
https://www.researchgate.net/publication/51535688_The_Reliability_of_Three_Devices
9. VÁŇOVÁ, Lucie. Efekt odrazového tréninku na dynamiku plantárního tlaku.
Brno, 2016. Diplomová práce.
Masarykova Univerzita, Fakulta sportovních studií.
10. ZAHRADNÍK, David a Daniel JANDAČKA. Mají profesionální hráči volejbalu možnost snížit reakční síly a momenty sil
v kolenním kloubu při doskoku po bloku? Rehabilitácia. 2011. 48(2), 95-102.
ISSN: 0375-0922.
11. ZAHRADNÍK, David et al. Mechanický výstupní svalový výkon ve čtyřech typech doskoku po bloku ve volejbale.
Rehabilitácia. 2012. 49(2), 95-101. ISSN 0375-0922. Dostupné také z:
http://www.medvik.cz/bmc/view.do?gid=914545

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta zdravotnických studií

JID: 325 890

Vážený pan
Pavel Horníček
Zbuzany 539
516 01 Rychnov nad Kněžnou

Vyřizuje/linka: Holá/485 353 738

V Liberci dne 3.5.2018
č.j.18/8515/019786

Vyjádření k žádosti o ponechání zadání a prodloužení termínu odevzdání bakalářské práce

Vážený pane Horníčku,

na základě Vaší žádosti ze dne 30.4.2018, zaevidované pod č.j.: 18/8515/019269, Vám sděluji, že **souhlasím** s ponecháním zadání bakalářské práce a s prodloužením termínu odevzdání do 30.4.2019.

S pozdravem

GID TUL-00391930

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta zdravotnických studií

Vážený pan
Pavel Horníček
Zbuzany 539
516 01 Rychnov nad Kněžnou

Vyřizuje/linka: Čermáková/485 353 194

V Liberci dne 17. června 2019
č. j.: TUL - 19/8515/025693-001

Vyjádření k žádosti o ponechání zadání a prodloužení odevzdání bakalářské práce

Vážený pane Horníčku,

na základě Vaší žádosti ze dne 13. 06. 2019, zaevidované pod č. j.: TUL - 19/8515/025693 Vám sděluji, že **souhlasím** s ponecháním zadání bakalářské práce a s prodloužením termínu odevzdání do 30. 06. 2020.

S pozdravem

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta zdravotnických studií

Vážený pan
Pavel Horníček
Zbuzany 539
516 01 Rychnov nad Kněžnou

Vyřizuje/linka: Čermáková/485 353 194

V Liberci dne 10. července 2020
č. j.: TUL - 20/8511/023906-001

Vyjádření k žádosti o ponechání zadání a prodloužení odevzdání bakalářské práce

Vážený pane Horníček,

na základě Vaší žádosti ze dne 03. 07. 2020, zaevidované pod č. j.: TUL - 20/8511/023906 Vám sděluji, že **souhlasím** s ponecháním zadání bakalářské práce a s prodloužením termínu odevzdání do 30. 08. 2020.

S pozdravem

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědom toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědom následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

31. srpna 2020 Pavel Horníček

Poděkování:

Děkuji vedoucímu bakalářské práce panu Mgr. Václavu Bittnerovi především za pevné nervy a velkou dávku trpělivosti.

Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora:	Pavel Horníček
Instituce:	FZS – Biomedicínská technika
Název práce:	Biomechanická analýza vertikálního odrazu sounož v kontextu diagnostického využití ve fyziologii tělesné zátěže
Vedoucí práce:	Mgr. Václav Bittner
Počet stran:	64
Počet příloh:	7
Rok obhajoby:	2020

Anotace:

Práce se zabývá biomechanickou analýzou vertikálního odrazu sounož se zaměřením na diagnostické využití ve fyziologii tělesné zátěže. V teoretické části jsou shrnuty současné poznatky z dané problematiky včetně analýzy 2D matematického modelu tohoto pohybového vzoru. Experimentální část je zaměřena na tvorbu a ověření funkčnosti SW aplikace, která tento model využívá k odhadu momentů sil ve velkých kloubech dolních končetin. Vstupní parametry aplikace vycházejí z antropometrických údajů (tělesná výška, tělesná hmotnost, vzdálenosti velkých kloubů) jedince a obrazového záznamu jeho vertikálního odrazu. Práce obsahuje taktéž úvahy nad možnými aplikacemi zjištěných poznatků včetně návrhů možných směrů výzkumu v této problematice.

Klíčová slova:

vertikální odraz, matematický model, RRR mechanismus, moment síly,
biomechanická analýza

Annotation

Name and surname:	Pavel Horníček
Institution:	FZS – Biomedical Technology

Title:	Biomechanical analysis of vertical two-footed jump in context of diagnostic application in physiology of body endurance
Supervisor:	Mgr. Václav Bittner
Pages:	64
Apendix:	7
Year:	2020

Annotation:

This thesis follows up with biomechanical analysis of vertical two-footed jump with focus on diagnostic application in physiology of body endurance. The theoretical section summarizes current knowledge, including analysis of 2D mathematical model of this motion pattern. The experiment section is focused on creating and functionality verification of SW application, which uses this model to estimate moments of forces in the big joints of lower limbs. Application input parameters come from anthropometric data (body height, body weight, distance between big joints) of individual and image records of his vertical jump. The thesis also contains considerations about possible uses of findings, including proposed paths of future studies in this field.

Keywords:

vertical leap, mathematical model, RRR mechanism, moment of force, biomechanical analysis

Obsah

Seznam použitých zkratek 13
1. Úvod 14
2. Teoretická část 15
1 Vybrané poznatky z funkční anatomie pohybového aparátu 15
1.1 Základní struktura muskuloskeletálního systému 15
1.2 Svalová činnost a typy svalových vláken 16
1.3 Druhy svalových kontrakcí a svalová spolupráce 17
2 Vertikální odrazu sounož a jeho uplatnění ve sportu 18
2.1 Proces provedení různých druhů vertikálního odrazu 19
2.2 Funkce svalů pro průběh odrazu 22
2.3 Jednotlivé svalové skupiny a jejich význam pro různé druhy odrazů 22
2.4 Důležitost vertikálního odrazu ve sportu 23
3 Biomechanika vertikálního odrazu sounož 26
3.1 Stick model pro analýzu vertikálního odrazu 26
4 Určení specifik segmentů 28
4.1 Stupně volnosti 28
4.2 Hmotností geometrie těla 28
4.3 Těžiště tělesných částí 29
4.4 Momenty setrvačnosti 29
5 Odvození pohybových rovnic 30
3. Výzkumná část 34
1 Cíle a výzkumné předpoklady 34
2 Metodika výzkumu 35
2.1 Charakteristika výzkumného souboru 35
2.2 Charakteristika výzkumného činitele 35
2.3 Experimentální metody 36
2.4 Metody zpracování dat 36
3 Analýza výzkumných dat 37
3.1 Úvod do aplikace – vstupní data 37
3.2 Funkce použité aplikací – výpočet použitých veličin 39
3.3 Tělo hlavní aplikace – výpočet s maticemi 44
3.4 Grafické výstupy experimentální části 50
3.5 Analýza výzkumných cílů a výzkumných otázek 53
4. Diskuze 54
5. Návrh doporučení pro praxi 57

6. Závěr 58
Seznam použité literatury 59
Seznam příloh 64

Seznam použitých zkratek

CMJ	Counter movement jump
SJ	Squat jump
atd.	A tak dále
tzv.	tak zvaný(á,é)
např.	například
d. k.	dolní končetiny
h. k.	horní končetiny
2D	dvou dimenzionální
tj.	tj.
EMG	elektromyografie
m.	musculus
mm.	musculi
RME	relative muscular effort
SW	software

1. Úvod

Tato bakalářská práce se zabývá biomechanickou analýzou vertikálního odrazu sounož v kontextu diagnostického využití ve fyziologii tělesné zátěže. Vertikální odraz sounož je naprosto běžným pohybovým vzorcem v mnoha sportovních odvětvích (basketbal, volejbal, skoky na lyžích, plavání atd.). Jeho měření bývá důležitým deskriptorem výbušné síly dolních končetin. Ve výzkumech se na vertikální odraz nahlíží především z pohledu dynamiky, kinematiky a kineziologie. Z podobného ale originálního pohledu se na vertikální odraz zaměříme i v této práci.

Ve sportovním a výzkumném prostředí je o vertikální odraz velký zájem. Pro sportovní využití je důležité umět vertikální odraz dobře popsat. Díky tomu se nastavují lepší tréninkové plány a snadněji se odstraňují technické chyby při jeho provádění. Proto je tato tématika také lákavá pro výzkumníky. Pro měření parametrů odrazu a dopadu je používáno mnoho různých přístrojů a zařízení. Jejich srovnávání, vyvíjení a vylepšování tak stále má svou důležitost a potenciál praktického využití. Mezi některé u vertikálních odrazů zjišťované parametry patří maximální výška odrazu, síly působící na podložku, impuls síly odraz způsobující, procentuální zapojení jednotlivých svalů pomocí měření EMG a podobně. Tyto a další důvody mě, jako sportovně založenou osobu, vedly k zájmu o problematiku a výběr tohoto tématu [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8].

Práce je dělena na teoretickou a empirickou část. Jejím cílem je provést komplexní biomechanickou analýzu vertikálního odrazu sounož v kontextu diagnostického využití ve fyziologii tělesné zátěže. V teoretické části postupně shrnujeme základní poznatky a údaje o kineziologii a dynamice vertikálního odrazu především sounož ze současné literatury. Následuje úvod do biomechanické stránky této problematiky a obecná východiska pro vytvoření matematického modelu, který pro biomechanickou analýzu v této práci používáme. Poté v experimentální části vytváříme a provádíme ověření funkčnosti SW aplikace, která využívá tohoto modelu. Snažíme se zjistit momenty sil v kloubech dolních končetin při provádění odrazu, zaznamenat jejich průběh a přisoudit mu popisný charakter v konkrétních fázích.

V závěrečné diskusi se zamýšlíme nad výstupem celé práce a možnými doporučeními pro praxi a případný další výzkum. Práce končí krátkým shrnutím výsledků v závěru.

2. Teoretická část

V teorii se zabýváme biomechanickými aspekty provedení vertikálního odrazu sounož. Na začátku se tedy na odraz zaměříme obecně; tj.: Co rozumíme pojmem odraz? Jak vzniká a jak probíhá? Zmíníme také proč nás vlastně zajímá, proč o něm současná literatura často hovoří, kde se především využívá a kde všude se s ním můžeme setkat. Následně se zaměříme na explozivní sílu, která je nutná pro samotný vznik vertikálního odrazu. Jakým způsobem vzniká, a na jaké jiné parametry se zaměřují měřící zařízení pro vertikální odraz. Jsou to například síly, kterými působí odrážející se člověk na podložku, impuls který vyvolá při následném dopadu, maximální dosah ve výskoku a podobně. V této práci postupujeme ke stanovení momentů sil pomocí matematického modelu.

1 Vybrané poznatky z funkční anatomie pohybového aparátu

1.1 Základní struktura muskuloskeletálního systému

Muskuloskeletálním systémem rozumíme soustava kostí a svalů člověka. Obě jeho části navzájem spolupracují, kdy kosti tvoří oporu a stabilitu těla a svaly se upínají na kosti a podporují stabilitu a umožňují pohyb. Máme zde na mysli kosterní svaly a odtud také pramenní jejich název. [9]

Spojení kostí se dělí na pevné a pohyblivé tzv. klouby. V dolních končetinách se setkáme s několika kloubními spojeními. Tři hlavní klouby jsou kloub kyčelní, kolenní kloub a kloub hlezenní, který je důležitým kloubem nohy. Kolenní kloub je nejsložitějším kloubem těla a obsahuje vazy a meniskus. [10]

Klouby umožňují flexi a extenzi, abdukci a addukci jednotlivých částí dolních končetin. Rozsah tohoto pohybu může být omezen například předchozími zraněními. [9]

Pohyby v těchto segmentech obstarávají svaly, které se na ně upínají pomocí šlach. Jedná se tedy především o svaly dolních končetin. A to svaly nohy, svaly bércové, svaly stehenní a svaly kyčelního kloubu. Okrajově pro nás mohou být důležité i svaly zad a břicha, které

zajišťují stabilitu trupu při vertikálním odrazu a svaly horních končetin, napomáhajících některých typům vertikálního odrazu. [9]

1.2 Svalová činnost a typy svalových vláken

Základní schopnost svalů je provést svalový stah. Také nazývaný svalovou kontrakcí. Jedná se o aktivní, vůlí řízený děj, který spotřebovává energii. Tento stah se projevuje vznikem síly, která se projeví v produkci pohybu. [11]

Svalové kontrakce jsou izometrické, kdy dochází k zachování délky, ale mění se jeho napětí nebo izotonické, kdy dochází k zachování napětí ve svalu, ale změně jeho délky. [2]

Svaly se skládají z jednotlivých svalových vláken. Ta se uspořádávají do svalových snopečků, snopečky do svalových snopců a snopce tvoří svalové bříško. Svaly mohou mít více začátků a díky tomu i více hlav. Tomu pak odpovídá tomu i název svalu např. musculus biceps brachii (dvouhlavý sval pažní). [10]

Svalová vlákna se dělí na základě svého metabolismu až na 7 kategorií. Běžně používané dělení je ale na 3 základní typy:

- **Typ I – SO** (slow oxidative) pomalá červená vlákna, malý průměr jednotlivých vláken, aerobní metabolismus, velmi dobře prokrvena, schopna dlouhodobé mírné zátěže, uplatňují se ve statických pozicích a při pomalém pohybu, obtížná unavitelnost
- **Typ II A – FOG** (fast glycolyticoxydative) rychlá červená vlákna, mají větší průměr vláken než typ I, účastní se rychlých, silově náročných kontrakcí, schopna obojího metabolismu, střední unavitelnost
- **Typ II B – FG** (fast glycolytic) rychlá bílá vlákna, mají největší průměr, účastní se kontrakcí s maximální zátěží, anaerobní metabolismus, menší prokrvení, rychle unavitelná, rychle dosahují maximálního napětí, stačí jim jen mezi 30-80 ms

[12, 13, 14]

Ve svalech se vyskytuje kombinace těchto typů svalových vláken. Čím vyšší je poměr rychlých svalových vláken k pomalým, tím jsou svaly lépe schopny produkovat explozivní sílu. Tento poměr je určen z velké míry geneticky, může se snižovat vytrvalostním tréninkem a také přirozeně klesá s věkem. [2, 12, 15]

Do jisté míry lze také tento poměr ovlivnit správným tréninkovým režimem, ale snadnější je vytvářet z rychlých svalových vláken pomalá. Poměr rychlých a pomalých svalových vláken ve všech svalech není stejný, je zde však vzájemná korelace a poměry se budou lišit jen málo. Obecný poměr rychlých a pomalých svalových vláken je 1:1. Je však velmi geneticky podmíněn. Ahmetov [29] dokládá, že v konkrétních případech dosahuje složení pomalých svalových vláken v například m. vastus lateralis 5-90 % všech svalových vláken. Uvádí se až 90 % genetické určení poměru svalových vláken. [13, 14, 29, 30]

1.3 Druhy svalových kontrakcí a svalová spolupráce

Jak jsme již zmínili, svalové kontrakce se dělí na izometrické a izotonické. Izometrické někdy také označovaná jako statická. Oba konce svalů jsou při ní fixovány a napětí svalu odpovídá vnějšímu zatížení. Uplatní se při výdržových cvicích a zpevňování částí těla. Izotonické jsou dále děleny podle změny délky svalu na excentrické a koncentrické. Koncentrické kontrakce vytváří sílu, která má zrychlující funkci na pohyb. Svalové bříško se zvětšuje a celý sval se zkracuje. Její uplatnění je především u švihových cviků. Excentrická kontrakce působí silou proti pohybu, vytváří tedy záporné zrychlení pro daný segment a sval se při ní natahuje. Po uplatnění koncentrické kontrakce a získání zrychlení bude tedy většinou následovat také excentrická kontrakce při zastavování. Koncentrické kontrakce se uplatňují při provádění vertikálního odrazu a excentrické při odpadu. [2, 16, 17, 18]

Izotonická svalová činnost se tedy vyskytuje u dynamicky probíhajících dějů jako jsou třeba vertikální odraz, dopad, běh a chůze do a ze schodů atd., kdežto izometrická svalová činnost se objevuje při provádění statických cviků na výdrž jako se vyskytují třeba v józe a slouží ke zpevnění svalstva. [16, 18]

Svaly dolních končetiny tvoří většinou skupiny agonistů a antagonistů. Kdy jedna skupina pohybuje segmentem těla v jednom směru a druhý skupina ve směru opačném. Pro

správné provedení pohybu je důležitá spolupráce těchto skupin, aby byla zachována rovnováha a rovnoměrnost pohybu. Třetí skupinou jsou tzv. synergisté. Jsou jimi pomocné svaly spolupracující s agonisty na provádění pohybu. Pro vertikální odraz jsou důležité hamstringy (svaly zadní strany stehna), které jsou nejen flexory kolenního kloubu, ale zároveň jsou důležitými synergisty i pro flexy v kloubu kyčelním. Další synergií je například spolupráce svalů bérce a svalů nohy na flexi a extenzi nohy. [9, 10, 16, 19, 27]

Tyto skupiny se tedy označují jako flexory a extenzory daného kloubu. Může se jednat také o adduktory a abduktory, pokud slouží k přitahování a odtahování části těla. Pro správné provedení pohybu je důležitá spolupráce těchto skupin, aby byla zachována rovnováha a rovnoměrnost pohybu. Pokud se jedná o pomalu prováděný pohyb u něhož můžeme zanedbat setrvačné síly hovoříme o ko-kontrakční synergii. Spolupráce těchto pro opačný pohyb sloužících svalových skupin spočívá v navzájem provázané změně napětí. Agonista vykonává pohyb a tedy zvyšuje své napětí a antagonista své napětí naopak snižuje. Při pohybu opačným směrem se role agonisty a antagonisty vymění. [16, 19, 27]

Pokud se ale jedná o dynamický pohyb, jsou setrvačné síly důležité, nesmíme je tedy zanedbat. A pro vytvoření dynamiky tohoto pohybu je důležité, že se zvětšuje význam agonisty a zároveň potlačuje vliv antagonisty. Hovoříme o reciproční inhibici, protože se inhibuje vliv antagonisty. Obě tyto interakce svalových skupin jsou důležité pro koordinaci pohybu. Synergie nám zajišťuje stabilitu v dané poloze a inhibice zase rychlý a dynamický přechod do jiné polohy. [16, 19, 36]

Při přípravě na vertikální odraz tedy přecházíme ze stabilní pozice k inhibici svalů, které nepůsobí dynamikou pro odraz. A svaly aktivně působící se snaží co nejdříve dosáhnout maximálního zapojení. Tímto způsobem dosahujeme největší dynamiky odrazu. [18, 19]

2 Vertikální odrazu sounož a jeho uplatnění ve sportu

Pro všechny vertikální odrazy (výskoky) musí dolní končetiny vyvinout dostatek síly ke krátkodobému překonání gravitace, jinak k odrazu vůbec nedojde. Síla produkovaná dolními končetinami se může přenášet pouze při kontaktu s podložkou. To znamená, že

pro vlastnosti výskoku řídící parametry se určují v úvodní fázi výskoku. Letová fáze odrazu je většinově definovaná už při opuštění podložky. Dále se uplatňují setrvačné síly a gravitace. Nelze tedy na odraz pohlížet jako na statický jev, protože z tohoto pohledu by k odrazu ani nedošlo. Vertikální odraz je tedy nutně dynamickým jevem. [8]

2.1 Proces provedení různých druhů vertikálního odrazu

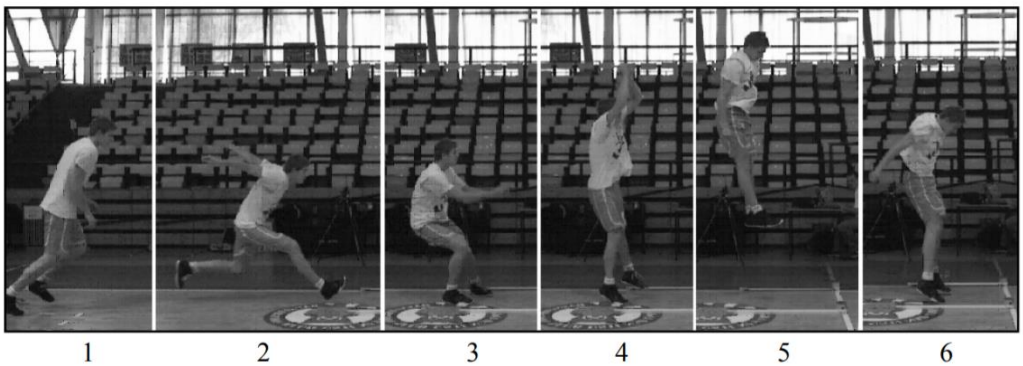
Zaměřme se nyní na vertikální odraz samotný. Existuje velké množství různých druhů výskoku v závislosti na sportu, disciplíně nebo situaci, kdy se objevuje. Jako výběr z těchto mnoha druhů odrazu se zaměříme jen na některé, jako třeba na výskok ze dřepu (squat jump, SJ), výskok ze stoje s protipohybem (countermovement jump, CMJ), výskok po seskoku (drop jump, DJ). Dělení můžeme také rozšiřovat podle zapojení rukou, využití rozběhu atd. Např. CMJ uvažujeme ze stoje, CMJ-FA (free arms) se zapojením rukou, CMJ-RU (run up) výskok z rozběhu. Obecně ale pro konkrétní typ výskoku i v různých provedeních platí většinová podobnost. Zaměříme se tedy na základní formy odrazů s možným následným rozšířením. [2, 3, 20]

Podívejme se nejdříve na průběh CMJ-FA. Průběh odrazu bude velmi podobný CMJ-RU viz. obr. 1. Rozdílem je hlavně přeskočení fáze 1, tedy rozběhu. Jako začátek odrazu tedy uvažujeme postupný sestup ze vzpřímeného postoje, tedy pohyb, která se podobá fázi 2. Fáze 2 a 3 se velmi podobají dynamicky provedenému dřepu. Ten je tvořen excentrickou (sestupnou) fází a následně koncentrickou (vzestupnou) fází. Začátek je ve statické pozici ve stoje. V úvodu excentrické fáze dojde k pokrčení dolních končetin v kolenou a postupným zapažením horních končetin. Fáze končí v individuálně zvolené hloubce dřepu a rychle přechází do fáze koncentrické. Při ní je důležité nabrat co největší rychlost vzestupu. Ta je vytvářena napřimováním dolních končetin a trupu, švihem paží vpřed a vzhůru. Fáze 4 končí v okamžiku opuštění podložky. V tomto momentu už nemůžeme získávat další energii z dolních končetin a uplatňuje se jen případný pokračující švih horních končetin. Nyní nastává letová fáze. Zde se nashromážděná kinetická energie postupně mění v energii potenciální. K maximální výšce výskoku (fáze 5) dojde při úplné přeměně energie a k začátku zpětné přeměny energie na kinetickou při dopadové fázi letu. Ta je ukončena dopadem nohou na podložku (fáze 6) a

následuje znovu fáze excentrická a pohyb se postupně tlumí až dojde k jeho zastavení. [3, 19]

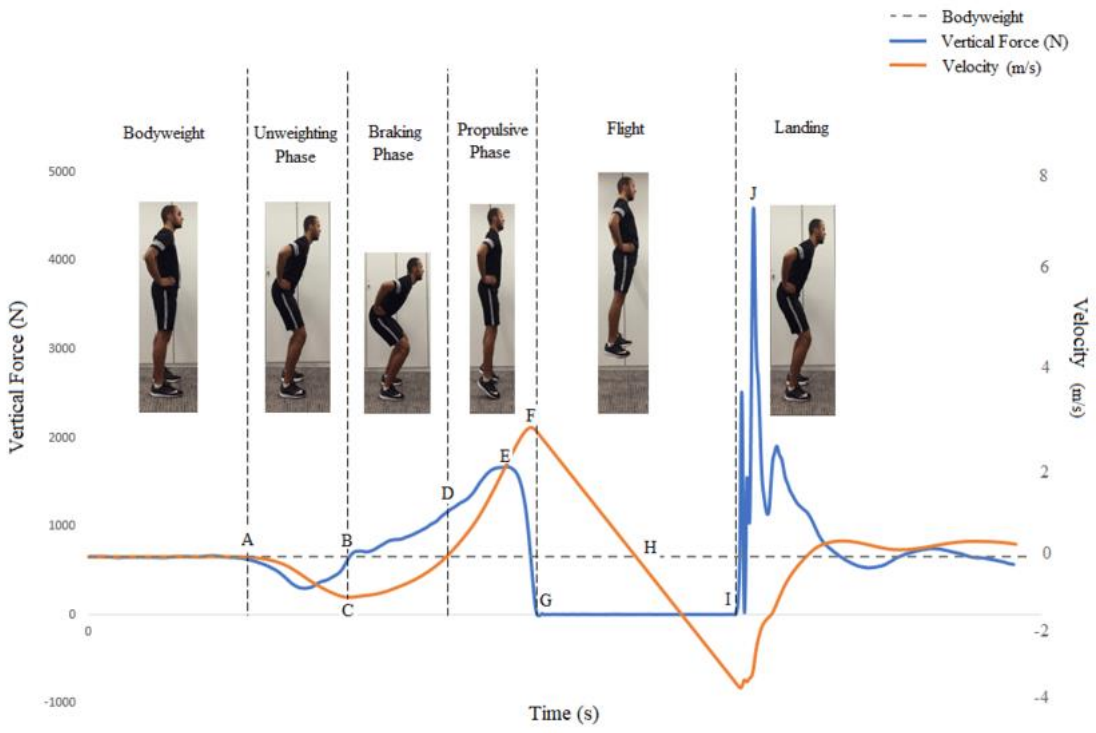
Při tomto provedení odrazu je místo dopadu téměř stejné jako místo odrazu. Rychlosti v horizontálním směru tedy nejsou příliš důležité a můžeme je zanedbat. Ve vertikálním směru dochází nejdříve k poklesu v excentrické fázi, následně k velkému nárůstu síly směrem vzhůru s postupným klesáním rychlosti na 0 v bodě kulminace a následné zvětšování síly v opačném směru do okamžiku dopadu a následné klesání velikosti síly na 0 při brždění. [3]

CMJ-RU se bude lišit v různých podobách druhy rozběhu, které budou typické pro daný sport. Ve volejbale se bude jednat o smečařský rozběh, v basketbale trojtakt a ve skoku do výšky rozběh a odraz z jedné nohy a další. Lze tedy usoudit, že rozběh se bude lišit především počtem kroků (fáze 1 a 2). Dále už odraz principiálně probíhá stejně. Při posledním kroku začíná excentrická fáze a následuje koncentrická, letová a dopad (fáze 3-6) s následným brzděním pohybu ukončeným zastavením. Důležité je, že rychlost pohybu v horizontálním směru získaná z rozběhu se za pomoci techniky konkrétní disciplíny transformuje na sílu ve směru vertikálním. Většinou nedojde k úplnému zastavení pohybu vpřed a proto zde nebývá dopad na stejném místě jako odraz. Vidíme zde provedení CMJ-RU z dynamického smečařského trojkroku. Viz obr. 1. [3]



Obr. 1 Fáze CMJ-RU odrazu. Zdroj [3, str. 113]

Nyní se zaměřme na SJ. Jeho průběh bude velmi podobný CMJ pouze s rozdílem, že začátek odrazu je už ve spodní pozici excentrické fáze, která je zde startovní pozicí. Oproti obr. 2 budou tedy v počátku pohybu (tedy v braking phase) křivka síly na hodnotě odpovídající bodyweight a křivka rychlosti na 0. Dále (tedy od třetí po poslední fázy) je proces odrazu a dopadu stejný, koncentrická fáze, stoupající a klesající část letové fáze a dopad a zastavení pohybu. SJ můžeme snadno provádět bez zapojení švihu paží, které mohou být například umístěny na bocích. SJ se také neprovádí z rozběhu. Setkáme se s ním například při různých typech sportovních testů, při měření blokařského výskoku ve volejbale či testech dosahu v basketbale. [2, 3, 20]



Obr. 2 CMJ bez použití rukou. Zdroj: [21]

DJ je rozdílný od CMJ tím, že startovní pozice je ve stoji na vyvýšeném místě např. na krabici. Následuje seskok a excentrická fáze, kdy zároveň dochází k brždění úvodního dopadu, poté koncentrická a obě letové fáze a dopad se zastavením pohybu. Tento typ výskoku je populární při tréninku explozivní síly dolních končetin. [3]

2.2 Funkce svalů pro průběh odrazu

Podívejme se na maximální výšku výskoku. Hank, Zahálka a Malý [3] uvádějí, že při CMJ-FA a CMJ-RU s použitím dvojkroku jako rozběhu, dojde k navýšení o 12 % při výskoku s rozběhem, oproti výskoku z místa na vzorku profesionálních basketbalistů. Luhtanen a Komi [22] pozorují změnu až 10 % při použití správné techniky odrazu a švihu horních končetin. Esformes a Bampouras [1] nachází zvětšení maximálního výskoku o přibližně 10 % za použití post-aktivační potenciace. Blomquist [23] sleduje vliv dlouhodobého tréninku dolních končetin pomocí dřepů se zátěží a dochází ke zlepšení u CMJ o 10-20 %. [1, 3, 22, 23]

Lze tedy usoudit, že majoritní vliv má na odraz především explozivní síla d. k. Proto je důležité vědět, jak ji správným způsobem trénovat. Technické aspekty odrazu se dají postupně naučit.

2.3 Jednotlivé svalové skupiny a jejich význam pro různé druhy odrazů

Při provedení vertikálního odrazu se uplatňuje velké množství svalů. Vedle svalů dolních končetin (kyčelních svalů, stehenních svalů, bércových svalů a svalů nohy) se účastní důležitou měrou také svaly zad a břicha. Jak už bylo zmíněno výše vliv mohou mít také svaly h. k., ale ten bude vždy dosahovat pouze omezeného významu. [6, 7, 22, 24]

Na konkrétní míře vlivu účastnících se svalů není shoda. Nemáme totiž absolutní představu o jejich vzájemné spolupráci a vyskytují se významné interindividuální rozdíly. Panuje obecná shoda o velké důležitosti hlavních svalů, ale do jaké míry mají vliv i svaly menší není jasné. [25]

Některé nesporně důležité svaly pro vertikální odraz jsou:

Jako flexory kyčelního kloubu m. gluteus maximus, hamstringy neboli m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus. Flexi napomáhají také další menší svaly jako

třeba m. iliopsoas a m. tensor fasciae latae a ostatní mm. glutei. Tyto svaly mají hlavní funkci v excentrické fázi. [9, 10, 26]

Hamstringy mají také důležitou úlohu při flexi v kolenním kloubu. Jsou to dvoukloubové svaly a uplatní se tedy také i při koncentrické fázi. Dalším flexorem v koleni je například m. sartorius. [9, 10, 26]

Velkou důležitost má jako hlavní extenzor kolenního kloubu m. quadriceps femoris a jeho hlavy m. rectus femoris (jediná dvoukloubová hlava) m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. vastus intermedius. Sval obklopuje ze všech stran stehenní kost a jako nejmohutnější sval v lidském těle produkuje i velkou část síly pro výskok potřebnou. Hlavní roli má při koncentrické fázi. Dále se při koncentrické fázi uplatňují také extenzory nohy a prstů m. tibialis anterior a m. extensor digitorum longus. [9, 10, 26]

M. triceps surae je dělený na m. gastrocnemius a m. soleus. M. gastrocnemius je také dvoukloubovým svalem a upíná se na zadní stranu kosti stehenní a Achillovou šlachou na kost patní, a proto se uplatňuje jako flexor nohy a kolene a napomáhá quadricepsu při koncentrické fázi. [9, 10, 26]

Jako synergisté se účastní i další svaly, jako například svaly nohy. Slouží jako flexory a extenzory prstů, ale jejich význam pro maximální výskok je menší.

Důležitost jednotlivých svalů se mění s dalšími faktory, jako je například šířka postoje. Při úzkém stoji dosahuje m. gastrocnemius až o 21 % větší aktivitu. [24]

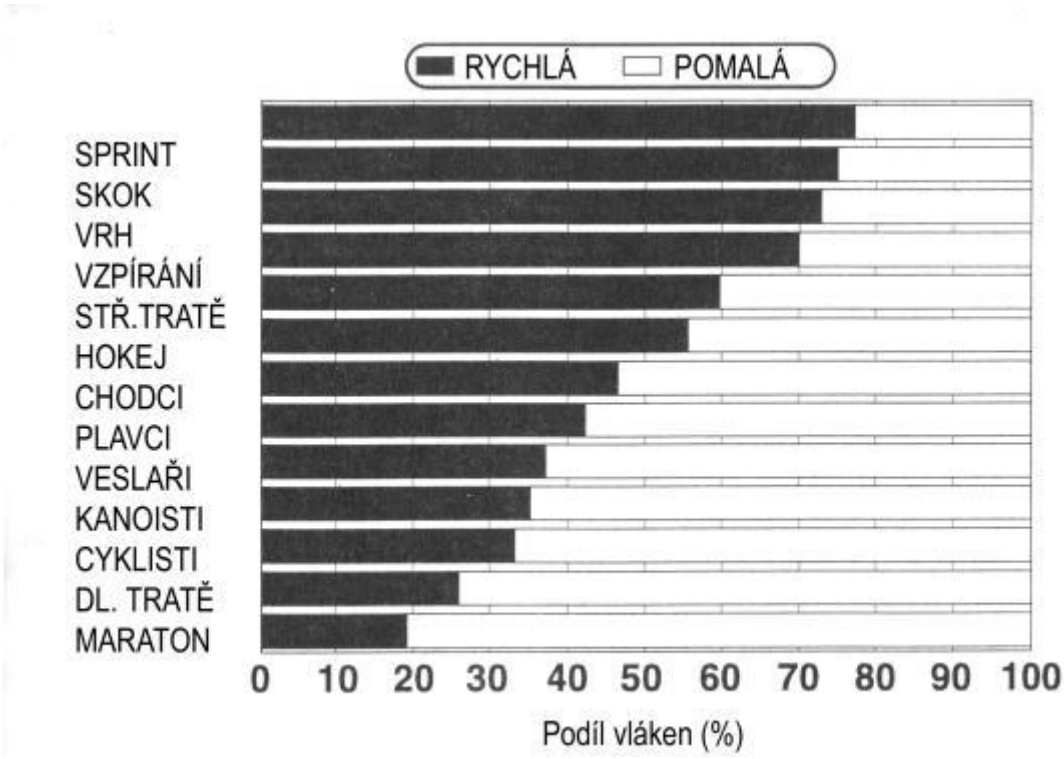
Jejich konkrétní zapojení se řeší například v [7, 24, 26, 28]. Zjišťujeme je hlavně měřením EMG nebo použitím RME (relative muscular effort), které ale může mít problémy při popisu aktivity dvoukloubových svalů [26, 27]. Další zaměření jsou třeba na vliv elektrostimulace na výskok [2].

2.4 Důležitost vertikálního odrazu ve sportu

Vertikální odraz se ve svých mnoha podobách vyskytuje v řadě sportovních disciplín. Jde především o míčové a skokanské sporty (volejbal, basketbal, házená, skok vysoký, skok na lyžích, …), ale vyskytuje se také v gymnastice, krasobruslení a dalších. [3]

Nejde ale jen o jeho využívání v daných disciplínách. Jeho velký význam spočívá také v možnosti popsat svalové schopnosti a dispozice konkrétního sportovce. Pro výše zmíněné a další sportovní odvětví je typické využívání dynamické síly. A její důležité složky síly explozivní. Ta je především určena podílem jednotlivých druhů svalových vláken v zapojovaných svalech. Hlavními faktory tohoto poměru jsou genetické dispozice a role prostředí. [13, 14, 29, 30]

Poměry jednotlivých svalových vláken u sportovců v daných disciplínách se výrazně liší. Viz. obr. 3. Může to být do určité míry ovlivněno tréninkovou přípravou a také genetikou. Lze tedy usuzovat, že sportovci se zaměřují na sportovní odvětví, svědčící jejich individuálním svalovým předpokladům. [13, 14, 15, 31]



Obr. 3 Rozdíl podílu svalových vláken u různých sportovních disciplín. Zdroj: [14, kapitola 3]

Z tohoto pohledu je tedy správná diagnostika explozivní síly velmi důležitým deskriptorem možného budoucího úspěchu. V našem případě explozivní síla dolních končetin měřena při vertikálním odrazu nehraje roli jen pro skokové disciplíny, ale uvádí schopnost dolních končetin produkovat potřebnou sílu i pro sprinty, rychlobruslení a

podobně. Existuje mnoho druhů měření explozivní síly. Každý má své silné a slabší stránky. Sportovci se při různých formách testování mohou naučit triky, jak si uměle zlepšit výsledek měření. I proto je důležité umět explozivní sílu dolních končetin popsat co nejpřesněji a vymýšlet nové způsoby jejího zjištění. [8, 14, 31]

Mezi běžné přístroje pro testování výšky vertikálního odrazu můžeme zařadit např.: Vertec nebo například závěsné přístroje tohoto typu. Jedná se vlastně o soustavu nad sebou připevněných tyčinek nebo lopatek se stále stejnými rozestupy, schopných pootočení. Nejdříve zjistíme dosah ve stoje. Výšku tohoto dosahu nám určí poslední lopatky přístroje, které se proband dotkne ve vzpřímeném postoji se vzpaženou horní končetinou. Následně změříme maximální dosah ve výskoku. Proband provede maximální výskok a znovu poslední tyčinka, kterou pootočí označí jeho dosah ve výskoku. Rozdíl těchto dvou hodnot nám označí výšku výskoku. Problémem Vertecu může být malá přesnost, protože nejmenší rozlišovací schopnost je vzdálenost jednotlivých tyčinek. A je možné také záměrné snižování dosahu ve stoje nečestným probandem. Jeho velkou předností je ale jednoduchost a snadná opakovatelnost testu. [8]

Další sofistikovanější přístroje pro určování výšky odrazu jsou Just Jump System a Kistler atd. Jedná se o dynamometrické desky nebo podložky, které snímají síly odrazu a dopadu a měří čas mezi nimi, následně vydělí tento čas letu dvěma a podle upraveného vzorce pro volný pád vypočítají výšku výskoku. Znalý proband je i zde schopen provést odraz tak, aby výšku svého maximálního odrazu zvýšil, třeba pokud bude dopadat na už pokrčené dolní končetiny a tak si uměle přidá čas letu. Ke správnému ovládání těchto přístrojů je také potřeba poučená nebo znalá obsluha. Používají se také akcelerometrické přístroje jako třeba Myotest a mnoho dalších. [8, 20]

3 Biomechanika vertikálního odrazu sounož

Tato kapitola vychází z článku Bittner et al. [32]. Jeden z autorů článku je zároveň vedoucím této práce. Úkolem práce bylo seznámit se s matematický model, znovu jej odvodit a vytvořit tak případnou erratu tohoto článku. Viz. příloha 3.

Biomechanika je transdisciplinární obor zabývající se mimo jiné mechanickými interakcemi mezi živými organismy a vnějším okolím. Cílem této kapitoly je provést analýzu matematického modelu pro RRR antropomorfní mechanismus ke 2D analýze provedení vertikálního odrazu sounož. [31, 32]

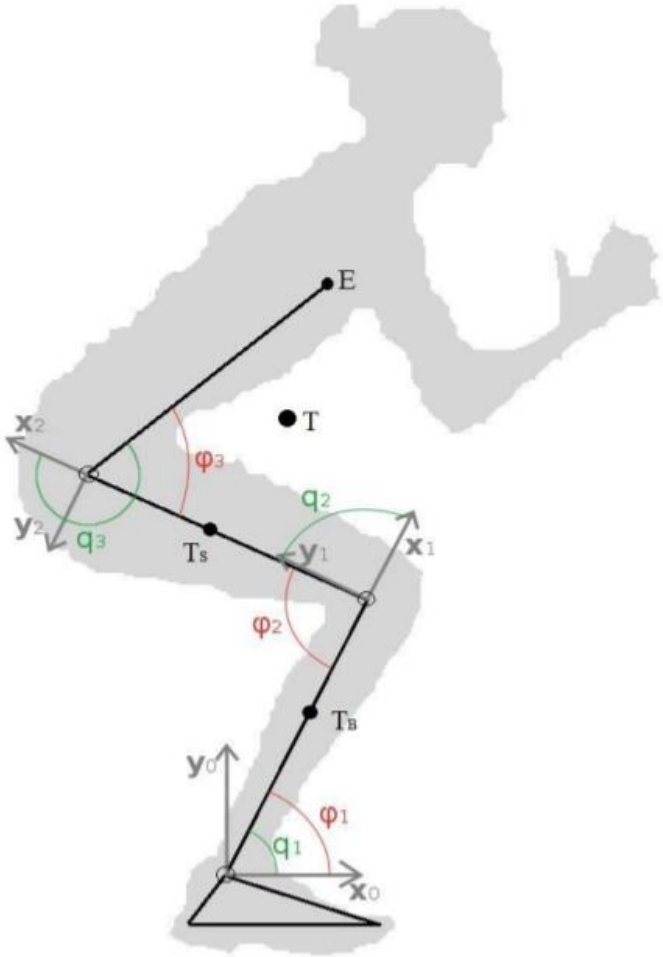
3.1 Stick model pro analýzu vertikálního odrazu

V dalším textu budeme řešit pouze případ CMJ snožmo bez rozběhu. Pro něj můžeme aproximovat lidské tělo do několika segmentů na sobě navzájem závislých kinematickou vazbou. Segmenty se vzájemnými vazbami dohromady tvoří kinematický řetězec. Pohybový vzorec vertikálního odrazu budeme řešit kinematicky. Pro toto řešení zachováme jednotlivým segmentům jejich tvar, hmotnost a vzájemnou polohu. [35, 38]

Model vytváříme z bočního pohledu na provádění vertikálního odrazu sounož při zákrytu dolních končetin. V modelu rozlišujeme segmenty: noha, bérec, stehno a horní polovina těla, která je společným výsledkem součtu ostatních segmentů tvořených hlavou, krkem, trupem a jednotlivými segmenty h. k. [32]

Pro segmenty zachováváme jejich délku, která je individuální pro každého člověka v závislosti na tělesné výšce a tělesné stavbě, a jejich hmotnost, kterou přibližně určuje experimentální metodou Zatsiorsky, Aruin a Selujanov [34]. Můžeme také určit těžiště jednotlivých segmentů.

Souřadné soustavy umisťujeme do polohy příslušných kloubů. Do kloubu hlezenního, kolenního a aproximace kloubu kyčelního a kloubu křížokyčelního. Směr osy X pokračuje ve směru předchozího segmentu. Úhly svírané mezi osou X a následujícím segmentem jsou popsány jako $q_{1\text{-}3}$, Úhly mezi jednotlivými následujícími segmenty jsou označeny jako $\varphi_{1\text{-}3}$. Viz. obr. 4. [31, 32, 33]



Obr. 4 Stick model s vyjádřením úhlů v kloubech, zdroj: [19, str. 29].

Vztahy mezi jednotlivými úhly jsou následující. Viz rovnice 1-3:

$q_1 = \varphi_1, \qquad q_2 = \pi - \varphi_2, \qquad q_3 = \pi + \varphi_3,$ Rovnice 1, 2, 3 [32, rovnice 2]

T, označuje těžiště celého těla, T_s těžiště stehenního segmentu, T_b těžiště bércového segmentu a *E* těžiště horní poloviny těla, které určíme součtem všech přítomných segmentů (hlava, krk, nadloktí, předloktí, ruka a trup dělený podrobněji na tři části) a následným vydělením dvěma, kvůli symetrii a jí umožněné rozložení hmotnosti do obou d. k. Dále používáme označení T_h.

4 Určení specifik segmentů

Podívejme se na konkrétní veličiny segmentů do detailu. Zmiňme se také o dalších vlastnostech matematického modelu.

4.1 Stupně volnosti

Model je tvořen čtyřmi segmenty: noha, bérec, stehno a horní polovina těla a mezi každými dvěma segmenty se nachází vazba, která se nazývá kinematická dvojice.

Řešení modelu probíhá pouze ve 2D, takže máme určenu třídu kinematických dvojic.

S těmito údaji můžeme dosadit do vzorce pro výpočet stupňů volnosti. Viz rovnice 4:

$$i = 3(n-1) - \sum_1^3 \mathrm{j} * \mathrm{rj}\,, \qquad \text{Rovnice 4} \qquad [19, \text{str. } 27]$$

kde *i* je počet stupňů volnosti, n je počet členů mechanismu, *j* je třída kinematické dvojice a r_j je počet kinematických dvojic. [35]

4.2 Hmotností geometrie těla

S použitím koeficientů B_0, B_1 a B_2, které experimentálně stanovili Zaciorsky, Aruin a Selujanov [34] za použití radioizotopové metody, doplněním tělesné hmotnosti a tělesné výšky vypočítáme hmotnosti daných segmentů pomocí vzorce. Viz rovnice 5:

$$m_i = B_0 + B_1 * m + B_2 * v, \qquad \text{Rovnice 5} \qquad [35, \text{str. } 15]$$

Kde *m* je tělesná hmotnost [kg], *v* je tělesná výška uvedená v [cm] a koeficienty B_0, B_1 a B_2 jsou uvedeny v tabulce viz. příloha 1. [35]

4.3 Těžiště tělesných částí

Hmotnosti jednotlivých segmentů následně umístíme do jejich těžiště. Těžiště jsou určena podle Zaciorsky, Aruin a Selujanov [34]. Přibližná poloha těžišť vždy směrem blíže ke středu těla se nachází: U hlavy a krku uvažovaných jako jeden segment v 1/2. U trupu, ruky, bérce a nohy ve 4/9. A u nadloktí, předloktí a stehna ve 4/10. [31, 32, 34]

4.4 Momenty setrvačnosti

Pro rotační pohyby těles jsou důležité také momenty setrvačnosti. Lze je vypočítat několika příslušnými způsoby.

Pokud osa otáčení tělesa prochází těžištěm tohoto tělesa, poté můžeme moment setrvačnosti označit jako J_0 a platí pro něj následující vztah. Viz rovnice 6:

$$J_0 = \sum_{n=1}^{\infty} m_i {r_i}^2, \qquad \text{Rovnice 6} \qquad \text{[33, Moment setrvačnosti tělesa]}$$

Kde m_i udává hmotnost i-tého hmotného bodu [kg], a r_i je vzdálenost i-tého hmotného bodu od osy otáčení [m]. J_0 se uvádí v [kg.m^2]. [31]

Jestliže osa otáčení neprochází těžištěm, použijeme následující tvar Steinerovy věty. Viz rovnice 7:

$$J = J_0 + md^2, \qquad \text{Rovnice 7} \qquad \text{[33, Moment setrvačnosti tělesa]}$$

Kde J je celkový moment setrvačnosti [kg.m^2], J_0 je moment setrvačnosti vzhledem k rovnoběžné ose procházející těžištěm [kg.m^2], m je hmotnost tělesa [kg], a d je vzdálenost osy procházející těžištěm od osy otáčení [m]. [31]

Za pomoci vypočtených hmotností segmentů zjistíme příslušné momenty setrvačnosti užitím vztahu. Viz rovnice 8:

$J_i = B_0 + B_1 m + B_2 v,$ Rovnice 8 [33, Moment setrvačnosti tělesa]

kde J_i je moment setrvačnosti i-tého segmentu [kg.m^2], m je tělesná hmotnost [kg], v je tělesná výška uvedená v [cm] a koeficienty B_0, B_1 a B_2 jsou uvedeny v tabulce viz. příloha 2. [31, 32]

5 Odvození pohybových rovnic

Odvození pohybových rovnic je provedeno stejným způsobem jako v článku Bittner et al. [32] a slouží k jeho verifikaci. Provedli jsme jej zde znovu z několika důvodů. Zaprvé zde používáme česká pojmenování a tím pádem pracujeme s rozdílnými indexy. Zadruhé se v článku řešila pouze kvazi-statická úloha, při které se velká část výpočtů v důsledku nevyužije. Kvůli tomu jsme si nemohli být jisti nepřítomností chyb ve výpočtu a rozhodli se ho provést znovu a tím výsledky ověřit. Nalezli jsme několik chyb, ke kterým se vyjádříme po provedení odvození. Zde jsou uvedeny ty části odvození, které jsou podstatné pro vývoj a ověření funkčnosti aplikace v experimentální části práce.

Sestavování rovnic vychází z principů analytické dynamiky. Začínáme využitím metody Lagrangeových rovnic II. druhu. Viz rovnice 9. Jedná se totiž o nepřímou úlohu dynamiky, kdy známe chování soustavy (zde lidského organismu) a snažíme se zjistit momenty v jednotlivých kloubech. [32, 33]
Dále využijeme zobecněných nezávislých souřadnic, které jsme pro náš model vytvořily. Viz. Stick model. A také matematických úprav energií systému.

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial E_k}{\partial \dot{q}_i}\right) - \frac{\partial E_k}{\partial q_i} + \frac{\partial E_p}{\partial q_i} = Q_i \,, \qquad \text{Rovnice 9} \qquad [33, \text{str. } 93]$$

kde E_k je veškerá kinetická energie a E_p je veškerá potenciální energie celého systému. [32]

Při použití maticového zápisu, vypadají rovnice takto. Viz rovnice 10:

$$B(q)\ddot{q} + C(q;\dot{q})\dot{q} + g(q) = Q\ ,$$ Rovnice 10 [32, rovnice 7]

kde B je tzv. hmotnostní maticí, C je rychlostní maticí, g je vektor gravitačních sil, q je vektor nezávislých zobecněných souřadnic a Q jsou zobecněné síly (v tomto modelu momenty setrvačnosti). [32]

Dále používané dolní indexy slouží k označení konkrétního segmentu následovně:
b značí bérec, s stehno a h horní část těla.

Pokračujeme definicí poloh hmotných bodů. Viz rovnice 11:

$$[x_1; y_1] = k_b[L_b c_1; L_b s_1],$$

$$[x_2; y_2] = [L_b c_1 + k_s L_s c_{12}; L_b s_1 + k_s L_s s_{12}],$$

$$[x_3; y_3] = [L_b c_1 + L_s c_{12} + L_h c_{123}; L_b s_1 + L_s s_{12} + L_h s_{123}],$$ Rovnice 11 [32, rovnice 3]

kde konstanty $k_b = 6/10$, $k_s = 5/9$, $k_h = 1$ definují polohy těžišť příslušných segmentů společně s jejich délkami L_b, L_s, L_h [m]. Ty mají individuální délku v závislosti na konkrétní osobě. [32]

A pro další zjednodušení značení používáme tuto symboliku. Viz rovnice 12:

$$cos_i = cos(q_i),\ cos_{ij} = cos(q_i+q_j),\ cos_{ijk} = cos(q_i+q_j+q_k),$$

$$sin_i = sin(q_i),\ sin_{ij} = sin(q_i+q_j),\ sin_{ijk} = sin(q_i+q_j+q_k),$$

$$i, j, k \in \{1,2,3\},$$ Rovnice 12 [32, rovnice 4]

Nyní jsme provedli celý výpočet znovu, který zde ale pro jeho rozsah nebudeme uvádět, a tím provedli erratu článku [32]. Došli jsme k tomuto výslednému tvaru pohybových rovnic. Viz rovnice 13 a 14:

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

[32, rovnice 8]

kde:

$b_{11} = m_b k_b^2 L_b^2 + m_s L_b^2 + 2m_s L_b L_s k_s \cos_2 + m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_b^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + 2m_h L_b L_s \cos_2 + 2m_h L_h L_s \cos_3 + 2m_h L_b L_h \cos_{23} + I_b + I_s + I_h$

$b_{12} = m_s L_b L_s k_s \cos_2 + m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + m_h L_b L_s \cos_2 + 2m_h L_h L_s \cos_3 + m_h L_b L_h \cos_{23} + I_s + I_h$

$b_{21} = m_s L_b L_s k_s \cos_2 + m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + m_h L_b L_s \cos_2 + 2m_h L_h L_s \cos_3 + m_h L_b L_h \cos_{23} + I_s + I_h$

$b_{13} = m_h L_h^2 + m_h L_h L_s \cos_3 + m_h L_b L_h \cos_{23} + I_h$

$b_{31} = m_h L_h^2 + m_h L_h L_s \cos_3 + m_h L_b L_h \cos_{23} + I_h$

$b_{22} = m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + 2m_h L_s L_h \cos_3 + I_s + I_h$

$b_{23} = m_h L_s L_h \cos_3 + m_h L_h^2 + I_h$

$b_{32} = m_h L_s L_h \cos_3 + m_h L_h^2 + I_h$

$b_{33} = m_h L_h^2 + I_h$

$c_{11} = - 2m_s L_b L_s k_s \sin_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_b L_s \sin_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_h L_s \sin_3 \dot{q}_3 - 2m_h L_h L_b \sin_{23}(\dot{q}_2 + \dot{q}_3)$

$c_{12} = - m_s L_b L_s k_s \sin_2 \dot{q}_2 - m_h L_b L_s \sin_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_h L_s \sin_3 \dot{q}_3 - m_h L_h L_b \sin_{23}(\dot{q}_2 + \dot{q}_3)$

$c_{21} = + m_s L_b L_s k_s \sin_2 \dot{q}_1 + m_h L_b L_s \sin_2 \dot{q}_1 - 2m_h L_h L_s \sin_3 \dot{q}_3 - m_h L_h L_b \sin_{23}(\dot{q}_1 - \dot{q}_3)$

$c_{13} = - m_h L_h L_s \sin_3 \dot{q}_3 - m_h L_h L_b \sin \sin_{23}(\dot{q}_2 + \dot{q}_3)$

$c_{31} = + m_h L_h L_s \sin_3(\dot{q}_1 + 2\dot{q}_2) + m_h L_h L_b \sin_{23}(\dot{q}_1)$

$c_{22} = - 2m_h L_s L_h \sin_3 \dot{q}_3$

$c_{23} = - m_h L_s L_h \sin_3 \dot{q}_3 + m_h L_b L_h \sin_{23}(\dot{q}_1)$

$c_{32} = + m_h L_s L_h \sin_3 \dot{q}_2$

$c_{33} = 0$

$$g_{11} = m_b g k_b L_b \cos_1 + m_s g(L_b \cos_1 + k_s L_s \cos_{12}) + m_h g(L_b \cos_1 + L_s \cos_{12} + L_h \cos_{123})$$

$$g_{21} = m_s g k_s L_s \cos_{12} + m_h g(L_s \cos_{12} + L_h \cos_{123})$$

$$g_{31} = m_h g L_h \cos_{123}$$

Rovnice 14 [autor]

Matice B je symetrická, tedy $b_{12} = b_{21}$ atd. Matice C už není symetrická. Matice G je sloupcovým vektorem. Červeně jsou označeny opravené chyby oproti článku.

3. Výzkumná část

Kapitola se zaměřuje na získání pilotních dat pro již vytvořený, analyzovaný a opravený 2D matematický model (rychlosti a zrychlení v jednotlivých segmentech). Dále také na popis procesu jejich získání a prezentuje výsledné hodnoty momentů sil takto získaných.

1 Cíle a výzkumné předpoklady

Hlavním cílem práce je provést kompletní biomechanickou analýzu vertikálního odrazu sounož v kontextu diagnostického využití ve fyziologii tělesné zátěže.

V rámci práce byly stanoveny upřesňující dílčí úkoly:

1. Shrnout aktuální poznatky o biomechanice provedení vertikálního odrazu sounož.
2. Analyzovat matematický model antropomorfního mechanismu vhodný k popisu vertikálního odrazu sounož.
3. Implementovat získané poznatky do SW aplikace, která výše zmíněný model využívá k odhadu momentů sil ve velkých kloubech dolních končetin a ověřit její funkčnost.
4. Na základě zjištěných poznatků nalézt vhodné biomechanické deskriptory jednotlivých fází provedení vertikálního odrazu sounož v kontextu diagnostického využití ve fyziologii tělesné zátěže.

V souvislosti s hlavním cílem práce byla stanovena následující výzkumná otázka:
Jaký je průběh momentů sil v hlavních kloubech dolních končetin při vertikálním odrazu sounož v závislosti na jednotlivých fázích tohoto pohybu?

2 Metodika výzkumu

Ke zpracování experimentálních dat byla použita námi vytvořená aplikace v prostředí Matlab. Tato aplikace sestává z hlavní části a dvou vytvořených funkcí, které slouží pro vypočítání užívaných veličin. Kromě aplikace používáme také software a základní
statistické metody programu MS Excel.

Kompletní zdrojový kód celé aplikace je k nalezení v přílohách (4-6). Dáváme jej také dále volně k dispozici pro další rozšiřování výzkumu a užívání pro studijní účely.

2.1 Charakteristika výzkumného souboru

Funkčnost aplikace byla ověřena na základě dat získaných v pilotní studii na jednom probandovi. Důležité antropomorfní údaje byly odečteny před provedením experimentu. Jedná se o tělesnou hmotnost (88 kg), celkovou tělesnou výšku (192 cm) a délky jednotlivých zkoumaných tělesných segmentů viz. kapitola 3.1 (0.45 m, 0.49 m a 0.51 m).

Mezi probandovy další charakteristiky můžeme uvést 24 let věku. Dále dříve prvoligové a nyní výkonnostní sportovní zapojení ve volejbale. A z toho plynoucí předchozí odrazový trénink.

2.2 Charakteristika výzkumného činitele

Studie spočívá ve využití vstupních antropomorfních dat a experimentálním získání záznamu poloh při provedení odrazu. Viz. příloha 7. Jejich kombinace s matematickým modelem nám umožňuje získat momenty sil ve vybraných kloubech d. k. v daných polohách při provádění vertikálního odrazu.

Zjištěním diferencí změn poloh jednotlivých segmentů v čase pak následně odhadujeme rychlosti a zrychlení daných segmentů. Matematický model využívá všechna předešlá data a počítá z nich momenty sil v příslušných kloubech a polohách.

2.3 Experimentální metody

Pro experimentální záznam pohybu těla jsme použili 720p FaceTime HD kameru. Tato kamera má rozlišení 1,2 megapixelu. Její vzorkovací frekvence je 30 snímků za sekundu.

S její pomocí jsme vytvořili trajektorii pozic prošlých při provedení odrazu v časovém rozestupu přibližně 0.1s. Pro získání úhlů v jednotlivých kloubech jsme využili pouze černobílé snímky.

Obrazový záznam provedení vertikálního odrazu nám dále umožní popsat časový průběh pozic přítomných při provádění vertikálního odrazu sounož. Z tohoto záznamu jsme schopní jednoduchými statistickými operacemi a základní matematikou zjistit míru změny úhlů v čase.

Tělesná výšku jsme vzali z poslední návštěvy u praktického lékaře, tělesnou hmotnost jsme určili pomocí osobní váhy Exacta Classic a délky definovaných segmentů jsme zjistili pomocí přeložitelného krejčovského metru.

2.4 Metody zpracování dat

Struktura vstupních dat není koherentní a pro jejich snadné další využití je vkládáme do připraveného listu vstupni_data.xls v MS Excel.

Těmito daty jsou: Probandem uvedená tělesná výška [cm]. V našem případě změřená praktickým lékařem.

Tělesná hmotnost při zvážení [kg].

Tři množiny úhlů mezi jednotlivými tělesnými segmenty [rad]. Jedna množina pro každý kloub. Počet úhlů v každé množině odpovídá množství zaznamenaných poloh.

Tato data si z Excelu načte program Matlab. Po provedení výpočtů Matlab vykreslí do jednotlivých grafů pro konkrétní (barevně odlišené) klouby průběh úhlů v závislosti na čase, momentů sil v daných kloubech v závislosti na čase a průběh momentů sil v závislosti na úhlu.

Matlab také umožňuje vyexportování výsledných hodnot, a jejich případné další zpracovávání, zpátky do MS Excel nebo jako .exe soubor. Tyto možnosti necháváme dalším uživatelům či výzkumníkům k dispozici dle jejich preferenci a budeme se jim dále věnovat v Diskusi.

Všechna vstupní data (antropomorfní veličiny popisující probanda, časový průběh úhlů mezi jednotlivými segmenty v následujících obrázcích záznamu) umístíme do připraveného listu MS Excel pro vstupní data.

3 Analýza výzkumných dat

Pro analýzu výzkumných dat, jak již bylo zmíněno výše, jsme vytvořili aplikaci ve volně dostupném prostředí Matlab. V aplikaci se dále využívají 2 vytvořené funkce usnadňující výpočty, přehlednost a šetřící výpočetní kapacitu. Více se o nich zmíníme později. Cílem aplikace je automatizace výpočtu momentů sil v kloubech d. k. z obrazového záznamu provedení vertikálního odrazu. Aplikace je určena pro další výzkum a prohloubení našich znalostí v této oblasti, ale chceme, aby mohla sloužit i sportujícím laikům, a proto v ní zahrnujeme i možnosti zjednodušeného použití. Program samotné aplikace je vytvořen v prostředí Matlab a pracuje v něm, ale k laickému použití by měla stačit základní znalost MS Excel. Kvůli tomu je v aplikace přítomná i možnost vkládání vstupních dat a import výstupních dat do Excelu, který má menší nároky na sofistikovanou obsluhu.

3.1 Úvod do aplikace – vstupní data

Těmito pro funkci aplikace nutně potřebnými vstupními daty, která nazýváme antropomorfními daty, neboť se týkají popisu probandovy postavy, jsou probandova tělesná výška v centimetrech a tělesná hmotnost v kilogramech. Z nich už aplikace sama vypočítá všechny v průběhu výpočtů potřebné konstanty. Tyto konstanty blíže specifikují jednotlivé segmenty. Další vstupní antropomorfní data jsou délky jednotlivých segmentů uváděná v metrech.

Jedná se o vzdálenosti:

1) mezi vnějším kotníkem a štěrbinou kolenního kloubu (délka kosti holenní mezi oběma zvnějšku hmatnými epifýzami)

2) mezi štěrbinou kolenního kloubu a horním okrajem trochanteru major (tedy hmatné části stehenní kosti poblíž kyčelního kloubu)

3) mezi horním okrajem trochanteru major a počátkem podpažní jámy přibližně v úrovni prsní bradavky (zde se nám, při bočním pohledu, promítne těžiště horní poloviny těla)

Tyto vzdálenosti hrají pro výpočet důležitou úlohu.

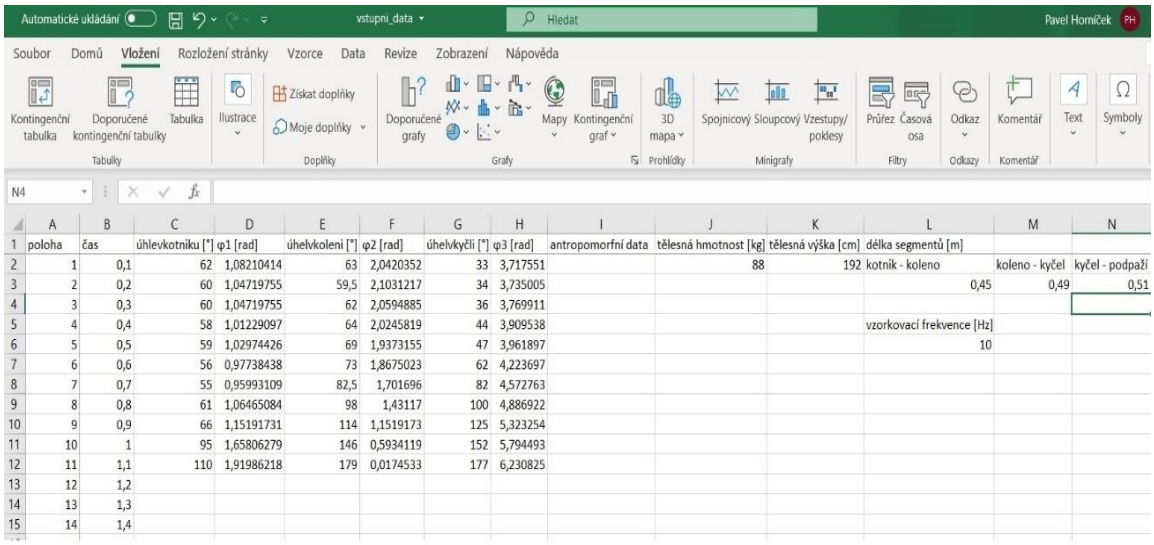
Posledními vstupními daty je časový průběh úhlů v jednotlivých kloubech. Viz. obr. 5. Změření úhlů mezi segmenty je možné ručně nebo připevněním markerů na 3 velké klouby d. k. a podpažní jámu. Při použití markerů je jejich získání možné následujícím algoritmickým zpracováním obrazových dat. A posledním důležitým ukazatelem je frekvence obrazových vzorků. Z ní je vypočítán čas jednotlivých pozic.

BP_aplikaceVerze1.m | VypocetKonstant.m | VypocetUhlu.m

```
2
3     % Matlab počítá s úhly v radiánech, na konci vracím do stupňů.
4
5     % loadvstupni_data.xls
6
7     % q1
8 -   q1=([1.082;1.047;1.047;1.012;1.030;0.977;0.960;1.100;1.152;1.658;1.920]);
9
10    % q2
11 -  q2=([2.042;2.1031;2.0595;2.0246;1.9373;1.8675;1.7017;1.4312;1.1519;0.5934;0.0174]);
12
13    % q3
14 -  q3=([3.7175;3.735;3.7699;3.9095;3.9619;4.2237;4.5728;4.8869;5.3233;5.7945;6.2308]);
15
16
17
18 -  M = (89);
19    % v [kg]
20 -  H = (192);
21    % v [cm]
22
23
24    % pro každého musíme individuálně změřit
25    % mám svoje měření
26 -  Lb = 0.45;
27    % 45cm
28 -  Ls = 0.49;
29    % 49cm
30 -  Lh = 0.51;
31    % 51cm
32
```

Obr. 5 Aplikace Matlab vstupní data. Zdroj: autor.

Vstupní data probanda jsou dosazena přímo v přiložené aplikaci. Jako komentář je zde uvedena možnost pro načtení dat z přiloženého souboru vstupni_data.xls. Viz. obr. 6.



	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
1	poloha	čas	úhlevkotniku [°]	φ1 [rad]	úhelvkolení [°]	φ2 [rad]	úhelvkyčli [°]	φ3 [rad]	antropomorfní data	tělesná hmotnost [kg]	tělesná výška [cm]	délka segmentů [m]		
2	1	0,1	62	1,08210414	63	2,0420352	33	3,717551		88	192	kotnik - koleno	koleno - kyčel	kyčel - podpaží
3	2	0,2	60	1,04719755	59,5	2,1031217	34	3,735005				0,45	0,49	0,51
4	3	0,3	60	1,04719755	62	2,0594885	36	3,769911						
5	4	0,4	58	1,01229097	64	2,0245819	44	3,909538				vzorkovací frekvence [Hz]		
6	5	0,5	59	1,02974426	69	1,9373155	47	3,961897				10		
7	6	0,6	56	0,97738438	73	1,8675023	62	4,223697						
8	7	0,7	55	0,95993109	82,5	1,701696	82	4,572763						
9	8	0,8	61	1,06465084	98	1,43117	100	4,886922						
10	9	0,9	66	1,15191731	114	1,1519173	125	5,323254						
11	10	1	95	1,65806279	146	0,5934119	152	5,794493						
12	11	1,1	110	1,91986218	179	0,0174533	177	6,230825						
13	12	1,2												
14	13	1,3												
15	14	1,4												

Obr. 6 List MS Excel pro zástupné načtení vstupních dat. Zdroj: autor.

Všechna vstupní data (antropomorfní veličiny popisující probanda, časový průběh úhlů mezi jednotlivými segmenty v následujících obrázcích záznamu) umístíme do připraveného listu MS Excel pro vstupní data. Jedná se o snadnou činnost na pochopení a vložení dat je ulehčeno připravenými využitými vzorci.

3.2 Funkce použité aplikací – výpočet použitých veličin

Řádky 33-58 aplikace jsou využity k inicializaci matic a konstant, kvůli zabránění případnému špatnému načítání dalších údajů při neopatrné manipulaci s aplikací. Definujeme zde také tíhové zrychlení g, které se dále vyskytuje ve výpočtech.

Pokračujeme funkcí VypocetKonstant.m, které byla vytvořena pro využití metody Zaciorsky, Aruin a Selujanov [34] a s její pomocí výpočtu hmotností a momentů setrvačnosti jednotlivých segmentů a také udává konstanty k_b, k_s, k_h, které určují polohu

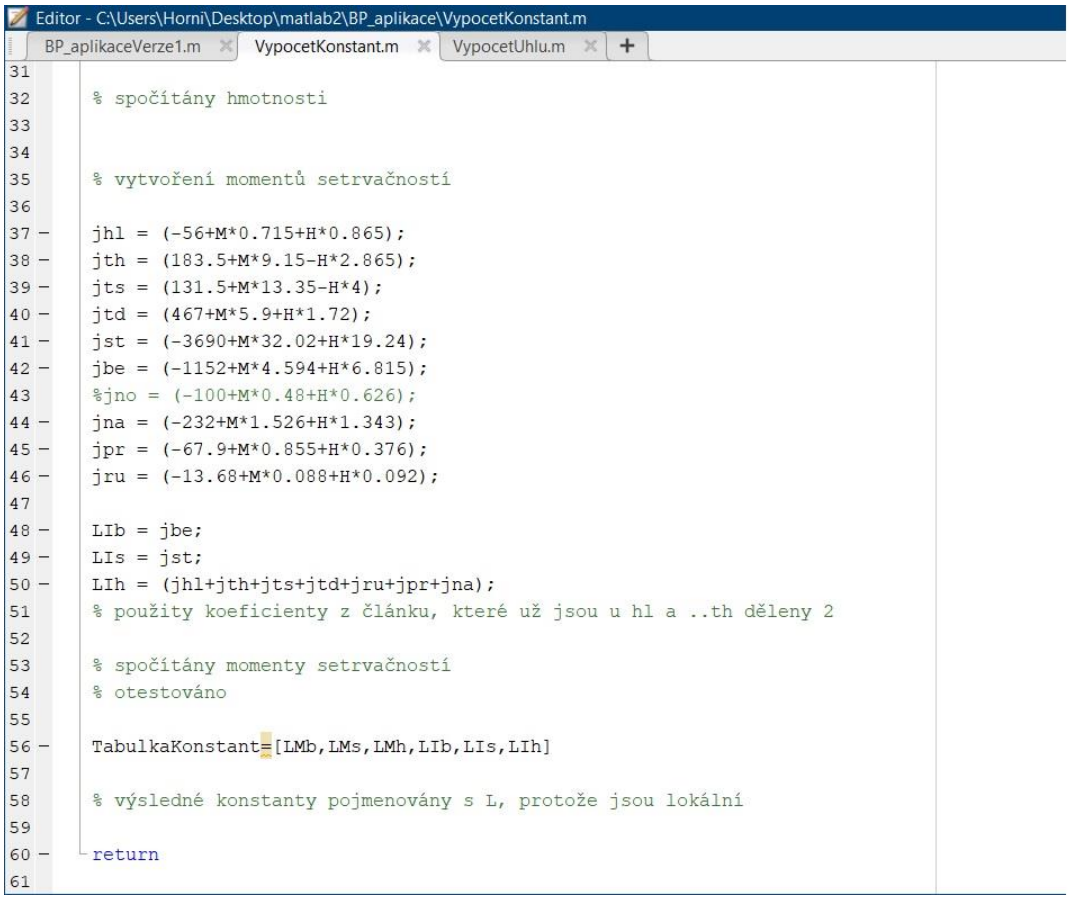
těžiště segmentů. Funkce využívá vstupní data a vzorce této metody. Vstupní data jsou tělesná hmotnost a výška probanda. Viz. obr. 7 a 8.

Editor - C:\Users\Horni\Desktop\matlab2\BP_aplikace\VypocetKonstant.m

BP_aplikaceVerze1.m | VypocetKonstant.m | VypocetUhlu.m

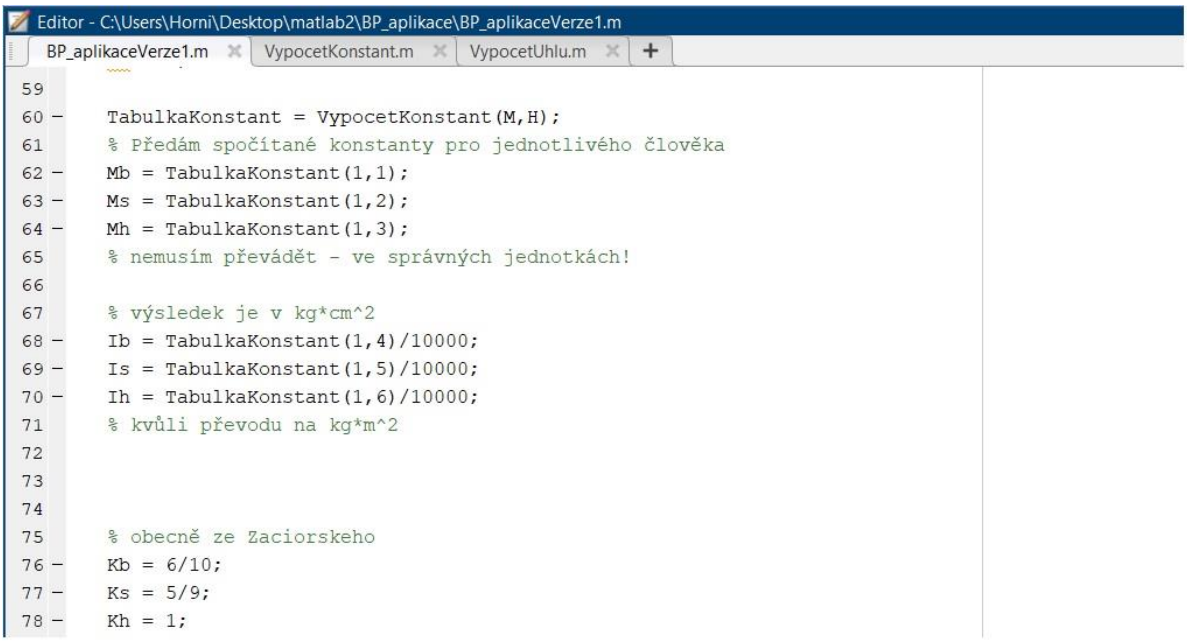
```
function TabulkaKonstant = VypocetKonstant(M,H)


% 1 - hlava a krk        - hl
% 2 - trup horní část    - th
% 3 - trup střední část  - ts
% 4 - trup dolní část    - td
% 5 - stehno             - st
% 6 - bérec              - be
% 7 - noha               - no
% 8 - nadloktí           - na
% 9 - předloktí          - pr
% 10 - ruka              - ru


hl = (1.296+M*0.0171+H*0.0143);
th = (8.2144+M*0.1862-H*0.0584);
ts = (7.181+M*0.2234-H*0.0663);
td = (-7.498+M*0.0976+H*0.04896);
st = (-2.649+M*0.1463+H*0.0137);
be = (-1.592+M*0.03616+H*0.0121);
no = (-0.829+M*0.0077+H*0.0073);
na = (0.25+M*0.03013-H*0.0027);
pr = (0.3185+M*0.01445-H*0.00114);
ru = (-0.1165+M*0.0036+H*0.00175);


LMb = be;
LMs = st;
LMh = ((hl+th+ts+td)/2)+ru+pr+na;
```

Obr. 7 Funkce VypocetKonstant.m první část. Zdroj: autor.



Obr. 8 Funkce VypocetKonstant.m druhá část. Zdroj: autor.

Funkci VypocetKonstant.m používáme v hlavní aplikaci v řádku 60. Není umístěna v těle aplikace pro její zjednodušení, zrychlení a omezení prostoru k chybě. Je také vhodná pro lepší přehlednost a snadnější pochopení dalších uživatelů. Funkce slouží k vypočítání konstant M_b, M_s, M_h a I_b, I_s, I_h. Tyto konstanty vrací do hlavní aplikace. U momentů setrvačnosti ještě dochází k dělení 10 000, abychom převedli z hodnot v literatuře ($kg.cm^2$) na základní jednotky ($kg.m^2$), jako ve zbytku aplikace. Dále využíváme společně s k_b, k_s, k_h ve výpočtech ve zbytku aplikace. Viz. obr. 9.

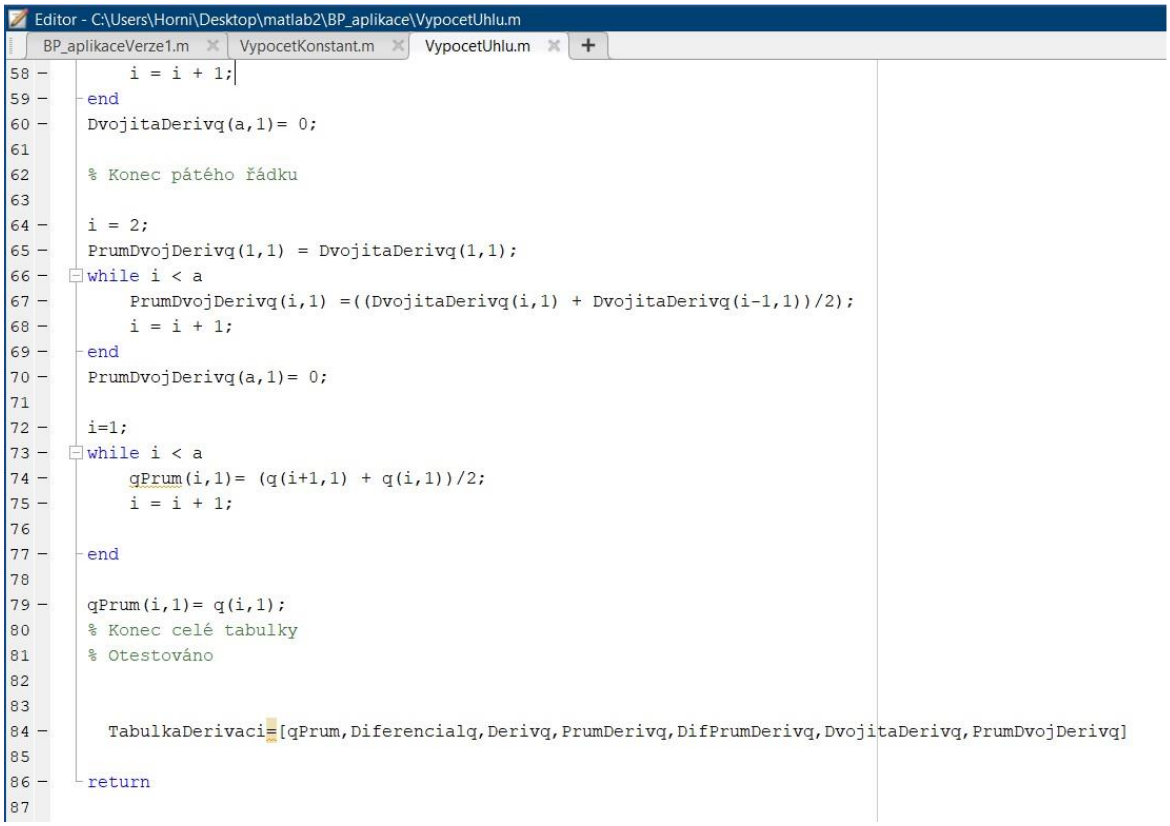


Obr. 9 Aplikace volá a využívá funkci VypocetKonstant.m. Zdroj: autor.

Následuje využití funkce VypocetUhlu.m, která využívá vstupní data o časovém průběhu úhlů v našich 3 velkých kloubech. Jejím cílem je spočítat derivace a dvojité derivace v těchto kloubech. Ty se rovnají následně využívaným příslušným rychlostem a zrychlením. Derivace tvoříme a umisťujeme vždy do středu intervalu mezi 2 polohami, pro omezení šumu a vyhlazení dat. Ztrácí se nám tedy poslední jeden vzorek, když např. z 50 pozic získáme 49 středů intervalu úhlů a 49 derivací a dvojitých derivací v nich umístěných (dále bude hrát roli při vykreslování grafů). Funkce VypocetUhlu.m využívá while cyklů, pro provedení obecného počtu operací, podle počtu vzorků. Vypočítáváme postupně jednotlivé veličiny a dále využíváme tento předchozí výpočet pro příslušný následující. Jsou to průměr úhlů, diferenciál průměru, první derivace, průměr první derivace, diferenciál průměrné první derivace, dvojitá derivace a průměr druhé derivace. Pro každý výpočet aplikujeme samostatný while cyklus. Viz. obr. 10. Podrobněji v aplikaci viz. přílohy 4-6.

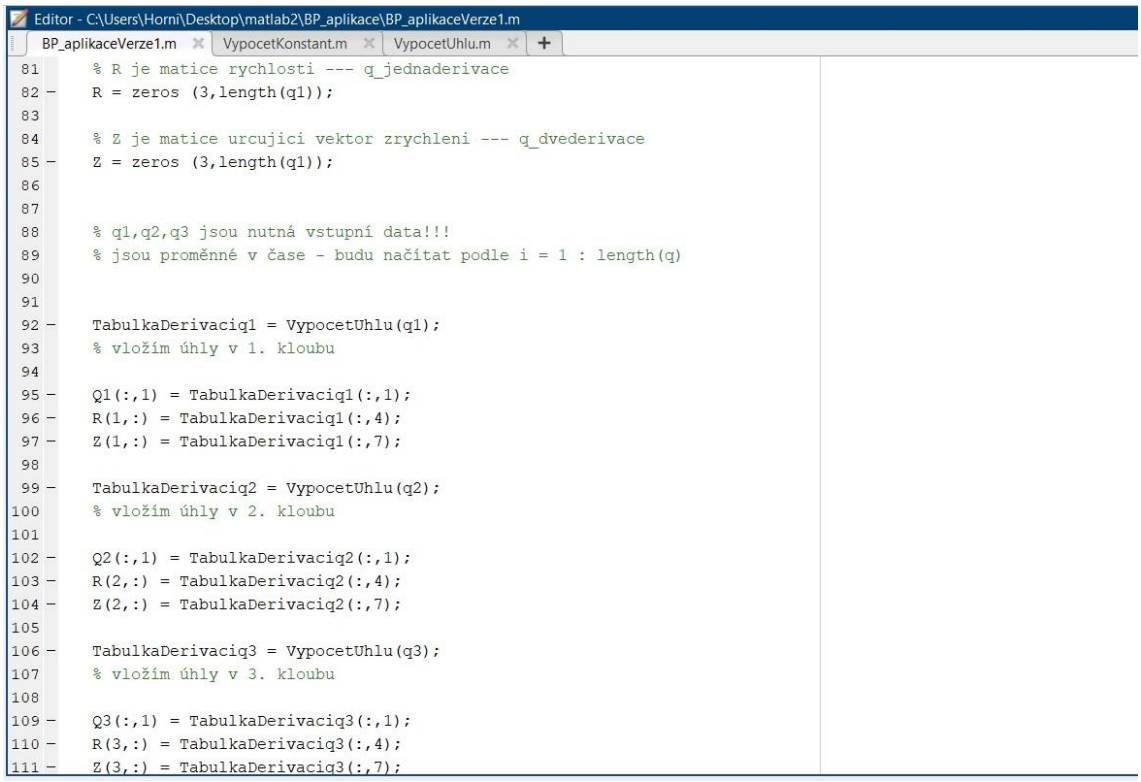
Funkce VypocetUhlu.m vrací do hlavní aplikace pouze průměr úhlů mezi 2 pozicemi, průměr první derivace a průměr druhé derivace. Průměry derivací uvažujeme, protože se jedná o časovou změnu mezi dvěma pozicemi a tudíž umisťujeme i derivace uprostřed

intervalu, tvořeného těmito pozicemi. Další údaje jsou přístupné jen lokálně ve funkci a dále neovlivňují chod aplikace, čímž urychlují další výpočty a usnadňují práci.



Obr. 10 Část funkce VypocetUhlu.m s vypočtenými veličinami. Zdroj: autor.

Aplikace si nejdříve iniciuje matice průměrných úhlů, rychlostí a zrychlení a následně funkci voláme, abychom tyto matice zaplnili vypočtenými údaji. Dále používáme tyto průměrné úhly, ve kterých umisťujeme jejich derivace. Voláme ji celkem 3krát a provádíme tak celý výpočet pro každý kloub zvlášť. Viz. obr. 11.

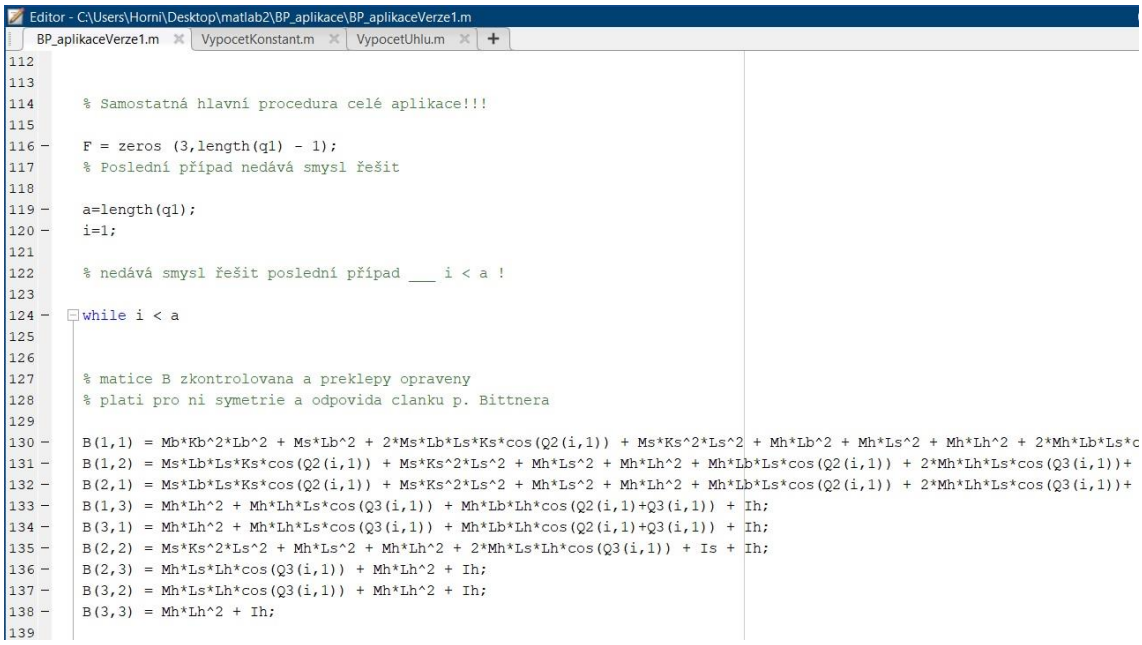


Obr. 11 Aplikace 3krát volá a využívá funkci VypocetUhlu.m. Zdroj: autor.

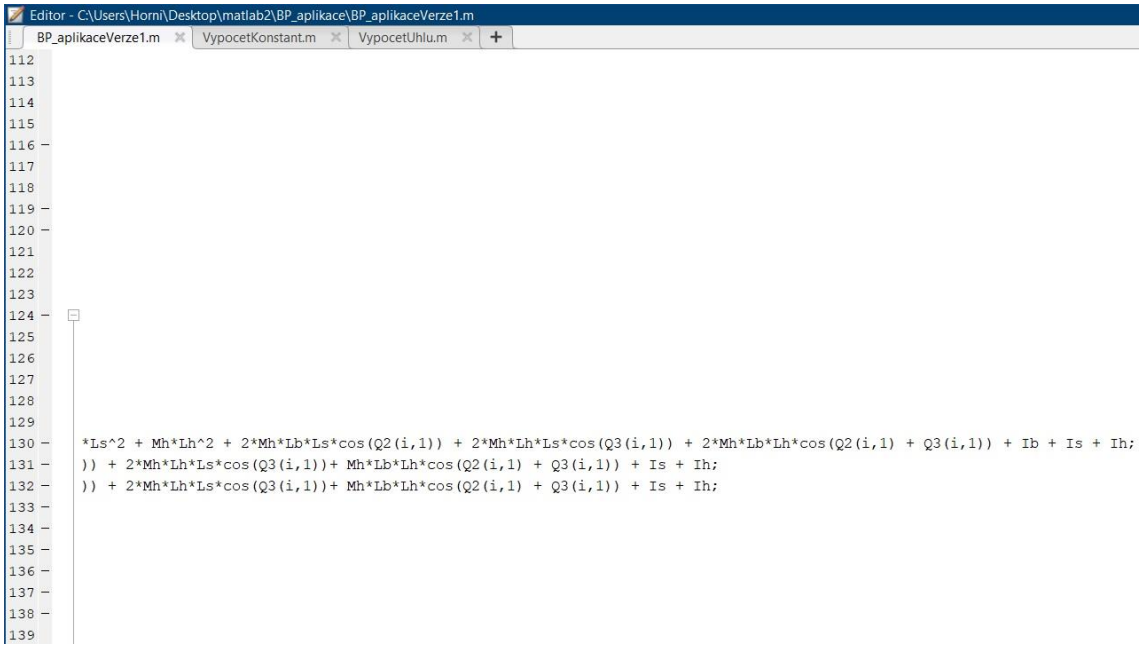
3.3 Tělo hlavní aplikace – výpočet s maticemi

V tomto okamžiku máme připraveny všechny podklady a můžeme se pustit do počítání konečného tvaru pohybových rovnic. Nejdříve ještě inicializujeme matici F, která bude obsahovat výsledky (výsledky jsou momenty sil). V pohybových rovnicích je označená jako Q (zde F jako forces, protože se písmeno q objevovalo už ve více podobách). Výpočty matic (viz. obr. 12-15) provádíme také ve while cyklu, abychom je mohli snadno provést obecně kolikrát je třeba.

Jak je uvedeno v komentáři kódu matice B, C i G jsou několikanásobně a několika lidmi nezávisle zkontrolovány a jsou správně přepsány bez překlepů. Vepisování hodnot do správných míst matic bylo také několikrát ověřeno.



Obr. 12 Tělo aplikace, zadání matice B část 1. Zdroj: autor.



Obr. 13 Tělo aplikace, zadání matice B část 2. Zdroj: autor.

Jak můžete vidět, zápis matice je velmi dlouhý a složitý, je tedy potřeba ulehčit aplikaci zbytečné výpočty a přesunout je do vytvořených funkcí. Dále také nebudou obrázky přímo z prostředí Matlab, ale z přepisu kódu aplikace.

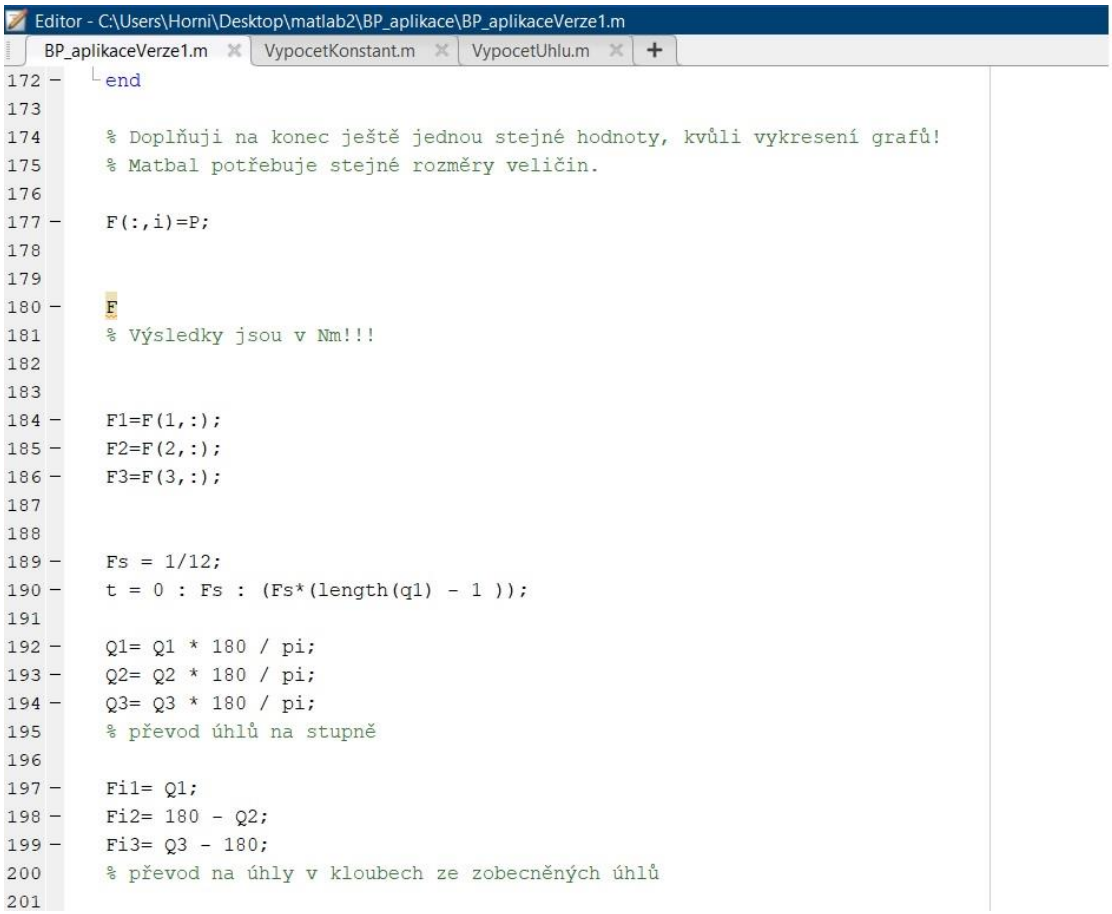
```
% matice C zkontrolovana a chyby, které jsou v článku opra-
veny
% matice neni symetricka

C(1,1) = - 2*Ms*Lb*Ls*Ks*sin(Q2(i,1))*R(2,i) -
2*Mh*Lb*Ls*sin(Q2(i,1))*R(2,i) -
2*Mh*Lh*Ls*sin(Q3(i,1))*R(3,i) -
2*Mh*Lh*Lb*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*(R(2,i) + R(3,i));
C(1,2) = - Ms*Lb*Ls*Ks*sin(Q2(i,1))*R(2,i) -
Mh*Lb*Ls*sin(Q2(i,1))*R(2,i) -
2*Mh*Lh*Ls*sin(Q3(i,1))*R(3,i)-
Mh*Lh*Lb*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*(R(2,i) + R(3,i));
C(2,1) = + Ms*Lb*Ls*Ks*sin(Q2(i,1))*R(1,i) +
Mh*Lb*Ls*sin(Q2(i,1))*R(1,i) -
2*Mh*Lh*Ls*sin(Q3(i,1))*R(3,i) -
Mh*Lh*Lb*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*(R(1,i) - R(3,i));
C(1,3) = - Mh*Lh*Ls*sin(Q3(i,1))*R(3,i) -
Mh*Lh*Lb*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*(R(2,i) + R(3,i));
C(3,1) = + Mh*Lh*Ls*sin(Q3(i,1))*(R(1,i)+2*R(2,i)) +
Mh*Lh*Lb*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*R(1,i);
C(2,2) = - 2*Mh*Ls*Lh*sin(Q3(i,1))*R(3,i);
C(2,3) = - Mh*Ls*Lh*sin(Q3(i,1))*R(3,i)+
Mh*Lb*Lh*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*R(1,i);
C(3,2) = + Mh*Ls*Lh*sin(Q3(i,1))*R(2,i);
C(3,3) = 0;

% matice zkontrolovana
```

Obr. 14 Tělo aplikace, zadání matice C. Zdroj: autor.

```
G(1,1) = Mb*g*Kb*Lb*cos(Q1(i,1)) + Ms*g*(Lb*cos(Q1(i,1)) +
Ks*Ls*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1))) + Mh*g*(Lb*cos(Q1(i,1)) +
Ls*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)) + Lh*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)+Q3(i,1)));
G(2,1) = Ms*g*Ks*Ls*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)) +
Mh*g*(Ls*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)) +
Lh*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)+Q3(i,1)));
G(3,1) = Mh*g*Lh*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)+Q3(i,1));


% mělo to být F = B*Z+C*R+G ,ale kvůli složitosti indexo-
vání, řeším jinak.
% pomohl jsem si náhradními maticemi, které se pokaždé ob-
noví !!!


V=Z(:,i);
W=R(:,i);
P= B*V+C*W+G;
F(:,i)=P;


i = i + 1;

end
```

Obr. 15 Tělo aplikace, zadání matice G a zakódování postupného výpočtu. Zdroj: autor.

V obr. 15 je v komentáři zmíněno, že původní pouze matematický výpočet je značen jinak, ale zde pro velký zmatek v jednotlivých indexech a daných pozicích v maticích zavádím nové zástupné matice, které provedou vždy konkrétní iteraci a přepíší jednu sadu hodnot do matice F s výsledky. Cyklus while pak zařídí naplnění celé délky matice F po jednotlivých sloupcových vektorech. Viz. obr. 16.



Obr. 16 Úpravy pro vykreslení grafů. Zdroj: autor.

Pro vykreslování grafů potřebuje Matlab matice se stejnými rozměry, doplňujeme tedy stejnou předposlední hodnotu také na poslední místo v matici momentů sil. Jak už jsme zmínili dříve, nemůžeme v těchto bodech hodnoty uvažovat, protože vycházejí z posledního obrazového snímku a nemůžeme tedy vytvořit jakýkoli průměr s dalším už neexistujícím snímkem, jako v celém předchozím postupu. Vytváříme tedy tyto body pouze jako pomocné. Následně rozdělujeme výslednou matici momentů sil na 3 řádkové vektory, z nichž každý obsahuje momenty právě ve svém kloubu. A protože Matlab počítá v radiánech, upravujeme úhly dosud používané zpátky na stupně a následně na úhly v kloubech. Viz. stick model.

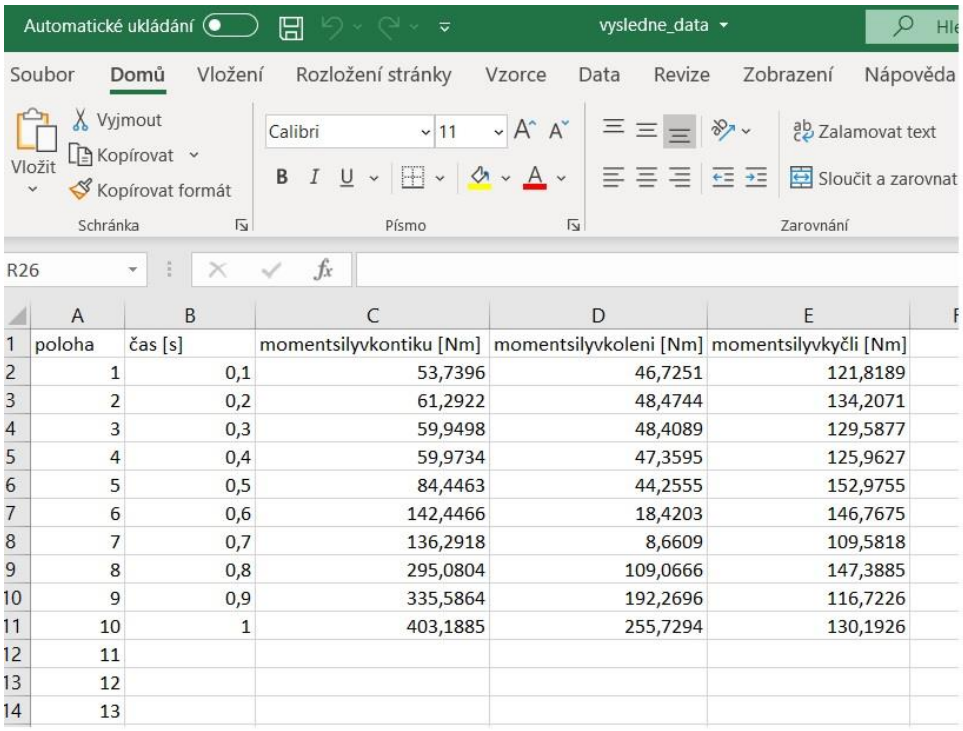
Jako poslední ve vlastním těle aplikace máme připraveny kódy pro tvorbu grafů. Předpřipravili jsme možnosti tvorby barevně odlišených grafů se všemi třemi klouby, ale také všech jednotlivě.

Jak už jsme zmínili výše, je zde také možnost exportu dat do MS Excel, konkrétně přiloženého souboru vysledne_data.xls. Viz. obr. 17 a 18.

BP_aplikaceVerze1.m | VypocetKonstant.m | VypocetUhlu.m

```
196
197 -    Fi1= Q1;
198 -    Fi2= 180 - Q2;
199 -    Fi3= Q3 - 180;
200      % převod na úhly v kloubech ze zobecněných úhlů
201
202
203 -    plot(t,Fi1,'bo',t,abs(Fi2),'gx',t,Fi3,'rx');
204      %plot(t,Fi1,'bx');
205      %plot(t,Fi2,'gx');
206      %plot(t,Fi3,'rx');
207
208 -    t = 0 : Fs : (Fs*(length(q1) - 1 ));
209
210 -    plot(t,F1,'bx',t,abs(F2),'gx',t,F3,'rx');
211      %plot(t,F1,'bx');
212      %plot(t,F2,'gx');
213      %plot(t,F3,'rx');
214
215 -    plot(Fi1,F1,'bx',abs(Fi2),abs(F2),'gx',Fi3,F3,'rx');
216      %plot(Fi1,F1,'bx');
217      %plot(Fi2,F2,'gx');
218      %plot(Fi3,F3,'rx');
219
220      % zmatek možná trochu dělá poslední hodnota, stejná jako předposlední,
221      % ale je tam kvůli správným rozměrům matic!
222
223      % return to vysledne_data.xls
224
225
```

Obr. 17 Tvorba grafů. Zdroj: autor.

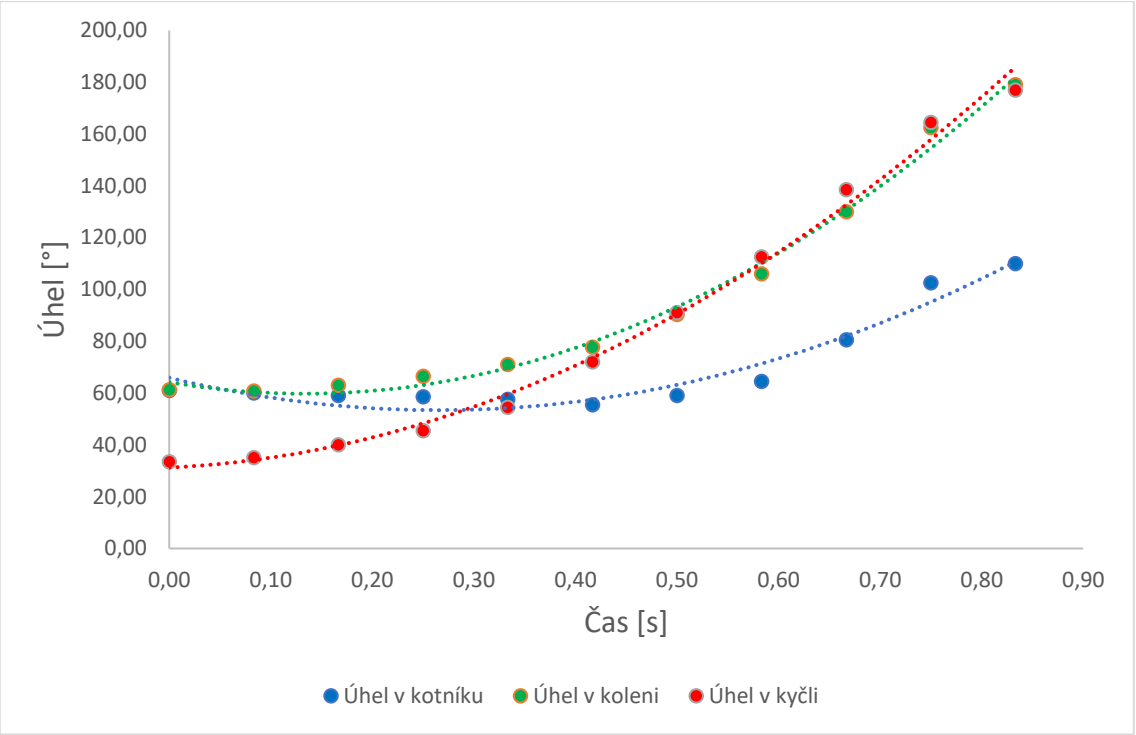


	A	B	C	D	E
1	poloha	čas [s]	momentsilyvkontiku [Nm]	momentsilyvkoleni [Nm]	momentsilyvkyčli [Nm]
2	1	0,1	53,7396	46,7251	121,8189
3	2	0,2	61,2922	48,4744	134,2071
4	3	0,3	59,9498	48,4089	129,5877
5	4	0,4	59,9734	47,3595	125,9627
6	5	0,5	84,4463	44,2555	152,9755
7	6	0,6	142,4466	18,4203	146,7675
8	7	0,7	136,2918	8,6609	109,5818
9	8	0,8	295,0804	109,0666	147,3885
10	9	0,9	335,5864	192,2696	116,7226
11	10	1	403,1885	255,7294	130,1926
12	11				
13	12				
14	13				

Obr. 18 Export dat do vysledne_data.xls. Zdroj: autor.

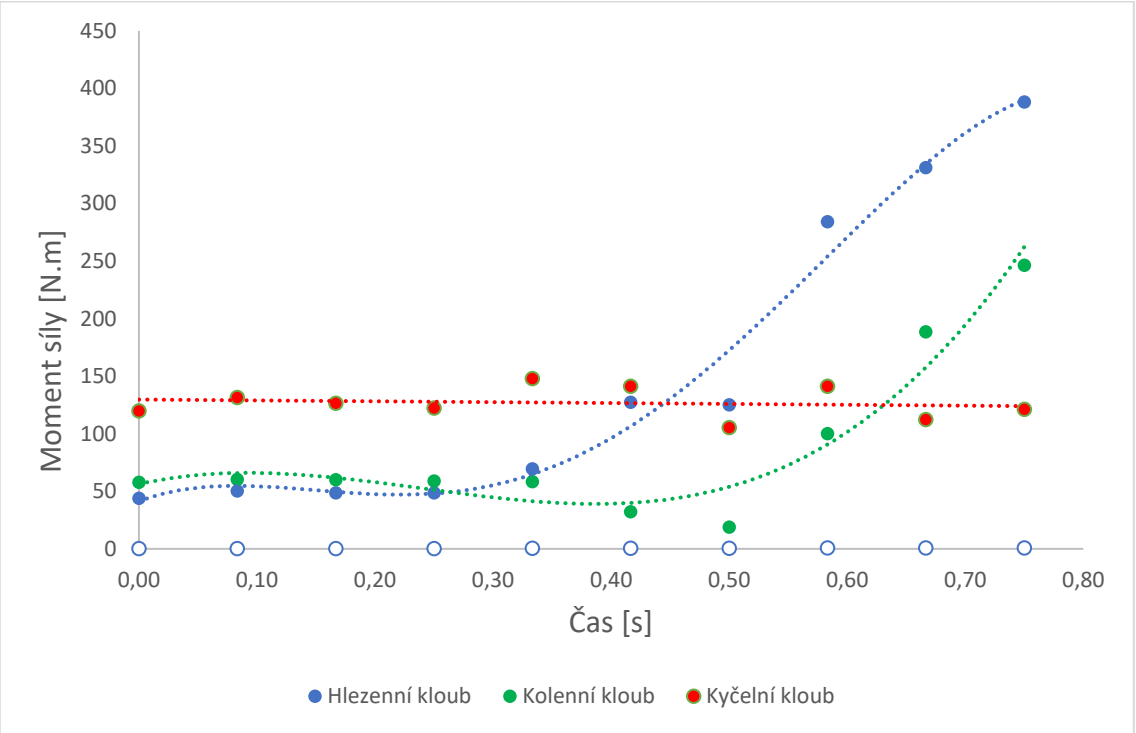
3.4 Grafické výstupy experimentální části

Pro dobrou vypovídající schopnost jsme vytvořili grafy závislosti úhlů v kloubech d. k. na čase (viz. obr. 19), závislost momentů sil na čase (viz. obr. 20), závislosti momentů sil na úhlu v kloubech d. k. (viz. obr. 21). Využíváme tedy zobrazení všech tří kloubů v jednom grafu, kdy je oddělujeme barevně. Modrá náleží hlezennímu kloubu, zelená kolennímu kloubu a červená kyčelnímu kloubu.



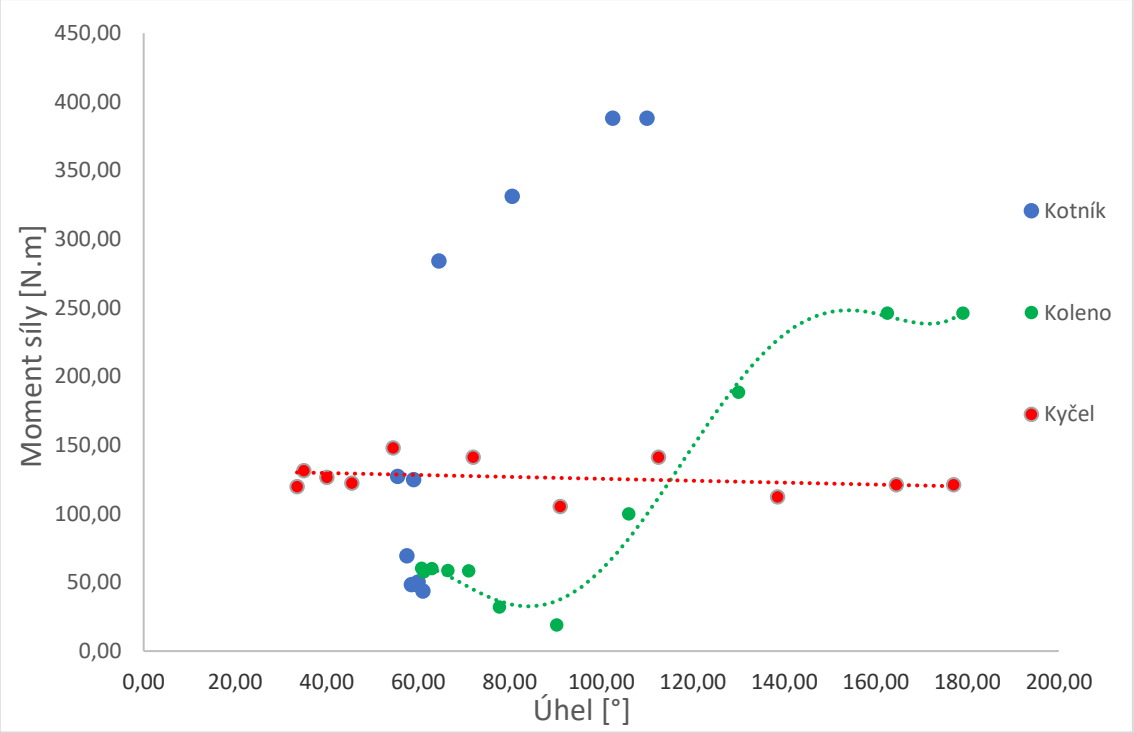
Obr. 19 Graf závislosti úhlů v kloubech d. k. [°] na čase [s]. Zdroj: autor.

V obr. 19 jsou všechny 3 skupiny dat jsou proloženy spojnicí trendu polynomickou křivkou 2. stupně.



Obr. 20 Graf závislosti momentů sil [N.m] na čase [s]. Zdroj: autor.

V obr. 20 jsou spojnice trendů proloženy křivkou. U hlezenního kloubu se jedná o polynomickou křivku 4. stupně, u kolenního kloubu o polynomickou křivku 2. stupně a u kyčelního kloubu o lineární křivku.



Obr. 21 Graf závislosti momentů sil [N.m] na úhlu v kloubech d. k. [°]. Zdroj: autor.

Jako spojnici trendu jsme vybrali vždy nejlépe odpovídající křivku. V obr. 21 jsou spojnice trendů proloženy následujícími křivkami. U kolene polynomickou křivkou 5. stupně a u kyčle lineární křivkou. U kotníku se data nechovají jako funkce. Spojnici trendu tedy nelze běžnými způsoby najít. Proto žádnou křivkou neprokládáme. Získané hodnoty, jejich význam problematiku dat v kotníku podrobněji rozebereme v diskusi.

3.5 Analýza výzkumných cílů a výzkumných otázek

Cílem experimentální části práce bylo zjistit, jaký je průběh momentů sil v hlavních kloubech dolní poloviny těla v jednotlivých fázích vertikálního odrazu. Pro daného probanda se nám podařilo vykreslit průběh těchto momentů v jednotlivých kloubech a pomocí připravené aplikace lze zjišťovat jejich průběh i při dalších studiích.

V hlezenním kloubu dochází k pozvolnému nárůstu momentu síly v úvodních polohách a k jeho strmému stoupání v závěru koncentrické fáze odrazu. K tomuto prudkému stoupání zároveň dochází s nárůstem úhlu v hlezenním kloubu a postupnou extenzí nohy.

V kolenním kloubu dochází v průběhu celého pohybu k postupné extenzi. Moment síly z počátku zůstává přibližně stejný. Následně po poklesu ve zhruba polovině provádění odrazu začne také rychle růst a dosahuje svého maxima také v okamžiku odrazu od podložky.

V kyčelním kloubu má moment síly nejvyšší počáteční hodnotu a i zde dochází k postupné extenzi. Ta ale nemá přílišný vliv na velikost momentu, který zůstává s drobnými výkyvy konstantní.

4. Diskuze

Současná literatura se věnuje především důležitosti explozivní síly v různých sportovních odvětvích. Bílý [2] ji porovnává napříč sportovními odvětvími, Hlavoňová [36] se zaměřuje na její možné zlepšení strečinkem ve skokanských atletických disciplínách (skok do výšky, skok do dálky a trojskok). Hank, Zahálka a Malý [3] sledují její maximální projevy v konkrétní sportovní disciplíně např. basketbalu a třeba i Matúš [37] zkoumá vliv explozivní síly tentokráte v horizontálním směru v plavání, při skoku do vody a významu pro čas na prvních 7,5 a 10 m. Konkrétně momentům sil ve věnuje například Jandačka a Uhlář [38], uvádějí příklady momentů sil a jejich využití ve sportu. Řeší i moment svalové síly, impuls síly a další veličiny. Konkrétních hodnot momentů sil v kloubech dolních končetin se dobírá Bittner et al. [32]. Tyto momenty sil jsou přítomny při statickém provedení hlubokého dřepu. Viz obr. 22.

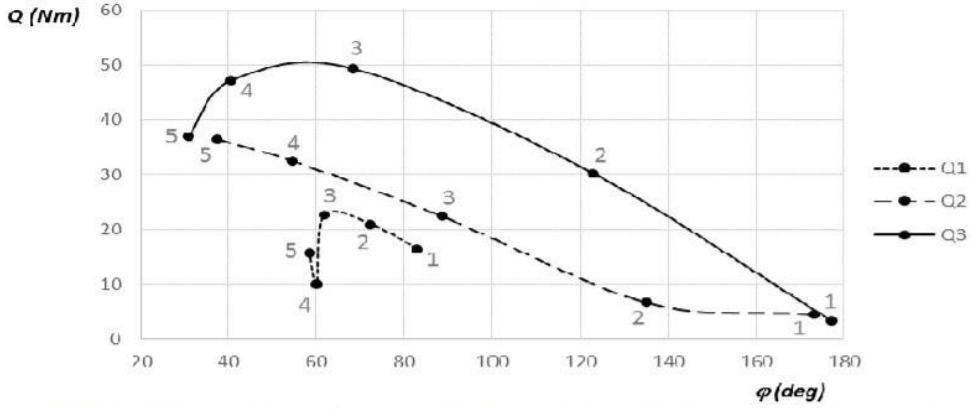


Fig. 3 *Graph showing the dependence of moments of forces on the angle of flexion in a respective joint link*
Legend: Q1 – ankle joint, Q2 – knee joint, Q3 – hip joint
Numbers 1-5 correspond with respective positions according to Fig. 2

Obr. 22 Momenty sil ve velkých kloubech d. k. při statickém provedení dřepu.

Zdroj: [32, str. 4]

V této práci jsme získali hodnoty momentů sil ve velkých kloubech d. k. při dynamickém provedení vertikálního odrazu. Viz. obr. 21.

Jaké jsou vhodné deskriptory ke správnému biomechanickému popsání fyziologicky probíhajícího vertikálního odrazu? Můžeme vidět, že při dynamickém provedení vertikálního odrazu dosahujeme až několikanásobných velikostí momentů oproti statické situaci.

V závěrečných fázích pohybu, při provádění vertikálního odrazu sounož, můžeme vidět prudký nárust momentů sil v kotníku a méně rapidní v koleni. Tento nárůst je nejspíše způsoben nárůstem rychlosti, pozvolnou akumulací energie a postupného překonávání tíhového zrychlení. V kotníku můžeme také uvažovat fakt, že při opouštění podložky můžeme sílu bércových svalů a svalů nohy aplikovat po nejdelší dobu. V úvodních částech odrazu nejsou tyto svaly tak důležité, v závěru přibírají na důležitosti. Také zde bude asi přítomen fenomén sčítání vlivu ostatních segmentů, které svou práci již vykonaly a překonaly gravitaci do té míry, že už by k odrazu došlo, a usnadnění rychlého nárůstu momentu v kotníku. Chyba metody tohoto získávání dat také může spočívat v obtížném zjišťování změny úhlu v kotníku, kvůli klenbě chodidla a následnému rychlému nárůstu úhlu při opouštění podložky. Část tohoto velkého nárůstu se může nacházet už v letové fázi odrazu a proto by se neměla tak výrazně projevit. Tento rychlý nárůst úhlu se výrazně projeví na jejich derivacích a tedy i momentech sil. Lze tedy předpokládat, že skutečné momenty v kotníku v závěru pohybu jsou menší. Zajímavý je také pokles momentů sil v koleni v prostředních fázích odrazu, jedná se zde asi o projev vlivu hamstringů jako dvoukloubových svalů a tím přesunutí části momentu do kyčelního kloubu. Jak uvádí Bryanton et al. [27], mají hamstringy až 55% podíl na momentu síly v kyčli a mohou tak způsobit i jeho podcenění v koleni. I tak ale u všech kloubů dosahujeme výrazně vyšších hodnot momentů sil, než při statickém provedení hlubokého dřepu.

V okamžiku opuštění podložky už nelze o jakýchkoliv momentech sil uvažovat, protože přestává působit reakční síla od země. Samotný okamžik odrazu je tedy mezním bodem a po něm už tato metoda zisku momentů sil ani jakákoli jiná nelze použít. Pro popis letové fáze je zapotřebí jiné metody.

Důležité je také zamyslet se nad maximálním možným fyziologickým výskytem momentů sil v těchto kloubech. Z fyzikálního zákona zachování energie lze předpokládat, že téměř veškerá naakumulovaná energie pro vertikální odraz se projeví i při dopadu a dosáhneme podobných hodnot momentů sil (zanedbejme tření vzduchu a další ztráty).

Dolní končetiny jsou ale schopny vypořádat se s daleko větším momentem síly, než při vertikálním odrazu, při dopadu z vyvýšené platformy, zídky atd. z výšky několika metrů. I netrénovaný jedinec je schopen takový dopad bez větších problémů zvládnout, ale ani nejlepší trénovaní sportovci nejsou schopni dosáhnout 2 nebo 3metrové výšky vertikálního odrazu. Uplatní se zde asi vliv při vertikálním odrazu pasivních částí pohybového aparátu d. k. tj. kostí. Kosti při tlumení dopadu z výšky pravděpodobně velmi významně napomáhají brždění tohoto pohybu a společně se svaly v excentrických kontrakcích energii dopadu přeměňují. Sval v excentrická kontrakci je schopen dosahovat větších sil než sval v kontrakci koncentrické, protože využívá proprioceptivních mechanismů reflexního charakteru. [2, 35]

Lze také předpokládat a svědčí pro to také např. Zahradník et al. [5], který ukazuje největší riziko zranění při dopadu se ztrátou rovnováhy, že nejčastěji dochází ke zraněním při nestabilních dopadech nebo dopadech na nerovnou podložku. Důležitým pokračováním této práce by tedy mohlo být i další zkoumání momentů sil při různých typech dopadů (na jednu d. k., na obě d. k.) po vertikálním odrazu nebo z vyvýšené platformy.

5. Návrh doporučení pro praxi

Pro praxi důležitým výstupem z této práce je vytvořená aplikace pro automatizovaný výpočet momentů sil. Jejím velkým přínosem může být lepší pochopení vertikálního odrazu a jeho postupně probíhajících fází. Může také pomoci zkvalitnit sportovní tréninkové metody odhalením rizikových faktorů, například lepším popsáním hranice přetěžování kloubů a svalů. Dalším možným využitím aplikace je odhalení nejrizikovějších faktorů daného pohybového vzorce a jejich omezením například při rehabilitaci nebo poúrazové rekonvalescenci.

Pro další využití této aplikace je potřeba udělat verifikační experimenty. Bylo by vhodné provést další experimentální šetření s využitím vhodnější přístrojové techniky, hlavně kamery s vysokou rychlostí záznamu a dále dynamometrickou odrazovou deskou, které by odhalilo hraniční hodnoty momentů sil dosahované v konkrétní části populace. Doporučujeme rozšířit pilotní šetření na skupinové v rámci zmíněných verifikačních experimentů. Vhodné by také bylo spojit aplikaci využívající matematický model s další algoritmizací získávání úhlů v kloubech např. programem pro zpracování obrazových dat nebo jejich ziskem za pomoci využití markerů na definovaných pozicích d. k.

Doporučujeme tedy nejdříve zkoumanou problematiku, a její rozšíření o diagnostiku různých druhů dopadů, podrobit detailnějšímu studiu v navazující diplomové nebo dalších bakalářských pracích. Existuje zde do praxe převeditelný potenciál, ale bude vyžadovat další úsilí a zkoumání.

6. Závěr

Hlavním cílem práce bylo provést komplexní biomechanickou analýzu vertikálního odrazu sounož v kontextu diagnostického využití ve fyziologii tělesné zátěže. V souvislosti s hlavním cílem práce byla stanovena následující výzkumná otázka: Jaký je průběh momentů sil v hlavních kloubech dolních končetin při vertikálním odrazu sounož v závislosti na jednotlivých fázích tohoto pohybu?

Odpověď na výzkumnou otázku nacházíme v rámci grafických výstupů z experimentální části práce. V obrázcích 19-21 lze najít závislosti momentů sil v hlavních kloubech d. k. na čase i úhlu a také závislost úhlů v kloubech d. k. na čase. Dále jsme se v průběhu práce věnovali také stanoveným dílčím úkolům. V teoretické části se nám podařilo shrnout aktuální poznatky o provedení vertikálního odrazu sounož, čímž jsme splnili první dílčí úkol. Před vytvářením SW aplikace jsme se zabývali analýzou matematického modelu antropomorfního mechanismu vhodného pro popis vertikálního odrazu sounož, provedli jsme jeho opětovné odvození a provedli erratu článku Bittner et al. [32], kterou uvádíme v příloze 4. Tím jsme splnili druhý dílčí cíl. Zmiňovanou SW aplikaci pro odhad momentů sil ve velkých kloubech dolních končetin, využívající tento matematický model a dále kombinaci antropometrických dat (tělesná výška, tělesná hmotnost a vzdálenosti kloubů dolních končetin) a obrazového záznamu provedení vertikálního odrazu sounož, se nám podařilo vytvořit a s její pomocí jsme na pilotní studii úspěšně ověřili její funkčnost. Podařilo se nám tedy splnit i třetí dílčí úkol, a na základě dat ze SW aplikace jsme se věnovali popisu vhodných biomechanických deskriptorů jednotlivých fází provedení vertikálního odrazu v kontextu diagnostického využití ve fyziologii tělesné zátěže v předcházející diskusi, a tedy splnili i čtvrtý dílčí úkol.

Pro praktické využití aplikace jsme doporučili provést její verifikační experimenty a poukázali na možné směry dalšího výzkumu. Dalším výstupem z této práce jsou hodnoty momentů sil v důležitých kloubech d. k. v jednotlivých fázích vertikálního odrazu. Pohybují se v řádu stovek Nm. Dosahují tedy několikrát vyšších hodnot, než při statickém provedení hlubokého dřepu. [32]

Po zhodnocení odpovědi na výzkumnou otázku a splnění dílčích úkolů můžeme usoudit, že se nám hlavní cíl práce podařilo splnit.

Seznam použité literatury

[1] ESFORMES, I. Joseph a Theodoros M. BAMPOURAS. Effect of Back Squat Depth on Lower-Body Posactivation Potentiation. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2013, **27**(11), 2997-3000. DOI 10.1519/JSC.0b013e31828d4465. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/235739353_Effect_of_Back_Squat_Depth_on_Lower-Body_Postactivation_Potentiation

[2] BÍLÝ, Jiří. *Vliv nervosvalové aktivace extenzorů kolenního kloubu metodou elektrostimulace na vertikální výskok*. Brno, 2013. Diplomová práce. Masarykova Univerzita, Fakulta sportovních studií. Dostupné také z: https://is.muni.cz/th/cqyp4/Diplomova_prace__Jiri_Bily_.pdf

[3] HANK, M., F. ZAHÁLKA a T. MALÝ. Porovnání vertikálního výskoku z místa a z rozběhu u elitních basketbalistů. *Česká kinantropologie*. 2012. **16**(3), 109-117. ISSN 1211-9261. Dostupné také z: https://docplayer.cz/32241754-Porovnani-vertikalniho-vyskoku-z-mista-a-z-rozbehu-u-elitnich-basketbalistu.html

[4] ZAHRADNÍK, David a Daniel JANDAČKA. Mají profesionální hráči volejbalu možnost snížit reakční síly a momenty sil v kolenním kloubu při doskoku po bloku? *Rehabilitácia*. 2011. **48**(2), 95-102. ISSN 0375-0922. Dostupné také z: https://docplayer.cz/1214599-Obsah-rehabilitacia-vol-48-no-2-2011.html

[5] ZAHRADNÍK, David et al. Mechanický výstupní svalový výkon ve čtyřech typech doskoku po bloku ve volejbale. *Rehabilitácia*. 2012. **49**(2), 95-101. ISSN 0375-0922. Dostupné také z: https://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/2REH2012-m.pdf

[6] GHELLER, G. Rodrigo et al. Effect of squat depth on performance and biomechanical parameters of countermovement vertical jump. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*. 2014, **16**(6), 658-668. DOI 10.5007/1980-0037.2014v16n6p658. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/267636554_Effect_of_squat_depth_on_performance_and_biomechanical_parameters_of_countermovement_vertical_jump

[7] CLEATHER, J. Daniel a Emily J. CUSHION. Muscular coordination during vertical jumping. *Journal of Human Performance and Health*. 2019, **1**(1), 1-10. DOI 10.29359/JOHPAH.1.4.01. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/337094824_Muscular_coordination_during_vertical_jumping

[8] NUZZO J. L., ANNING J. H. a SCHARFENBERG J. M. The reliability of three devices used for measuring vertical jump height. *Journal os strenght and conditioning research*. 2011. **25**(9), 2580-2590. DOI 10.1519/JSC.0b013e3181fee650. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/51535688_The_Reliability_of_Three_Devices_Used_for_Measuring_Vertical_Jump_Height

[9] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.

[10] POSPÍŠILOVÁ, Blanka a Olga PROCHÁZKOVÁ. *Anatomie pro bakaláře I: Obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2010. ISBN 978-80-7372-675-1.

[11] CONTRERAS, Bret. *Posilování: na anatomických základech*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5075-0.

[12] NEORAL, Martin. *Změny ukazatelů rychlé síly a jejich vztahů u adolescentních fotbalistů v průběhu ročního tréninkového cyklu*. Olomouc, 2012. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury. Dostupné také z: https://theses.cz/id/f2sie6/00179862-353757376.pdf

[13] VOBR, Radek. *Antropomotorika*. Brno: Masarykova Univerzita, 2013. ISBN 978-80-210-6284-9. Dostupné také z: http://www.fsps.muni.cz/emuni/data/reader/book-18/Impresum.html

[14] JANČÍK, J., E. ZÁVODNÁ a M. NOVOTNÁ. *Fyziologie tělesné zátěže - vybrané kapitoly* [online]. Brno: Masarykova Univerzita, 2006 [cit. 2020-22-08]. Dostupné také z: https://is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyzio/texty/index.html

[15] NOVOTNÝ, Jan a Martina NOVOTNÁ. Fyziologické principy tréninku a testy běžců. *Atletika*. 2008, **60**(11), 1-5 a 8. ISSN 0323-1364. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/265994271_Fyziologicke_principy_treninku_a_testy_bezcu

[16] JANURA, Miroslav. *Biomechanika II*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011. ISBN 978-80-7464-044-5. Dostupné také z: https://is.muni.cz/el/fsps/podzim2018/np2503/um/biom_janura.pdf

[17] HRUŠKOVÁ, Eva. *Biomechanika měkkých tkání*. Hradec Králové, 2015. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze, Farmaceutická fakulta v Hradci Králové, Katedra biofyziky a fyzikální chemie. Dostupné také z: https://is.cuni.cz/webapps/zzp/downlead/130152972

[18] VÉLE, František. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
[19] FLORIANOVÁ, Lucie. *Biomechanická analýza hlubokého dřepu v kontextu vybraných funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka*. Liberec, 2016. Technická Univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií. Dostupné také z: https://dspace.tul.cz/bitstream/handle/15240/25150/BP_FLORIANOVA.pdf?sequence=-1&isAllowed=y
[20] KISTLER GROUP, *Quattro Jump – Portable performance analysis systém, Type 9290DD*. KISTLER GROUP [online]. 2019, www.kistler.com, [cit. 2020-08-24]. Dostupné také z: https://www.kistler.com/files/document/003-234e.pdf
[21] LAKE, Jason. *More on what drives CMJ performance*. Hawkin Dynamics. *HD Blog* [online]. Hawkin Dynamics [cit. 2020-08-24]. Dostupné také z: https://www.hawkindynamics.com/blog/more-on-what-drives-cmj-performance
[22] LUHTANEN, Pekka a Paavo V. KOMI. Segmental contibution to forces in vertical jump. *European Journal of Applied Physiology*. 1978, **38**(3), 181-188. DOI 10.1007/BF00430076.
[23] BLOOMQUIST, Kira et al. Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *European journal of applied physiology*. 2013, **113**(4), 2133-2142. DOI 10.1007/s00421-013-2642-7. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/236253394_Effect_of_range_of_motion_in_heavy_load_squatting_on_muscle_and_tendon_adaptations
[24] BOLING, Michelle et al. Hip Adduction Does not Affect VMO EMG Amplitude or VMO:VL Ratios During a Dynamic Squat Exercise. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2006, **15**(3), 195-205. DOI 10.1123/jsr.15.3.195. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/237506865_Hip_adduction_does_not_affect_VMO_EMG_amplitude_or_VMOVL_ratios_during_a_dynamic_squat_exercise
[25] VÁŇOVÁ, Lucie. *Efekt odrazového tréninku na dynamiku plantárního tlaku*. Brno, 2016. Diplomová práce. Masarykova Univerzita, Fakulta sportovních studií. Dostupné také z: https://is.muni.cz/th/y6j9p/DP_-_FINAL_-_2.5.2016.pdf
[26] SCHOENFELD, J. Brad. Squatting Kinematics and Kinetics and Their Application to Exercise Performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010, **24**(12), 3497-3506. DOI 10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/41562597_Squatting_Kinematics_and_Kinetics_and_Their_Application_to_Exercise_Performance

[27] BRYANTON, A. Megan et al. Effect of Squat Depth and Barbell Load on Relative Muscular Effort in Squatting. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2012, **26**(10), 2820-2828. DOI 10.1519/JSC.0b013e31826791a7. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/229152368_Effect_of_Squat_Depth_and_Barbell_Load_on_Relative_Muscular_Effort_in_Squatting

[28] ESCAMILLA, L. Rafael. Knee biomechanics of dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2001, **33**(1), 127-141. DOI 10.1097/00005768-200101000-00020. Dostupné také z: https://www.institutocefisa.com.br/design/imagens/sistemas/apostilas/352c0cdbea7241b5f19e1b3738e9c670/3871.pdf

[29] AHMETOV I. I., O. L. VINOGRADOVA a A. G. WILLIAMS. Gene Polymorphisms and Fibre-Type Composition of Human Skeletal Muscle. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*. 2012, **22**(4), 292-303. DOI 10.1123/ijsnem.22.4.292. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/225074279_Gene_Polymorphisms_and_Fiber-Type_Composition_of_Human_Skeletal_Muscle

[30] BOUCHARD, Claude et al. Genetic effects in human skeletal muscle fiber type distribution and enzyme activities. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*. 1986, **64**(9), 1245-1251. DOI 10.1139/y86-210. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/20210645_Genetic_effects_in_human_skeletal_muscle_fiber_type_distribution_and_enzyme_activities

[31] *Patobiomechanika a patokinesiologie - KOMPENDIUM* [online]. [cit. 15. 8. 2020] Dostupné z: https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1290.html

[32] BITTNER, Václav et al. Mathematical Model of the RRR Anthropomorphic Mechanism for 2D Biomechanical Analysis of a Deep Squat and Related Forms of Movement. *Manufacturing Technology*. 2018, **18**(5), 704-708. ISSN 1213-2489. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/328455257_Mathematical_Model_of_the_RRR_Anthropomorphic_Mechanism_for_2D_Biomechanical_Analysis_of_a_Deep_Squat_and_Related_Forms_of_Movement

[33] GREPL, Robert. Kinematika a dynamika mechatronických systémů. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007. ISBN 978-80-214-3530-8. Dostupné také z: http://www.fsiforum.cz/upload/soubory/knihy/MATLAB/Kinematika.a.dynamika.mechatronickych.systemu(Grepl-2007).pdf

[34] ZACIORSKIJ, V. M., ARUIN, A. S., a SELUJANOV, V. N. *Biomechanics of the locomotor apparatus of man*. 1981. Moskva: FiS.

[35] JANURA, Miroslav. *Biomechanika II*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011. ISBN 978-80-7464-044-5. Dostupné také z: https://is.muni.cz/el/fsps/podzim2018/np2503/um/biom_janura.pdf

[36] HLAVOŇOVÁ, Zuzana. *Vliv bezprostřední aplikace různých druhů strečinku na vertikální výskoku atletů - skokanů*. Brno, 2016. Disertační práce. Masarykova Univerzita, Fakulta sportovních studií. Dostupné také z: https://is.muni.cz/th/pfh6r/Disertacni_prace_-_Hlavonova__5__final__1_.pdf

[37] MATÚŠ, Ivan. Biomechanická analýza štartových skokov v plávaní. *Studia sportiva*. 2014. **8**(1), 109-125. ISSN 1802-7679. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/322616082_Biomechanicka_analyza_startovych_skokov_v_plavani

[38] JANDAČKA, Daniel a Radim UHLÁŘ. *Základy biomechaniky sportu a tělesných cvičení*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011. ISBN 978-80-7368-944-5.

Seznam příloh

Příloha č. 1 Tabulka koeficientů B_0, B_1 a B_2 pro výpočet hmotností

Příloha č. 2 Tabulka 2 koeficientů B_0, B_1 a B_2 pro výpočet momentů setrvačnosti

Příloha č. 3 Článek Bittner et al. [32] a jeho errata

Příloha č. 4 Tělo MATLAB aplikace pro výpočet pohybových rovnic

Příloha č. 5 Funkce VypocetKonstant.m použitá v aplikaci

Příloha č. 6 Funkce Vypocetuhlu.m použitá v aplikaci

Příloha č. 7 Záznam provedení odrazu s označením zkoumaných kloubů

Příloha 1 Tabulka koeficientů B_0, B_1 a B_2 pro výpočet hmotností

Zdroj: [31]

Tabulka na výpočet hmotností 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 část	-7,498	0,0976	0,04896
stehno	-2,649	0,1463	0,0137
bérec	-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

$$m_i = B_0 + B_1 m + B_2 v$$

kde m = celková hmotnost (kg) a v = výška osoby (cm)

Příloha 2 Tabulka 2 koeficientů B_0, B_1 a B_2 pro výpočet momentů setrvačnosti

Zdroj: [32]

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

α	$E_{\alpha 0}$ [kg]	$E_{\alpha 1}$ [ ]	$E_{\alpha 2}$ [cm^{-1}]	$F_{\alpha 0}$ [kg.cm^2]	$F_{\alpha 1}$ [cm^2]	$F_{\alpha 2}$ [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
β	$E_{\beta 0}$ [kg]	$E_{\beta 1}$ [ ]	$E_{\beta 2}$ [cm^{-1}]	$F_{\beta 0}$ [kg.cm^2]	$F_{\beta 1}$ [cm^2]	$F_{\beta 2}$ [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□ and F□ 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).

Kde koeficienty B_0, B_1 a B_2 jsou v této tabulce koeficienty F.

Příloha 3 Článek Bittner et al. [32] a jeho errata.

Zdroj: [32, autor].

October 2018, Vol. 18, No. 5 *MANUFACTURING TECHNOLOGY* *ISSN 1213–2489*

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

Václav Bittner[1,2], Radim Štryncl[2], Karel Jelen[2], Martin Svoboda[3]
[1]Faculty of Science, Humanities and Education, Technical University of Liberec, Studentská 2, Liberec, Czech Republic,
E-mail: vaclav.bittner@tul.cz
[2]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
[3]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 glutaei, 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 kinesiologic 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_b due to the symmetry. The weights and respective moments of inertia (I_s, I_t, I_b) 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).

$$
\begin{aligned}
m_\alpha &= E_{\alpha 0} + E_{\alpha 1} m + E_{\alpha 2} v, && [kg]; \\
I_\alpha &= m_\alpha k_\alpha^2 + F_{\alpha 0} + F_{\alpha 1} m + F_{\alpha 2} v, && \left[kg.m^2\right]; \quad \alpha \in \{s, t\}; \\
m_\beta &= \sum_\beta \left(E_{\beta 0} + E_{\beta 1} m + E_{\beta 2} v\right), && [kg]; \\
m_b &= \sum_\beta m_\beta, && [kg]; \\
I_b &= \sum_\beta m_\beta l_\beta^2 + \sum_\beta \left(F_{\beta 0} + F_{\beta 1} m + F_{\beta 2} v\right), && \left[kg.m^2\right]; \quad \beta \in \{h, a_{1-3}, r_{1-3}\},
\end{aligned}
\tag{1}
$$

where constants k_α 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_β represent the distance of the centre of gravity of a respective upper body segment (h, $a_{1\text{-}3}$, $r_{1\text{-}3}$) 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.*

α	$E_{\alpha 0}$ [kg]	$E_{\alpha 1}$ [ ]	$E_{\alpha 2}$ [cm^{-1}]	$F_{\alpha 0}$ [kg.cm^2]	$F_{\alpha 1}$ [cm^2]	$F_{\alpha 2}$ [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
β	$E_{\beta 0}$ [kg]	$E_{\beta 1}$ [ ]	$E_{\beta 2}$ [cm^{-1}]	$F_{\beta 0}$ [kg.cm^2]	$F_{\beta 1}$ [cm^2]	$F_{\beta 2}$ [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.

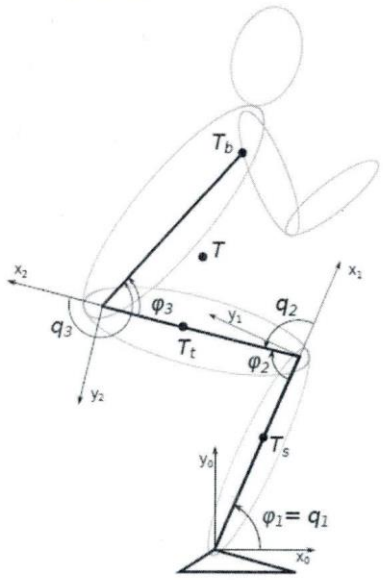


Fig. 1 *Stick model of the anthropomorphic mechanism*

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 φ_1- φ_3. Relations between respective angles are as follows:

$$q_1 = \varphi_1; q_2 = \pi - \varphi_2; \quad q_3 = \pi + \varphi_3. \tag{2}$$

Expressions (2) have particular practical importance. In theoretical analysis, it is advantageous to work with so called generalized coordinates q_i (see below), angles φ_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:

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

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:

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

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

The instantaneous position of the mechanism is described by three general coordinates q_1 - q_3. The base of derivation of the motion equations of the model is formed by a set of three Lagrange equations of the second order:

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

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

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

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 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:

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

where:

$b_{11} = m_s k_s^2 L_s^2 + m_t L_s^2 + m_t k_t^2 L_t^2 + m_b(L_s^2 + L_t^2 + L_b^2) + 2(m_t k_t L_s L_t + m_b L_s L_t)c_2 + 2m_b L_b L_t c_3 + 2m_b L_s L_b c_{23} + I_s + I_t + I_b$

$b_{12} = m_t k_t^2 L_t^2 + m_b(L_t^2 + L_b^2) + (m_t k_t L_s L_t + m_b L_s L_t)c_2 + 2m_b L_b L_t c_3 + m_b L_s L_b c_{23} + I_t + I_b = b_{21}$

$b_{13} = m_b L_b^2 + m_b L_b L_t c_3 + m_b L_s L_b c_{23} + I_b = b_{31}$

$b_{22} = m_t k_t^2 L_t^2 + m_b(L_t^2 + L_b^2) + 2m_b L_t L_b c_3 + I_t + I_b$

$b_{23} = m_b L_b^2 + m_b L_t L_b c_3 + I_b = b_{32}$

$b_{33} = m_b L_b^2 + I_b$

$c_{11} = -2(m_t k_t L_s L_t + m_b L_s L_t)s_2\dot{q}_2 - 2m_b L_b L_t s_3\dot{q}_3 - 2m_b L_b L_s s_{23}(\dot{q}_2 + \dot{q}_3)$

$c_{12} = -(m_t k_t L_s L_t + m_b L_s L_t)s_2\dot{q}_2 - 2m_b L_b L_t s_3\dot{q}_3 - m_b L_b L_s s_{23}(\dot{q}_2 + \dot{q}_3)$

$c_{13} = -m_b L_b L_t s_3\dot{q}_3 - m_b L_b L_s s_{23}(\dot{q}_2 + \dot{q}_3)$

$c_{21} = (m_t k_t L_s L_t + m_b L_s L_t)s_2\dot{q}_1 - 2m_b L_b L_t s_3\dot{q}_3 - m_b L_b L_s s_{23}(\dot{q}_2 + \dot{q}_3)$

$c_{22} = -2m_b L_t L_b s_3\dot{q}_3$

$c_{23} = -m_b L_b L_t s_3\dot{q}_3 + m_b L_s L_b s_{23}\dot{q}_1$

$c_{31} = m_b L_b L_t s_3(\dot{q}_1 + 2\dot{q}_2) + m_b L_b L_s s_{23}\dot{q}_1$

$c_{32} = m_b L_b L_t s_3\dot{q}_2$

$c_{33} = 0$

$g_1 = m_s g k_s L_s c_1 + m_t g(L_s c_1 + L_t k_t c_{12}) + m_b g(L_s c_1 + L_t c_{12} + L_b c_{123})$

$g_2 = m_t g k_t L_t c_{12} + m_b g(L_t c_{12} + L_b c_{123})$

$g_3 = m_b g L_b c_{123}$

The equation (7), or (8) as the case may be, are significantly 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 kg and body height v = 165 cm was created, see Fig 2.

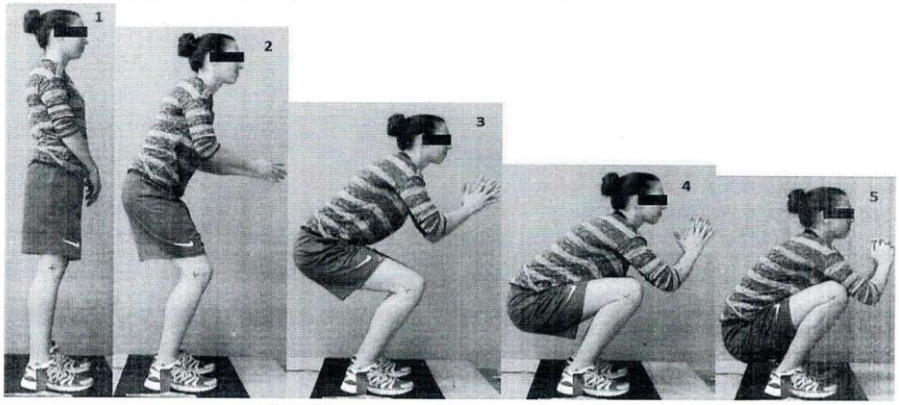


Fig. 2 *Kinematogram of deep squat (Positions 1-5)*

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 deducted 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.

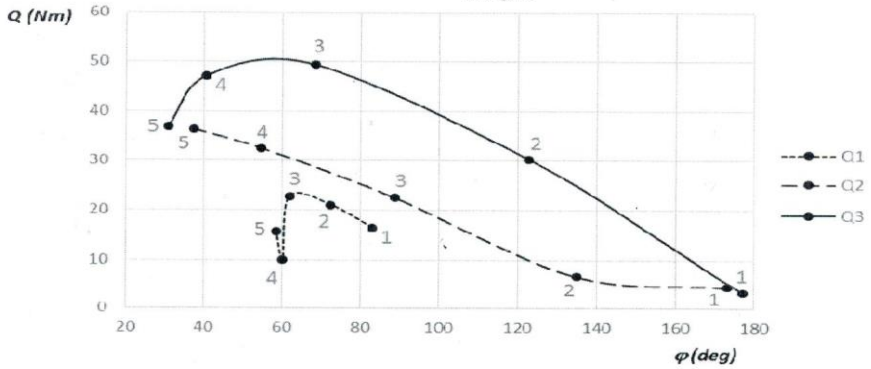


Fig. 3 *Graph showing the dependence of moments of forces on the angle of flexion in a respective joint link*
Legend:Q1 – ankle joint, Q2 – knee joint, Q3 – hip joint
Numbers 1-5 correspond with respective positions according to Fig. 2

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 approximative 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 kinesiologic 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] ZACIORSKIJ, 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.

10.21062/ujep/164.2018/a/1213-2489/MT/18/5/704
Copyright © 2018. Published by Manufacturing Technology. All rights reserved.

Příloha 4 Tělo MATLAB aplikace pro výpočet pohybových rovnic. Zdroj: autor.

```
% Síly v kloubech ____ konečný výsledek

% Matlab počítá s úhly v radiánech, na konci vracím do
stupňů.

% loadvstupni_data.xls

% q1
q1=([1.082;1.047;1.047;1.012;1.030;0.977;0.960;1.100;1.152;
1.658;1.920]);

% q2
q2=([2.042;2.1031;2.0595;2.0246;1.9373;1.8675;1.7017;1.4312
;1.1519;0.5934;0.0174]);

% q3
q3=([3.7175;3.735;3.7699;3.9095;3.9619;4.2237;4.5728;4.8869
;5.3233;5.7945;6.2308]);


M = (89);
% v [kg]
H = (192);
% v [cm]


% pro každého musíme individuálně změřit
% mám svoje měření
Lb = 0.45;
% 45cm
Ls = 0.49;
% 49cm
Lh = 0.51;
% 51cm

% provadím inicializace vsech promennych

% B je hmotnostni matice
B = zeros (3,3);


% C je rychlostni matice
C = zeros (3,3);


% G je vektor gravitacnich sil
G = zeros (3,1);
```

```
% gravitacni zrychleni
g = 9.81;


Ib = 0;
Is = 0;
Ih = 0;


Mb = 0;
Ms = 0;
Mh = 0;

TabulkaKonstant = VypocetKonstant(M,H);
% Předám spočítané konstanty pro jednotlivého člověka
Mb = TabulkaKonstant(1,1);
Ms = TabulkaKonstant(1,2);
Mh = TabulkaKonstant(1,3);
% nemusím převádět - ve správných jednotkách!

% výsledek je v kg*cm^2
Ib = TabulkaKonstant(1,4)/10000;
Is = TabulkaKonstant(1,5)/10000;
Ih = TabulkaKonstant(1,6)/10000;
% kvůli převodu na kg*m^2



% obecně ze Zaciorskeho
Kb = 6/10;
Ks = 5/9;
Kh = 1;


% R je matice rychlosti --- q_jednaderivace
R = zeros (3,length(q1));

% Z je matice urcujici vektor zrychleni --- q_dvederivace
Z = zeros (3,length(q1));


% q1,q2,q3 jsou nutná vstupní data!!!
% jsou proměnné v čase - budu načítat podle i = 1 : len-
gth(q)


TabulkaDerivaciq1 = VypocetUhlu(q1);
% vložím úhly v 1. kloubu
```

```
Q1(:,1) = TabulkaDerivaciq1(:,1);
R(1,:) = TabulkaDerivaciq1(:,4);
Z(1,:) = TabulkaDerivaciq1(:,7);

TabulkaDerivaciq2 = VypocetUhlu(q2);
% vložím úhly v 2. kloubu

Q2(:,1) = TabulkaDerivaciq2(:,1);
R(2,:) = TabulkaDerivaciq2(:,4);
Z(2,:) = TabulkaDerivaciq2(:,7);

TabulkaDerivaciq3 = VypocetUhlu(q3);
% vložím úhly v 3. kloubu

Q3(:,1) = TabulkaDerivaciq3(:,1);
R(3,:) = TabulkaDerivaciq3(:,4);
Z(3,:) = TabulkaDerivaciq3(:,7);


% Samostatná hlavní procedura celé aplikace!!!

F = zeros (3,length(q1) - 1);
% Poslední případ nedává smysl řešit

a=length(q1);
i=1;

% nedává smysl řešit poslední případ ___ i < a !

while i < a


% matice B zkontrolovana a preklepy opraveny
% plati pro ni symetrie a odpovida clanku p. Bittnera

B(1,1) = Mb*Kb^2*Lb^2 + Ms*Lb^2 +
2*Ms*Lb*Ls*Ks*cos(Q2(i,1)) + Ms*Ks^2*Ls^2 + Mh*Lb^2 +
Mh*Ls^2 + Mh*Lh^2 + 2*Mh*Lb*Ls*cos(Q2(i,1)) +
2*Mh*Lh*Ls*cos(Q3(i,1)) + 2*Mh*Lb*Lh*cos(Q2(i,1) + Q3(i,1))
+ Ib + Is + Ih;
B(1,2) = Ms*Lb*Ls*Ks*cos(Q2(i,1)) + Ms*Ks^2*Ls^2 + Mh*Ls^2
+ Mh*Lh^2 + Mh*Lb*Ls*cos(Q2(i,1)) +
2*Mh*Lh*Ls*cos(Q3(i,1))+ Mh*Lb*Lh*cos(Q2(i,1) + Q3(i,1)) +
Is + Ih;
B(2,1) = Ms*Lb*Ls*Ks*cos(Q2(i,1)) + Ms*Ks^2*Ls^2 + Mh*Ls^2
+ Mh*Lh^2 + Mh*Lb*Ls*cos(Q2(i,1)) +
2*Mh*Lh*Ls*cos(Q3(i,1))+ Mh*Lb*Lh*cos(Q2(i,1) + Q3(i,1)) +
Is + Ih;
```

```
B(1,3) = Mh*Lh^2 + Mh*Lh*Ls*cos(Q3(i,1)) +
Mh*Lb*Lh*cos(Q2(i,1)+Q3(i,1)) + Ih;
B(3,1) = Mh*Lh^2 + Mh*Lh*Ls*cos(Q3(i,1)) +
Mh*Lb*Lh*cos(Q2(i,1)+Q3(i,1)) + Ih;
B(2,2) = Ms*Ks^2*Ls^2 + Mh*Ls^2 + Mh*Lh^2 +
2*Mh*Ls*Lh*cos(Q3(i,1)) + Is + Ih;
B(2,3) = Mh*Ls*Lh*cos(Q3(i,1)) + Mh*Lh^2 + Ih;
B(3,2) = Mh*Ls*Lh*cos(Q3(i,1)) + Mh*Lh^2 + Ih;
B(3,3) = Mh*Lh^2 + Ih;


% matice C zkontrolovana a chyby, které jsou v článku opra-
veny

% matice neni symetricka

C(1,1) = - 2*Ms*Lb*Ls*Ks*sin(Q2(i,1))*R(2,i) -
2*Mh*Lb*Ls*sin(Q2(i,1))*R(2,i) -
2*Mh*Lh*Ls*sin(Q3(i,1))*R(3,i) -
2*Mh*Lh*Lb*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*(R(2,i) + R(3,i));
C(1,2) = - Ms*Lb*Ls*Ks*sin(Q2(i,1))*R(2,i) -
Mh*Lb*Ls*sin(Q2(i,1))*R(2,i) -
2*Mh*Lh*Ls*sin(Q3(i,1))*R(3,i)-
Mh*Lh*Lb*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*(R(2,i) + R(3,i));
C(2,1) = + Ms*Lb*Ls*Ks*sin(Q2(i,1))*R(1,i) +
Mh*Lb*Ls*sin(Q2(i,1))*R(1,i) -
2*Mh*Lh*Ls*sin(Q3(i,1))*R(3,i) -
Mh*Lh*Lb*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*(R(1,i) - R(3,i));
C(1,3) = - Mh*Lh*Ls*sin(Q3(i,1))*R(3,i) -
Mh*Lh*Lb*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*(R(2,i) + R(3,i));
C(3,1) = + Mh*Lh*Ls*sin(Q3(i,1))*(R(1,i)+2*R(2,i)) +
Mh*Lh*Lb*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*R(1,i);
C(2,2) = - 2*Mh*Ls*Lh*sin(Q3(i,1))*R(3,i);
C(2,3) = - Mh*Ls*Lh*sin(Q3(i,1))*R(3,i)+
Mh*Lb*Lh*sin(Q2(i,1)+Q3(i,1))*R(1,i);
C(3,2) = + Mh*Ls*Lh*sin(Q3(i,1))*R(2,i);
C(3,3) = 0;

% matice zkontrolovana


G(1,1) = Mb*g*Kb*Lb*cos(Q1(i,1)) + Ms*g*(Lb*cos(Q1(i,1)) +
Ks*Ls*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1))) + Mh*g*(Lb*cos(Q1(i,1)) +
Ls*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)) + Lh*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)+Q3(i,1)));

G(2,1) = Ms*g*Ks*Ls*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)) +
Mh*g*(Ls*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)) +
Lh*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)+Q3(i,1)));
G(3,1) = Mh*g*Lh*cos(Q1(i,1)+Q2(i,1)+Q3(i,1));
```

```
% mělo to být F = B*Z+C*R+G ,ale kvůli složitosti indexo-
vání, řeším jinak.
% pomohl jsem si náhradními maticemi, které se pokaždé ob-
noví !!!


V=Z(:,i);
W=R(:,i);
P= B*V+C*W+G;
F(:,i)=P;


i = i + 1;

end

% Doplňuji na konec ještě jednou stejné hodnoty, kvůli vy-
kresení grafů!
% Matbal potřebuje stejné rozměry veličin.

F(:,i)=P;


F
% Výsledky jsou v Nm!!!


F1=F(1,:);
F2=F(2,:);
F3=F(3,:);


Fs = 1/12;
t = 0 : Fs : (Fs*(length(q1) - 1 ));

Q1= Q1 * 180 / pi;
Q2= Q2 * 180 / pi;
Q3= Q3 * 180 / pi;
% převod úhlů na stupně

Fi1= Q1;
Fi2= 180 - Q2;
Fi3= Q3 - 180;
% převod na úhly v kloubech ze zobecněných úhlů

plot(t,Fi1,'bo-',t,abs(Fi2),'gx-',t,Fi3,'rx-');
%plot(t,Fi1,'bx-');
%plot(t,Fi2,'gx-');
%plot(t,Fi3,'rx-');
```

```
t = 0 : Fs : (Fs*(length(q1) - 1 ));

plot(t,F1,'bx-',t,abs(F2),'gx-',t,F3,'rx-');
%plot(t,F1,'bx-');
%plot(t,F2,'gx-');
%plot(t,F3,'rx-');

plot(Fi1,F1,'bx-',abs(Fi2),abs(F2),'gx-',Fi3,F3,'rx-');
%plot(Fi1,F1,'bx-');
%plot(Fi2,F2,'gx-');
%plot(Fi3,F3,'rx-');

% zmatek možná trochu dělá poslední hodnota, stejná jako
předposlední,
% ale je tam kvůli správným rozměrům matic!

% return to vysledne_data.xls
```

Příloha 5 Funkce VypocetKonstant.m použitá v aplikaci. Zdroj: autor.

```
function TabulkaKonstant = VypocetKonstant(M,H)


% 1 - hlava a krk         - hl
% 2 - trup horní část     - th
% 3 - trup střední část   - ts
% 4 - trup dolní část     - td
% 5 - stehno              - st
% 6 - bérec               - be
% 7 - noha                - no
% 8 - nadloktí            - na
% 9 - předloktí           - pr
% 10 - ruka               - ru


hl = (1.296+M*0.0171+H*0.0143);
th = (8.2144+M*0.1862-H*0.0584);
ts = (7.181+M*0.2234-H*0.0663);
td = (-7.498+M*0.0976+H*0.04896);
st = (-2.649+M*0.1463+H*0.0137);
be = (-1.592+M*0.03616+H*0.0121);
no = (-0.829+M*0.0077+H*0.0073);
na = (0.25+M*0.03013-H*0.0027);
pr = (0.3185+M*0.01445-H*0.00114);
ru = (-0.1165+M*0.0036+H*0.00175);


LMb = be;
LMs = st;
LMh = ((hl+th+ts+td)/2)+ru+pr+na;

% spočítány hmotnosti


% vytvoření momentů setrvačností

jhl = (-56+M*0.715+H*0.865);
jth = (183.5+M*9.15-H*2.865);
jts = (131.5+M*13.35-H*4);
jtd = (467+M*5.9+H*1.72);
jst = (-3690+M*32.02+H*19.24);
jbe = (-1152+M*4.594+H*6.815);
%jno = (-100+M*0.48+H*0.626);
jna = (-232+M*1.526+H*1.343);
jpr = (-67.9+M*0.855+H*0.376);
```

```
jru = (-13.68+M*0.088+H*0.092);

LIb = jbe;
LIs = jst;
LIh = (jhl+jth+jts+jtd+jru+jpr+jna);
% použity koeficienty z článku, které už jsou u hl a ..th
děleny 2

% spočítány momenty setrvačností
% otestováno

TabulkaKonstant=[LMb,LMs,LMh,LIb,LIs,LIh]

% výsledné konstanty pojmenovány s L, protože jsou lokální

return
```

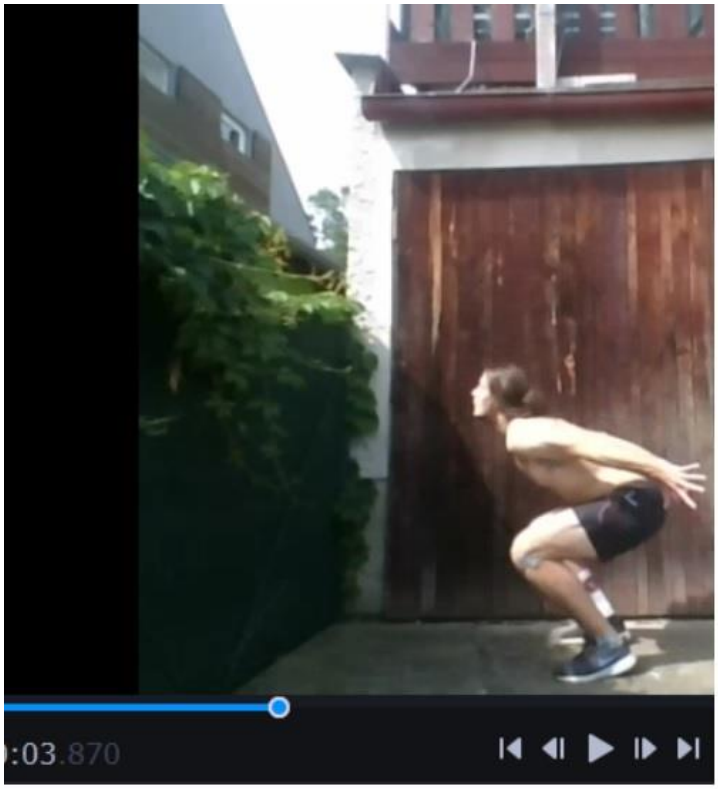
Příloha 6 Funkce Vypocetuhlu.m použitá v aplikaci. Zdroj: autor.

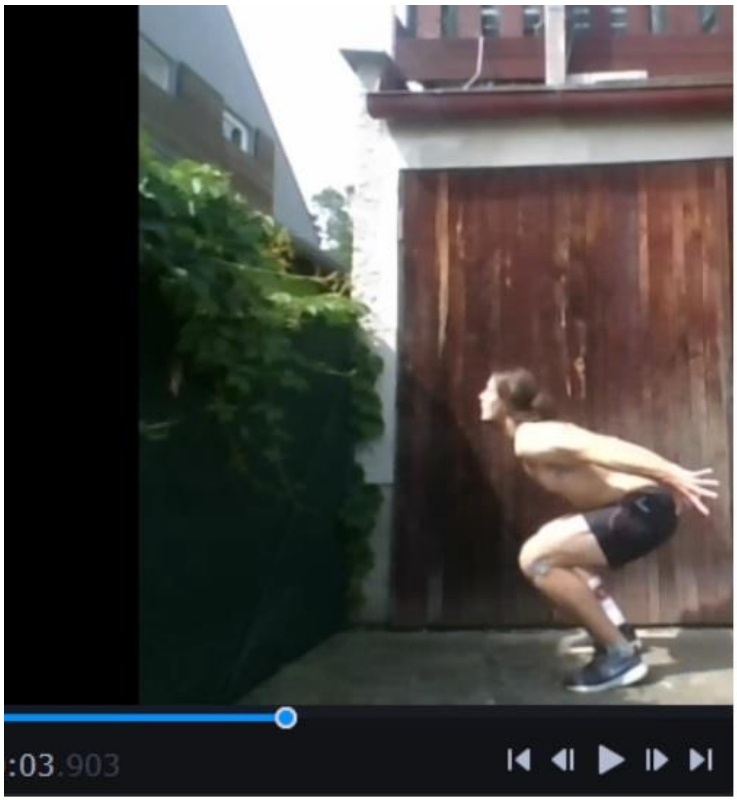
```
function TabulkaDerivaci = VypocetUhlu(q)

% Script pro vypocet uhlu a derivaci
%INIT


a=length(q);
i=1;
while i < a
    Diferencialq(i,1) = q(i+1,1) - q(i,1);
    i = i + 1;
end

Diferencialq(a,1) = q(a,1);


%Konec prvního řádku

i = 1;
DelkaMereni = 1;
DifT = (DelkaMereni / (a - 1));

while i < a
    Derivq(i,1) = Diferencialq(i,1) / DifT;
    i = i + 1;
end
Derivq(a,1) = 0;

% Konec druhého řádku


i = 2;
PrumDerivq(1,1) = Derivq(1,1);
while i < a
    PrumDerivq(i,1) = ((Derivq(i,1) + Derivq(i-1,1))/2);
    i = i + 1;
end
PrumDerivq(a,1) = 0;

% Konec třetího řádku

i = 1;
while i < (a-1)
    DifPrumDerivq(i,1) = PrumDerivq(i+1,1) - PrumDe-
rivq(i,1);
```

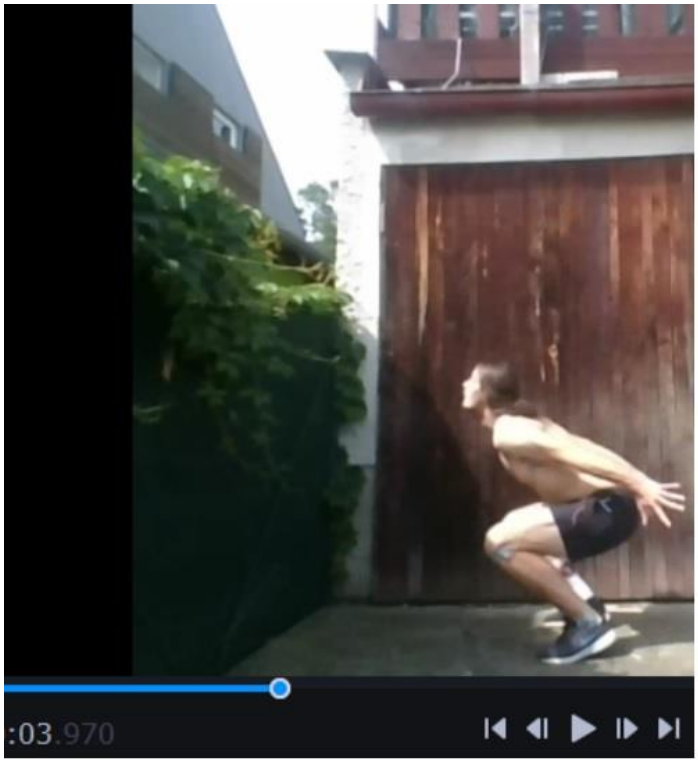
```
    i = i + 1;


end
 DifPrumDerivq(i,1) = PrumDerivq(i,1);
 DifPrumDerivq(a,1) = 0;

% Konec čtvrtého řádku


i = 1;
while i < a
    DvojitaDerivq(i,1) = DifPrumDerivq(i,1) / DifT;
    i = i + 1;
end
DvojitaDerivq(a,1)= 0;

% Konec pátého řádku

i = 2;
PrumDvojDerivq(1,1) = DvojitaDerivq(1,1);
while i < a
    PrumDvojDerivq(i,1) =((DvojitaDerivq(i,1) + DvojitaDe-
rivq(i-1,1))/2);
    i = i + 1;
end
PrumDvojDerivq(a,1)= 0;

i=1;
while i < a
    qPrum(i,1)= (q(i+1,1) + q(i,1))/2;
    i = i + 1;

end

qPrum(i,1)= q(i,1);
% Konec celé tabulky
% Otestováno


  TabulkaDerivaci=[qPrum,Diferencialq,Derivq,PrumDerivq,Di-
fPrumDerivq,DvojitaDerivq,PrumDvojDerivq]

return
```

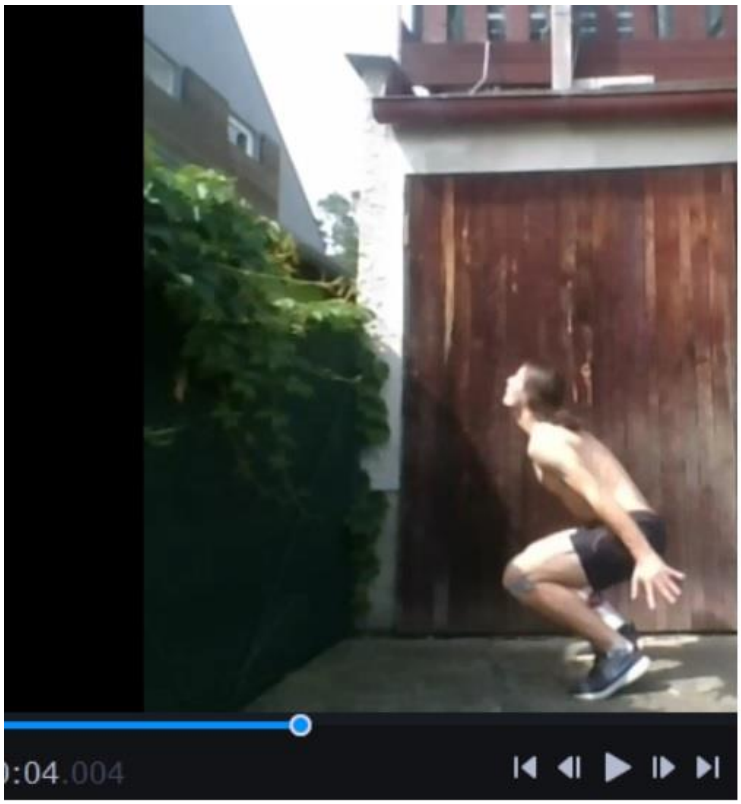
Příloha 7 Záznam provedení odrazu s označením zkoumaných kloubů. Zdroj: autor.

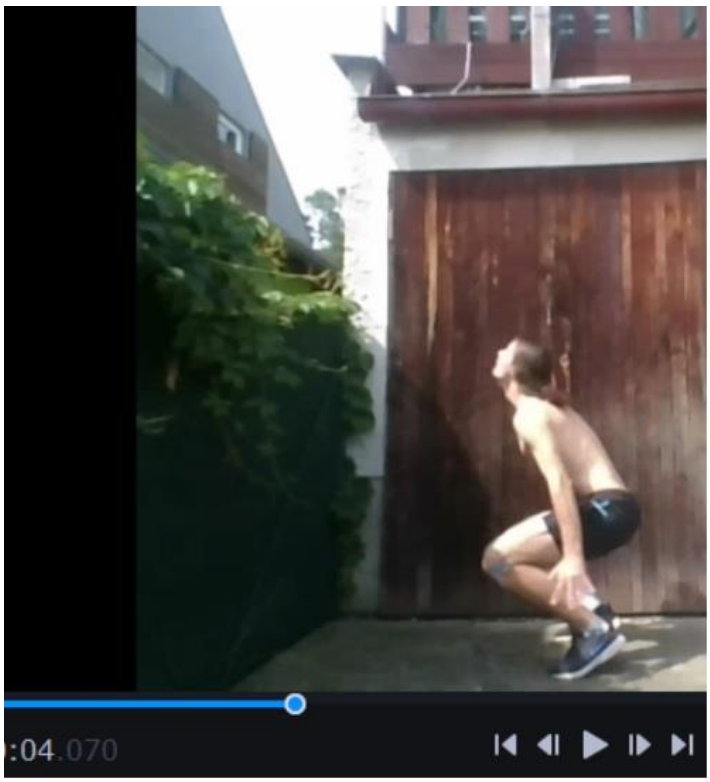
Fáze 1-11

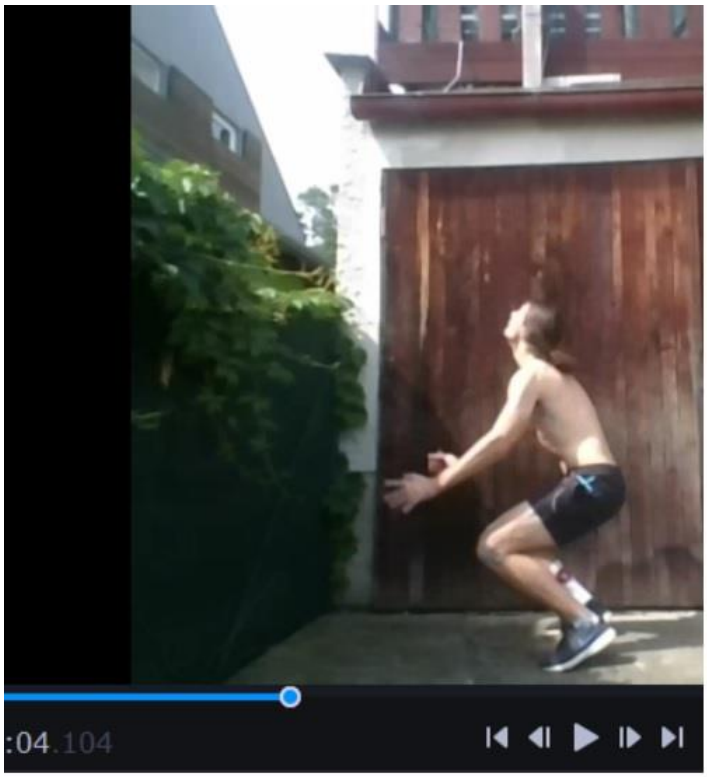


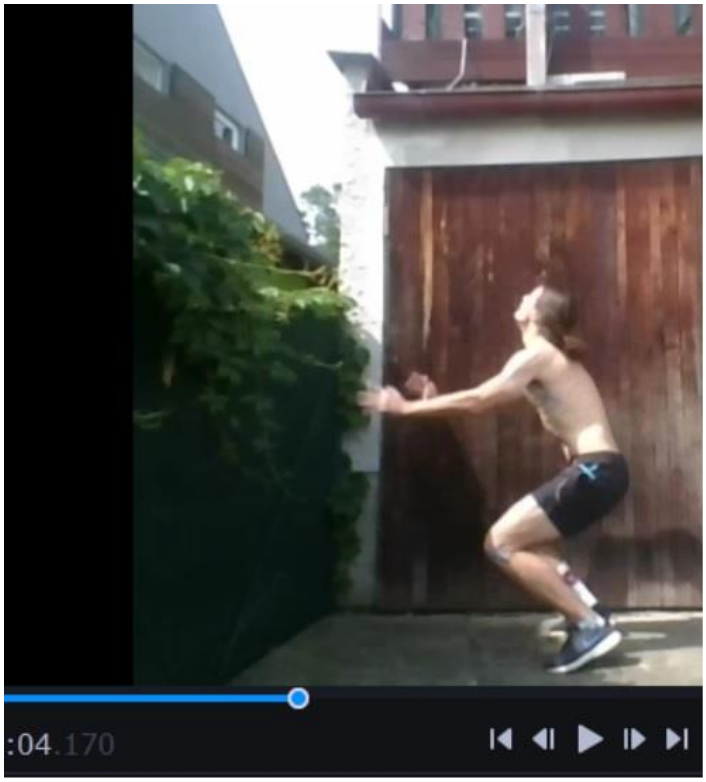

:03.903

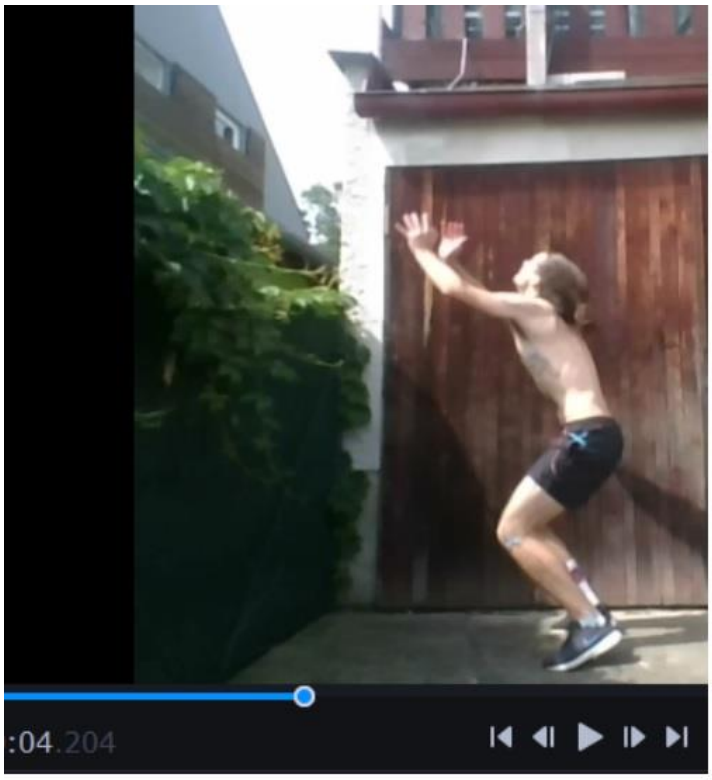

:03.970

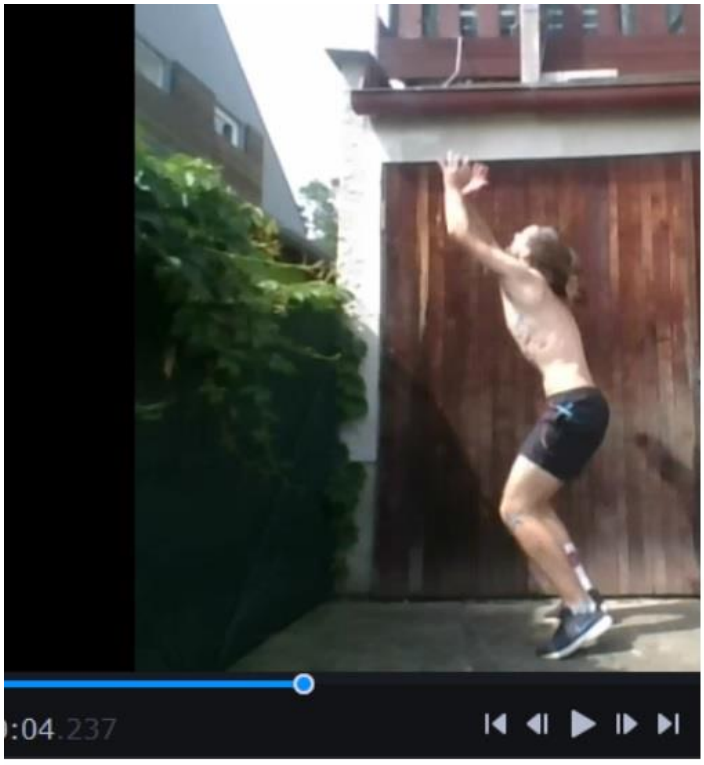

:04.004

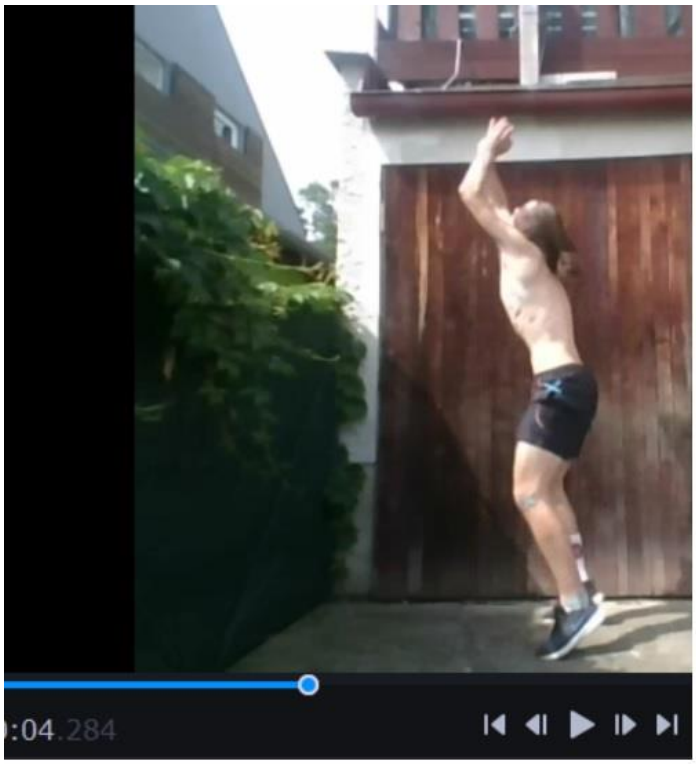

:04.070

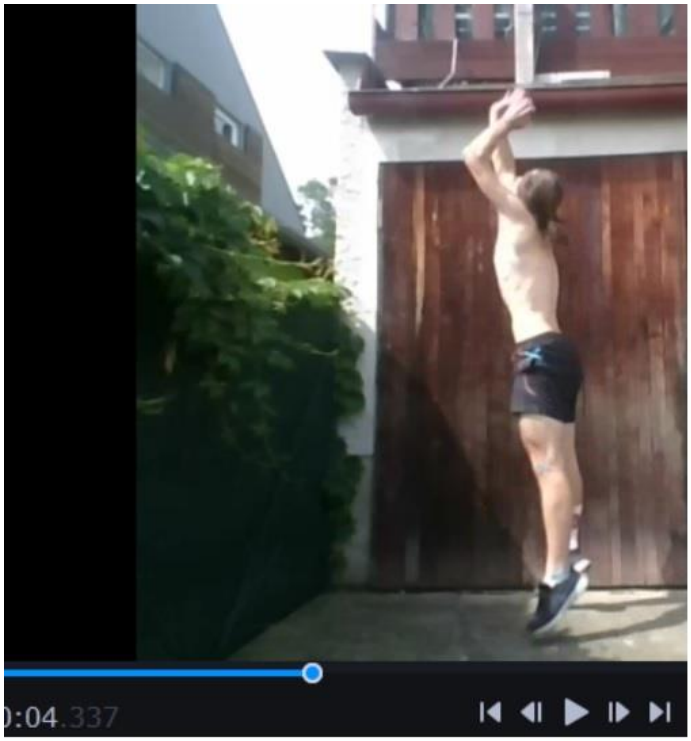

:04.104

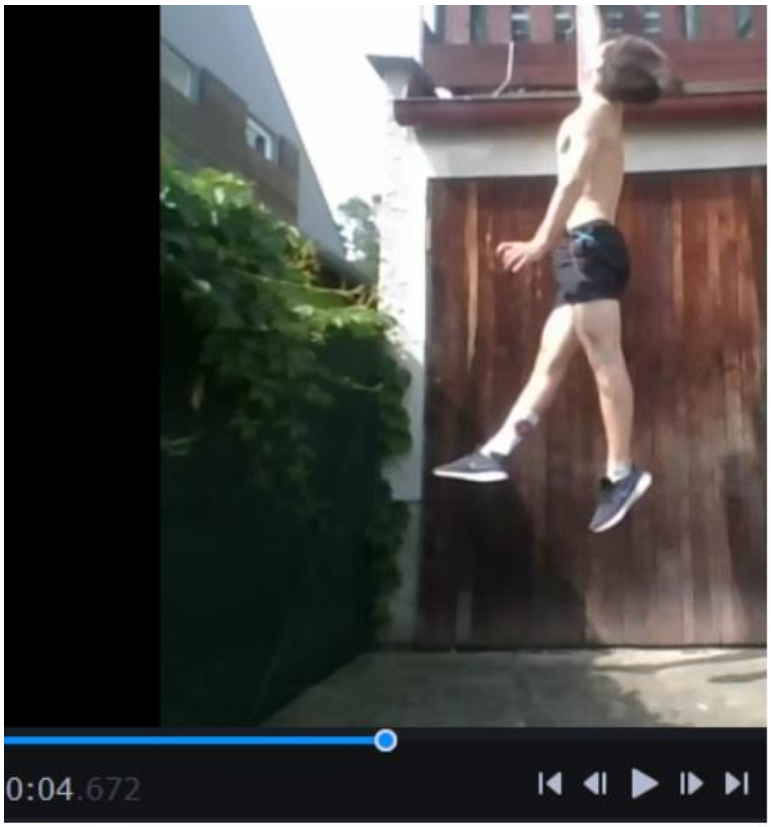

:04.170


:04.204


:04.237


:04.284


:04.337



Vrchol letové fáze vertikálního odrazu sounož