

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

# **Stanovení svalových sil dolní končetiny**

**David Blaha**

**2016/2017**

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval(a) samostatně s použitím literárních pramenů a informací, které cituji a uvádím v seznamu použité literatury a zdrojů informací.

.....

datum

.....

podpis

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Blaha** Jméno: **David** Osobní číslo: **408914**  
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**  
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**  
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**  
Studijní obor: **bez oboru**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Stanovení svalových sil dolní končetiny**

Název bakalářské práce anglicky:

**Lower extremity muscle forces calculation during human locomotion.**

Pokyny pro vypracování:

Experimentální vyšetření kinematických parametrů pohybu dolních končetin.  
Stanovení reakčních účinků mezi segmentu DK postupem inverzní dynamiky.  
Stanovení svalových sil dolní končetiny výpočtem z momentů v kloubech DK, pomocí tzv. modelu Hillova typu.  
rozsah práce: 50 stran + 20stran přílohy

Seznam doporučené literatury:

Vilímek, M. Musculotendon forces derived by different muscle models. Acta Bioeng Biomech, 2007, roč. 9, č. 2, s. 41-47.  
Zajac, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Critical Reviews in Biomedical Engineering, 1989, Vol. 17, No. 4, s. 359-411.  
Prilutsky, B. I., Zatsiorsky, V. M., Optimization-Based Models of Muscle Coordination, Exerc Sport Sci Rev, Jan. 2002; Vol. 30, No. 1, s. 32-38  
Cramp, E. a kol. The 3D Biomechanics Data Standard : C3D online help [online]. Publikováno 2001 [cit. 2012-4-12].  
Dostupné z: <<http://www.c3d.org/HTML/default.htm?url=analogdata.htm>>  
Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, Ch. T., Guendelman, E., Thelen, D. G. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, Vol. 54, No. 11

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Miloslav Vilímek Ph.D., ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky FS**

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:


Datum zadání bakalářské práce: **28.04.2017**

Termín odevzdání bakalářské práce: **18.08.2017**

Platnost zadání bakalářské práce: \_\_\_\_\_



Podpis vedoucí(ho) práce



Podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry



Podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací.  
Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

26.4.2017

Datum převzetí zadání



Podpis studenta

# Anotační list

Jméno autora:	David Blaha
Název bakalářské práce:	Stanovení svalových sil dolní končetiny
Anglický název:	Lower extremity muscle forces calculation during human locomotion
Akademický rok:	2016/2017
Fakulta/ústav:	Fakulta strojní
Studijní program:	Teoretický základ strojního inženýrství
Zadávací katedra/ústav:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí bakalářské práce:	Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.
Počet stran:	44
Počet obrázků:	27
Počet příloh:	21
Klíčová slova:	svalové síly, Hillův model, inverzní kinematika, inverzní dynamika, statická optimalizace, dřep
Keywords:	muscle forces, Hill's model, inverse kinematics, inverse dynamics, static optimization, squat
Anotace:	Práce se zabývá vyšetřením svalových sil dolních končetin při dřepu na základě experimentálního měření zpracovaného metodou inverzní dynamiky a statické optimalizace pomocí programu OpenSim.
Abstract:	Thesis deals with investigating muscle forces of lower limb during squat due to experimental measurement processed with inverse dynamics method and static optimization method in program OpenSim.

## **Poděkování**

Tímto bych rád poděkoval mému vedoucímu bakalářské práce Ing. Miloslavu Vilímkovi, Ph.D. za poskytnutí materiálů a užitečným radám v průběhu měření a zpracování bakalářské práce, dále FTVS UK za poskytnutí laboratoře, kde měření probíhalo. Také bych rád poděkoval všem, kteří mě jakkoliv podporovali a motivovali v průběhu celého studia, zejména rodině a kamarádům.

# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>Teoretická část - východiska</b>	<b>8</b>
2.1	Popis cviku - dřep	8
2.2	Svalový aparát dolní končetiny	8
2.3	Stavba svalu	13
2.4	Svalový model Hillova typu	13
2.5	Optimalizační přístupy	17
2.6	Charakteristiky dřepu	17
<b>3</b>	<b>Cíle práce</b>	<b>19</b>
<b>4</b>	<b>Metodika výzkumu - praktická část</b>	<b>20</b>
4.1	Parametry sportovce a dřepu	20
4.2	Příprava laboratoře	20
4.3	Markerset	21
4.4	Měření	22
4.5	Zpracování naměřených dat	22
4.6	C3d kontejner	23
4.7	Použití Matlabu	23
4.8	Mokka editor	23
4.9	C3d editor	24
4.10	OpenSim a vstupní parametry	24
4.11	Rozměrová adaptace modelu	26
4.12	Inverzní kinematika	27
4.13	Inverzní dynamika	27
4.14	Statická optimalizace	29
<b>5</b>	<b>Výsledky</b>	<b>30</b>
<b>6</b>	<b>Diskuse</b>	<b>35</b>
<b>7</b>	<b>Závěr</b>	<b>39</b>
<b>8</b>	<b>Seznam použitých zdrojů</b>	<b>40</b>
<b>9</b>	<b>Seznam použitých zkratk</b>	<b>44</b>



# 1 Úvod

Žijeme v době, ve které jsou naše možnosti značně rozšířené. Díky technickému pokroku jsme schopni odpovídat na nejrůznější otázky a zabývat se komplikovanými problémy. Ani lékařství technickému pokroku nezůstalo pozadu a při bližším pohledu se lze přesvědčit, že se dnes snad žádná nemocnice neobejde bez technického vybavení, bez kterého by nedokázala určit nejrůznější příčiny nemocí či nehod. Strojírenský průmysl nepřinesl do lékařství jen přístroje a pomůcky pro diagnózu, nýbrž také umělé kosterní náhrady, analýzy průtoků krve srdečně-cévního systému, protonovou terapii a mnoho dalšího.

Pro svoji bakalářskou práci jsem zvolil téma z oblasti biomechaniky, vyšetření silových účinků dolní končetiny experimentální metodou, kde jsem měl k dispozici biomechanickou laboratoř FTVS na UK pro změření vstupních dat pro analýzu pohybu. Výběr pohybu byl omezený díky přístrojům pro měření, jejich umístění a velikosti. Především kvůli rozmístění desek pro měření zatížení a jeho komplexnímu využití jsem zvolil dřep. Dřep je jeden z nejrozšířenějších cviků doporučených pro rehabilitaci ale i posílení svalů dolních končetin, zlepšení koordinace pohybu a protažení šlach. Pro jeho správné provedení je nezbytná funkce kolenního kloubu, který patří mezi nejsložitější klouby v těle. Při analýze dolních končetin budu schopný zjistit reálně působící silové složky v jednotlivých svalech, ale také si udělám představu o funkci kolenního kloubu a jak je zatěžovaný, což mi pomůže v celkové představě funkce svalově-kosterního systému dolních končetin. Využití těchto dat je možné pro další výzkum ať už z oblasti rehabilitace či předoperačních a pooperačních analýz. Pro cvik dřep by měly být z hlediska funkce nejdůležitější flexory a extenzory stehenních svalů, díky kterým je samotný cvik proveditelný. Ve výstupu budu tedy mít i srovnání následujících skupin svalů, jejich velikosti a jak jsou v průběhu dřepu použity.



## 2 Teoretická část - východiska

### 2.1 Popis cviku - dřep

Ve svém experimentu popisují pouze konkrétní typ dřepu, jde o pohyb zadní dřep. Ve správném provedení zlepšuje koordinaci svalů a pohybu, které najdou využití v každodenním životě, jde především o zdvihání těžších věcí, sportování, ale taky sezení. Při správném provádění lze předejít různým zraněním, je doporučován pro svou širokou aplikaci jako rehabilitační cvik.

Samotný cvik se provádí tak, že se začne ve stoji vzpřímeném s činkou na zádech umístěnou na deltovéch svalech v pozici těsně pod C7 krční páteře. Poté probíhá flexe v kyčli, kolenou a kotníku až do fáze, kdy stehno je rovnoběžně s podlahou a kyčelní kloub je minimálně ve stejné rovině jako kolenní kloub, ne-li ještě níž. Poté se přejde do extenze a skončí se zpět ve vzpřímené poloze. Před počátkem pohybu je doporučené pro atlety zadržet 80 % dechu z maximálního objemu ke zvýšení intraabdominálního tlaku a docílit tím lepší stability páteře.

Dřep je definovaný předepsanými pohyby a postojem pro správné provedení v rovinách přední, zadní a boční k tělu člověka. Nejprve z boční roviny, kde válcová tyč je tedy umístěna na deltovéch svalech v pozici těsně pod C7 krční páteře. Měla by být větší než šířka samotných ramen. Předloktí by mělo být rovnoběžné s trupem. Hlava je v pozici, kdy osa krku je kolmá k zemi s pohledem upřeným rovně před sebe. Hrudník je držěn vzhůru se stáhnutými lopatkami. Trup je v pozici rovnoběžně k tibii s páteří mírně do lordózy (vyklenutí páteře směrem dopředu). Příímka protínající kyčel je rovnoběžně se zemí. Vnější část kolen z přední strany se nesmí křížit s vnitřní stranou kotníků. Kolena by neměla nadměrně přesahovat přes špičky chodidel. V průběhu celého dřepu je chodidlo po celou dobu v kontaktu se zemí. Chodidla jsou rozkročena do šířky ramen se špičkami lehce od sebe. Průběh dřepu se provádí minimálně do pozice, kdy stehno je rovnoběžně k zemi, tedy rovina protínající koleno a kyčli. Rychlost v průběhu klesání a stoupání je konstantní a poměr rychlostí klesání:stoupání je 2:1. [17]

### 2.2 Svalový aparát dolní končetiny

#### Svaly kyčelní - *mm. coxae*

##### a) Přední skupina:

- Sval bedrokyčlostehenní - *m. iliopsoas*  
Má část bederní - *m. psoas*. Začíná na bederních obratlech. Část kyčelní - *m. iliacus*, začíná na vnitřní ploše kosti kyčelní. Sval *iliopsoas* ohýbá stehno v kyčli a vytáčí zevním směrem. [16]

##### b) Zadní skupina:

- Hýžd'ové svaly - *mm. glutei*  
Tyto svaly jsou tři, velký sval hýžd'ový - *m. gluteus maximus*, který je nejmohutnější. Má široký počátek (na kosti kyčelní, křížové a kostrči), natahuje stehno v kyčelním kloubu (extenze) a tím zabezpečuje vzpřímený postoj. Vytáčí také stehno směrem zevně a odtahuje je (abdukce). Dále střední sval hýžd'ový - *m. gluteus minimus* a malý sval hýžd'ový - *m. gluteus minimus*. Oba začínají na kosti kyčelní. Převážně natahují stehno v kyčli, odtahují a vytáčí je směrem dovnitř i zevně.





- Skupina sedmi hlubokých svalů:  
Hluboké svaly mají počátek na kosti pánevní. Přitahují stehno v kyčli a rotují zevním směrem, svaly upínající se převážně k hraně kosti stehenní stehno odtahují, ohýbají v kyčelním kloubu a rotují zevně. [16]

### Svaly stehna - *mm. femoris*

#### a) Přední skupina - extenzory:

- Čtyřhlavý sval stehenní - *m. quadriceps femoris*  
Je nejmohutnější sval stehna. Jedna hlava se upíná na kosti kyčelní, ostatní tři na kosti stehenní. Hlavy se sbíhají v pevnou šlachu, která je fixovaná k česce a pokračuje na bérec. Zde se upíná na kost holenní. Všechny hlavy jsou extenzory kolenního kloubu.
- Krejčovský sval - *m. sartorius*  
Začíná na horním předním trnu kosti kyčelní. Je to nejdelší sval v těle. Ohýbá koleno a slouží dále pro ohyb, odtažení a zevní rotaci stehna v kyčli. [16]

#### b) Zadní skupina - flexory:

- Dvojhlavý sval stehenní - *m. biceps femoris*  
Hlavní sval, dvě hlavy, začínají od kosti sedací a v části kosti stehenní. Ohýbá kolenní kloub a natahuje kloub kyčelní.
- Sval poloblanitý - *m. semimembranosus*  
Upíná se ke kosti holenní.
- Sval pološlašitý - *m. semitendinosus*  
Taktéž se ke kosti holenní. [16]

#### c) Vnitřní skupina - adduktory:

- Přitahovač velký - *m. adductor magnus*  
Přitahovač dlouhý - *m. adductor longus*  
Přitahovač krátký - *m. adductor brevis*
- Štíhlý sval stehenní - *m. gracilis*

Tyto svaly začínají převážně na kosti stydké. Přitahují a směrem dovnitř rotují stehno, zatímco pomáhají kolennímu kloubu v ohybu. [16]

### Svaly bérce - *mm. cruris*

#### a) Přední skupina - extenzory

- Přední sval holenní - *m. tibialis anterior*  
Začíná na horní části kosti holenní. Ohýbá nohu v hlezenním kloubu směrem vzhůru (dorzální flexe nohy).
- Dlouhý natahovač palce - *m. hallucis longus*  
Začíná od předního povrchu kosti lýtkové a přilehlé mezikostní membrány. Natahuje nohu a taky palec.
- Dlouhý natahovač prstů - *m. extensor digitorum longus*  
Začíná na kosti holenní a přední části kosti lýtkové a přilehlé mezikostní membrány. Natahuje nohu a také prsty.



- Třetí sval lýtkový - *m. fibularis tertius*  
Začíná na dolní části kosti lýtkové a přihlehlé mezikostní membráně. Ohýbá nohu v hlezenním kloubu směrem vzhůru (dorzální flexe), vytáčí nohu. [16]

b) Zevní skupina - pronátory

- Dlouhý a krátký sval lýtkový - *m. fibularis, peroneus longus et brevis*  
Ohýbají nohu v hlezenním kloubu směrem dolů (plantární flexe) a vytáčeji nohu zevně (pronace, abdukce). [16]

c) Zadní skupina - flexory

- Povrchová vrstva  
Trojhlavý lýtkový sval - *m. triceps sure*, základ lýtka, má dvě části. První část je dvojhlavý sval lýtkový - *m. gastrocnemius*, jehož hlavy začínají na kondylech kosti stehenní a pouzdře kolenního kloubu. Druhá část je šikmý sval lýtkový - *m. soleus*, který začíná na obou kostech bérce. Všechny hlavy se spojují ve šlachu (Achillova šlacha), upíná se na kost patní. Trojhlavý sval ohýbá nohu v hlezenním kloubu (plantární flexe a ohýbá kolenní kloub). Další z povrchové skupiny je chodidlový sval - *m. plantaris*, který má stejnou funkci a také se upíná prostřednictvím Achillovy šlachy ke kosti patní. Podkolenní sval - *m. popliteus* začíná na kosti stehenní, upíná se na horní část kosti holenní. Ohýbá tudíž kloub kolenní.
- Hluboká vrstva:  
Zadní sval holenní - *m. tibialis posterior* začíná na obou kostech bérce a mezikostní membráně. Ohýbá nohu v hlezenním kloubu (plantární flexe).  
Dlouhý ohýbač prstů - *m. flexor digitorum longus* začíná na zadní ploše kosti holenní. Ohýbá nohu v hlezenním kloubu a ohýbá prsty, vytáčí nohu směrem dovnitř (supinace, addukce).  
Dlouhý ohýbač palce - *m. flexor hallucis longus* začíná ve střední a dolní části kosti lýtkové. Ohýbá nohu v hlezenním kloubu a také palec.

Svaly přední a zevní části bérce udržují příčnou klenbu nožní. [16]

## Svaly nohy

Svaly nohy - *mm. pedis* jsou rozprostřené na hřbetu nohy (svaly dorzální) i na plosce (svaly plantární). Umožňují pohyb prstů a palce (ohyb, natažení), zajišťuje hlavně podélnou klenbu nožní. [16]

## Svaly hřbetu nohy

- a) Krátký natahovač palce - *m. extensor hallucis brevis*  
Začíná na kosti patní. Natahuje palec.
- b) Krátký natahovač prstů - *m. extensor digitorum brevis*  
Začíná na kosti patní. Natahuje články prstů.
- c) Mezikostní svaly - *mm. interossei dorsales I. - IV.*  
Vyplňují prostory mezi kostmi nártními. [16]



## Svaly plosky nohy

### a) Palcová skupina:

- Odtahovač palce - *m. abductor hallucis*  
Zpevňuje podélnou klenbu nožní. Odtahuje palec od prstů (abdukce).
- Přitahovač palce - *m. adductor hallucis*  
Přitahuje palec k druhému prstu.
- Krátký ohýbač palce - *m. flexor hallucis brevis*  
Ohýbá palec. Udržuje podélnou klenbu. [16]

### b) Střední skupina:

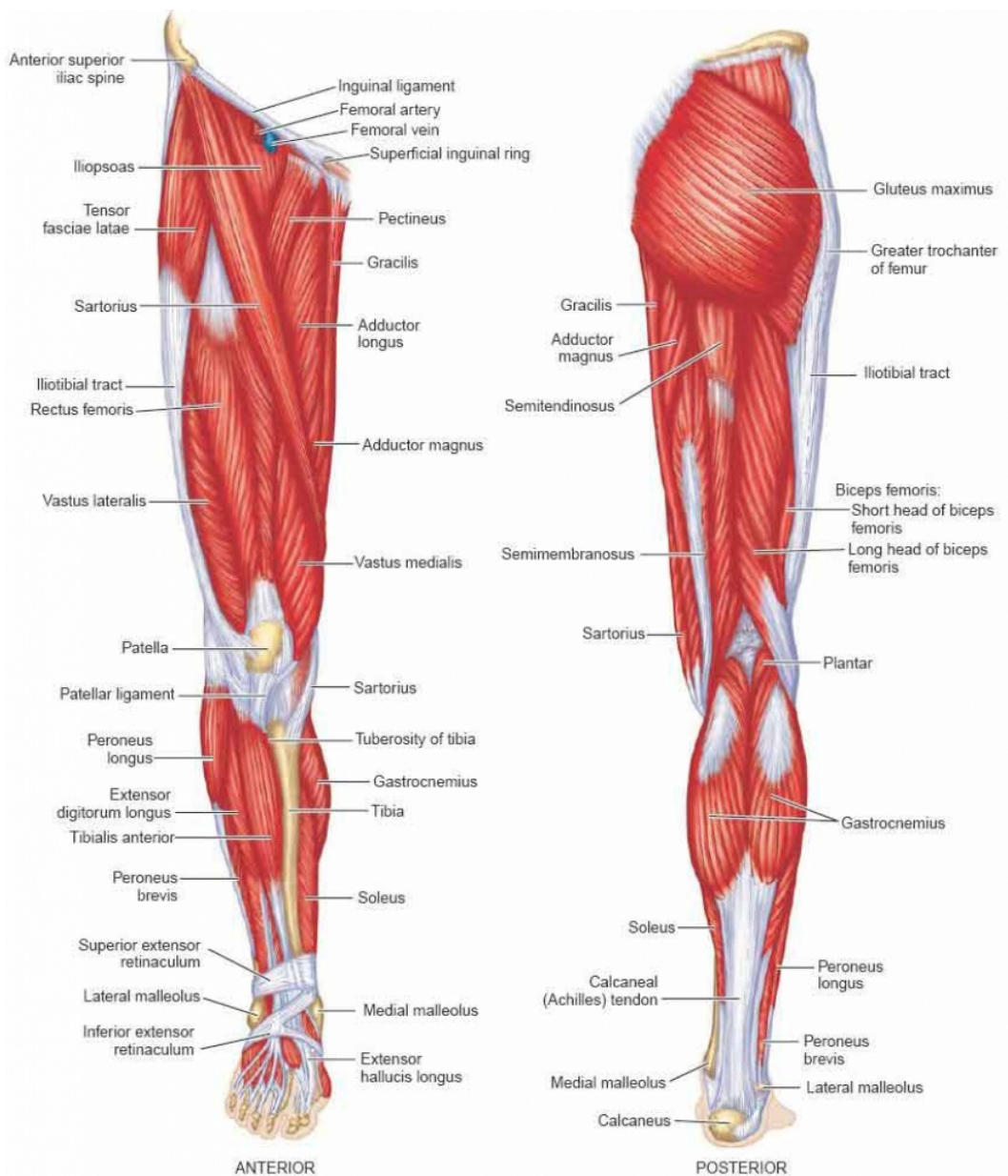
- Krátký ohýbač prstů - *m. flexor digitorum brevis*  
Udržuje podélnou klenbu.
- Čtyřhranný sval plosky - *m. quadratus plantae*  
Dlouhý ohýbač prstů. [16]

### c) Malíková skupina:

- Odtahovač malíčku - *m. abductor digiti minimi*  
Odtahuje malíček od čtvrtého prstu.
- Krátký ohýbač malíčku - *m. flexor digiti minimi brevis*  
Ohýbá a odtahuje malíček. [16]

### d) Mezikostní skupina:

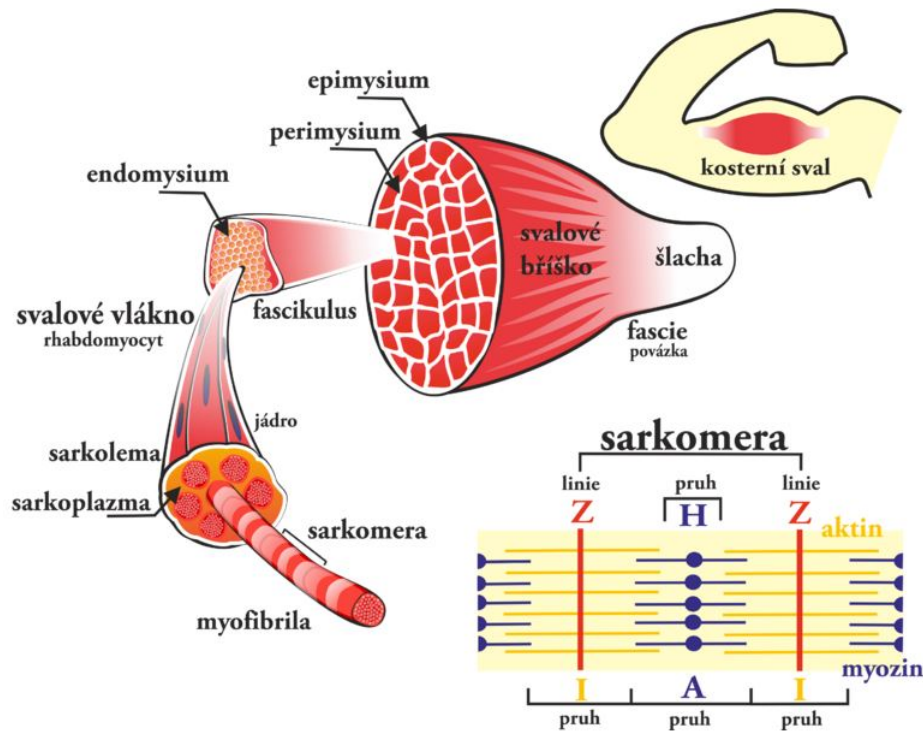
Mezikostní svaly jsou tři, leží mezi kostmi nártními. [16]



Obrázek 1: Svalový aparát dolní končetiny, pohled zepředu - *anterior* vlevo, pohled zezadu - *posterior* vpravo [11]

## 2.3 Stavba svalu

Pro určení mechanických vlastností svalu je třeba bližšího poznání funkce svalu z hlediska mezostuktury a mikrostruktury. Sval se skládá z nepravidelně uspořádaných vláken a buněk. Je pokryt epimysiem. Na další úrovni je svalový snopeček, který je obalený perimysiem. Sdružuje přibližně 10 - 100 svalových vláken (buněk). Každé svalové vlákno je pokryto buněčným obalem a tvoří ho cytoplazma s myofibrily. Tyto myofibrily jsou tvořeny smršťujícími se aktiny a myoziny. Příčně jsou ohraničena Z-liniemi, které zamezují kontrakci svalu na minimum. Rozmezí mezi dvěma každými Z-liniemi se nazývá sarkomera. A právě proces, který probíhá v sarkomeře vyvolává sílu ve svalu spojením aktinu a myozinu pomocí příčných můstku. [13]



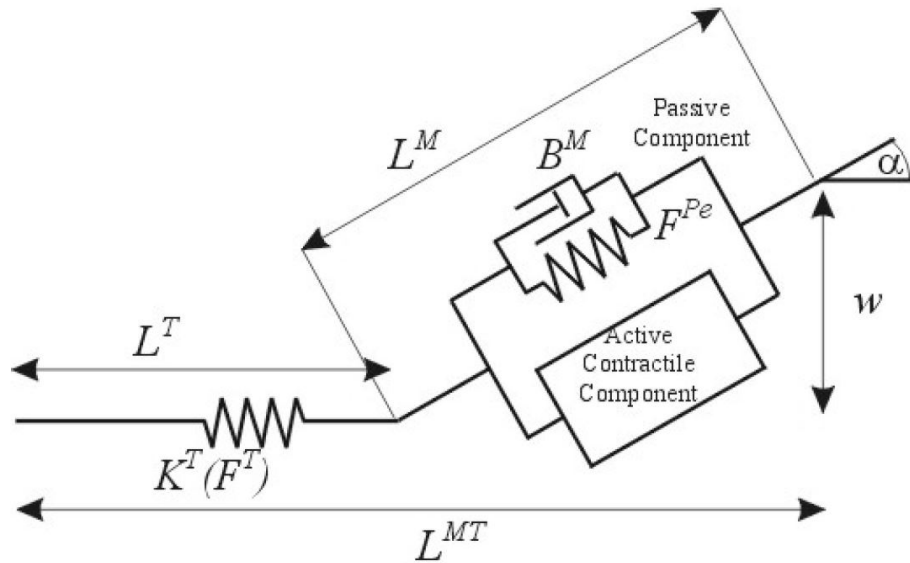
Obrázek 2: Struktura svalu [14]

## 2.4 Svalový model Hillova typu

Za účelem určení složek sil ve svalech odvodil A. V. Hill model, který popisuje funkci svalu. Zjistil, že aktivovaný sval vyprodukuje větší sílu v izometrickém stavu než při zkrácení. Díky tomuto modelu je možné provádět hloubkové analýzy svalošlachového komplexu. Model se skládá ze tří částí a to sériového, paralelního a elastického elementu. Model zobrazený na obrázku 3 je modelem zjednodušeným o tzv. sériový elastický element, protože se předpokládá, že akumulovaná energie ve svalu se může zanedbat v porovnání s akumulovanou energií ve šlaše.

Celková délka elementu  $L^{MT}$  se skládá z délky šlacha  $L^T$  a délky svalu  $L^M$ , který je odkloněný o úhel zpeření  $\alpha$ . Po zanedbání sériového elastického elementu svalu popisují chování svalu další dva elementy. Paralelní pasivní člen, který se skládá z pasivní svalové viskozity  $B^M$  a paralelního elastického elementu  $F^{Pa}$ , a aktivní generátor síly. Ten je popsán třemi faktory, které jsou vzájemně spjaty.

- o Faktor závislosti svalové síly a délky  $f_L(L^M)$

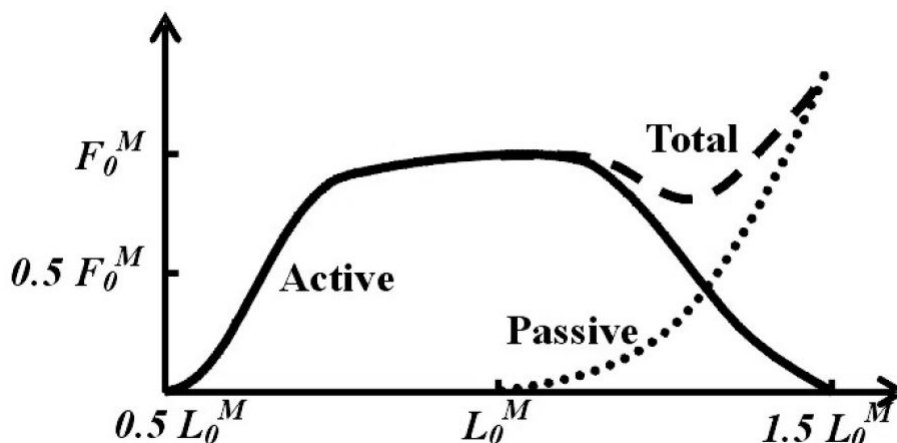


Obrázek 3: Hillův svalový model [26]

- Faktor závislosti svalové síly a rychlosti  $f_v(\dot{L}^M)$
- Faktor závislosti svalové síly, délky a rychlosti - stupeň aktivace  $a(t)$

### Závislost síla - délka svalu

Závislost síly a délky svalu může být popsána pomocí složky pasivní  $F^{Pa}(L^M)$ , kdy není sval aktivován. Při aktivaci svalu dochází k průniku složek aktivní  $f_L(L^M)$  a pasivní síly svalu v závislosti na délce. Při pasivním zatížení vlákna aktinová a myozinová prokluzují až do tzv. rovnovážné délky  $L_0^M$ , kde se začnou zapojovat paralelní složky. Pro zjednodušení uvažují optimální délku rovnou rovnovážné délce. V této délce je také dosaženo maximální aktivní síly  $F_0^M$ . Tuto závislost představuje obrázek 4. Maximální izometrické síly



Obrázek 4: Závislost síla - délka svalu [26]

$F_0^M$  dosáhne sval při takové klidové délce  $L_0^M$ , ve které se vytvoří nejvíc můstků. Počet vytvořených můstku aktinového a myozinového vlákna tedy ovlivňuje aktivní sílu při izometrické kontrakci. Omezení nastává tehdy, když se sarkomera smrští na velikost, která je



fyziologicky omezena Z liniemi. V této pozici není možné vytvořit můstky aktin-myozin, protože se vzájemně překrývají a aktivní síla prudce klesá. Opačný extrém nastává tehdy, když jsou od sebe aktinová a myzionová vlákna vzdálena natolik, že nevzniká žádný můstek, aktivní síla opět prudce klesá. [13] Z toho vyplývá celkové fyziologické omezení délky svalu v rozmezí  $0.5 \leq \overline{L^M} \leq 1.5$ , kde  $\overline{L^M}$  je normalizovaná délka  $\overline{L^M} = L^M/L_0^M$ . Toto omezení se může v praxi lehce lišit u každého svalu. Maximální síla  $F_0^M$  se dá spočítat jako  $F_0^M = \sigma \cdot PCSA$ , kde  $\sigma = 31.8 Ncm^{-2}$  je napětí ve svaly a  $PCSA$  odpovídá fyziologickému průřezu svalu  $PCSA = (m \cdot \cos(\alpha))/(\rho \cdot L_0^M)$ . Proměnná  $\rho$  vyjadřuje hustotu svalu  $\rho = 1.056g/cm^3$  a  $m$  je hmotnost svalu v gramech. [27]

Rovnice 1 popisuje závislost aktivní svalové síly a délky.

$$F^{La} = F_0^M f_L^{act} = F_0^M \left[ 1 - \left( \frac{\frac{L^M}{L_0^M} - 1}{0.5} \right)^2 \right] \quad (1)$$

A rovnice 2 popisuje exponenciální závislost pasivní svalové síly a délky.

$$F^{Pe} = F_0^M f_L^{pe} = F_0^M \left( \frac{L^M}{L_0^M} \right)^3 \cdot e^{8 \frac{L^M}{L_0^M} - 12.9} \quad (2)$$

Z obrázku 3 plyne vztah pro pozici délky svalu  $L^M$ .

$$w = L_0^M \sin(\alpha_0) = L^M \sin(\alpha) \quad (3)$$

### Závislost síla - rychlost svalové kontrakce

Vztah mezi aktivní svalovou silou a rychlostí svalové koncentrace definuje chování svalu při různé rychlosti kontrakce. A. V. Hill zjistil a ověřil, že při aktivním zkracování svalu je dosaženo menší síly než při izometrické kontrakci u dané délky svalu, obrázek 5. Tato závislost je vyjádřena hyperbolickou rovnicí 4.

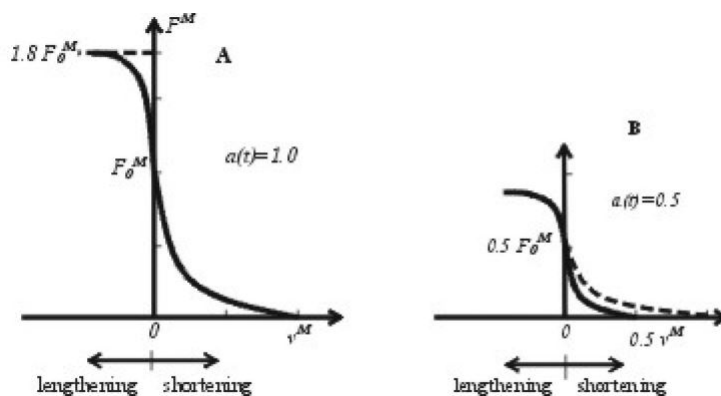
$$F_0^M f_v(v^M) = F_0^M \frac{v_0^M - v^M}{v_0^M + cv^M} \quad (4)$$

Kde  $v^M = \dot{L}^M$  a  $v^M \geq 0$  definuje zkracování. Rovnici je možno dále rozšířit o aplikaci na pomalá a rychlá svalová vlákna. Také je vhodné zadefinovat časově-váhový parametr pro rovnici 4, který je pro horní a dolní končetiny stejný. Odpovídá  $\tau_c = 0.1s$  ve vztahu  $v_0^M = L_0^M/\tau_c$  pro maximální rychlost kontrakce.

Naopak při excentrické kontrakci, kde je sval prodlužován, Hillova rovnice neplatí, resp. je potřeba ji modifikovat. [27]

$$F_0^M f_v(v^M) = F_0^M \frac{2v^M - b' + v^M \frac{a'}{F_0^M}}{v^M - b'} \quad (5)$$

Pro modifikovanou rovnici platí maximální aktivní síla  $1.8F_0^M$  a rychlost svalové kontrakce je záporná, tedy  $v^M < 0$ . Pro parametry  $\frac{a'}{F_0^M}$  a  $b'$  platí, že  $\frac{a'}{F_0^M} = -0.284$  a  $b' = 11.51mm \cdot s^{-1}$ .



Obrázek 5: Závislost síly a rychlosti svalové kontrakce. V případě A při aktivaci  $a(t) = 1$ , v případě B při aktivaci  $a(t) = 0.5$ . [26]

### Závislost síla - délka - rychlost svalové kontrakce

Závislost svalové síly, délky a rychlosti kontrakce spolu vytváří popis pomocí trojrozměrné plochy. Je tedy výhodné popsat ji souborem ploch složených z funkcí „bezrozměrných“ křivek síla-délka, síla-rychlost.

$$F^{act} = F_0^M f_v(\bar{v}^M) f_L^{act}(\bar{L}^M) a(t) \quad (6)$$

Kde  $a(t)$  je svalová aktivace, která je definována pomocí nervové excitace  $u(t)$ . Následující rovnice 7 popisuje závislost mezi hladinou aktivace svalu a hladinou dráždění.

$$\dot{a} = \frac{a^2 - ua}{\tau_{rise}} + \frac{u - a}{\tau_{fall}} \quad (7)$$

Kde  $a = a(t)$  a  $u = u(t)$ ,  $u(t)$  definuje excitační hladinu a konstanty nástupu a úpadku svalové aktivace jsou  $\tau_{rise} = 22ms$  a  $\tau_{fall} = 200ms$  [27].

Za předpokladu, že velikost pasivní složky rychlosti kontrakce je malá, zanedbá se viskózní člen a výsledná síla bude mít tvar, který obsahuje pouze pasivní a aktivní složku sil. [26]

$$F^M = F_0^M (f_L^{act} f_v a(t) + f_L^{Pa}) \cos(\alpha) \quad (8)$$

### Dynamika šlachy

Šlacha je zbývajícím elastickým elementem z obrázku 3, pro který nebyla definována žádná závislost. Její popis lze považovat za lineární s konstantní tuhostí, protože jen do 3 % deformace se chová nelineárně, což se zanedbává. Deformace šlachy je popsána známým vztahem  $\varepsilon^T = (L^T - L_s^T)/L_s^T$ . Nicméně prasknutí šlachy reálně při běžném pohybu není téměř možné. Maximální hodnota deformace šlachy je  $\varepsilon^T = 0.1$  s odchylkou 1% – 2%. Při větší deformaci šlacha praskne.

Obecné chování šlachy je popsáno jako exponenciální pružina. Pro zjednodušení je možné



použit lineární vztah pro tuhost, který je definovaný v rovnici 9. [27]

$$K^T(F^T) = 30 \frac{F_0^M}{L_s^T} \quad (9)$$

K odvození dynamiky šlachy je potřeba zadefinovat, že celková síla ve svalu je určena součtem aktivních a pasivních složek sil, objem svalu je konstantní a pozice  $w$  také [27]. Při dodržení těchto podmínek je možné zapsat vztah 10.

$$\dot{F}^T = K^T(F^T) \left( \dot{L}^{MT} - \frac{\dot{L}^M}{\cos(\alpha)} \right) \quad (10)$$

Nyní je možné zapsat pohybovou rovnici pro hmotný sval.

$$M^M \frac{d^2(L^M \cos(\alpha))}{dt^2} = F^T - \left[ F^{act} + F^{Pa} + B^M \dot{L}^M \right] \cos(\alpha) \quad (11)$$

Po úpravě a zanedbání druhých derivací a mocnin prvních derivací lze rovnici zapsat jako rovnováhu sil.

$$F^T = F^M \cos(\alpha) = \left( F_0^M a(t) f_L(\overline{L^M}) f_v(\overline{\dot{L}^M}) + F^{Pa} + B^M \dot{L}^M \right) \cos(\alpha) \quad (12)$$

## 2.5 Optimalizační přístupy

Přístupů, jak vypočítat síly ve svalecth, je několik. Mezi ty nejrozšířenější patří Statická optimalizace (SO) a Výpočet svalové kontroly (CMC). Oba přístupy jsou postavené na výpočtu z neinvazivního experimentálního měření a každý funguje na jiném principu. SO se počítá jako inverzní úloha (více v kapitole 4.14), kdežto CMC se počítá jako dopředná úloha. CMC funguje na principu "vybuzení" svalové aktivity ke sledování naměřené kinematiky pohybu, kdežto SO funguje na základě inverzní dynamiky, kde se spočítají reakce v kloubech z naměřeného pohybu a následně roztribuuují do svalů. SO metoda také nezohledňuje svalovou aktivační dynamiku, což může být důvod, proč rozdíly mezi těmito dvěma metodami vykazují u CMC obecně vyšší hodnoty [1]. Nicméně obě metody vypočítají síly se srovnatelnými charakteristikami a nelze jednoznačně upřednostnit jednu metodu před druhou. SO má pouze jednu velkou velkou výhodou v podobě časové nenáročnosti.

## 2.6 Charakteristiky dřepu

Experimentální data pro analýzu dřepu jsou naměřena obvykle pomocí reflektivních markerů a desek pro měření sil od podlahy, nebo pomocí EMG. Data jsou zpracována pomocí inverzní kinematiky pro SO nebo CMC. Výsledky měření sil se zobrazují v  $[N]$ , v případě úhlů pohybu v  $[\circ]$  a v případě momentů v  $[Nm]$  nebo vztažených jednotkách na  $kg$  v  $[Nm/kg]$ . Fáze dřepu je buď naměřena z pozice vzpřímené, kdy úhel v kolenou je okolo  $0^\circ$  do podřepu (viz. kapitola 2.1) a zpět do této pozice, nebo rozdělená do fáze klesající a



stoupající.

V odborné literatuře [15], která se zabývá porovnáním dvou různých typů dřepu z hlediska zvedání předmětů zaměřených na lordózu. Zde je možné pozorovat větší úhel v kolenním kloubu až  $140^\circ$ , maximální moment v kolenou přibližně  $0.6Nm/kg$ , zatímco úhel v kyčli dosahoval maxima v  $90^\circ$  s maximálním momentem  $1.1Nm/kg$ .

V odborné literatuře [21], která se zabývá dřepem s a bez externí zátěže s vyšetřením momentů, sil a napětí v *patellofemoral* kloubu, vychází moment v koleni přibližně  $0.6Nm/kg$  v  $90^\circ$  flexe kolena.

Naopak v literatuře [24] vychází maximální moment okolo  $1.2Nm/kg$  při flexi v  $110^\circ$ . Z toho plyne, že hodnoty u momentů v koleni jsou hlavně závislé na úhlu v koleni a ramene momentu, které je odvislé od provedení typu dřepu. Tyto hodnoty se tedy mohou hodně lišit v závislosti na provedení konkrétní osoby.

Jiná studie [3] zase porovnává rozdíl mezi muži a ženami při dřepu a výpadu. Výsledky uváděné jsou muže i ženy, jelikož distribuce sil během dřepu je až na minimální výchyly u obou stejná. BFLH -  $896N$ , BFSH -  $807N$ , SM -  $1288N$ , ST -  $410N$ , RF -  $1169N$ , VL -  $1871N$ , VM -  $1294$ . Uváděné síly jsou maximální síly dosažené při dřepu. Výsledky studie ukazuje majoritní význam pro *quadriceps* skupinu svalů, která odpovídá předpokladům také ze studie [2].



### 3 Cíle práce

Výsledkem této práce je stanovit síly ve svalech dolní končetiny, tzn. ve výstupu budou průběhy jednotlivých složek sil ve svalech dolní končetiny v závislosti na čase. Vyměřený časový úsek bude obsahovat jeden cyklus dřepu složený z klesající a stoupající fáze.

V mezivýsledcích bude vyneseno také graf se změnami úhlů v kolenu, kyčli a kotníku po celé délce dřepu a momenty působící na koleno, kyčel a kotník.

Zpracování dat bude probíhat pomocí metody inverzní kinematiky, inverzní dynamiky a statické optimalizace v programu OpenSim.

## 4 Metodika výzkumu - praktická část

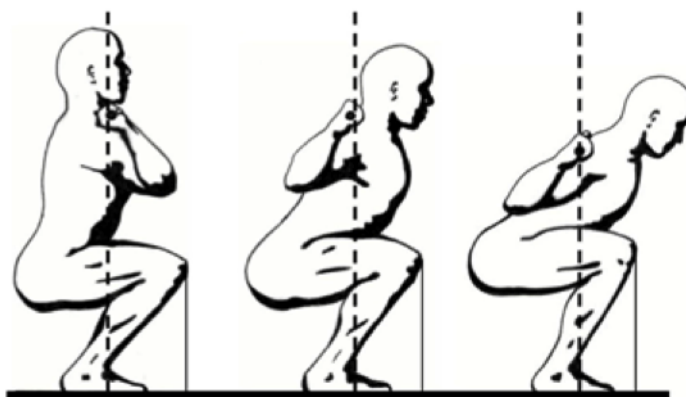
V této kapitole popíšu, jakým způsobem jsem postupoval od samého počátku měření, jeho příprav, až po samotné zpracování hodnot a jejich využití.

### 4.1 Parametry sportovce a dřepu

Pro experiment jsem oslovil profesionálního sportovce, vzpěrače, aby měření bylo co nejvíce konzistentní i při různém počtu opakování. V závěru mám pouze řešené síly z jednoho měření, resp. jednoho dřepu, u kterého bylo měření nejúspěšnější.

Pro můj pokus tedy posloužila žena ve věku 21 let, výšce postavy 165 cm a váhou 67.8 kg. Subjekt má několikaleté zkušenosti se vzpíráním, osobního trenéra a je tedy vhodným kandidátem pro můj experiment.

Vykonávaným cvikem je dřep, který je jednou z disciplín ve vzpírání. Správnost provedení dřepu závisí zejména na pozici těžiště vůči pozici chodidel. Při nesprávném provedení může vést až k úrazu. Popis správného provedení je v kapitole 2.1. Na obrázku 6 lze srovnat různé metody dřepu.



Obrázek 6: Typy dřepu [4]

V mém měření je použit dřep zadní bez externího zatížení se stehny do polohy rovnoběžné se zemí. Sportovec držel tyčku na deltových svalech v pozici těsně pod C7 krční páteře.

### 4.2 Příprava laboratoře

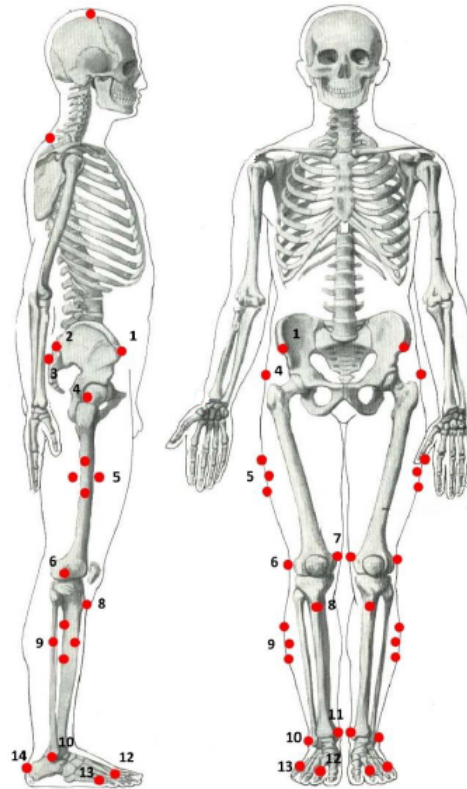
Pro pokus jsem použil biomechanickou laboratoř na FTVS UK. Měření probíhalo dohromady s Pavlem Vargou, který použil stejná data ke svojí diplomové práci. Pavel použil data ke zpracování kinematiky pohybu a pro statistické rozdíly mezi různými sportovci, ať už profesionály či amatéry.

K měření bylo potřeba nachystat činku se závažími, stojany a připravit měřící zařízení. K měření zatížení posloužily dvě desky značky Kistler s jejich softwarovým řešením BioWare. Pro získání hodnot pro kinematiku pohybu bylo k dispozici 9 kamer značky Qualisys s jejich softwarovým řešením Qualisys Track Manager. K zachycení pohybu bylo potřeba rozmístit markery po těle. Desky i kamery byly v laboratoři už nastavené a zkalibrované.

### 4.3 Markerset

Pro správné naměření dat a jejich aplikaci je důležité zvolit markerset, který odpovídá rozmístění markerů po těle tak, jak jsou použity i v modelu v Opensimu. Marker je malá kulička vyrobená z polystyrenu obalená speciální retro-reflektivní páskou, podobnou té, která se používá na oblečení a boty.

Rozmístění markerů jsem dostal od svého vedoucího práce.



Obrázek 7: Markerset měřeného subjektu [25]

- 1 spina iliaca anterior superior
- 2 spina iliaca posterior superior
- 3 os sacrum
- 4 caput femoris (nad trochanter major)
- 5 střední část na laterární straně stehna
- 6 epicondylus lateralis femoris
- 7 epicondylus medialis femoris
- 8 tuberositas tibiae
- 9 distální část na laterární straně bérce (zhruba 1/3)
- 10 maleolus lateralis
- 11 maleolus medialis
- 12 articulatio metatarsophalangea II. phalanx proximalis pedis
- 13 articulatio metatarsophalangea V. phalanx proximalis pedis
- 14 tuber calcanei

Obecně je potřeba umístit markery na takovém místě, kde při pohybu budou markery co nejvíc setrvávat na původním místě od kostry, tedy budou nejlépe kopírovat pohyb. Také je potřeba zohlednit pozici markerů vůči kamerám. Na marker musí vidět alespoň 3 kamery, aby byl zajištěný záznam pohybu markeru ve všech osách. Rozmístění kamer bylo v laboratoři dáno jejich instalací po celém obvodu laboratoře.



## 4.4 Měření

Měření probíhalo v několika krocích:

a) Příprava sportovce

Na sportovce bylo potřeba umístit markery podle markersetu 7. Sportovec se poté přesunul na místo mezi kamery, kde jsem ověřil, že všechny markery jdou vidět.

b) Zkalibrování měřidel

Před samotným měřením bylo potřeba pokaždé zkalibrovat desky, které měřily průběh zatížení v čase. Nejprve se v QTM nastavily parametry frekvence záznamu na 100 Hz a doba nahrávání 15 sekund a spustilo nahrávání, které čekalo na spouštěcí tlačítko. Pak se v Bioware nastavily parametry a spustila se kalibrace. Při kalibraci nesmí být na desku položený žádný předmět, jinak by se musely desky zkalibrovat znovu. Jakmile je vše nastavené a zkalibrované, stačí spustit záznam tlačítkem.

c) Záznam měření

V této chvíli se sportovec postaví na desky. Každou nohou na jednu desku tak, aby zaujal správný postoj při dřepu, tzn. lehce rozkročený, špičky nohou vytočené lehce do vnější strany a ruce do pozice, kdy drží činku. Tlačítkem se spustí měření a sportovec provádí dřepy v přibližně stejných intervalech. Měření probíhalo s nulovým zatížením, se zatížením 75 % maxima sportovce a nakonec statická poloha, při které se sportovec rozpažil a postupně několik sekund stál čelem k jedné stěně, otočil se o 90° až se postupně dostal do své původní polohy. Tato poloha se měřila kvůli adaptaci modelu v Opensimu na parametry sportovce. Všechny tyto měření se zopakovaly 3x. Získal jsem tím dostatečný počet jednotlivých dřepů, ze kterých jsem pak vybral nejvhodnější pro další zpracování.

d) Předběžná kontrola naměřených dat

Po zaznamenání dat jsem na počítači shlédl naměřené výsledky. Pro zatížení od desek mi pro kontrolu sloužila hmotnost sportovce. Rozdělení sil na každou desku zvláště podělilo tíhové zatížení sportce dvěma, tudíž maxima na jedné desce se pohybovaly v rozmezí od 320 N do 420 N.

U markerů jsem si spustil naměřenou sekvenci a zjistil, zda jsou trajektorie pohybu úplné, tedy spojitě. Nepotřeboval jsem 100% záznam, protože v QTM se tyto trajektorie dají napojit, pokud se v nějakém místě a čase marker rozpojil nebo nezaznamenal správně.

## 4.5 Zpracování naměřených dat

Další práce spočívala ve zpracování naměřených dat mimo laboratoř. Z několika měření jsem projel statické polohy, dřep se zatížením i bez zatížení a vybral ty měření, které měly pokud možno co nejvíc spojitých trajektorií bez větších vychylek markerů. Každou takhle projetou trajektorii každého vybraného měření jsem v QTM zkontroloval a pokud nebyla spojitá po celé délce alespoň jednoho dřepu, doplnil pomocí zabudovaného nástroje v programu do 100%. Každé trajektorii jsem taky přiřadil název podle pozice na markersetu 7. Takto připravené hodnoty jsem už jen vyexportoval do c3d kontejneru buď v originální délce nebo v ořezaném tvaru 1 až 3 dřepů.

V Bioware jsem si našel data, které odpovídaly zpracovanému měření v QTM a sjednotil frekvenci, pokud byla vyšší pro každou desku zvláště a případně i ořezal, aby si počet časových snímků odpovídal s daty z markerů. Při exportu dat jsem musel dát pozor na to, abych dostal data seřazené pro desku typu 2, což obnáší převod z Kistler formátu 8 kanálů



( $F_{x12}$ ,  $F_{x34}$ ,  $F_{y14}$ ,  $F_{y23}$ ,  $F_{z1}$ ,  $F_{z2}$ ,  $F_{z3}$ ,  $F_{z4}$ ) na 6 kanálů ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ) pro každou desku. Vyexportovaná data jsem uložil do excelu kvůli další úpravě v Matlabu. Mám tedy připravené data markerů v c3d souboru a zatížení z desek v excelu.

## 4.6 C3d kontejner

C3d je kontejner standardizovaný a speciálně vytvořený pro aplikace v biomechanice. Slouží ke sjednocení formátů naměřených dat od různých výrobců. Uchovává v sobě všechny podstatné informace sjednocené do jednoduché struktury.

- 3D data trajektorii
- Analogové data
- Data o laboratoři
- Data o měřeném subjektu
- Data o měřicím vybavení
- Data o pohybu

Díky c3d formátu jsem byl schopný upravovat data v samotném c3d editoru, Mokka editoru, ale i v Matlabu. Každý program má své klady i omezení, proto bylo nejvýhodnější pracovat se všemi.

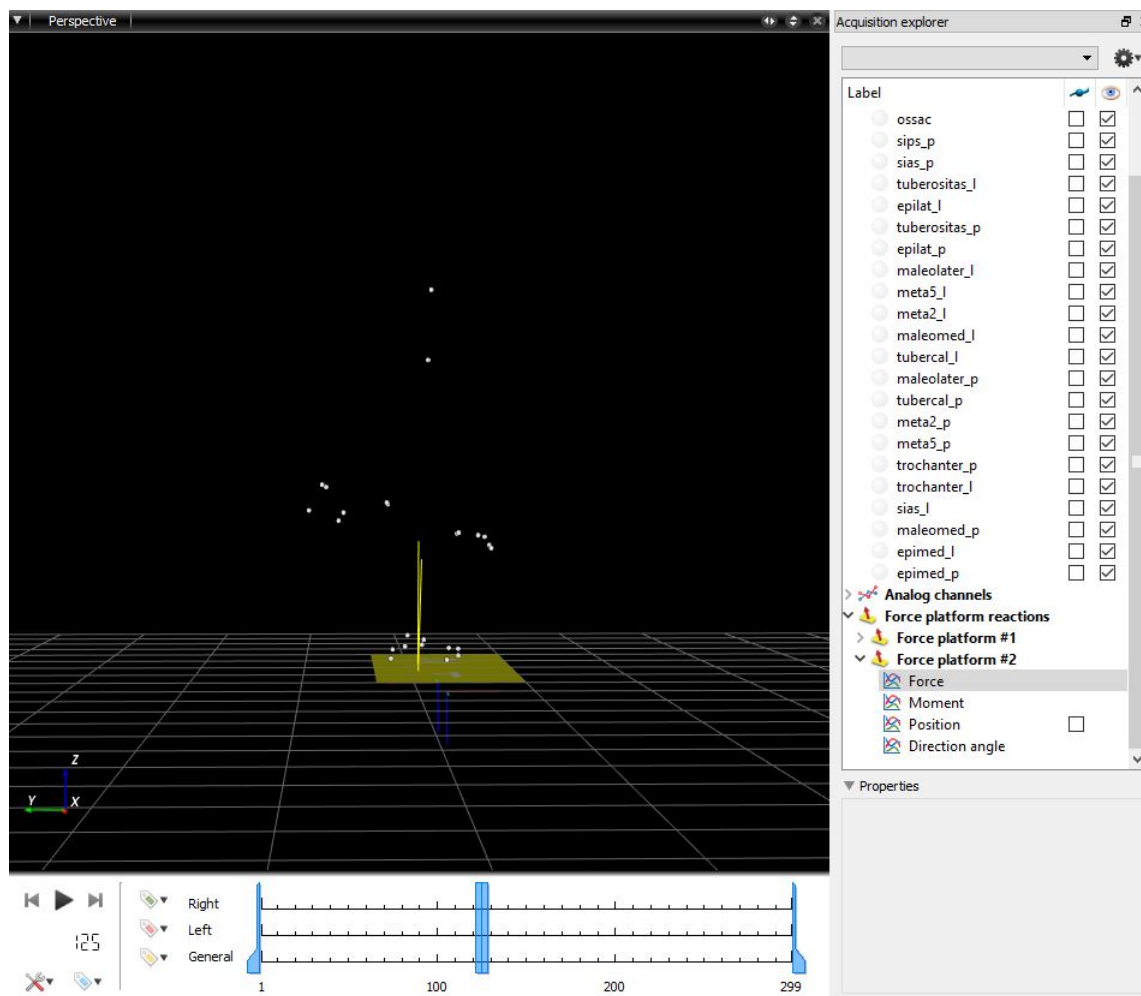
## 4.7 Použití Matlabu

Pro práci s Matlabem jsem použil moduly B-tk[5] a Gait Extract Toolbox[23], které umožňují práci s c3d soubory. B-tk a Gait Extract toolbox moduly slouží k nativní práci s daty v Matlabu. Matlab je výpočetní program s mnoha funkcemi používaný v různých odvětvích. Je to velmi univerzální program, proto je vhodné jej použít i pro úpravu dat uložených v c3d souboru.

V první části jsem použil skript pro přiřazení názvů markerů a dat z desek do struktury Matlabu. V druhé části pak skript, který načte data z excelu pro síly a momenty od desky, nastaví frekvenci pohybu pro výstupní c3d soubor, velikosti a pozice obou desek (tuhle informaci jsem našel v programu Bioware po měření), jejich souřadnicové systémy a načte c3d soubor s vyexportovanými markery z QTM. Všechny tyto data uložené do struktury Matlabu se pak vyexportují do nového c3d souboru, kde je už pohyb sloučený se zatížením od desek.

## 4.8 Mokka editor

Mokka editor je program pro práci s c3d soubory s grafickým prostředím. Základní rozhraní programu nabídne 3D pohled, kde lze sledovat pohyb markerů a pozice sil a desek, dále seznam markerů a analogových kanálů, ke kterým lze měnit a upravovat hodnoty, a časovou nabídku, kde lze např. ořezat výsledný pohyb. Využití tohoto programu jsem našel hlavně ve 2 věcech. Potřeboval jsem si vizuálně ověřit výsledný c3d soubor po sloučení sil a markerů, jestli jsem neudělal chybu při zadávání parametrů v Matlabu (hlavně pozice a otočení souřadnicových systémů), a také pro doplnění informací do c3d o tom, kdy přijdou nohy do kontaktu s deskou. Pro můj pohyb dřepu to bylo od počátku měření do konce měření. Tohle je parametr, který jsem musel do c3d souboru uložit, aby bylo jasné, v jakém rozsahu se má složka sil vyexportovat do mot souboru, který potřebuju jako vstup pro OpenSim. [18]



Obrázek 8: Prostředí Mokka editoru

Na obrázku 8 je krásně vidět pohyb po sloučení sil a markerů, také pozice, velikost a směr sil od desek. V mokka editoru je možné zobrazit i metadata c3d souboru, bohužel je už nelze upravovat. Pro tyto účely jsem použil C3d editor.

## 4.9 C3d editor

C3d editor je program pro prohlížení a úpravy jednotlivých parametrů c3d souboru. Nabízí možnost editace jednotlivých dat i parametrů. Je možné i zaměňovat data z Excel tabulek, filtrovat analogová i 3D data. Pro mé účely bylo nezbytné doplnit parametry pohybu, jeho označení a název měřeného subjektu. Následoval proces v Matlabu, který mě bez doplnění těchto parametrů nedokázal vyextrahovat požadované vstupní soubory do OpenSimu. Pro extrakci trc a mot souborů jsem použil už výše zmiňovaný Gait Extract Toolbox [23]. [19]

## 4.10 OpenSim a vstupní parametry

OpenSim je výpočetní program v odvětví Biomechaniky postavený na C++ a Javě, určený pro svalově-kosterní modelování a dynamickou analýzu pohybů. Program nabízí širokou škálu uplatnění a je volně k dispozici. Kromě výpočtu momentů a sil ve svalech a kloubech je ho možné použít na předoperační analýzy. Při různém druhu zranění můžou vznikat omezení v pohybech, které je možné operačně řešit. Např. při zranění míchy



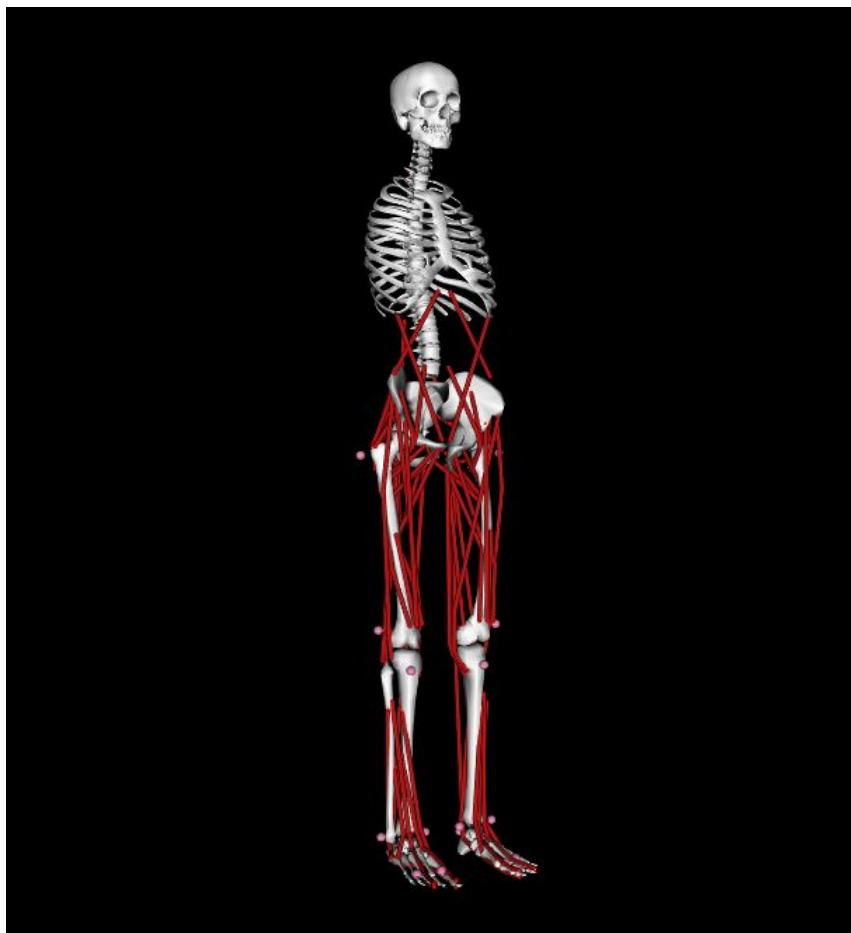
v části cervikální páteře může být obnovena schopnost funkce některých svalů na horní končetině pomocí funkční elektrické stimulace. V mnoha případech byly svaly pro ohyb prstů nebo palce poškozeny tak, že nereagovaly na funkční elektrickou stimulaci. Proto se provádějí operativní zákroky přenosu šlach, aby se zlepšily tyto funkce. OpenSim umožňuje nasimulovat tuhle operaci a zjistit, jak se změní momenty a síly ve svalech. Tímto se může předejít špatné operaci nebo naopak umožnit pacientovi řešení, jak alespoň částečně obnovit funkci některého z každodenních pohybů.

OpenSim dále nabízí řešení i v oblasti kloubních náhrad, rehabilitace, robotice. Model nemusí být vytvořený a použitý pouze na lidské tělo, ale i na úpravu jednotlivých částí těla nebo i na analýzu pohybu robota. [20]

Z mého měření jsem potřeboval 4 vstupy do OpenSimu. Soubor *trc*, který obsahuje statickou polohu a druhý, který obsahuje trajektorie všech vyexportovaných markerů v délce pohybu a je otočený do jednotného souřadnicového systému. To stejné platí i pro *mot* soubor, ve kterém jsou uloženy úhly v kloubech a také síly a momenty působící od desky. A jako poslední xml soubor s nastavením působících sil a momentů na *calcaneus*.

V hlavní nabídce jsem si otevřel experimentální data, abych si ověřil, jestli je vše správně vyexportované.

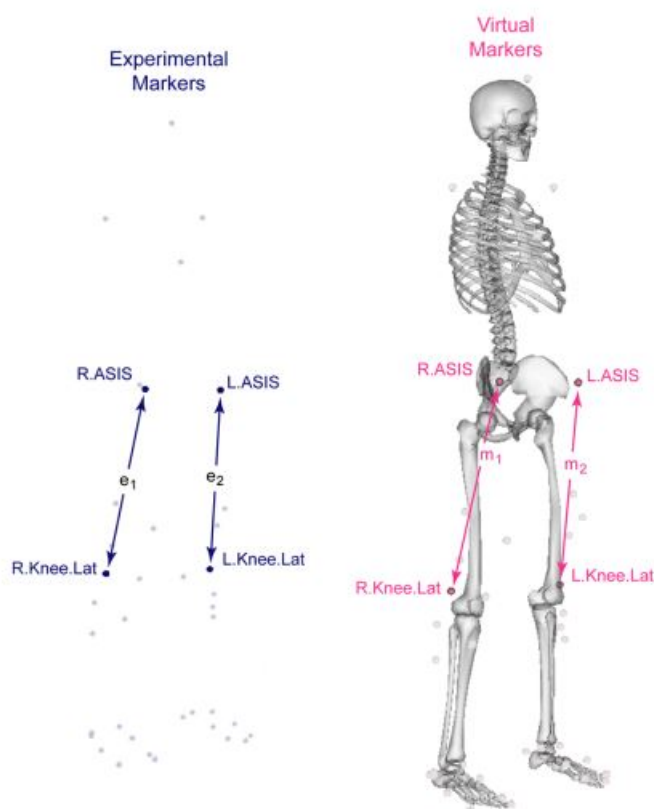
Model [6], který jsem použil pro adaptaci, jsem získal od svého vedoucího práce, protože obsahoval aplikovaný a nastavený markerset 7. Je to zjednodušený model pro aplikace na dolní končetiny.



Obrázek 9: Model použitý v OpenSimu

## 4.11 Rozměrová adaptace modelu

Mezi jednu z nejdůležitějších částí před samotnými výpočty patří právě rozměrová adaptace modelu. Markerset, který model obsahuje, je soubor virtuálních markerů, které mají na modelu svoji danou pozici. Model má přesně zadefinované parametry, jako délky kostí, svalů, hmotnost a další. Právě tyto parametry je potřeba adaptovat na parametry naměřeného sportovce. Adaptace může být provedena pomocí naměřené statické polohy, která je vyextrahovaná do trc souboru nebo pomocí manuální adaptace pomocí faktoru  $s$ . Ten odpovídá vztahu  $s = e1/m1$ , kde  $e1$  odpovídá velikosti mezi zvolenými 2 experimentálními markery a  $m1$  odpovídá velikosti mezi zvolenými 2 virtuálními markery.



Obrázek 10: Experimentální a virtuální markery modelu [22]

Vyhodnocení adaptačního faktoru pomocí experimentálních markerů ze statické polohy je ovlivněno délkou statické polohy, kde se počítá průměrná hodnota adaptačního faktoru napříč všem časovými snímky v trc souboru. V naší statické poloze se sportovec otáčel postupně o  $90^\circ$ . Výsledná statická poloha extrahovaná do trc souboru byla tedy jen ořezaný záznam z jedné strany. V opačném případě by nebyl model správně adaptovaný. Při rozměrové adaptaci je možné model přizpůsobit experimentálním markerům, které ve výsledku ovlivní původní pozici modelu nebo naopak posunout výsledné markery na modelu, který zůstane v původní pozici. Po adaptaci je možné ještě posunout výsledné markery na modelu do pozice, která odpovídá původnímu markersetu a zmenšit tak chybu při další aplikaci a dosáhnout také přirozenějších pohybů samotného modelu, resp. po adaptování si experimentální a virtuální markery na modelu odpovídají. Výsledkem je tedy model, který velikostně odpovídá sportovci, stejné je to pak i pro jeho hmotnost (hmotnost jednotlivých segmentů na modelu). [9]

## 4.12 Inverzní kinematika

Nástroj pro Inverzní kinematiku slouží k výpočtu úhlů v jednotlivých kloubech. IK prochází každý časový snímek pohybu z experimentálních dat a udává pozici modelu, která nejlíp odpovídá datům z naměřených markerů. Tato pozice je vypočítávána jako vážená chyba metody nejmenších čtverců, jejíž výsledkem je cílit co nejmenší chybu markerů a zobecněných souřadnic (úhlů) pohybu.

Chyba markeru se rozumí jako vzdálenost mezi naměřenou pozicí markeru a vypočítanou pozicí markeru IK nástrojem, které odpovídají adaptovanému modelu. Každý marker je také vážený ve smyslu, že každá „váha“ udává, jak moc je potřeba minimalizovat chybu daného markeru.

Chyba zobecněných souřadnic funguje na stejném principu jako chyba u markerů, je porovnávána velikost mezi naměřeným vybraným úhlem a spočítaným pomocí IK nástroje z adaptovaného modelu. Každá zobecněná souřadnice je také vážená a minimalizace chyby platí stejně tak pro ni.

$$\min_q \left[ \sum_{i \in \text{markers}} w_i \|x_i^{\text{exp}} - x_i(q)\|^2 + \sum_{j \in \text{unprescribed coords}} \omega_j (q_j^{\text{exp}} - q_j)^2 \right] \quad (13)$$

Platí, že  $x_i^{\text{exp}}$  je naměřená hodnota pozice markeru  $i$ ,  $x_i(q)$  je pozice odpovídajícího markeru na modelu,  $q_j^{\text{exp}}$  je naměřená hodnota zobecněné souřadnice a  $x_j$  je hodnota zobecněné souřadnice z modelu. Hodnota  $w_i$  je tzv. vážená hodnota markeru  $i$ ,  $\omega_j$  je vážená hodnota zobecněné souřadnice  $j$ . Tyto hodnoty je možné manuálně nastavit, jinak je jejich přednastavená hodnota 1.

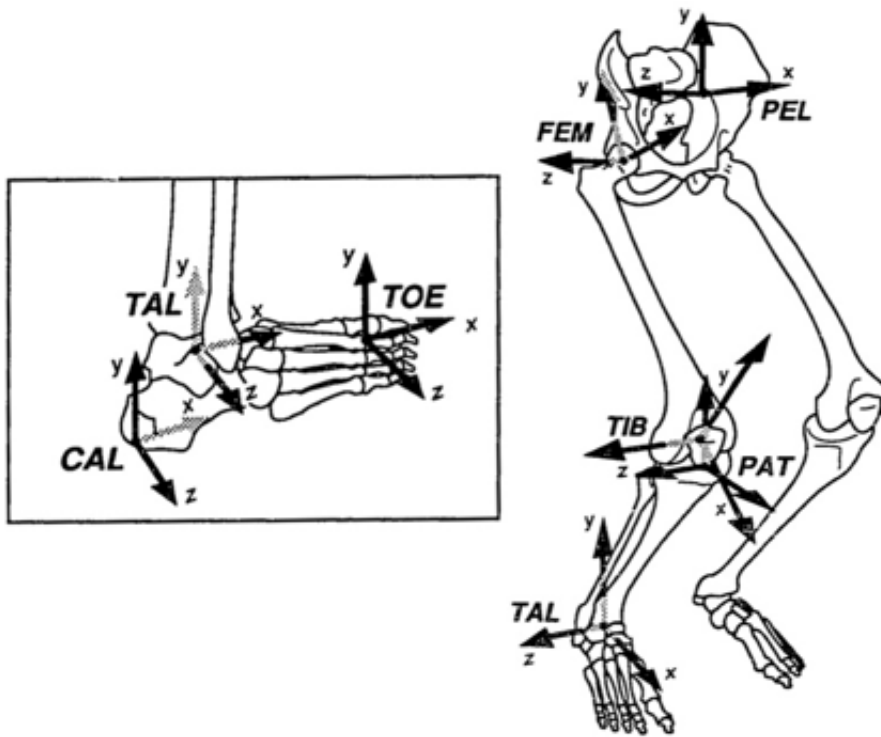
Do IK nástroje jsem použil pro vstup trc soubor s markery, který obsahuje pohyb - dřep, pak mot soubor se zobecněnými souřadnicemi (úhly) pohybu. Všechny výpočty se provedou na adaptovaný model, pokud současně otevřený model je ten adaptovaný.

V okně pod 3D náhledem se zaznamenávají také všechny procesy a výsledky výpočtů. Zde jsem si ověřil kolik mi vyšla chyba markeru. Obecně by měla být menší než 4 cm. Tuto podmínku jsem splnil. Všechny jednotky vstupních dat jsou pro délky v metrech, pro úhly v radiánech a sílám odpovídá Newton, tedy i moment bude v Newton-metrech. Výstupem IK nástroje je mot soubor se spočítanými závislostmi úhlů na délce pohybu. Tento soubor je potřeba uložit, jelikož je stěžejní pro další práci v OpenSimu. Slouží jako vstup pro Inverzní dynamiku, Statickou optimalizaci, RRA nástroj, nástroj pro dopřednou dynamiku.

Pro kontrolu jsem si také vynesl křivky do grafu, abych zjistil, jestli v nich není hned nějaký skok nebo šum, který by mi mohl později způsobit další chybu. [8]

## 4.13 Inverzní dynamika

Inverzní dynamika slouží k výpočtu obecných sil, které způsobují momenty v kloubech. Dodaná kinematika popisuje pohyb modelu, ID nástroj pak použije data k výpočtu analýzy inverzní dynamiky. Využitím Newtonova zákona, který matematicky popisuje závislost mezi silou a zrychlením, spočítám neznámé, což jsou síly v jednotlivých kloubech. ID nástroj je další mezikrok k samotnému výpočtu sil v jednotlivých svalech. Posloužil také jako další kontrola ve výpočtu. Výslednými momenty jsem si ověřil, jestli výsledky odpovídají reálným hodnotám.



Obrázek 11: Rozložení segmentů dolní končetiny [12]

Princip inverzní dynamiky lze popsat pomocí klasické pohybové rovnice. Úlohy z hlediska dynamiky dělíme na úlohy přímé a nepřímé, tedy inverzní, kde jsou pozice, rychlosti a zrychlení známé a síly neznáme.

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (14)$$

Levá strana rovnice jsou všechno známé hodnoty, neznámá je pouze na pravé straně rovnice  $\tau$ .

$q, \dot{q}, \ddot{q} \in R^N$  jsou vektory obecných pozic, rychlostí a zrychlení

$M(q) \in R^{N \times N}$  je hmotnostní matice segmentů

$C(q, \dot{q}) \in R^N$  je vektor Coriolisovy a odstředivé síly

$G(q) \in R^N$  je vektor gravitačních složek sil

$\tau \in R^N$  je vektor obecných složek sil

Vstupem do ID nástroje je výsledek IK nástroje, což je mot soubor s vypočítanými úhly v kloubech v každém časovém snímku pohybu. Druhý vstup je xml soubor z Matlabu, ve kterém je zadefinované, na jakou část těla se mi aplikovaly složky sil a momentů, což je kost patní - *calcaneus*. Výsledkem ID nástroje je soubor sto, ve kterém jsou uložena data o silách a momentech v závislosti na čase, délce pohybu. S tímto souborem je možné pracovat jak v OpenSimu, tak v Matlabu. [7]

## 4.14 Statická optimalizace

Statická optimalizace je nástroj, který dále rozšiřuje Inverzní dynamiku, složky momentů v kloubech, do jednotlivých svalů v každém časovém úseku. Síly ve svalech jsou vyřešeny minimalizací součtu čtvercových svalových aktivací. Model je tedy plně definovaný pohybem, tedy souřadnicemi, rychlostmi i zrychlením. Dále je potřeba určit síly pomocí aktivace svalu dle vztahů:

ideální generátory síly

$$\sum_{m=1}^n (a_m F_m^0) r_{m,j} = \tau_j \quad (15)$$

omezení vlastností síla-délka-rychlost

$$\sum_{m=1}^n [a_m f(F_m^0, l_m, v_m)] r_{m,j} = \tau_j \quad (16)$$

minimalizace cílové funkce

$$J = \sum_{m=1}^n (a_m)^P \quad (17)$$

Kde  $n$  je počet svalů v modelu,  $a_m$  je aktivační hladina svalu  $m$  v daný časový krok,  $F_m^0$  je maximální izometrická síla svalu,  $l_m$  je jeho délka,  $v_m$  je rychlost kontrakce, pak  $f(F_m^0, l_m, v_m)$  je funkce jejich povrchu závislostí síla-délka-rychlost.  $r_{m,j}$  je rameno momentu  $j$  souřadnice,  $\tau_j$  je obecná síla působící v  $j$  kloubu osy a  $p$  je uživatelem zvolená konstanta.

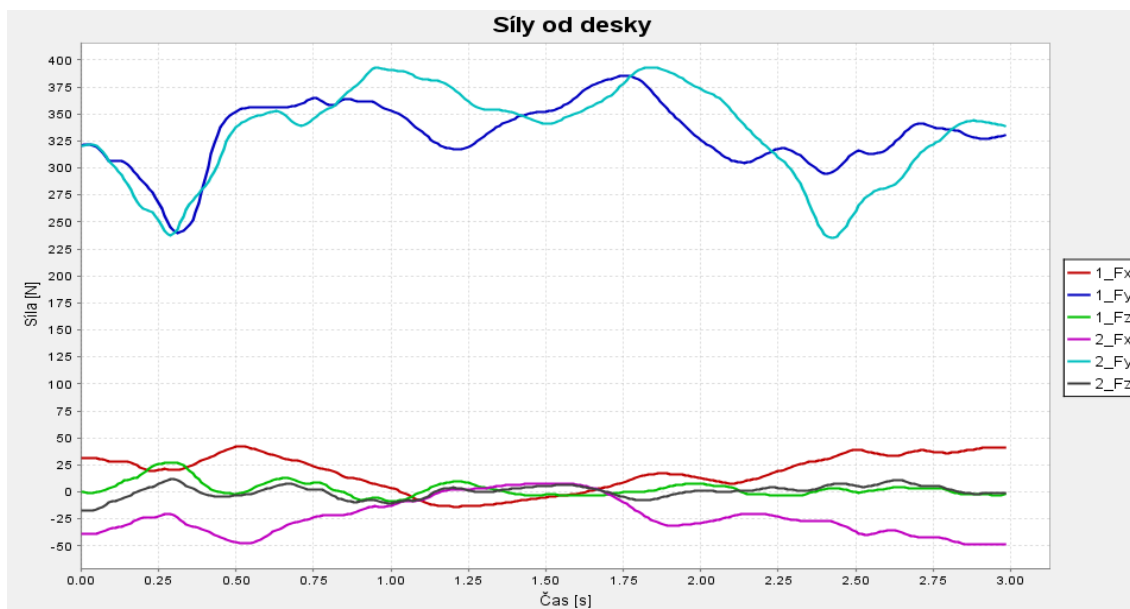
Nutno podotknout, že pro statickou optimalizaci  $f(F_m^0, l_m, v_m)$  vypočítává aktivní sílu vlákna šlachy za předpokladu konstantní délky šlachy. SO také nezohledňuje ve výpočtu paralelní elastickou část modelu svalu.

Vstupy pro SO jsou stejné jako pro nástroj ID. Soubor trc obsahující pohyb markerů v čase, mot soubor s obecnými souřadnicemi pohybu v čase a také xml soubor s nastavením složky sil působících na patní kost - *calcaneus*. Dále jsou uživatelsky nastavitelné parametry jako volba kroku, po jakém časovém úseku bude optimalizace vypočítávána, filtrování trajektorie markerů a průběhu sil a přesnost výpočtu. Pro můj pohyb mi vyšlo jako neoptimalnější řešení použít přednastavenou přesnost 8 a bez filtrování trajektorií markerů a velikosti sil kvůli předchozí úpravě v Matlabu pomocí funkce kubické křivky. Zbytek nastavení zůstal dle standardů programu.

Výstupem nástroje SO mi byly soubor sto se svalovými aktivacemi při pohybu a výsledné velikosti složek sil v každém svalu modelu dolní končetiny. [10]

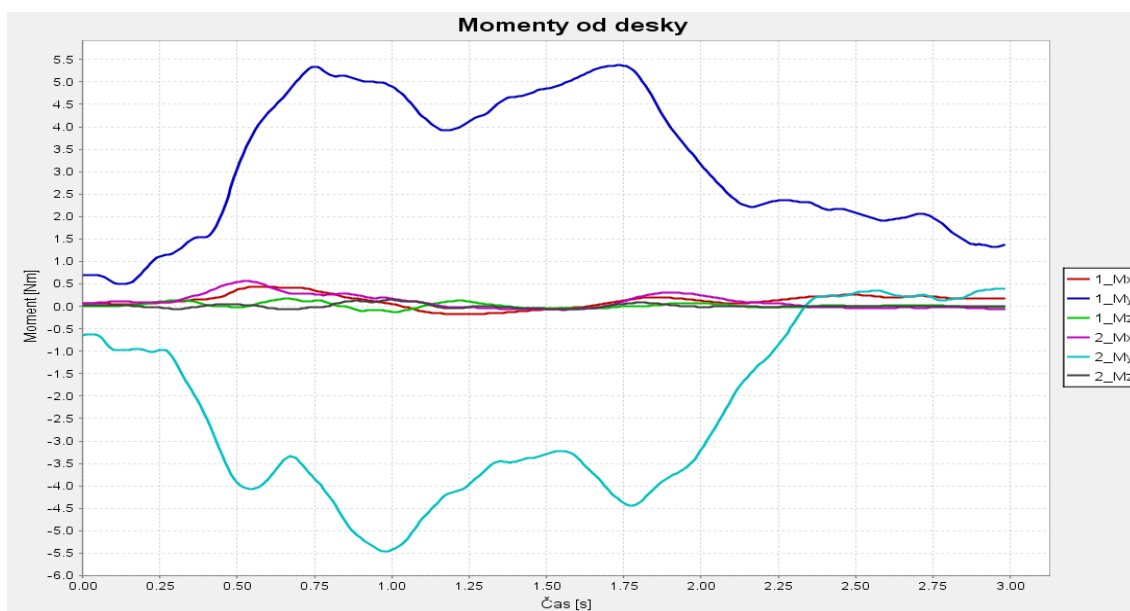
## 5 Výsledky

Zde jsou zobrazeny všechny mé výsledky i mezivýsledky. Veškeré uváděné závislosti jsou s  $x$  složkou časovou. Jedná se o délku dřepu, tedy od počátku fáze vzpřímené do podřepu s návratem do stejné polohy, viz graf závislosti změn úhlů kloubů v čase 14. Veškeré zobrazené síly ve svazech jsou použity z pravé dolní končetiny modelu, jelikož si odpovídají se silami v levé dolní končetině modelu v rozmezí  $\pm 10\%$ .

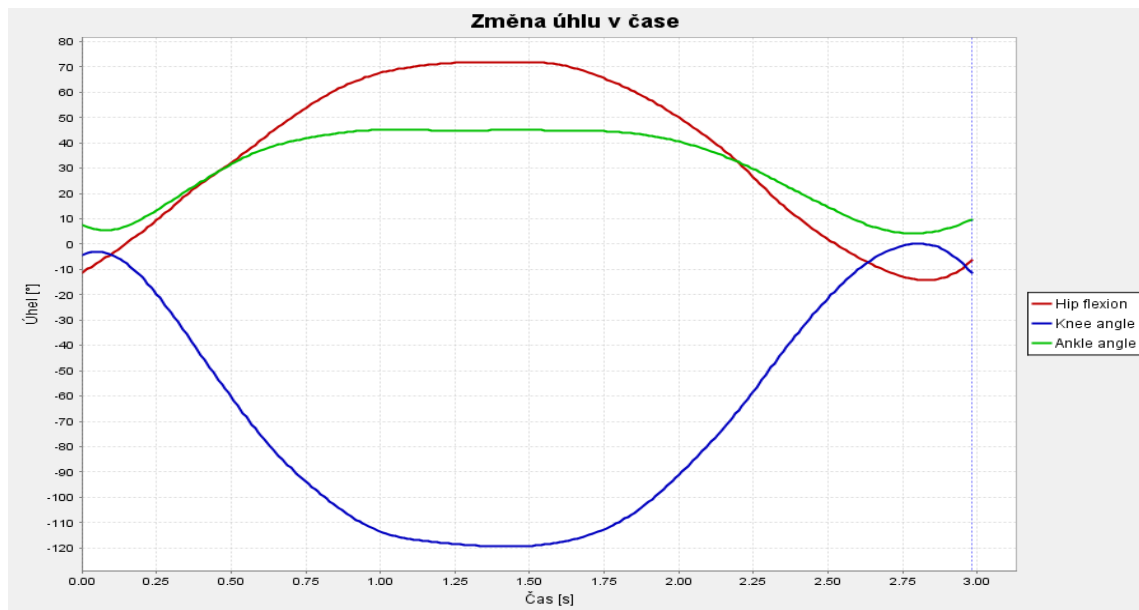


Obrázek 12: Velikosti složek sil od desky

Síly a momenty od desky jsou zpracované naměřené hodnoty, výstupní data z Matlabu a vstupy pro nástroje Inverzní kinematika, Inverzní dynamika a Statická optimalizace.

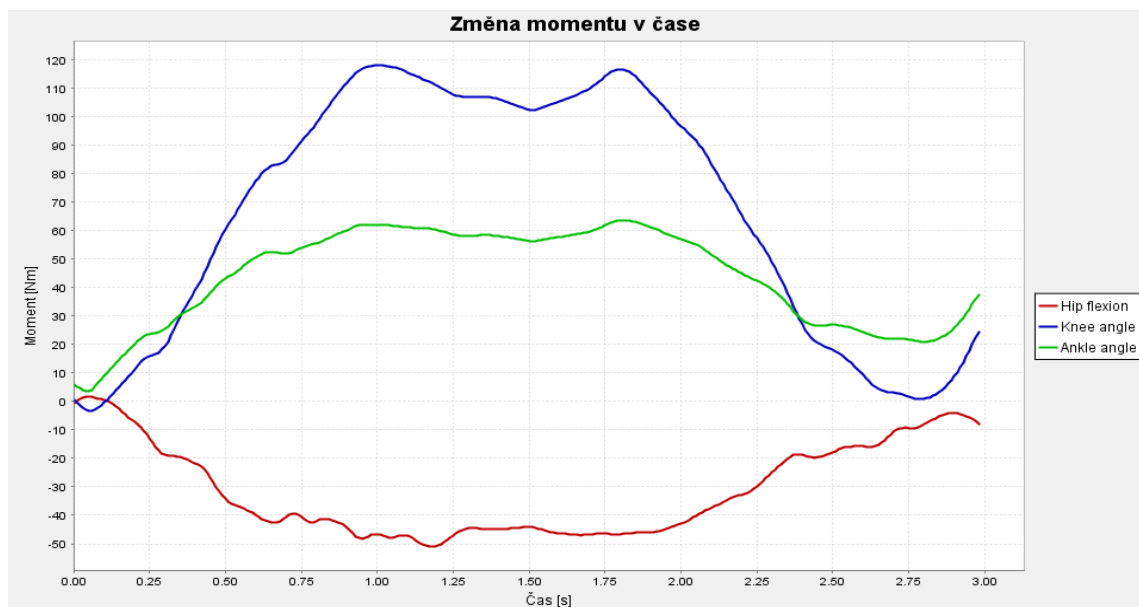


Obrázek 13: Velikosti složek momentů od desky



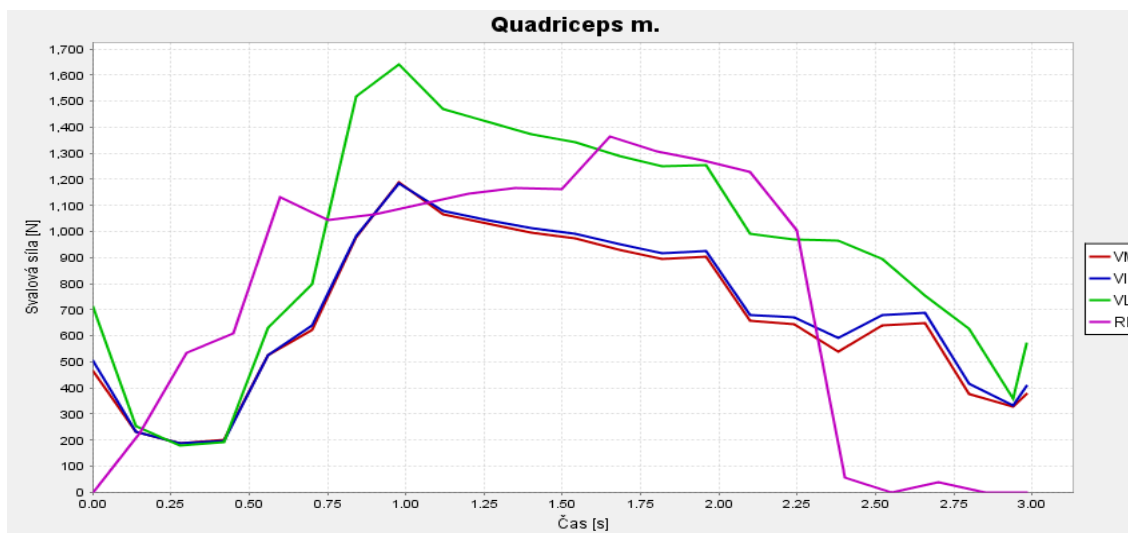
Obrázek 14: Znárodnění změny úhlu kloubů kyčle, kolene a kotníku.

Na obrázku 14 lze vidět celý pohyb dřepu od  $0^\circ$  přes flexi v koleni  $-120^\circ$  a zpět do  $0^\circ$ . V grafu je vynesena křivka také pro flexi v kyčli a ohyb kotníku.



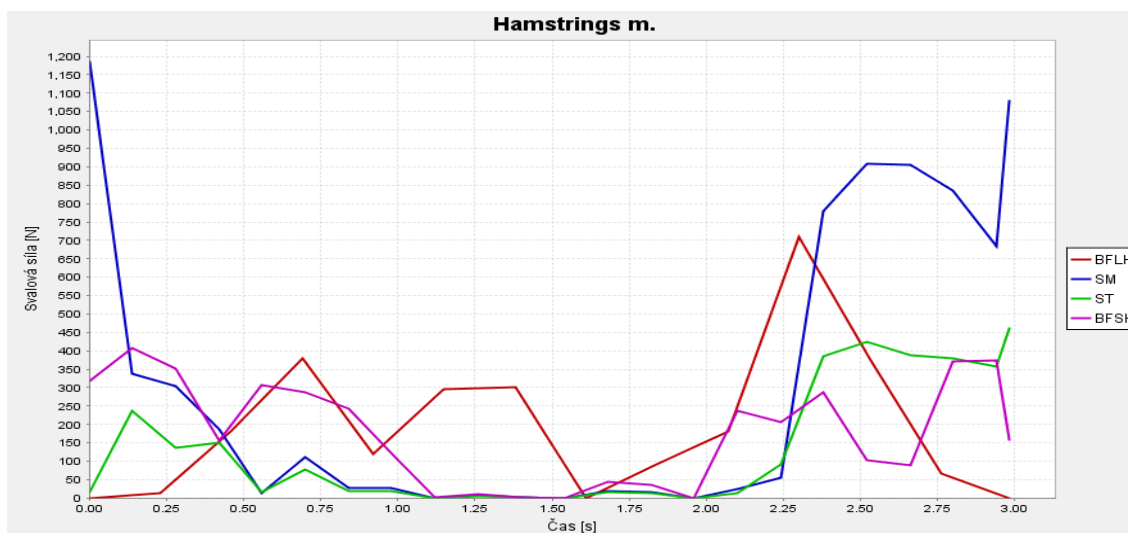
Obrázek 15: Znárodnění změny momentu kloubů kyčle, kolene a kotníku.

Výsledné momenty u dřepu dosahují maxima v kolenním kloubu - *patellofemoral joint*. Je to způsobeno typem dřepu a jeho provedením, viz. kapitola 2.1.



Obrázek 16: Znárodnění velikosti jednotlivých složek sil m. Quadriceps. (VM - *Vastus medialis*, VI - *Vastus intermedialis*, VL - *Vastus lateralis*, RF - *Rectus femoris*)

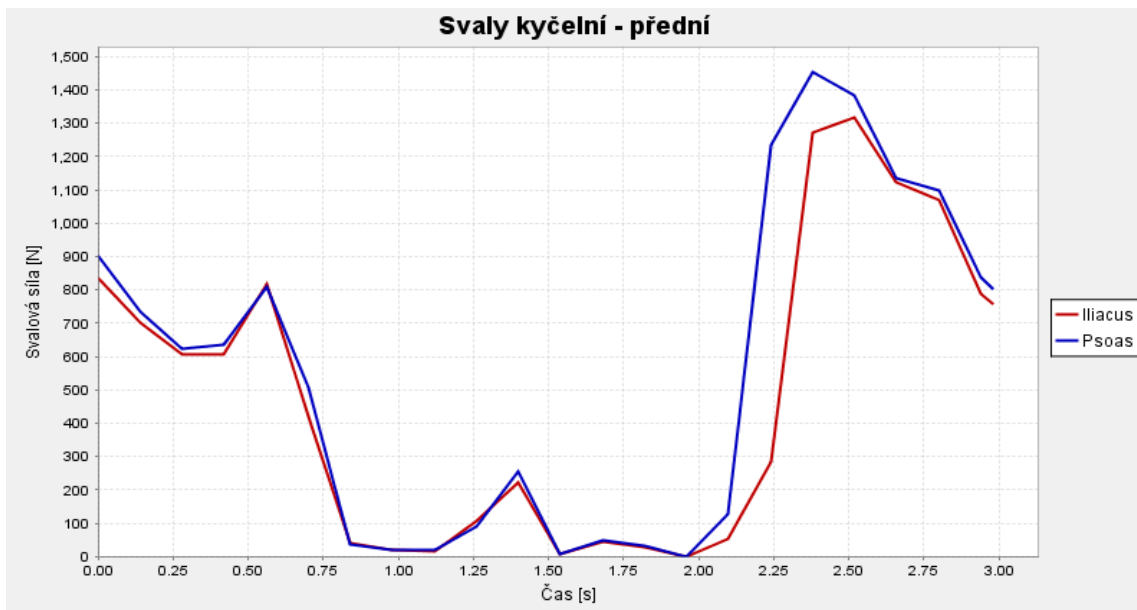
Svaly *quadriceps* jsou nejmohutnějšími svaly nohy a při dřepu stěžejními, jak lze vidět z obrázku 16. Je to díky jejich funkci ohybu kolenního kloubu.



Obrázek 17: Znárodnění jednotlivých složek sil m. Hamstrings. (BFLH - *Biceps femoris long head*, BFSH - *Biceps femoris short head*, SM - *Semimembranosus*, ST - *Semitendinosus*)

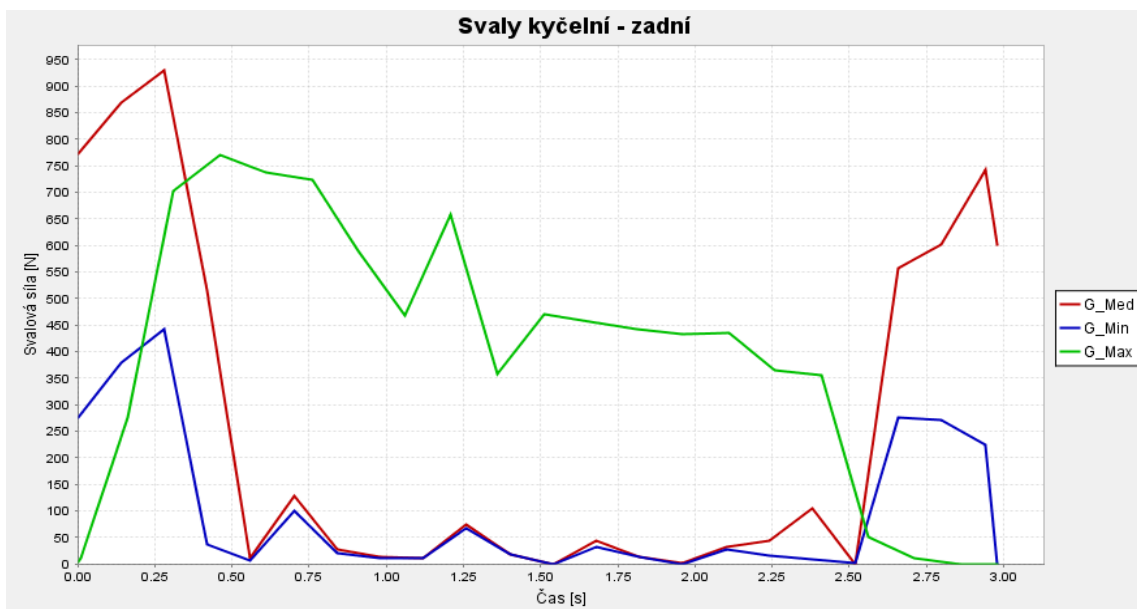
Hodnoty *hamstrings* svalů vykazují méně přesné výsledky z důvodu malých rozsahů sil v porovnání s *quadriceps* svaly, které mají zákmity ve stejném rozmezí, pouze u většího rozsahu sil.





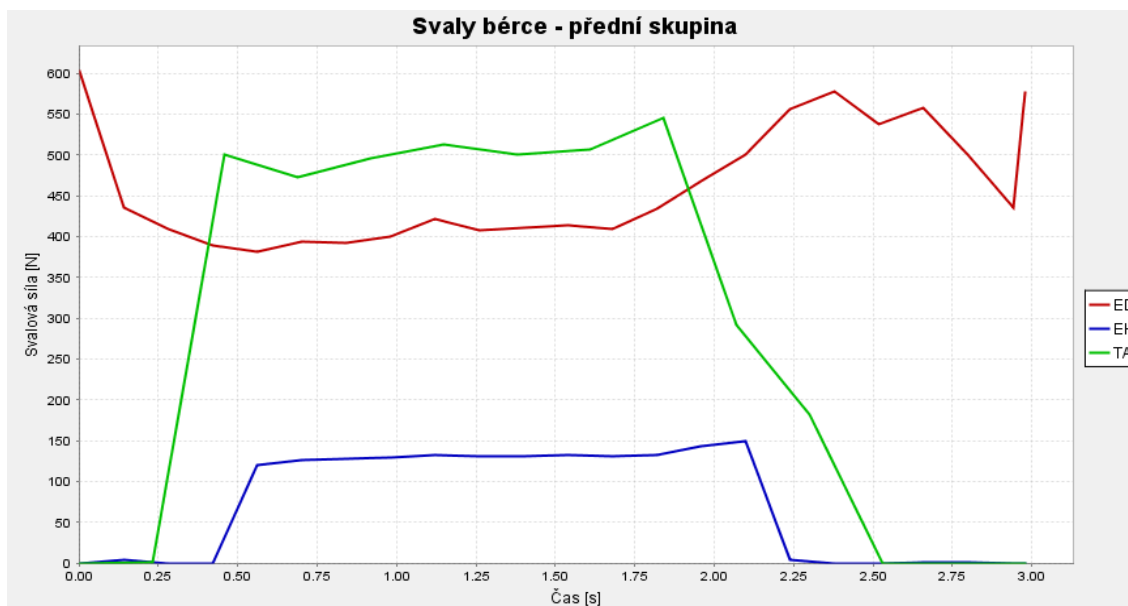
Obrázek 18: Znázornění velikosti jednotlivých složek sil kyčle - přední skupina.

Svaly *Iliacus* a *Psoas* ohýbají stehno v kyčli.



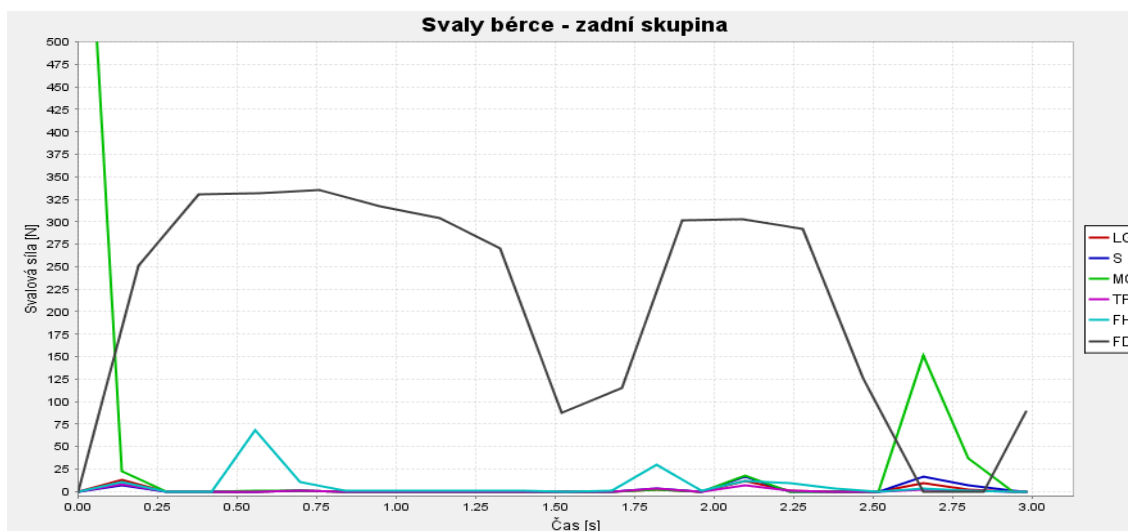
Obrázek 19: Znázornění velikosti jednotlivých složek sil kyčle - zadní skupina. (G\_Min - *Gluteus minimus*, G\_Med - *Gluteus medius*, G\_Max - *Gluteus maximus*)

Zadní skupina svalů *Gluteus* jsou tři svaly, nejmohutnější a zajišťují hlavní funkci v kyčli jako extenzory.



Obrázek 20: Znázornění velikosti jednotlivých složek sil bérce - přední skupiny. (TA - *Tibialis anterior*, EH - *Extensor hallucis longus*, ED - *Extensor digitorum longus*)

Přední skupina svalů bérce jsou flexory a zajišťují ohýbání nohy v hlezenním kloubu (dorzální flexe) - zabezpečuje podélnou klenbu nohy. Tyto svaly se také starají o ohyb článků prstů na chodidle.



Obrázek 21: Znázornění velikosti jednotlivých složek sil bérce - zadní skupiny. (LG - *Gastrocnemius lateralis*, S - *Soleus*, MG - *Gastrocnemius medialis*, TP - *Tibialis posterior*, FH - *Flexor hallucis longus*, FD - *Flexor digitorum longus*)

Zadní skupina svalů bérce jsou nezbytné např. pro chůzi, stoje na špičkách, ohýbají kolenní kloub. Zadní trojhlavý sval má na starosti plantární flexi a ohyb kolene. Svaly z hluboké vrstvy (sval holenní zadní a ohýbač palce) zajišťují supinaci, addukci nohy a ohybu palce.

Z výsledných grafů je vidět, jak velkou roli hrají jednotlivé svaly při dřepu. Podstatně největší roli hrají *quadriceps* svaly, které zajišťují právě ohyb kolene.

## 6 Diskuse

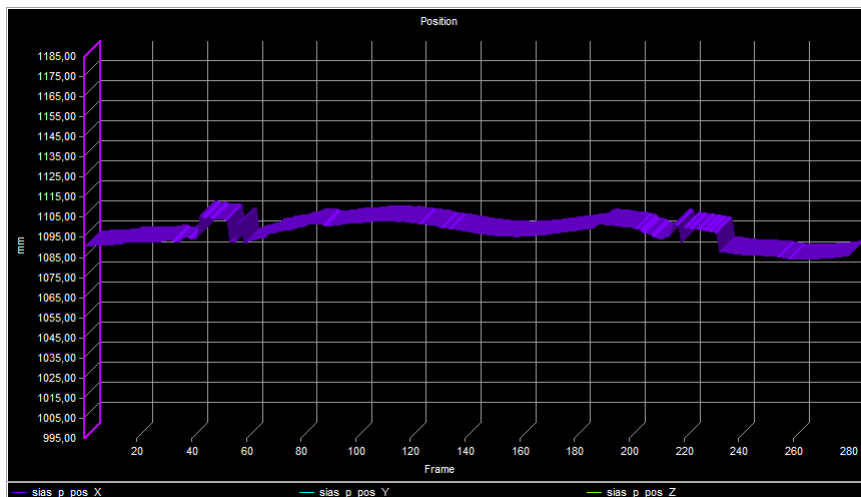
V téhle části bych rád přiblížil jak byly moje výsledky v závěru ovlivněny. Jedná se o vícero aspektů, které způsobily menší či větší odchylky v měření.

Největší podíl na nestabilitě způsobuje měření samotné. V důsledku opakovaného měření, změny laboratorního prostředí, pozice kamer, jsem se dostal k výsledku, který podle výstupních grafů pozic markerů vypadal spojitě a bez většího šumu. Nyní bych připomenul klasickou pohybovou rovnici 18,

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (18)$$

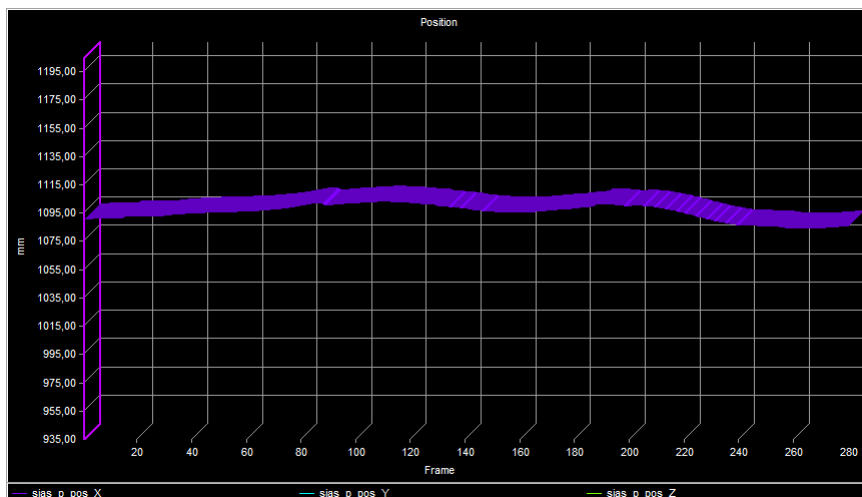
kde se momentálně budu věnovat jen  $q$  - zobecněnému vektoru souřadnic naměřenému v laboratoři. V rovnici 18 se vyskytuje jak jeho první, tak i druhá derivace. Z tohoto důvodu je zřejmé, že pokud budou mé výsledky něčím ovlivněny, bude to s největší pravděpodobností právě díky zobecněnému vektoru  $q$ .

Pro výpočet sil ve svalech je nezbytné počítat reakce v kloubech (viz. kapitola 4.13 Inverzní dynamika) a následně je rozvést do jednotlivých svalů (viz. kapitola 4.14 Statická optimalizace). Po měření a následném zpracování ale všechen šum odstranit nešel. To je také důvod, proč ve výstupních grafech síly oscilují. Pro ukázkou jsem použil pozici markeru sias levý před úpravou.



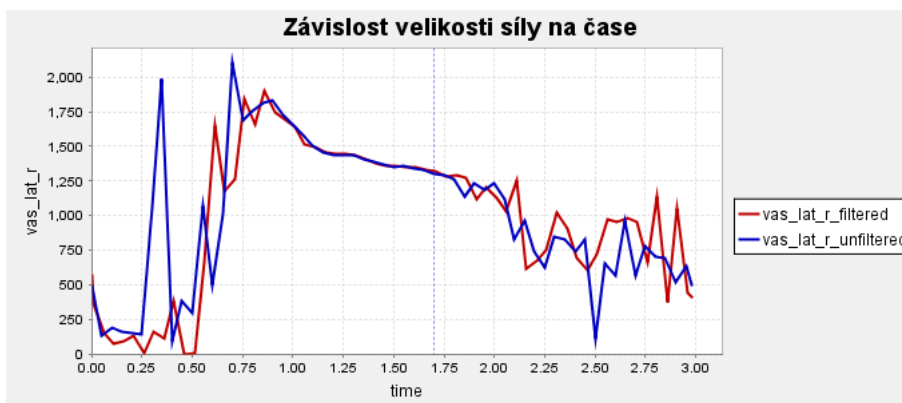
Obrázek 22: Pozice nevyfiltrovaného markeru v čase

Na obrázku 22 je vidět, že marker svoji pozici po přiblížení vychýlil v rozmezí do 10 mm. Takový skok po derivacích může vyvolat změnu v několika řádech. Pro vyfiltrování skoku v pozici zobecněných souřadnic markeru jsem odstranil data v rozmezí, kde se tyto skoky projevíly a následně použil nástroj pro doplnění trajektorie markeru v Qualisysu.



Obrázek 23: Pozice vyfiltrovaného markeru v čase

Nemalou úlohu v tom hraje také dynamika celého pohybu, která je příčinou dalšího vychýlení markerů a sil v závislosti na čase. Jedním z řešení bylo lépe vyfiltrovat trajektorie markerů, jejich napojení a průběhy sil u desek.

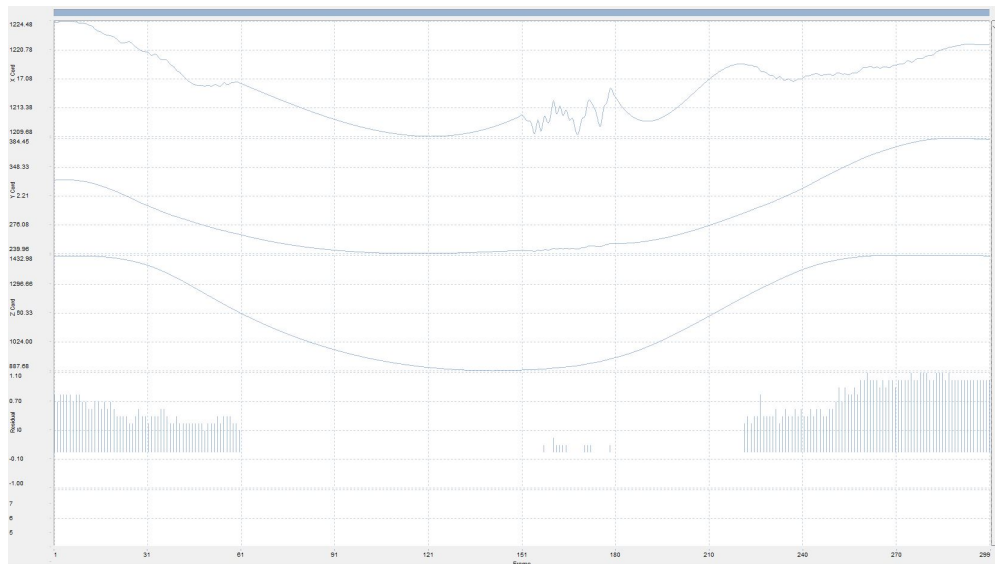


Obrázek 24: Závislost velikosti síly na čase

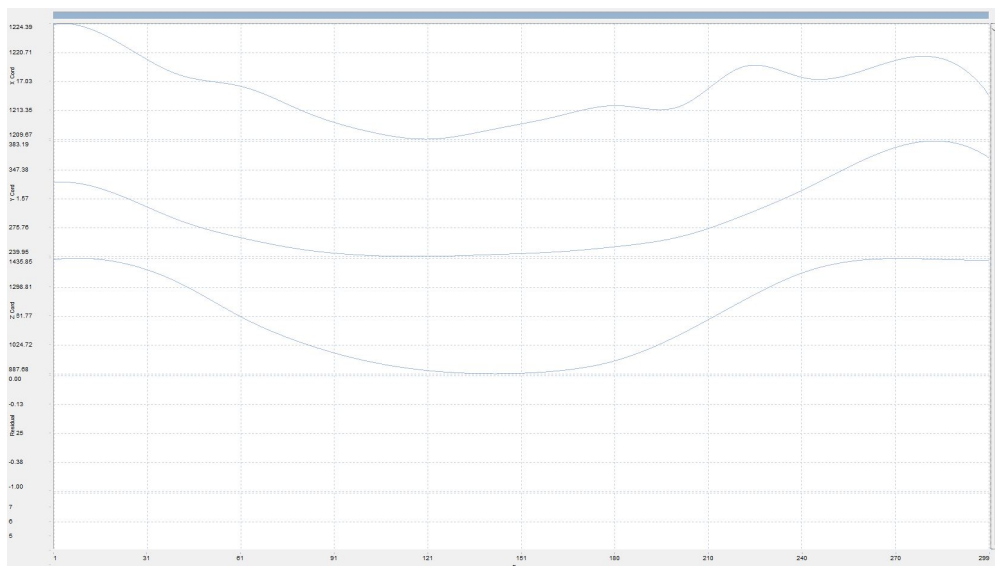
Jak lze vidět na obrázku výše, není změna po vyfiltrování o tolik lepší. Pro kontrolu vstupních dat mi sloužilo vynést velikosti momentů v kloubech v závislosti na čase. Druhou kontrolou bylo zjistit, jestli řád/rozsah, ve kterém se síla  $F_y$  pohybuje, je stejný při použití nástroje Inverzní dynamika s externí složkou působících sil a bez ní. Díky tomu jsem zjistil, jestli použití složky sil od podlahy na *calcaneus* nezpůsobuje další chybu ve statické optimalizaci. Zde ale chyba také nebyla.

Jako další řešení pro zlepšení výsledků je možnost použití nástroje RRA v Opensimu, kde lze řídit dynamiku pohybu a zmenšit reziduální složku pohybu, která může vyvolat nefyzikální odchylku v datech, obzvláště u dynamického pohybu, který je náchylný k šumu. Tohle řešení jsem už bohužel nezkoušel z důvodu zdlouhavosti a neznalosti dalšího nastavení. Navíc je potřeba statisticky zkoušet nastavení různých parametrů k optimalizaci pohonu, který je potřeba ke správnému řízení pohybu.

Poslední nástroj, který jsem použil pro vyhlazení vstupních dat je Matlab. Vstupní data jsem si načel do struktury matlabu pomocí nástroje B-tk a z každé křivky jsem ořezal data na určité kroky. Tyto kroky jsem volil jednotně pro všechny křivky markerů, nicméně v takovém rozmezí, aby zůstala podoba dat původní a pohyb tak nebyl ovlivněn. Pro doplnění vzniklých mezer jsem použil kubickou křivku, která dopočítala a zaručila hladkou trajektorii mezi každým bodem. Pro ukázkou jsem použil trajektorii markeru C7.

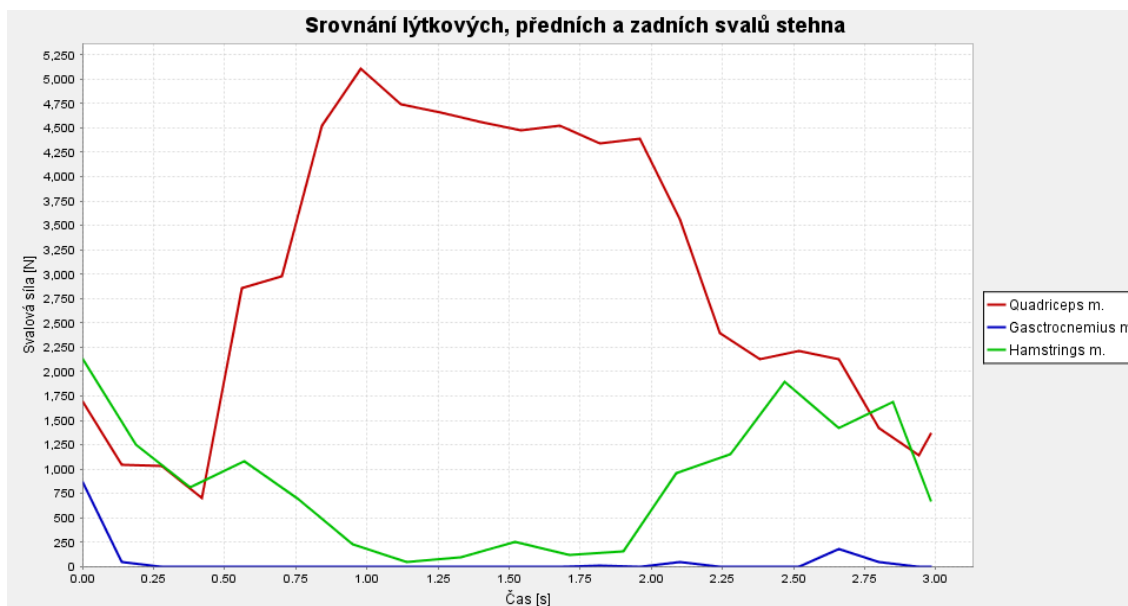


Obrázek 25: Trajektorie markeru C7 před úpravou



Obrázek 26: Trajektorie markeru C7 po úpravě

Výpočet sil ve svalech tedy ovlivňuje několik menších, či větších faktorů, které jsem se snažil popsat. Z postupu vyplývá, že největší chybou je měření samotné, které v kombinaci s dynamickým pohybem může ovlivnit výsledky tak, že zakmitají v několika řádech. Pro optimalizovanější výsledky bych volil nové měření. Nastavení kamer bych uzpůsobil tak, aby bylo lépe vidět na mediální skupinu markerů a zvětšil frekvenci záznamu desky, abych dostal hladší křivky. Pokud by nepomohlo ani tohle a následná úprava dat, musel bych se dále zabývat už zmiňovaným nástrojem RRA v Opensimu. Tento proces pomůže po správném nastavení pohonu usměrnit reziduální složku sil mimo nefyzikální výchyly, která je největší v oblasti *pelvis* a *torso*. Zde je potřeba použít reziduální aktuátory. Je to způsobeno výpočtem inverzní dynamiky, jelikož síly od podlahy působí na *calcaneus*, což je správně, nicméně v *pelvis* a *torso* způsobují velkou reziduální složku, a proto je potřeba ji usměrnit.



Obrázek 27: Porovnání velikostí sil *quadriceps* svalů, *hamstrings* svalů a svalů *gastrocnemius*

Ve výsledné části jsem měl k dispozici síly ve svalech, kde lze konstatovat jejich průběh následovně. Na obrázku 27 je vidět, jak velkou roli hrají při dřepu *quadriceps* svaly, stěžejní funkce extenzorů. Ve srovnání s odbornou literaturou [2] je vidět, že předpoklady a výsledky jsou pro moje měření stejné. *Quadriceps* svaly mají nejvyšší aktivaci při maximálním úhlu kolenního kloubu, u *hamstrings* svalů je tomu přesně naopak.

Při pohledu na obrázek 15 ve srovnání s publikací [15] jsou moje hodnoty momentu v kolenním kloubu o 40 % vyšší, vztaženo na jednotkovou hmotnost, zatímco v kyčli o 40 % nižší. Důvodem je samotné provedení dřepu, kdy rameno momentu je v mém případě větší ke kolennímu kloubu.

Na obrázku 17 je maximum např. u BFLH v porovnání s literaturou [3] rozdílné o 200 N, což může být způsobeno technikou dřepu nebo pravděpodobněji zákmitem hodnot. Přitom na obrázku 16 hodnoty maximální síly např. u *Vastus lateralis* jsou v porovnání s odbornou literaturou [3] téměř identické. Je zřejmé, že stejně jak u BFLH může být hodnota zakmitaná, takže odchylka se může a nejspíš i bude v reálu víc lišit, pouze to není tolik znát.



## 7 Závěr

Cílem této práce bylo stanovit svalové síly dolní končetiny v zadaném pohybu, zadním dřepu (Back Squat). Volba tohoto pohybu byla uskutečněna na základě omezení měřicí techniky laboratoře a všestrannému využití v praxi. Cvik dřep se hojně používá jako rehabilitační i diagnostický nástroj ve fyzioterapii, je to taktéž olympijský cvik a zlepšuje koordinaci pohybu. Pro jeho vykonání jsou stěžejní *quadriceps* a *hamstrings* svaly. Tyto svaly jsem jednotlivě vynesl do grafu dle jejich funkce, ale i v porovnání mezi jednotlivými skupinami (*quadriceps*, *hamstrings* a *gastrocnemius*), abych dokázal jak velký silový podíl na cviku mají. Výsledek byl stejný jako ve studiích, i to, že předpokládaná velikost v součtu extenzorů stehenních svalů bude několikanásobně vyšší než u flexorů stehenních svalů či flexorů svalů lýtky. Jejich hodnota maxima v součtu dosahovala přibližně  $5100N$ . Zatímco maximální hodnota mezi jednotlivými svaly dosáhla maxima okolo  $1700N$ , jedná se o sval *Vastus lateralis*. Maximální izotropní síla svalu  $F_0^M$  je stanovena pomocí tzv. fyziologického průřezu svalu *PCSA*, je ale taky možné, že výsledky sil ve svalech můžou dosahovat reálně vyšších hodnot při použití práce jeho antagonistů, sval by byl excentricky kontrahován. Tato síla pak může dosahovat až  $1.8F_0^M$ . U mezivýpočtů momentů v kloubech jsem dosáhl předkvapivějších výsledků v porovnání s různými literaturami. Maximální hodnota momentu kolenního kloubu byla o 40% vyšší než v případě ostatních literatur, naopak maximum v kyčli dosahovalo přibližně o 40% nižší hodnotu z důvodu zajištění optimální pozice sportovce při dřepu, která se lišila v porovnání s ostatními literaturami.

Použité nástroje při výpočtech zahrnovaly metodu inverzní dynamiky a statické optimalizace, která pracuje na principu minimalizace součtu čtvercových svalových aktivací. Jedná se o distribuci momentové složky v kloubu do jednotlivých svalů. Tato metoda má svoje výhody v časové nenáročnosti provedení a výpočtu oproti dopředné metodě. Nicméně taky počítá s omezením v podobě konstantní délky šlachy a nezohledňuje paralelní elastický element modelu svalu. Další nevýhoda celého inverzního řešení je v použití složek sil od podlahy, které způsobují v *pelvis* a *torso* zákmity a je nutné je redukovat pomocí RRA nástroje, což je také důvod, proč některé složky sil ve výsledcích jsou stále rozkmitané i po použití různých filtrů.

Výsledky této práce nabízí několik možností, čím je vhodné se dál zabývat. Rozvést tuhle práci o zmíněný RRA nástroj a srovnat optimalizační přístupy v Programu OpenSim na několika sportovcích, popř. i výkon samotných sportovců a distribuci svalů při dřepu bez zatížení a se zatížením. Otevírá se i možnost zjistit, jaké napětí působí na *patellofemoral* kloub při různých úhlech dřepu a udělat si obrázek o tom, ve které fázi dřepu je koleno nejnáchylnější k poškození při nesprávném provedení či zvedáním předmětů o různých hmotnostech.



## 8 Seznam použitých zdrojů

### Reference

- [1] A comparison of optimisation methods and knee joint degrees of freedom on muscle force predictions during single-leg hop landings - ScienceDirect. *ScienceDirect.com | Science, health and medical journals, full text articles and books*. [online]. Copyright © 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929014004187#bib15>
- [2] A Lower Extremity Model for Muscle-Driven Simulation of Activity using Explicit Finite Element Modeling. *Orthopaedic research society*. [online]. Dostupné z: <http://www.ors.org/Transactions/59/PS2-108/1866.html>
- [3] A preliminary study on the differences in male and female muscle force distribution patterns during squatting and lunging maneuvers - ScienceDirect. *ScienceDirect.com | Science, health and medical journals, full text articles and books*. [online]. Copyright © 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482514001498>
- [4] *Apex Physical Therapy & Rehab | Fort Myers | Cape Coral* [online]. Dostupné z: <http://apexptflorida.com/wp-content/uploads/2016/11/squat-variants.jpg>
- [5] BTK Matlab Wrapper: BTK Matlab Wrapper Documentation. *News* [online]. Dostupné z: <http://biomechanical-toolkit.github.io/docs/Wrapping/Matlab/>
- [6] Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp E.L., Rosen, J.M.: An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 37, pp. 757-767, 1990.
- [7] How Inverse Dynamics Works - OpenSim Documentation. [online]. Copyright ©2010. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Inverse+Dynamics+Works>
- [8] How Inverse Kinematics Works - OpenSim Documentation. [online]. Copyright ©2010. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Inverse+Kinematics+Works>
- [9] How Scaling Works - OpenSim Documentation. [online]. Copyright ©2010. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Scaling+Works>
- [10] How Static Optimization Works - OpenSim Documentation. [online]. Copyright ©2010. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Static+Optimization+Works>
- [11] Human Anatomy Diagram - Picture Of Human Anatomy Diagram [online]. Copyright ©c. Dostupné z: <http://human-anatomy101.com/wp-content/uploads/2016/09/anatomy-of-lower-limb-muscles-muscle-anatomy-of-lower-leg-anatomy-human-body.jpg>





- [12] Inverse Dynamics [online]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/download/attachments/3376103/image2012-8-12%2018%3A28%3A42.png?version=1&modificationDate=1344820410334&api=v2>
- [13] KONVIČKOVÁ, Svatava; VALENTA, Jaroslav; MAREŠ, Tomáš. *Biomechanika svalstva člověka*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007, ISBN 978-80-01-03911-3.
- [14] Kosterní sval. [online]. Copyright ©. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/images/a/a2/Kosterní\\_sval.png](http://www.wikiskripta.eu/images/a/a2/Kosterní_sval.png)
- [15] Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting | BMC Musculoskeletal Disorders | Full Text. *BMC Musculoskeletal Disorders* | Home page [online]. Copyright ©. Dostupné z: <https://bmc-musculoskeletal-disorders.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-10-15>
- [16] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada, 2008. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-1521-6.
- [17] Myer GD, Kushner AM, Brent JL, Schoenfeld BJ, Hugentobler J, Lloyd RS, Vermeil A, Chu DA, Harbin J, McGill SM. The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength Cond.* 2014 Dec 1;36(6): 4-27.
- [18] Mokka - Motion Kinematic & Kinetic Analyzer. *News* [online]. Copyright © Arnaud Barré, 2011. Dostupné z: <https://biomechanical-toolkit.github.io/mokka/index.html>
- [19] Motion Lab Systems: Software: C3D: C3Deditor. *Motion Lab Systems, Inc.* [online]. Copyright © 2016. Dostupné z: [https://www.motion-labs.com/software\\_c3d\\_c3deditor.html](https://www.motion-labs.com/software_c3d_c3deditor.html)
- [20] OpenSim - Home. *OpenSim - Home* [online]. Copyright ©2010 NC-SRR. All rights reserved. Website design by David Delp at. Dostupné z: <http://opensim.stanford.edu/>
- [21] Patellofemoral Joint Kinetics While Squatting with and without an External Load. *ResearchGate - Share and discover research* [online]. Copyright © 2015. Published by Elsevier B.V.. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/11416602\\_Patellofemoral\\_Joint\\_Kinetics\\_While\\_Squatting\\_with\\_and\\_without\\_an\\_External\\_Load](https://www.researchgate.net/publication/11416602_Patellofemoral_Joint_Kinetics_While_Squatting_with_and_without_an_External_Load)
- [22] Scaling. [online]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/download/attachments/3376178/worddavf9db5241d24a69a8bd785961cbfd5d3f.png?version=1&modificationDate=1322090360565&api=v2>
- [23] SimTK: C3D Extraction Toolbox: Project Home. *SimTK: Welcome* [online]. Dostupné z: <https://simtk.org/projects/c3dtoolbox>
- [24] Squatting Exercises in Older Adults: Kinematic and Kinetic Comparisons. *National Center for Biotechnology Information* [online]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3474357/>
- [25] VILÍMEK, Miloslav. *Markerset* [obrázek]



- [26] VILÍMEK, Miloslav. Musculotendon forces derived by different muscle models. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. Vol. 9, No. 2, 2007.
- [27] VILÍMEK, Miloslav. Intervertebrální svalová komponenta.

## Seznam obrázků

1	Svalový aparát dolní končetiny, pohled zepředu - <i>anterior</i> vlevo, pohled zezadu - <i>posterior</i> vpravo [11]	12
2	Struktura svalu [14]	13
3	Hillův svalový model [26]	14
4	Závislost síla - délka svalu [26]	14
5	Závislost síly a rychlosti svalové kontrakce. V případě A při aktivaci $a(t) = 1$ , v případně B při aktivaci $a(t) = 0.5$ . [26]	16
6	Typy dřepu [4]	20
7	Markerset měřeného subjektu [25]	21
8	Prostředí Mokka editoru	24
9	Model použitý v OpenSimu	25
10	Experimentální a virtuální markery modelu [22]	26
11	Rozložení segmentů dolní končetiny [12]	28
12	Velikosti složek sil od desky	30
13	Velikosti složek momentů od desky	30
14	Znázornění změny úhlu kloubů kyčle, kolene a kotníku.	31
15	Znázornění změny momentu kloubů kyčle, kolene a kotníku.	31
16	Znázornění velikosti jednotlivých složek sil m. <i>Quadriceps</i> . (VM - <i>Vastus medialis</i> , VI - <i>Vastus intermedialis</i> , VL - <i>Vastus lateralis</i> , RF - <i>Rectus femoris</i> )	32
17	Znázornění jednotlivých složek sil m. <i>Hamstrings</i> . (BFLH - <i>Biceps femoris long head</i> , BFSH - <i>Biceps femoris short head</i> , SM - <i>Semimembranosus</i> , ST - <i>Semitendinosus</i> )	32
18	Znázornění velikosti jednotlivých složek sil kyčle - přední skupina.	33
19	Znázornění velikosti jednotlivých složek sil kyčle - zadní skupina. (G_Min - <i>Gluteus minimus</i> , G_Med - <i>Gluteus medius</i> , G_Max - <i>Gluteus maximus</i> )	33
20	Znázornění velikosti jednotlivých složek sil bérce - přední skupiny. (TA - <i>Tibialis anterior</i> , EH - <i>Extensor hallucis longus</i> , ED - <i>Extensor digitorum longus</i> )	34
21	Znázornění velikosti jednotlivých složek sil bérce - zadní skupiny. (LG - <i>Gastrocnemius lateralis</i> , S - <i>Soleus</i> , MG - <i>Gastrocnemius medialis</i> , TP - <i>Tibialis posterior</i> , FH - <i>Flexor hallucis longus</i> , FD - <i>Flexor digitorum longus</i> )	34
22	Pozice nevyfiltrovaného markeru v čase	35
23	Pozice vyfiltrovaného markeru v čase	36
24	Závislost velikosti síly na čase	36
25	Trajektorie markeru C7 před úpravou	37
26	Trajektorie markeru C7 po úpravě	37
27	Porovnání velikostí sil <i>quadriceps</i> svalů, <i>hamstrings</i> svalů a svalů <i>gastrocnemius</i>	38



## 9 Seznam použitých zkratek

FTVS UK	Fakulta tělovýchovy a sportu Univerzity Karlovy
QTM	Qualisys Track Manager
B-tk	Biomechanical toolkit
IK	Inverzní kinematika
ID	Inverzní dynamika
SO	Statická optimalizace
CMC	Computed muscle control
RRA	Rezidual reduction algorithm
EMG	Elektromyografie
BFLH	<i>Biceps femoris long head</i>
BFSH	<i>Biceps femoris short head</i>
SM	<i>Semimembranosus</i>
ST	<i>Semitendinosus</i>
RF	<i>Rectus femoris</i>
VL	<i>Vastus lateralis</i>
VM	<i>Vastus medialis</i>
VI	<i>Vastus intermedialis</i>
G_Min	<i>Gluteus minimus</i>
G_Med	<i>Gluteus medius</i>
G_Max	<i>Gluteus maximus</i>
TA	<i>Tibialis anterior</i>
EH	<i>Extensor hallucis longus</i>
ED	<i>Extensor digitorum longus</i>
LG	<i>Gastrocnemius lateralis</i>
S	<i>Soleus</i>
MG	<i>Gastrocnemius medialis</i>
TP	<i>Tibialis posterior</i>
FH	<i>Flexor hallucis longus</i>
FD	<i>Flexor digitorum longus</i>