

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta strojní

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky



Optimalizace tvaru rámu jízdního kola

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Zoufalý** Jméno: **Ondřej** Osobní číslo: **467354**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Aplikované vědy ve strojním inženýrství**
Specializace: **Biomechanika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Optimalizace tvaru rámu jízdního kola

Název diplomové práce anglicky:

Optimization of bicycle frame designs from biomechanics point of view.

Pokyny pro vypracování:

Student si nastuduje produkci svalových sil a jejich výpočet optimalizačním přístupem.

Tuto metodiku bude aplikovat na stanovení tvaru rámu jízdního kola, kdy kritériem výpočtu bude optimální produkce svalové síly.

Seznam doporučené literatury:

Cheng, YC, Lee, CK, Tsai, MT. Multi-objective optimization of an on-road bicycle frame by uniform design and compromise programming. Adv Mech Eng 2016; 8: 115.

Vilímek M. Musculotendon forces derived by different muscle models. ACTA OF BIOENGINEERING AND BIOMECHANICS 2007, 9 : 41-47.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D., odbor biomechaniky FS

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

Datum zadání diplomové práce: **12.04.2021**

Termín odevzdání diplomové práce: **13.08.2021**

Platnost zadání diplomové práce:


Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce


doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry


prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
podpis cévnáři(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

12.5.2021
Datum převzetí zadání

Zoufalý
Podpis studenta

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze literaturu uvedenou v příloženém seznamu.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne

.....

Podpis

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu mé diplomové práce, panu Ing. Miloslavu Vilímkovi, Ph.D., za pomoc při zpracování, cenné rady a věnovaný čas. Dále děkuji všem svým blízkým za podporu při studiu.

Anotační list

Jméno a příjmení autora:	Ondřej Zoufalý
Název diplomové práce:	Optimalizace tvaru rámu jízdního kola
Anglický název:	Optimization of bicycle frame designs from biomechanics point of view
Akademický rok:	2020/2021
Ústav/odbor:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky Odbor biomechaniky
Vedoucí diplomové práce:	Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.
Bibliografické údaje	Počet stran: 75 Počet obrázků: 38 Počet tabulek: 18
Klíčová slova:	sval, svalová optimalizace, konfigurace kola
Keywords:	muscle, muscle optimization, bicycle set up
Abstrakt:	

Tato práce se zabývá stanovením optimálního posedu cyklisty na jízdním kole. Dolní končetina při šlapání představuje mechanismus s 2 stupni volnosti, na jehož základě byla zformulována inverzní dynamická úloha. Pomocí statické optimalizace byly vypočteny parametry konfigurace posedu pro nejmenší svalovou námahu.

Abstract:

This thesis deals with defining of an optimal bike set up for a cyclist. Lower limb during cycling represents a five-bar linkage on which a dynamic inverse problem was created. Using a static optimization method the parameters of bike set up for least muscular effort were calculated.

Seznam použitých symbolů

a	aktivace	[-]
a_{1x}, a_{1y}	zrychlení těžiště stehna ve směru x a y	$[m/s^2]$
a_{2x}, a_{2y}	zrychlení těžiště bérce ve směru x a y	$[m/s^2]$
a_{3x}, a_{3y}	zrychlení těžiště nohy ve směru x a y	$[m/s^2]$
c	konstanta	[-]
d_n	vzdálenost osy hlezenního kloubu a dotyku nohy s pedálem	$[m]$
f_{LA}	faktor délky aktivní složky	[-]
f_{LP}	faktor délky pasivní složky	[-]
F_M^0	maximální izometrická síla svalu	[-]
F_M	síla svalu	$[N]$
f_v	faktor rychlosti	[-]
F_i^M, F_j^M, F_k^M	svalová síla i -tého, j -tého a k -tého svalu	$[N]$
G_1, G_2, G_3	gravitační síla stehna, bérce a nohy	$[N]$
h_n	výška nohy	$[m]$
I_1, I_2, I_3	momenty setrvačnosti stehna, bérce a nohy	$[kg \cdot mm^2]$
l_1	délka stehna	$[m]$
l_2	délka bérce	$[m]$
L_M	délka svalu	$[m]$
L_M^0	optimální délka svalu	$[m]$
m_1, m_2, m_3	hmotnost stehna, bérce a nohy	$[kg]$
M_{R1}, M_{R2}, M_{R3}	ohybový moment svalové síly k ose procházející kyčelním, kolenním a hlezenním kloubem	$[Nm]$
$PCSA$	fyziologický průřez svalu	$[mm^2]$
p, q, r, s	váhy optimalizačního kritéria	[-]
Q	síla do pedálu	$[N]$
R_{Ax}, R_{Ay}	reakce v kyčelním kloubu	$[N]$
R_{Bx}, R_{By}	reakce v kolenním kloubu	$[N]$
R_{Cx}, R_{Cy}	reakce v hlezenním kloubu	$[N]$

R_{i3}	momentové rameno i-tého svalu působícího na nohu	[m]
R_{j2}	momentové rameno j-tého svalu působícího na bérce	[m]
R_{k1}	momentové rameno k-tého svalu působícího na stehno	[m]
s	délka kliky	[m]
v_m	okamžitá rychlost svalové kontrakce	[m/s]
v_m^0	optimální rychlost svalové kontrakce	[m/s]
x	výška sedla	[m]
α	úhel zpeření svalu	[°]
α_0	úhel zpeření svalu při optimální délce svalu	[°]
α_Q	úhel natočení síly do pedálu	[°]
β	úhel zadní vidlice	[°]
σ	svalové napětí	[N/cm ²]
φ	úhel kliky	[°]
$\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$	úhel v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu	[°]
φ_B	natočení bérce v globálním souřadnicovém systému	[°]
φ_f	úhel nohy	[°]
φ_h	úhel kyčle	[°]

Obsah

1	Úvod a cíl práce	13
2	Anatomie dolní končetiny	14
2.1	Kosti dolní končetiny.....	14
2.2	Spojení volné dolní končetiny	14
2.3	Svalový aparát dolní končetiny	14
2.3.1	Svaly kyčelního kloubu.....	14
2.3.2	Svaly stehna	15
2.3.3	Svaly bérce.....	17
2.3.4	Svaly nohy	18
2.4	Sval	19
2.4.1	Stavba kosterního svalu	19
2.4.2	Funkce kosterního svalu	20
3	Matematické modely svalů	21
3.1	Huxleyho model	21
3.2	Hillův model	23
4	Používané metody nastavení posedu jízdního kola.....	26
4.1	Matematické přístupy nastavení konfigurace posedu.....	26
4.2	Biomechanické přístupy s ohledem na svalové charakteristiky	27
5	Úvod výpočetní části.....	30
5.1	Metody určení svalových sil pomocí optimalizace	30
6	Matematický popis šlapání	31
6.1	Geometrie dolní končetiny při šlapání.....	31
6.2	Newton-Eulerovy rovnice.....	33
6.2.1	Uvolnění a Newton-Eulerovy rovnice nohy	34
6.2.2	Uvolnění a Newton-Eulerovy rovnice bérce.....	35
6.2.3	Uvolnění a Newton-Eulerovy rovnice stehna	36

6.2.4	Zrychlení stehna, bérce a nohy v osách	36
6.3	Setrvačné parametry segmentů dolní končetiny	38
7	Svalově-kosterní modely dolní končetiny	39
7.1	Průběhy délek, ramen a rychlostí kontrakce svalů	41
7.1.1	Grafy průběhů délek a rychlostí kontrakce svalů.....	42
7.1.2	Grafy průběhů ramen svalů.....	45
8	Hillův svalový model.....	48
8.1	Maximální izometrická síla	48
8.2	Faktor rychlosti.....	49
8.3	Faktor délky aktivní složky	49
8.4	Faktor délky pasivní složky.....	50
8.5	Úhel zpeření.....	50
9	Optimalizace konfigurace posedu cyklisty	56
9.1	Optimalizované polohy.....	56
9.2	Optimalizační řešič	56
9.3	Cílové funkce.....	59
9.3.1	Minimalizace součtu třetích mocnin svalových napětí.....	59
9.3.2	Minimalizace součtu kvadrátů aktivací svalů	60
9.3.3	Minimalizace součtu kvadrátů odchylek okamžitých délek svalů od optimální délky svalu	61
9.3.4	Váhy optimalizačních kritérií.....	61
10	Výsledky	62
10.1	Konfigurace 9svalového modelu	62
10.2	20svalový model.....	65
11	Diskuze	68
12	Závěr	70
13	Bibliografie	72

Seznam obrázků

Obrázek 1: Kostí dolní končetiny [2]	14
Obrázek 2: Svaly kyčle [3]	15
Obrázek 3: svaly kyčle a stehna [4]	17
Obrázek 4: Svaly bérce a nohy [5]	19
Obrázek 5: Stavba kosterního svalu [7]	19
Obrázek 6: Huxleyho model. Osa O značí rovnovážnou polohu myozinové hlavičky [10]....	21
Obrázek 7: Modifikovaný Huxleyho model se silovým poklesem ΔF a silovou zpožděnou odezvou F' [8]	22
Obrázek 8: Hillův svalový model [11]	23
Obrázek 9: Závislost svalové síly a rychlosti svalové kontrakce, příklad pro aktivaci rovné 1 (vlevo) a 0.5 (vpravo) [11]	24
Obrázek 10: Závislost svalové síly a délky svalu při plné aktivaci [12]	25
Obrázek 11: Závislost normalizované hodnoty MCF vůči normalizovaným hodnotám konfigurace [16]	27
Obrázek 12: Závislost síly (tmavě modrá křivka), práce (červená křivka) a účinnosti (světle modrá křivka) na rychlosti svalu [19]	28
Obrázek 13: Teoretický průběh svalové aktivace při šlapání. [19]	28
Obrázek 14: Geometrie dolní končetiny při šlapání	31
Obrázek 15: Uvolnění nohy v obecné poloze	34
Obrázek 16: Uvolnění bérce v obecné poloze	35
Obrázek 17: Uvolnění stehna v obecné poloze	36
Obrázek 18: Svalově-kosterní modely: 9svalový vlevo, 20svalový vpravo (pouze svaly pravé nohy)	39
Obrázek 19: Sval působící kladným momentem otáčí těleso vyznačeným směrem otáčení ...	40
Obrázek 20: Graf délky svalu během otáčky kliky 9svalového modelu	43
Obrázek 21: Graf rychlosti svalové kontrakce během otáčky kliky 9svalového modelu	43
Obrázek 22: Graf délky svalu během otáčky kliky 20svalového modelu	44
Obrázek 23: Graf rychlosti svalové kontrakce během otáčky kliky 20svalového modelu	44
Obrázek 24: Graf průběhu ramen svalů působících na kyčelní kloub 9svalového modelu	45
Obrázek 25: Graf průběhu ramen svalů působících na kolenní kloub 9svalového modelu	45
Obrázek 26: Graf průběhu ramen svalů působících na hlezenní kloub 9svalového modelu ...	46
Obrázek 27: Graf průběhu ramen svalů působících na kyčelní kloub 20svalového modelu ...	46

Obrázek 28: Graf průběhu ramen svalů působících na kolenní kloub 20svalového modelu ...	47
Obrázek 29: Graf průběhu ramen svalů působících na hlezenní kloub 20svalového modelu .	47
Obrázek 30: Graf průběhu faktoru délky aktivní složky během otáčky kliky 9svalového modelu	52
Obrázek 31: Graf průběhu faktoru délky pasivní složky během otáčky kliky 9svalového modelu	52
Obrázek 32: Graf průběhu faktoru rychlosti během otáčky kliky 9svalového modelu.....	53
Obrázek 33: Graf průběhu okamžitého úhlu zpeření během otáčky kliky 9svalového modelu	53
Obrázek 34: Graf průběhu faktoru délky aktivní složky během otáčky kliky 20svalového modelu.....	54
Obrázek 35: Graf průběhu faktoru délky pasivní složky během otáčky kliky 20svalového modelu.....	54
Obrázek 36: Graf průběhu faktoru rychlosti během otáčky kliky 20svalového modelu.....	55
Obrázek 37: Graf průběhu okamžitého úhlu zpeření během otáčky kliky 20svalového modelu	55
Obrázek 38: Příklad omezujících funkcí pro nelineární řešič fmincon [30]	57

Seznam tabulek

Tabulka 1: Koeficienty pro váhu segmentu	38
Tabulka 2: Koeficienty pro polohu těžiště segmentu – ta je uváděna od antropometrických bodů: u nohy je to konec 2. prstu, u bérce tibiale a u stehna iliospinale	38
Tabulka 3: Koeficienty pro moment setrvačnosti segmentu kolem mediolaterální osy	38
Tabulka 4: Vypočtené setrvačné parametry jednotlivých segmentů.....	38
Tabulka 5: Název, značení svalových jednotek a způsob zatěžování daného kloubu (kladný nebo záporný), 9svalový model	40
Tabulka 6: Název, značení svalových jednotek a způsob zatěžování daného kloubu (kladný nebo záporný), 20svalový model	41
Tabulka 7: Hodnoty konfigurace zvolené jako příklad pro vizualizaci průběhu svalových charakteristik	42
Tabulka 8: Hodnoty optimálních délek, maximálních izometrických sil a úhlů zpeření při optimální délce svalu 9svalového modelu	50
Tabulka 9: Hodnoty optimálních délek, maximálních izometrických sil a úhlů zpeření při optimální délce svalu 20svalového modelu	51

Tabulka 10: Hodnoty úhlu kliky, úhlu nohy, síly do pedálu a úhel natočení síly naměřené v jednotlivých polohách [29].....	56
Tabulka 11: Omezující hodnoty konfigurace	60
Tabulka 12: Hodnoty vah pro jednotlivé polohy	61
Tabulka 13: Výsledky dle minimalizace celkového svalového napětí 9svalového modelu	63
Tabulka 14: Výsledky dle minimalizace aktivace 9svalového modelu	64
Tabulka 15: Výsledky dle minimalizace odchylek okamžitých délek od optimální délky svalů 9svalového modelu.....	64
Tabulka 16: Výsledky dle minimalizace celkového svalového napětí 20svalového modelu ..	65
Tabulka 17: Výsledky dle minimalizace aktivace 20svalového modelu	66
Tabulka 18: Výsledky dle minimalizace odchylek okamžitých délek od optimální délky svalů 20svalového modelu.....	67

1 Úvod a cíl práce

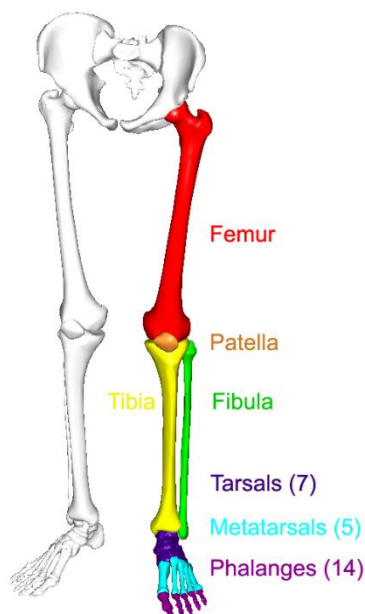
Cyklistika je oblíbeným sportem jak na poli závodním, tak rekreačním. Nedílnou součástí cyklistiky je i nastavení posedu na kole, které může zlepšit efektivitu šlapání nebo snížit riziko zranění. Metody optimálního posedu na kole plynou většinou z experimentů a ze zkušeností, až v poslední době se začíná k nastavení kola přistupovat i z hlediska biomechanického. Z důvodu diverzity jedinců by bylo vhodné vytvořit metodu, podle které by se dal nastavit posed na kole pro konkrétního cyklistu.

Cílem této práce je optimalizace posedu cyklisty na kole s ohledem na Hillův svalový model, výstupem budou parametry konfigurace, při které jsou svaly nejméně zatěžovány. K výpočtu poslouží svalově-kosterní model dolní končetiny vytvořený v prostředí OpenSim.

2 Anatomie dolní končetiny

2.1 Kostí dolní končetiny

Kosti dolní končetiny jsou tvořeny pletencem dolní končetiny a kostrou volné končetiny. Pletenec je tvořen kostí pánevní, která se skládá ze 3 složek – kosti kyčelní (*os ilium*), kosti sedací (*os ischii*) a kosti stydké (*os pubis*). Volnou část dolní končetiny tvoří kost stehenní (*femur*), čéška (*patella*), kosti bérce (*tibia, fibula*) a kosti nohy. [1]



Obrázek 1: Kostí dolní končetiny [2]

2.2 Spojení volné dolní končetiny

Spojení volné dolní končetiny tvoří převážně klouby, mezi které patří kloub kyčelní (*articulatio coxae*), kloub kolenní (*articulatio genus*), *articulatio tibiofibularis*, kloub hlezenní (*articulatio talocruralis*) a klouby nohy (*articulationes pedis*), dále pak vazy a vazivové spoje. [1]

2.3 Svalový aparát dolní končetiny

Svaly dolní končetiny jsou rozděleny do skupin podle kloubů, na které převážně působí. Jsou to svaly kyčelního kloubu, svaly stehna, svaly bérce a svaly nohy. [1]

2.3.1 Svaly kyčelního kloubu

- **Přední skupina**

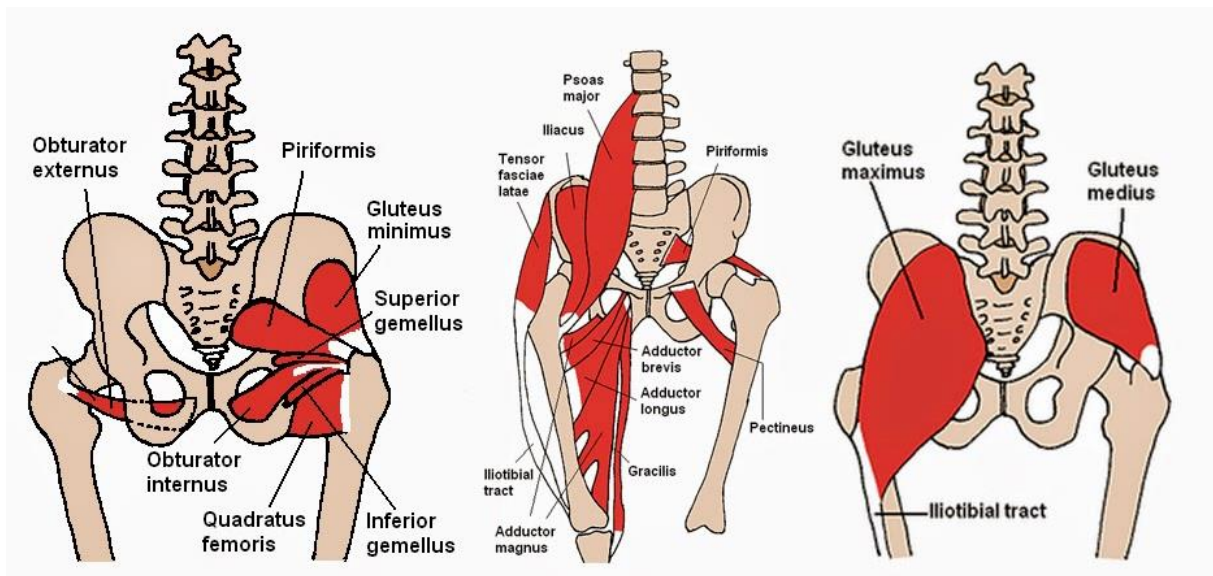
Přední skupinu tvoří sval *m. iliopsoas*, který se skládá ze 2(3) svalů – *m. iliacus*, který začíná z *fossa iliaca* a *m. psoas major* začínající od bederní páteře (někdy sval obsahuje i *m. psoas minor*). Oba svaly se upínají na *trochanter minor femoris*. Hlavní

funkcí svalu je flexe a vnější rotace kyčelního kloubu. Svaly jsou inervovány z *plexus lumbalis*. [1]

- **Zadní skupina**

Zadní skupinu tvoří vrstva povrchová a vrstva hluboká. V povrchové vrstvě se nachází tyto svaly: *m. gluteus maximus*, který začíná od *cristy iliacy* přes *os sacrum* a *os coccygis* a upíná se na *tuberositas glutea*. Jeho funkce je extenze a vnější rotace kyčelního kloubu. Přispívá k udržení vzpřímené polohy a je hlavním článkem např. při chození po schodech či pohybu ze sedu do stoje. *M. gluteus medius* a *m. gluteus minimus* začínají z lopaty kosti kyčelní a upínají se na *trochanter major*, jejich společná funkce je extenze, vnější rotace a abdukce kyčelního kloubu. Posledním svalem povrchové vrstvy je *m. tensor fasciae latae*. Jejich inervace přichází z *n. gluteus inferior*. [1]

V hloubce se nachází tzv. pelvitrochanterické svaly (např. *m. piriformis*, *mm. gemelli*). Tyto svaly zajišťují vnější rotaci při extenzi a abdukci při flexi kyčelního kloubu. Inervace pro všechny svaly přichází ze sakrální pleteně. [1]



Obrázek 2: Svaly kyčle [3]

2.3.2 Svaly stehna

- **Přední skupina**

Přední skupina obsahuje svaly *m. sartorius* a *m. quadriceps femoris*. *M. sartorius* začíná ze spiny *iliacy anterior superior* a upíná se pod medální kondyl tibie. Sval zajišťuje vnější rotaci dolní končetiny a pomocnou flexi v kloubu kyčelním a kloubu kolenním. [1]

M. quadriceps femoris je složen ze 4 hlav – *m. rectus femoris*, *m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis* a *m. vastus intermedius*. První zmíněná hlava začíná ze spiny *iliacy anterior inferior*, zbylé tři pak mají začátek na femuru. Svaly se spojují nad patelou a společně se upínají na *tuberositas tibiae* pomocí *ligamentum patellae*. Svaly společně vykonávají flexi kolenního kloubu, *m. rectus femoris* pak pomáhá při flexi kyčelního kloubu. Inervaci svalů přední skupiny zajišťuje *n. femoralis*. [1]

- **Mediální skupina**

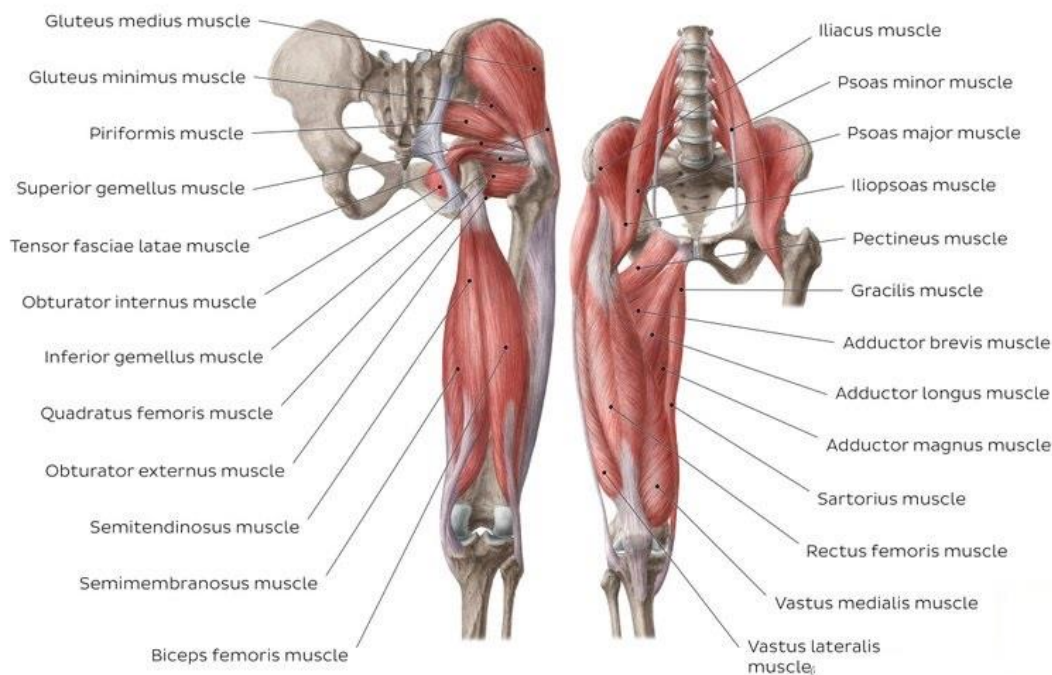
Mediální skupinu tvoří svaly, které společně fungují jako adduktory stehna. Patří mezi ně svaly *m. pectineus*, *m. adductor longus*, *m. gracilis*, *m. adductor brevis*, *m. adductor magnus* a *m. obturatorus externus*. Svaly zajišťují addukci kyčelního kloubu, a díky úponu na zadní straně femuru pomáhají při zevní rotaci. [1]

- **Zadní skupina**

Zadní skupinu tvoří 3 svaly – *m. biceps femoris*, *m. semitendinosus* a *m. semimembranosus*. Inervace těchto svalů přichází z *n. ischiadicus*. [1]

M. biceps femoris je rozdělen na 2 hlavy – *caput longum*, který začíná na *tuber ischiadicum* a *caput breve* začínající na spodní třetině femuru. Společně se upínají na *caput fibulae*. Funkcí svalu jsou flexe kolenního kloubu a vnější rotace kolenního kloubu flektovaného bérce. *Caput longum* také napomáhá extenzi kyčelního kloubu. [1]

M. semitendinosus a *m. semimembranosus* začínají na *tuber ischiadicum* a upínají se na mediální kondyl tibie. Svaly mají stejnou funkci, a to flexi kolenního kloubu a vnitřní rotaci kolenního kloubu při flektovaném bérce. Pomáhají také extenzi a addukci kyčelního kloubu. [1]



Obrázek 3: svaly kyčle a stehna [4]

2.3.3 Svaly bérce

- **Přední skupina**

Přední skupina svalů zajišťuje extenzi prstů a supinaci nohy. Obsahuje svaly *m. tibialis anterior*, *m. extensor digitorum longus* a *m. extensor hallucis longus*. První zmíněný začíná převážně od tibie (mediálně), druhý z tibie a fibuly (laterálně) a třetí začíná v hloubce mezi nimi. *M. tibialis anterior* funguje jako dorzální flexor a supinátor nohy. *M. extensor digitorum longus* zajišťuje extenzi 2.-5. prstu a dorzální flexi nohy. *M. extensor hallucis longus* je extenzor palce. [1]

- **Laterální skupina**

Laterální skupina obsahuje 2 svaly – *m. fibularis longus* a *m. fibularis brevis*. Oba svaly začínají na laterální ploše tibuly, *longus* jde z *caput fibulae* a *brevis* z distálnější části fibuly. *M. fibularis longus* se zespodu upíná na 1. metatars a *os cuneiforme mediale* a slouží jako pronátor nohy a pomocný plantární flexor. *M. fibularis brevis* je upnut na 5. metatars a funguje jako pronátor nohy a pomocný plantární flexor. [1]

- **Zadní skupina**

Zadní skupina je rozdělena na povrchové a hluboké svaly, která je od sebe rozdělená svalovým septem. Povrchová vrstva obsahuje svaly *m. triceps surae* a *m. plantaris*.

V hluboké vrstvě se nachází svaly *m. tibialis posterior*, *m. flexor digitorum longus*, *m. flexor hallucis longus* a *m. popliteus*. [1]

M. triceps surae je složen ze tří částí - *m. gastrocnemius*, který je rozdělen na 2 hlavy, a *m. soleus*. Hlavy svalu *m. gastrocnemius* – *caput mediale* a *caput laterale* začínají na mediálním a laterálním kondylu femuru. *M. soleus* jde z hlavice fibuly a zadní plochy tibie. Všechny tři svaly se spojují v Achillovu šlachu a tou se upínají na *calcaneus*. Funkce celého svalu je plantární flexe nohy, *m. gastrocnemius* pak pomáhá při flexi kolene. [1]

M. tibialis posterior začíná z tibie, fibuly a membrany interossei cruris a upíná se na os naviculare a os cuneiforme mediale. Hlavní funkcí svalu je flexe nohy. *M. flexor digitorum longus* má začátek na tibií a přilehlé *membrany interossei cruris*, upíná se na distální články 2.-5. prstu a funguje jako flexor nohy a prstů. *M. flexor hallucis longus* začíná na fibule (distálně) a membraně interossee cruris, jeho úpon je na plantární straně distálního článku palce a zajišťuje flexi palce a pomocnou flexi nohy. Šlachy těchto svalů jdou za vnitřním kotníkem. [1]

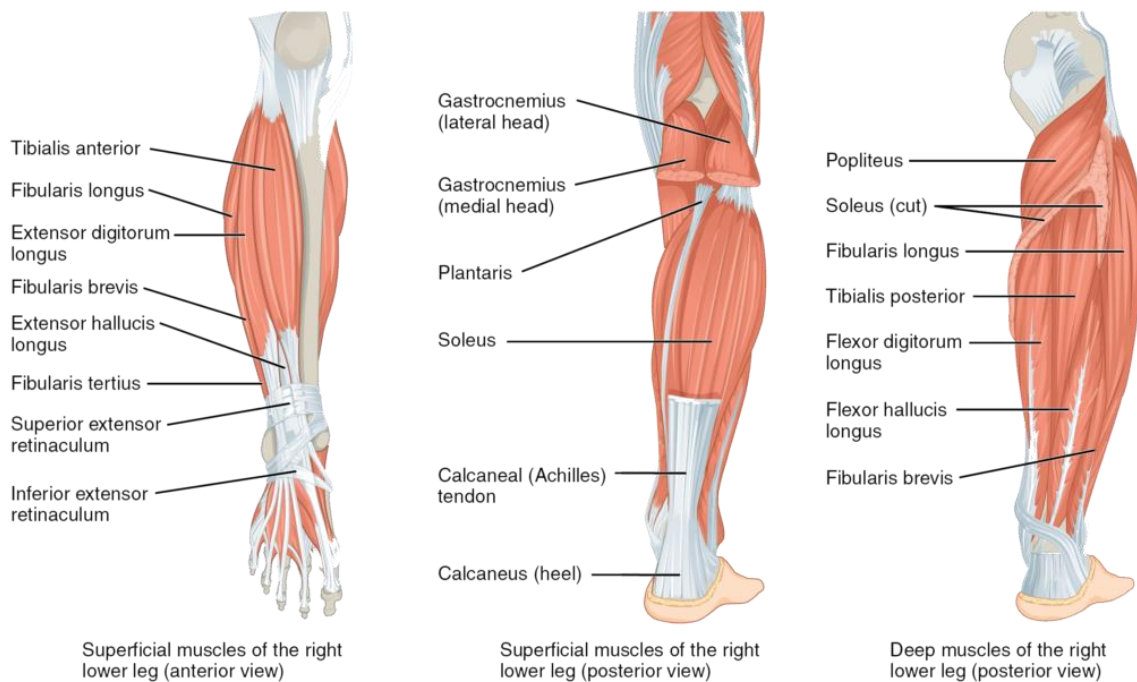
2.3.4 Svaly nohy

- **Svaly na hřbetu**

Svaly na hřbetu obsahují 2 svaly a fungují jako extensory palce a prstů. [1]

- **Svaly v plantě**

Svaly v plantě se dělí na 4 skupiny: Svaly palce, svaly malíku, svaly střední skupiny a svaly mezi prsty. Svaly palce obsahují 3 svaly a fungují jako adduktory a flexory palce. Svaly malíku jsou 3 a nachází se na laterální straně nohy. Funkčně to jsou adduktory, abduktory a flexory. Skupina svalů střední skupiny obsahuje 3 svaly a obecně fungují jako flexory 2.-5. prstu. Poslední skupinu tvoří svaly v intermetatarsálních prostorech – 3 plantární a 4 dorsální svaly. Svaly zajišťují převážně svírání a rozvírání vějíře prstů. [1]



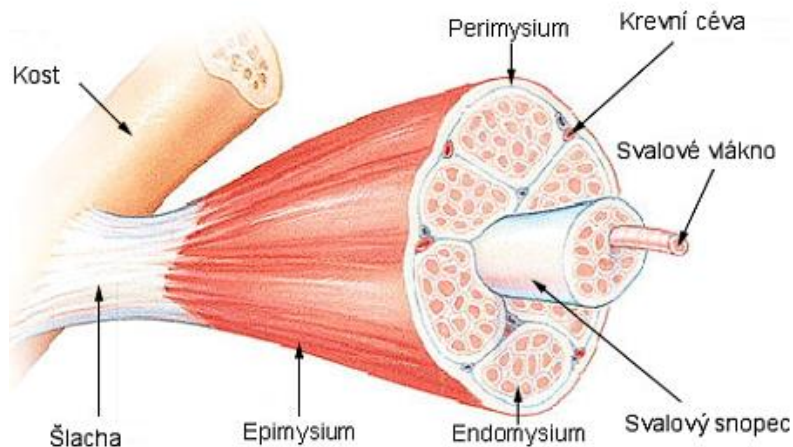
Obrázek 4: Svaly bérce a nohy [5]

2.4 Sval

Svalová soustava je funkčně spojena s pohybem skeletu. Její jednotkou je sval, který je na základě nervového vzruchu schopen kontrakce. [1]

2.4.1 Stavba kosterního svalu

Základní složkou kosterního svalstva jsou příčně pruhovaná svalová vlákna, která jsou tvořena z *myofibril*. Svalová vlákna jsou obalena tenkou vrstvou *endomysia*, aby se sarkomely jednotlivých vláken nedotýkaly. Svazky svalových vláken jsou obaleny *perimysiem*. Celý sval je tvořen skupinami svazků svalových vláken a je obalen vrstvou *epimysia*, která dále tvoří *fascii*. [1] [6]



Obrázek 5: Stavba kosterního svalu [7]

2.4.2 Funkce kosterního svalu

Funkci svalu zajišťují kontraktilní jednotky – *myofibrily*. Myofibrila se skládá z proteinů aktin a myozin, které jsou upevněny mezi tzv. *Z liniemi*. Úsek ohraničený *Z liniemi* se nazývá *sarkomera* a její uspořádání tvoří příčné pruhování kosterního svalstva. [6]

Kontrakce svalstva je mechanismus, při kterém se zkracuje sarkomera. Akční potenciál zajistí otevření Ca^{2+} kanálků a změna hladiny vápníkových iontů v cytoplazmě zajistí navázání Ca^{2+} na troponin, který následně uvolní místo na aktinu. Na odkrytý aktin se naváže myozin a vzniká aktin-myosinový komplex. V tomto okamžiku dochází k hydrolyze ATP a ohnutí myozinové hlavičky o 45° , čímž dochází k posunutí myozinových filament do aktinových filament. ATP se rozštěpí na ADP a fosfát, hlavička myozinu se od aktinu odpojí pouze při vazbě nové molekuly ATP na hlavičku myozinu. Celý cyklus se opakuje, dokud neklesne hladina Ca^{2+} pod mezní hodnotu. [1] [6]

3 Matematické modely svalů

3.1 Huxleyho model

Huxleyho model svalu představuje svalovou kontrakci jak z hlediska mechanického, tak metabolického. Je založen na počtu spojených svalových filament (aktin a myozin) a pravděpodobnosti jejich spojení a rozpojení. Distribuční funkce $n(x,t)$ představuje distribuci spojení aktinu a myozinu v závislosti na posunutí a rychlosti posunutí jednotlivých filament. Huxleyho model je vyjádřen následující rovnicí [8] [9]:

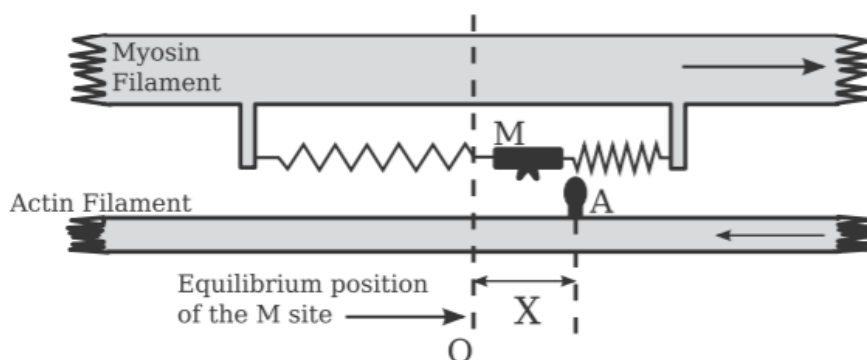
$$\frac{\partial n(x,t)}{\partial t} - v(t) \frac{\partial n(x,t)}{\partial x} = f(x) - (f(x) + g(x))n(x,t)$$

kde $n(x,t)$ Distribuční funkce spojených svalových můstků

$f(x)$ Pravděpodobnost vytvoření svalového můstku

$g(x)$ Pravděpodobnost rozbití svalového můstku

$v(t)$ Rychlost kontrakce jedné filamenty



Obrázek 6: Huxleyho model. Osa O značí rovnovážnou polohu myozinové hlavičky (značeno M). X značí vzdálenost místa pro přichycení myozinové hlavičky (značeno A) od osy O . [10]

Při plné aktivaci je svalové napětí vyjádřeno vztahem [8]:

$$\sigma(t) = C_1(t) \int_{-\infty}^{\infty} n(x,t)x dx$$

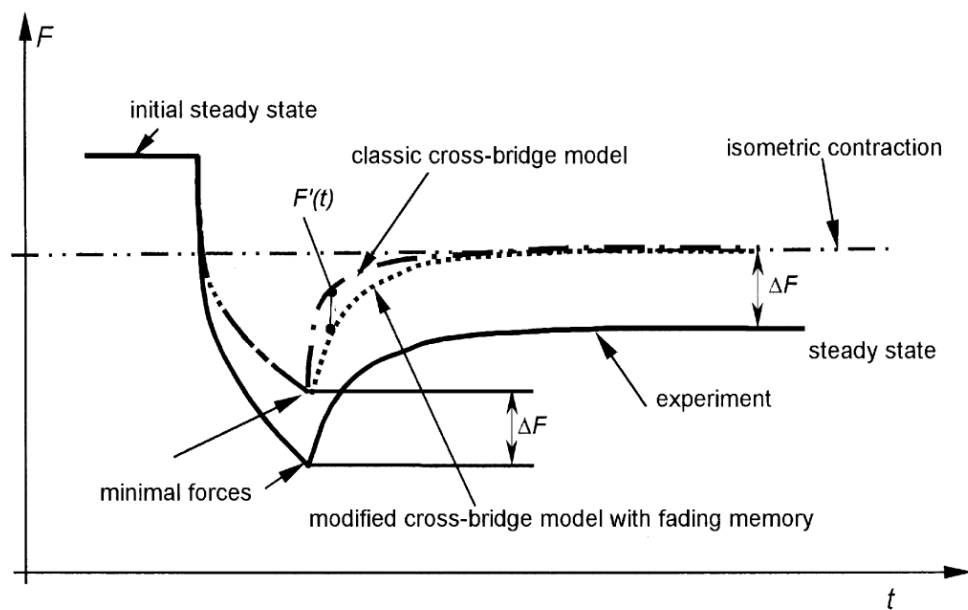
kde $\sigma(t)$ Svalové napětí [N/cm^2]

C_1 Parametr závislý na mikroskopické stavbě svalu

Původní Huxleyho model neodpovídá průběhu svalové kontrakce s historií zátěže. Je známo, že síla izometrické kontrakce, pokud se sval před tímto stavem zkracoval nebo prodlužoval, je menší nebo větší než při pouhé izometrické kontrakci. Wu a Herzog navrhli výslednou sílu jako [8]:

$$F_c = F + F' + \Delta F$$

Kde F je síla původního Huxleyho modelu, F' je silové zpoždění svalu a ΔF silový skok závislý na historii zatěžování.



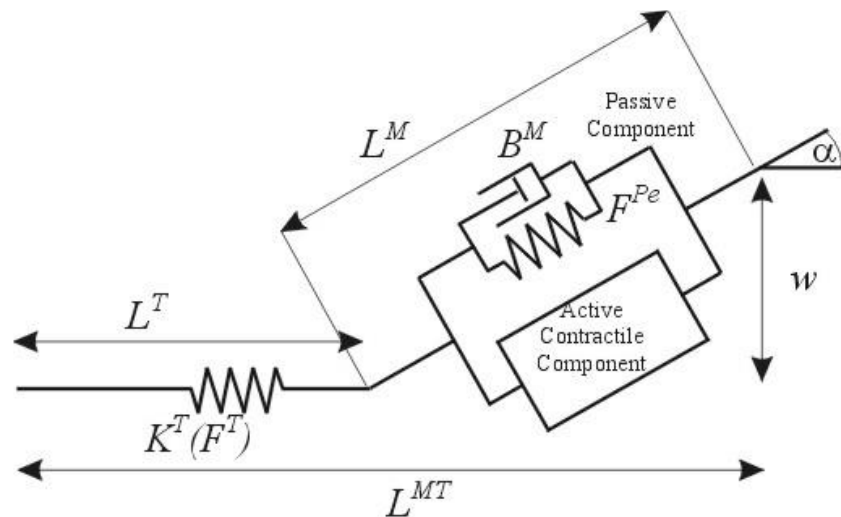
Obrázek 7: Modifikovaný Huxleyho model se silovým poklesem ΔF a silovou zpožděnou odezvou F' [8]

3.2 Hillův model

Hillův model je oproti Huxleyho modelu snáze implementovatelný do složitějších případů svalové kontrakce. Je založen pouze na mechanické interakci a nezvažuje spotřebu energie, jako tomu bylo u Huxleyho modelu. Hillův svalový model obsahuje 2 komponenty – aktivní element a pasivní paralelní element. Svalová síla je závislá na rychlosti kontrakce a poměru aktuální délky svalu vůči optimální délce svalu. Síla je pak vyjádřena jako [11]:

$$F^M = F_0^M (f_v f_{La} a + f_{Lp}) \cos \alpha$$

- kde F^M svalová síla
 F_0^M maximální izometrická síla
 f_v faktor rychlosti
 f_{La} faktor délky aktivní složky síly
 a aktivace
 f_{Lp} faktor délky pasivní složky síly
 α úhel zpeření



Obrázek 8: Hillův svalový model [11]

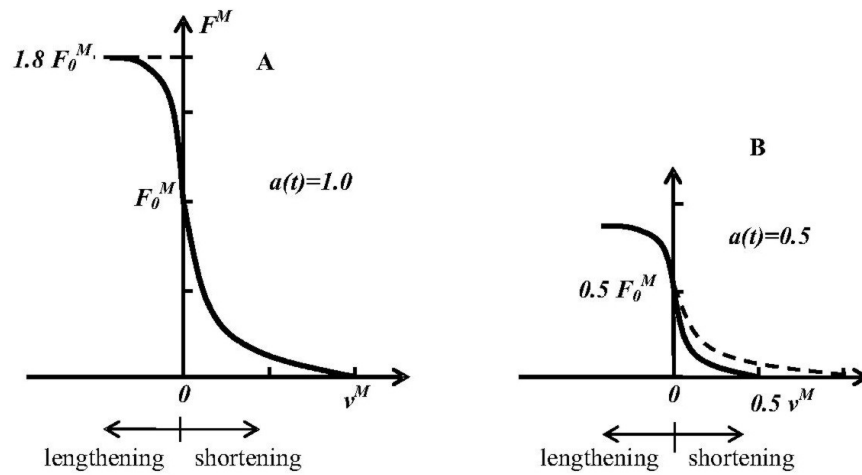
Závislost svalové síly a rychlosti kontrakce je různá pro koncentrickou a excentrickou kontrakci. Při koncentrické kontrakci je svalová síla vyjádřena jako [11]:

$$F_v^M(v^M) = F_0^M \frac{v_0^M - v^M}{v_0^M - cv^M}$$

Pro excentrickou kontrakci platí modifikovaná Hillova rovnice [11]:

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

Závislost svalové síly a rychlosti kontrakce je zobrazena na obrázku č.9. Z něj je patrné, že se snižující se rychlostí kontrakce roste síla a naopak.



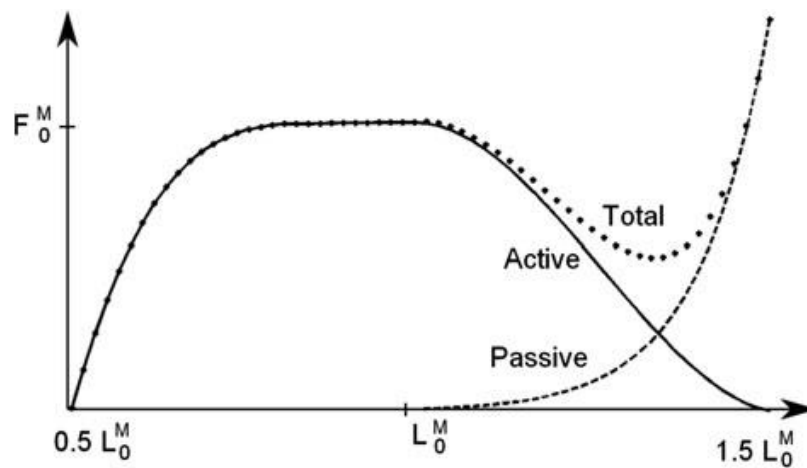
Obrázek 9: Závislost svalové síly a rychlosti svalové kontrakce, příklad pro aktivaci rovné 1 (vlevo) a 0.5 (vpravo) [11]

Závislost mezi délkou svalu a silou je rozdělen na pasivní a aktivní složku. Pasivní složka se projevuje až při délce svalu větší než jeho optimální délka a působí i na nestimulovaném sval. Aktivní složka vykazuje parabolickou závislost a ovlivňuje pouze stimulovaný sval. Vztahy pro aktivní a pasivní složky jsou [11]:

$$f_{La} = \left\{ 1 - \left[\left(\frac{L^M}{L_0^M} - 1 \right) \cdot 2 \right]^2 \right\}$$

$$f_{Lp} = \left(\frac{L^M}{L_0^M} \right)^3 \cdot e^{\left(8 \frac{L^M}{L_0^M} - 12,9 \right)}$$

kde L^M okamžitá délka svalu
 L_0^M optimální délka svalu



Obrázek 10: Závislost svalové síly a délky svalu při plné aktivaci [12]

4 Používané metody nastavení posedu jízdního kola

Nastavení výšky sedla a jiných parametrů kola je nedílnou součástí historie cyklistky jak závodní, tak rekreační. Cílem není pouze zlepšit komfort jezdce a výkon, ale také snížit riziko zranění. S únavou a rizikem zranění je úzce spjatá svalová aktivace, je tedy snaha o nastavení kola pro co nejmenší sílu nebo aktivaci svalů při šlapání. [13] [14]

V minulosti se k nastavení kola přistupovalo empiricky a snahou bylo nastavit výšku sedla pro nejmenší spotřebu kyslíku. Při těchto měřeních bylo zjištěno, že ideální výška sedla je např. 109 % vnitřní délky nohy (*leg inseam length*). [14] [15]

Holmesova metoda je nejpoužívanější přístup k nastavení kola. Principem je seřízení kola tak, aby se při v dolní úvratí pohyboval úhel kolene v rozmezí 145°-155°. Bylo dokázáno, že tato metoda vede ke snížení aktivity svalů měřené pomocí EMG a snížení spotřeby kyslíku. Pokud se úhel kolene cyklisty pohybuje mimo určené rozmezí, může docházet ke zranění kolene, zranění pánve v důsledku nepřirozeného pohybu nebo nadužívání určitých svalů. [13] [14]

Je nutno podotknout, že většina těchto studií na optimální výšku sedla nebere ohled na ostatní klouby v těle, tj. úhel v kyčli, úhel páteře či polohu ramen. [14]

4.1 Matematické přístupy nastavení konfigurace posedu

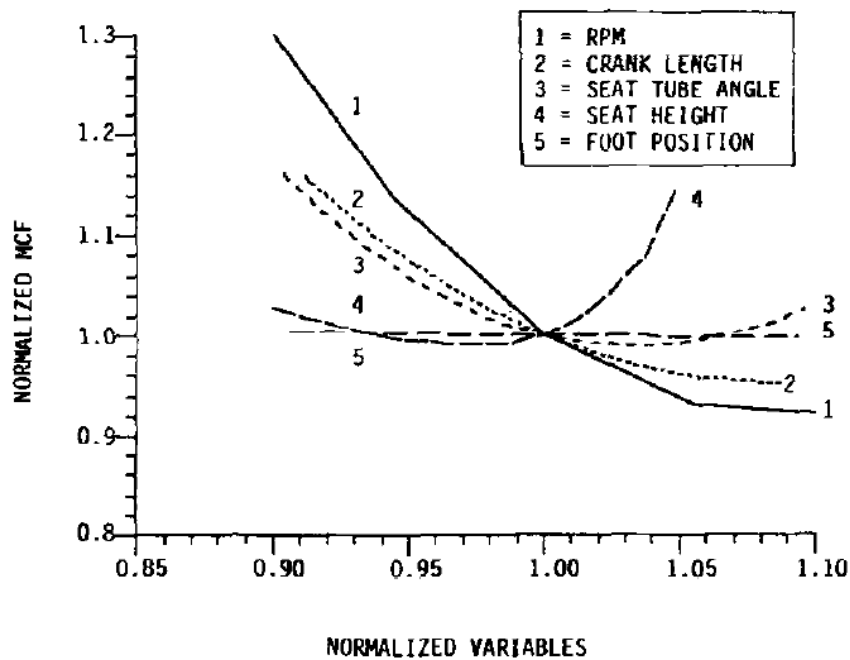
Gonzalez & Hull [16] byli jedni z prvních, kteří se zabývali konfigurací kola matematickým způsobem. Při výpočtech počítali se čtyřmi proměnnými veličinami – výška sedla, úhel zadní vidlice, délka šlapky a poloha nohy na šlapce, jako pátou proměnnou zvolili rychlost šlapání.

Jejich cílem bylo minimalizovat jimi navrženou cílovou funkci. Ta je definována jako:

$$MCF = \sum_{i=1}^N (M_{ki}^2 + M_{hi}^2)$$

kde M_h je moment kyčle, M_k moment kolene a N je počet bodů. Předpokládali, že momenty kyčle a kolene jsou přímo spjaty se svalovou silou a minimalizace momentů tedy vede ke snížení svalové aktivity. Výsledky jsou interpretovány na obrázku č.11, kde je vyjádřena závislost hodnoty MCF na změně parametrů kola. Jejich výsledek také

poukazoval na nejmenší hodnotu MCF při kadenci šlapání 90-105 ot/min, což odpovídá empiricky zjištěným optimálním hodnotám šlapání. [16]



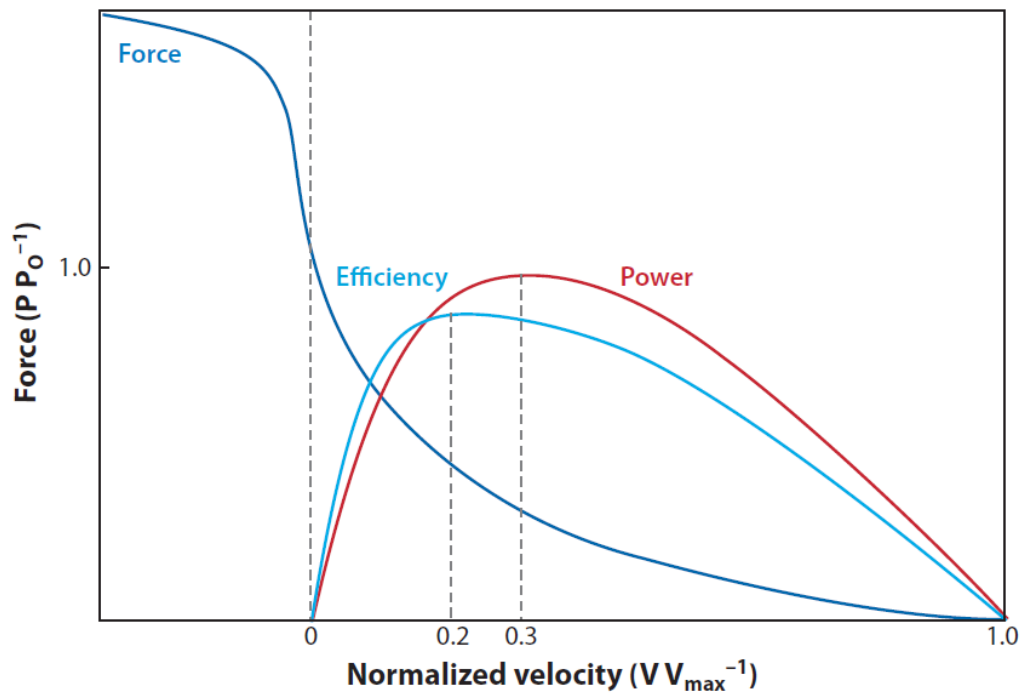
Obrázek 11: Závislost normalizované hodnoty MCF vůči normalizovaným hodnotám konfigurace [16]

4.2 Biomechanické přístupy s ohledem na svalové charakteristiky

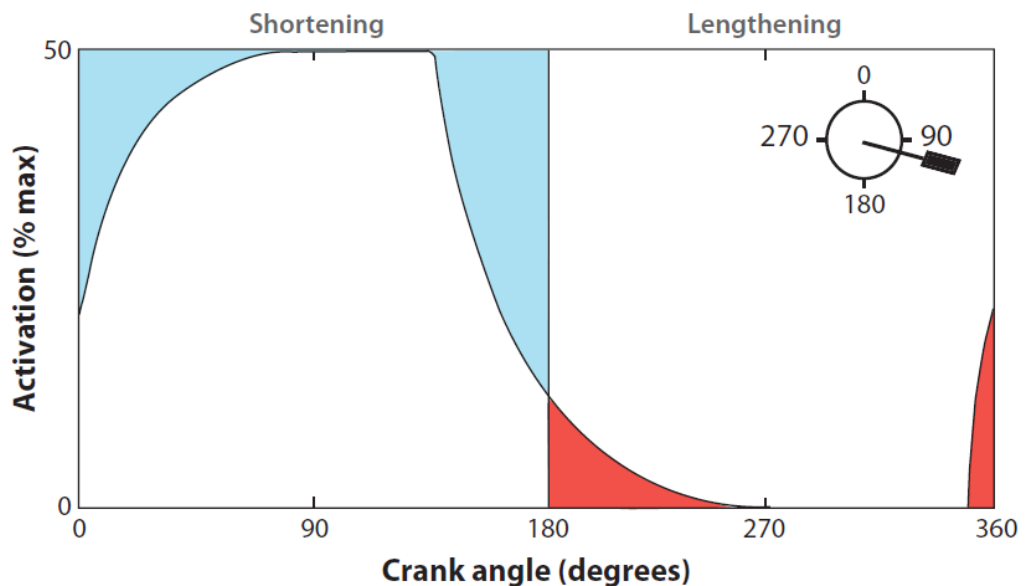
Je známo, že působící síla a vykonaná práce svalu je ovlivněna jeho fyziologií. Nejdůležitějšími aspekty při optimalizaci kola jsou závislosti *síla-délka* svalu a *rychlost-síla* svalu. Je tedy snaha o vytvoření konfigurace kola takové, při které by se délky svalů nepohybovaly příliš daleko od své optimální délky a při které by svaly dosahovaly nejefektivnějších rychlostí. [17] [18] [19]

Na obrázku č.12 jsou znázorněny závislosti rychlosti svalu na jeho síle, účinnosti a vykonané práci. Práce je definována jako *síla*rychlost kontrakce* svalu. Účinnost je vyjádřena jako poměr mechanické práce vůči spotřebě metabolické energie. Z obrázku č.12 je patrné, že účinnost je největší při 20% a práce při 30% maximální rychlosti svalu. Z těchto poznatků bylo experimentálně zjištěno, že nejefektivnější šlapání by mělo být při kadenci 120 ot/min. Následné měření ovšem poukázalo na to, že cyklisté po chvíli šlapání snížili a ustálili kadenci šlapání na 90 ot/min. Tato skutečnost je pravděpodobně způsobena tím, že se sval aktivuje a deaktivuje s mírným zpožděním, sval se tedy nestačí deaktivovat dostatečně včas, a naopak se lidské tělo snaží sval aktivovat s mírným předstihem. Výsledkem pak je vykonání negativní práce, při které sval působí chvíli

v protisměru šlapání. Na obrázku č.13 je zobrazena teoretická závislost aktivace svalu v závislosti na poloze pedálu. [19]



Obrázek 12: Závislost síly (tmavě modrá křivka), práce (červená křivka) a účinnosti (světle modrá křivka) na rychlosti svalu [19]



Obrázek 13: Teoretický průběh svalové aktivace při šlapání. Modré oblasti zobrazují kladnou práci vykonanou svalem, zatímco červené oblasti zobrazují negativní práci způsobenou časovým zpožděním aktivace a deaktivace svalů. [19]

Herzog [18] zkoumal vliv délky šlapky a předpověděl, že ideální délka šlapky se pohybuje kolem 170 mm. Delší šlapka sice zmenšuje potřebnou sílu k vykonání potřebného momentu, ale svaly působí dále od optimální délky svalu. Také poukázal na nepřesnost měření tím, že jezdci ve skutečnosti naklání s kolem v pravolevém směru, což na měřících přístrojích není možné napodobit.

Při optimalizaci konfigurace kola s ohledem na svalové charakteristiky je potřeba brát v úvahu i jiné aspekty. Výhodnější poloha sedla může mít například horší vliv na aerodynamiku. V neposlední řadě se hledí také na diskomfort nebo historii zranění. [17]

5 Úvod výpočetní části

Tato práce se zabývá optimalizací konfigurace posedu cyklisty na jízdním kole s ohledem na Hillův svalový model. Cílem práce bude najít polohu konfigurace pro co nejnižší hodnotu stanovené cílové funkce. Optimalizované parametry jsou výška sedla, úhel zadní vidlice, úhel naklonění kyčle a poloha nohy na pedálu. Při optimalizaci budou použita různá optimalizační kritéria. Optimální konfigurace bude zhodnocena pro 2 svalově-kosterní modely dolní končetiny – 9 a 20svalový model. Následně budou výsledky porovnány s dosud používanými empirickými metodami.

5.1 Metody určení svalových sil pomocí optimalizace

Dynamická úloha se dá rozdělit na přímou a inverzní. U přímé dynamické úlohy známe dynamické účinky pohonů a hledáme pohyb mechanismu. V inverzní úloze známe pohyb mechanismu a působící vnější síly a hledáme účinky pohonu. V biomechanice se běžně používá inverzní dynamická úloha pro stanovení svalových sil. [20] [21]

Svalové síly se určují statickou optimalizací – pohyb se rozdělí do časových okamžiků a v každém časovém okamžiku jsou stanoveny hodnoty svalových sil pomocí minimalizace cílové funkce J při známých dynamických účincích. Cílové funkce pro určení svalových sil se různí a jedná se například o minimalizaci kvadrátů aktivací [22] (5.1), minimalizaci svalové síly [23] (5.2) nebo minimalizace svalového napětí [24] (5.3).

$$J = \sum_{i=1}^N a_i^2 \quad (5.1)$$

$$J = \sum_{i=1}^N F_i^M \quad (5.2)$$

$$J = \sum_{i=1}^N \left(\frac{F_i^M}{PCSA_i} \right)^3 \quad (5.3)$$

kde F_i^M svalová síla i -tého svalu

a_i aktivace i -tého svalu

$PCSA_i$ fyziologický průřez i -tého svalu

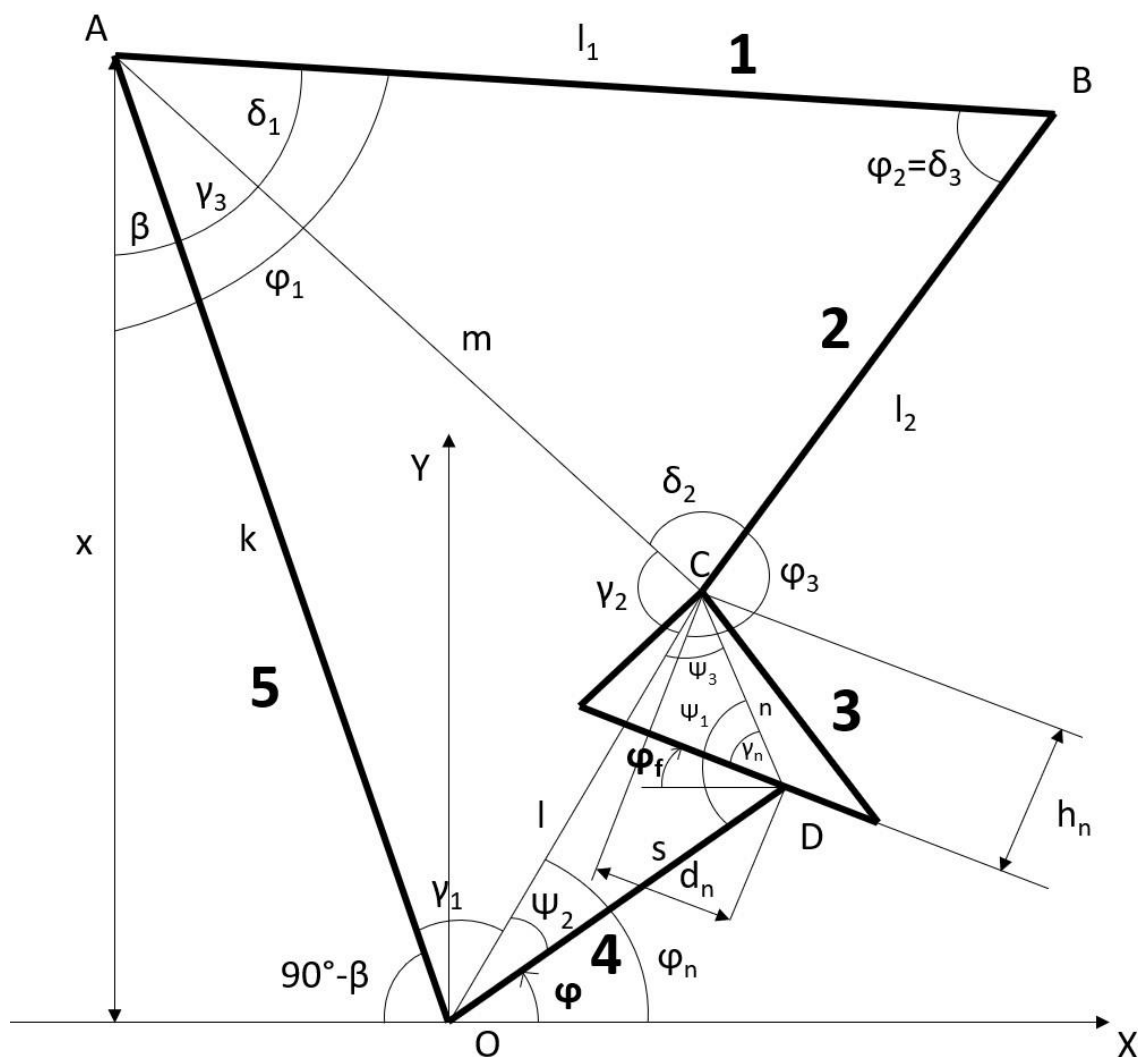
N počet svalů

6 Matematický popis šlapání

6.1 Geometrie dolní končetiny při šlapání

Dolní končetina při šlapání je představuje uzavřený mechanismus s 2 stupni volnosti. Geometrie je zobrazena na obrázku č.14, kde těleso 1 je stehno, těleso 2 bérec, těleso 3 noha, těleso 4 klika kola a těleso 5 je zadní vidlice. Nezávislé souřadnice jsou úhel kliky $\varphi(t)$ a úhel nohy φ_f .

Rychlost šlapání byla zvolena pro kadenci 90 otáček/min, což znamená 1 šlapací cyklus za $2/3$ vteřiny. Úhel šlapky v čase je tedy $\varphi(t) = -2 \cdot \pi \cdot 1,5 \cdot t$. Záporné znaménko je zde z toho důvodu, že úhel $\varphi(t)$ byl v odvození geometrii zvolen v proti směru šlapání. Úhel nohy φ_f by v reálném případě byl také závislý na čase, z důvodu absence měření bude při výpočtu dosazována pouze daná hodnota úhlu nohy v určité pozici.



Obrázek 14: Geometrie dolní končetiny při šlapání

Na obrázku č.14 představuje x výšku sedla, β je úhel zadní vidlice, s je délka kliky, l_1 je délka stehna, l_2 je délka bérce, h_n je výška nohy k hlezennímu kloubu a d_n je vzdálenost mezi osou hlezenního kloubu a místa dotyku nohy s pedálem. Ostatní souřadnice na obrázku jsou pomocné souřadnice pro vytvoření matematického modelu.

Bod C:

$$x_c = \cos(\varphi) \cdot s - d_n \cdot \cos(\varphi_f) + h_n \cdot \sin(\varphi_f) \quad (6.1)$$

$$y_c = \sin(\varphi) \cdot s + d_n \cdot \sin(\varphi_f) + h_n \cdot \cos(\varphi_f) \quad (6.2)$$

$$l = \sqrt{x_c^2 + y_c^2} \quad (6.3)$$

Geometrie nohy:

$$n = \sqrt{h_n^2 + d_n^2} \quad (6.4)$$

$$\sin(\gamma_n) = \frac{h_n}{n} \quad (6.5)$$

$$\psi_1 = \gamma_n + \varphi + \varphi_f \quad (6.6)$$

$$\sin(\psi_2) = \frac{\sin(\psi_1)}{l} n \quad (6.7)$$

$$\varphi_n = \varphi + \psi_2 \quad (6.8)$$

Geometrie dolní končetiny:

$$k = \frac{x}{\cos(\alpha)} \quad (6.9)$$

$$\gamma_1 = 180 - (90 - \beta) - \varphi_n \quad (6.10)$$

$$m^2 = k^2 + l^2 - 2kl \cdot \cos(\gamma_1) \quad (6.11)$$

$$\sin(\gamma_3) = \frac{l}{m} \sin(\gamma_1) \quad (6.12)$$

$$\delta_1 = \sin^{-1}\left(\frac{l_2}{m} \sin(\varphi_2)\right) \quad (6.13)$$

$$\varphi_1 = \alpha + \gamma_3 + \delta_1 \quad (6.14)$$

$$\varphi_2 = \cos^{-1}\left(\frac{m^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1l_2}\right) \quad (6.15)$$

$$\varphi_3 = 360 - \delta_2 - \gamma_2 - \psi_3 + (180 - \gamma_n) \quad (6.16)$$

6.2 Newton-Eulerovy rovnice

Pro popis pohybu stehna, bérce a nohy byly použity Newton-Eulerovy rovnice [25]:

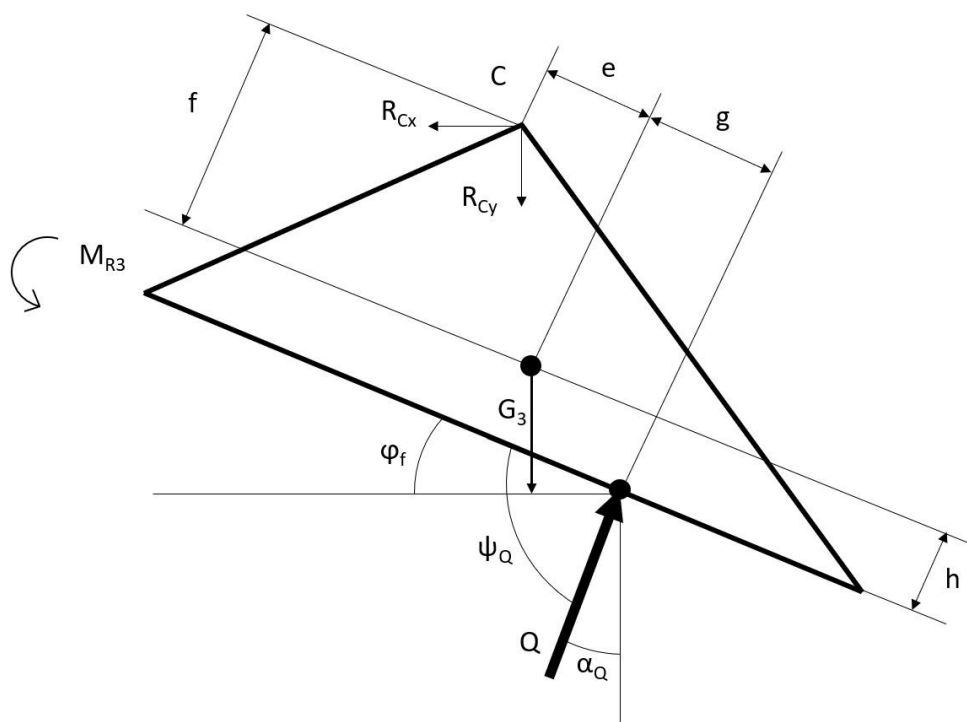
$$m\mathbf{a}_s = \sum_i \mathbf{F}_i \quad (6.17)$$

$$\mathbf{I}_S \boldsymbol{\alpha} + \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{I}_S \boldsymbol{\omega} = \sum_i \mathbf{M}_{iS} \quad (6.18)$$

kde	m	Hmotnost tělesa
	\mathbf{a}_s	Vektor zrychlení těžiště
	\mathbf{F}_i	Výslednice sil působících na těleso
	\mathbf{I}_S	Matice setrvačnosti
	$\boldsymbol{\alpha}$	Matice úhlového zrychlení
	$\boldsymbol{\omega}$	Matice úhlové rychlosti
	\mathbf{M}_{iS}	Vektor výslednice momentu působících na těleso

6.2.1 Uvolnění a Newton-Eulerovy rovnice nohy

Uvolnění nohy je zobrazeno na obrázku č.15. Na nohu působí od pedálu síla Q natočená o úhel α_Q . Vzdálenosti e , f , g a h určují polohu těžiště nohy. Moment M_{R3} je moment od svalů působících na nohu.



Obrázek 15: Uvolnění nohy v obecné poloze

Newton-Eulerovy rovnice pro nohu jsou:

$$m_3 a_{3x} = -R_{Cx} + Q \cdot \sin(\alpha_Q) \quad (6.19)$$

$$m_3 a_{3y} = -R_{Cy} + Q \cdot \cos(\alpha_Q) - G_3 \quad (6.20)$$

$$\begin{aligned} I_3 \ddot{\varphi}_f &= R_{Cx} \cdot f \cdot \cos(\varphi_f) + R_{Cx} \cdot e \cdot \sin(\varphi_f) + R_{Cy} \cdot e \cdot \cos(\varphi_f) \\ &\quad - R_{Cy} \cdot f \cdot \sin(\varphi_f) + M_{R3} + Q \cdot G \cdot \sin(\psi_Q) \\ &\quad + Q \cdot h \cdot \cos(\psi_Q) \end{aligned} \quad (6.21)$$

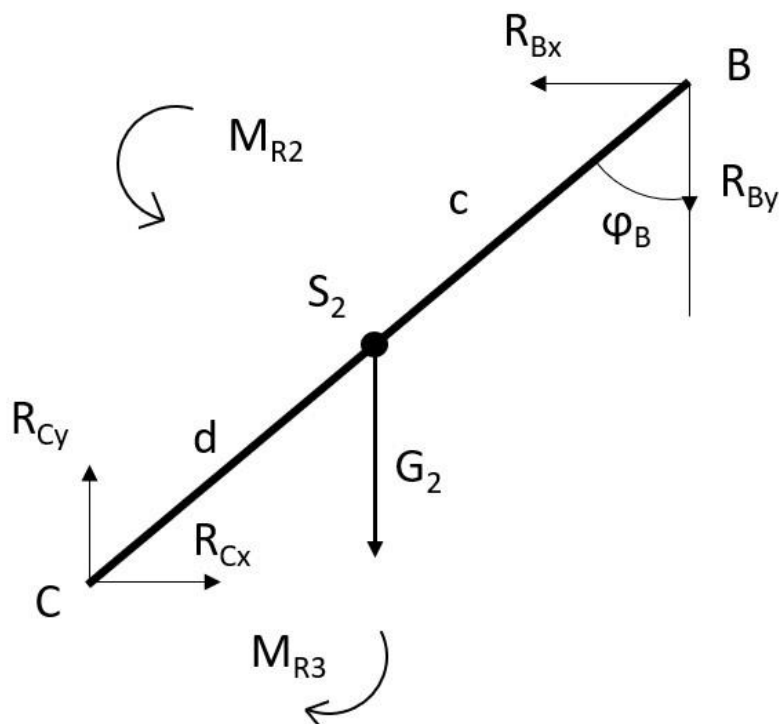
Výsledný moment M_{R3} je:

$$\begin{aligned} M_{R3} &= I_3 \ddot{\varphi}_f - (-m_3 a_{3x} + Q \cdot \sin(\alpha_Q)) \cdot f \cdot \cos(\varphi_f) - (-m_3 a_{3x} \\ &\quad + Q \cdot \sin(\alpha_Q)) \cdot e \cdot \sin(\varphi_f) - (-m_3 a_{3y} + Q \cdot \cos(\alpha_Q) \\ &\quad - G_3) \cdot e \cdot \cos(\varphi_f) + (-m_3 a_{3y} + Q \cdot \cos(\alpha_Q) \\ &\quad - G_3) \cdot f \cdot \sin(\varphi_f) - Q \cdot G \cdot \sin(\psi_Q) - Q \cdot h \cdot \cos(\psi_Q) \end{aligned} \quad (6.22)$$

Kde $\psi_Q = 90^\circ - \alpha_Q + \varphi_f$.

6.2.2 Uvolnění a Newton-Eulerovy rovnice bérce

Na obrázku č.16 je zobrazeno uvolnění bérce. Rozměry c a d určují těžiště bérce. Moment M_{R2} je moment od svalů působících na bérce. Úhel φ_B určuje natočení bérce vůči globálnímu souřadnicovému systému.



Obrázek 16: Uvolnění bérce v obecné poloze

Newton-Eulerovy rovnice pro bérce jsou:

$$m_2 a_{2x} = -R_{Bx} + R_{Cx} \quad (6.23)$$

$$m_2 a_{2y} = -R_{By} + R_{Cy} - G_2 \quad (6.24)$$

$$I_2 \ddot{\varphi}_B = M_{R2} - M_{R3} + R_{Cx} \cdot d \cdot \cos(\varphi_B) - R_{Cy} \cdot d \cdot \sin(\varphi_B) + R_{Bx} \cdot c \cdot \cos(\varphi_B) - R_{By} \cdot c \cdot \sin(\varphi_B) \quad (6.25)$$

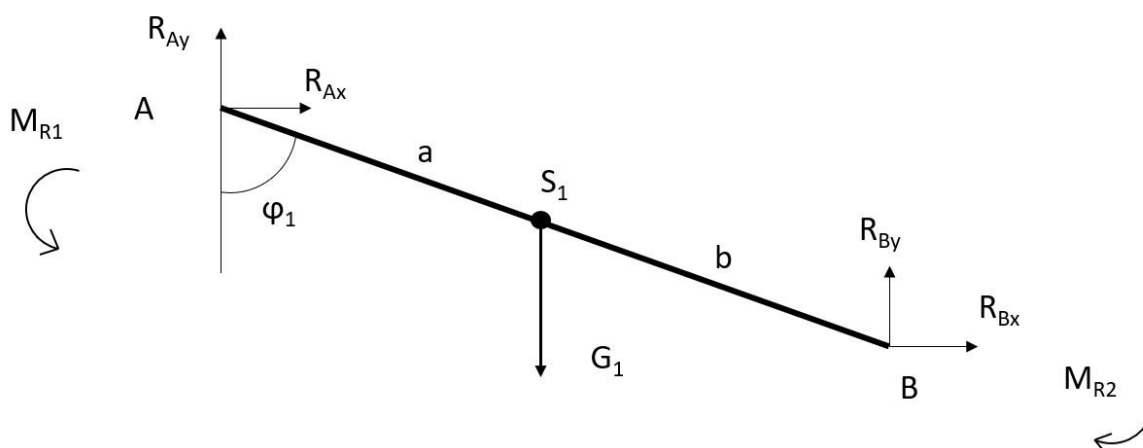
kde $\varphi_B = \varphi_3 - \varphi_f$.

Výsledný moment M_{R2} je:

$$M_{R2} = I_2 \ddot{\varphi}_B - (-m_3 a_{3x} + Q \cdot \sin(\alpha_Q)) \cdot d \cdot \cos(\varphi_B) + (-m_3 a_{3y} + Q \cdot \cos(\alpha_Q) - G_3) \cdot d \cdot \sin(\varphi_B) - (-m_2 a_{2x} - m_3 a_{3x} + Q \cdot \sin(\alpha_Q)) \cdot c \cdot \cos(\varphi_B) + (-m_2 a_{2y} - G_2 - m_3 a_{3y} + Q \cdot \cos(\alpha_Q) - G_3) \cdot c \cdot \sin(\varphi_B) + M_{R3} \quad (6.26)$$

6.2.3 Uvolnění a Newton-Eulerovy rovnice stehna

Stehno bylo uvolněno dle obrázku č.17. Rozměry a a b opět určují těžiště stehna. Moment M_{R1} je moment od svalů působících na stehno. Úhel φ_1 určuje natočení stehna vůči souřadnicovému systému.



Obrázek 17: Uvolnění stehna v obecné poloze

Pro stehno platí následující Newton-Eulerovy rovnice:

$$m_1 a_{1x} = R_{Ax} + R_{Bx} \quad (6.27)$$

$$m_1 a_{1y} = R_{Ay} + R_{By} - G_1 \quad (6.28)$$

$$I_1 \ddot{\varphi}_1 = M_{R1} - M_{R2} - R_{Ay} \cdot a \cdot \sin(\varphi_1) - R_{Ax} \cdot a \cdot \cos(\varphi_1) + R_{By} \cdot b \cdot \sin(\varphi_1) + R_{Bx} \cdot b \cdot \cos(\varphi_1) \quad (6.29)$$

Výsledný moment M_{R1} je:

$$M_{R1} = I_1 \ddot{\varphi}_1 + (m_1 a_{1y} + G_1 + m_2 a_{2y} + G_2 + m_3 a_{3y} - Q \cdot \cos(\alpha_Q) + G_3) \cdot a \cdot \sin(\varphi_1) + (m_1 a_{1x} + m_2 a_{2x} + m_3 a_{3x} - Q \cdot \sin(\alpha_Q)) \cdot a \cdot \cos(\varphi_1) - (-m_2 a_{2y} - G_2 - m_3 a_{3y} + Q \cdot \cos(\alpha_Q) - G_3) \cdot b \cdot \sin(\varphi_1) - (-m_2 a_{2x} - m_3 a_{3x} + Q \cdot \sin(\alpha_Q)) \cdot b \cdot \cos(\varphi_1) + M_{R2} \quad (6.30)$$

6.2.4 Zrychlení stehna, bérce a nohy v osách

V Newton-Eulerových rovnicích vystupují úhlová zrychlení a zrychlení těžišť těles 1, 2 a 3 (stehna, bérce a nohy) ve směru x a y . Vztahy byly odvozeny z geometrie na obrázku č.14 v kapitole 6.1.

Poloha a zrychlení těžiště stehna:

$$x_{S1} = -x \cdot \operatorname{tg}(\beta) + \sin(\varphi_1) \cdot a \quad (6.31)$$

$$y_{S1} = x - \cos(\varphi_1) \cdot a \quad (6.32)$$

$$a_{S1x} = \ddot{\varphi}_1 \cdot \cos(\varphi_1) \cdot a - \dot{\varphi}_1^2 \cdot \sin(\varphi_1) \cdot a \quad (6.33)$$

$$a_{S1y} = \ddot{\varphi}_1 \cdot \sin(\varphi_1) \cdot a + \dot{\varphi}_1^2 \cdot \cos(\varphi_1) \cdot a \quad (6.34)$$

Poloha a zrychlení těžiště bérce:

$$x_{S2} = -x \cdot \operatorname{tg}(\beta) + \sin(\varphi_1) \cdot l_1 - \sin(\varphi_3) \cdot c \quad (6.35)$$

$$y_{S2} = x - \cos(\varphi_1) \cdot l_1 + \cos(\varphi_3) \cdot c \quad (6.36)$$

$$a_{S2x} = \ddot{\varphi}_1 \cdot \cos(\varphi_1) \cdot l_1 - \dot{\varphi}_1^2 \cdot \sin(\varphi_1) \cdot l_1 - \ddot{\varphi}_3 \cdot \cos(\varphi_3) \cdot c + \dot{\varphi}_3^2 \cdot \sin(\varphi_3) \cdot c \quad (6.37)$$

$$a_{S2y} = \ddot{\varphi}_1 \cdot \sin(\varphi_1) \cdot l_1 + \dot{\varphi}_1^2 \cdot \cos(\varphi_1) \cdot l_1 - \ddot{\varphi}_3 \cdot \sin(\varphi_3) \cdot c - \dot{\varphi}_3^2 \cdot \cos(\varphi_3) \cdot c \quad (6.38)$$

Poloha a zrychlení nohy:

$$x_{S3} = \cos(\varphi) \cdot s - \cos(\varphi_f) \cdot g + \sin(\varphi_f) \cdot h \quad (6.39)$$

$$y_{S3} = \sin(\varphi) \cdot s + \sin(\varphi_f) \cdot g + \cos(\varphi_f) \cdot h \quad (6.40)$$

$$a_{S3x} = -\ddot{\varphi} \cdot \sin(\varphi) \cdot s - \dot{\varphi}^2 \cdot \cos(\varphi) \cdot s + \ddot{\varphi}_f \cdot \sin(\varphi_f) \cdot g + \dot{\varphi}_f^2 \cdot \cos(\varphi_f) \cdot g + \ddot{\varphi}_f \cdot \cos(\varphi_f) \cdot h - \dot{\varphi}_f^2 \cdot \sin(\varphi_f) \cdot h \quad (6.41)$$

$$a_{S3y} = \ddot{\varphi} \cdot \cos(\varphi) \cdot s - \dot{\varphi}^2 \cdot \sin(\varphi) \cdot s + \ddot{\varphi}_f \cdot \cos(\varphi_f) \cdot g - \dot{\varphi}_f^2 \cdot \sin(\varphi_f) \cdot g - \ddot{\varphi}_f \cdot \sin(\varphi_f) \cdot h - \dot{\varphi}_f^2 \cdot \cos(\varphi_f) \cdot h \quad (6.42)$$

Úhlová zrychlení stehna, bérce a nohy byla z důvodu složitosti geometrie počítána symbolicky v MATLABU pomocí funkce *diff*.

6.3 Setrvačné parametry segmentů dolní končetiny

Setrvačné parametry (poloha těžiště, hmotnost a moment setrvačnosti) jednotlivých segmentů těla se dají vypočítat ze vztahu $Y = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2$, kde Y je daný počítaný parametr segmentu, X_1 odpovídá váze člověka v kg a X_2 je výška člověka v cm. Koeficienty B_i jsou experimentálně změřené hodnoty, které se liší pro muže a ženu. V následujících tabulkách jsou uvedeny koeficienty jednotlivých parametrů pro muže. [26]

Tabulka 1: Koeficienty pro váhu segmentu

Váha segmentu			
	B_0	B_1	B_2
Noha	-0,829	0,077	0,0073
Bérec	-1,592	0,0362	0,0121
Stehno	-2,649	0,1463	0,0137

Tabulka 2: Koeficienty pro polohu těžiště segmentu – ta je uváděna od antropometrických bodů: u nohy je to konec 2. prstu, u bérce tibiale a u stehna iliospinale

Poloha těžiště segmentu			
	B_0	B_1	B_2
Noha	3,767	0,065	0,033
Bérec	-6,05	-0,039	0,142
Stehno	-2,42	0,038	0,135

Tabulka 3: Koeficienty pro moment setrvačnosti segmentu kolem mediolaterální osy

Moment setrvačnosti segmentu kolem mediolaterální osy			
	B_0	B_1	B_2
Noha	-97,09	0,414	0,614
Bérec	-1152	4,594	6,815
Stehno	-3690	32,02	19,24

V následující tabulce jsou pak z výše uvedených koeficientů vypočítané příslušné parametry pro muže výšky 170 cm o váze 70 kg:

Tabulka 4: Vypočtené setrvačné parametry jednotlivých segmentů

	Váha [kg]	Poloha těžiště [cm]	Moment setrvačnosti [kg.cm ²]
Noha	0,95	13,93	36,27
Bérec	2,99	15,36	328,13
Stehno	9,92	23,19	1822,2

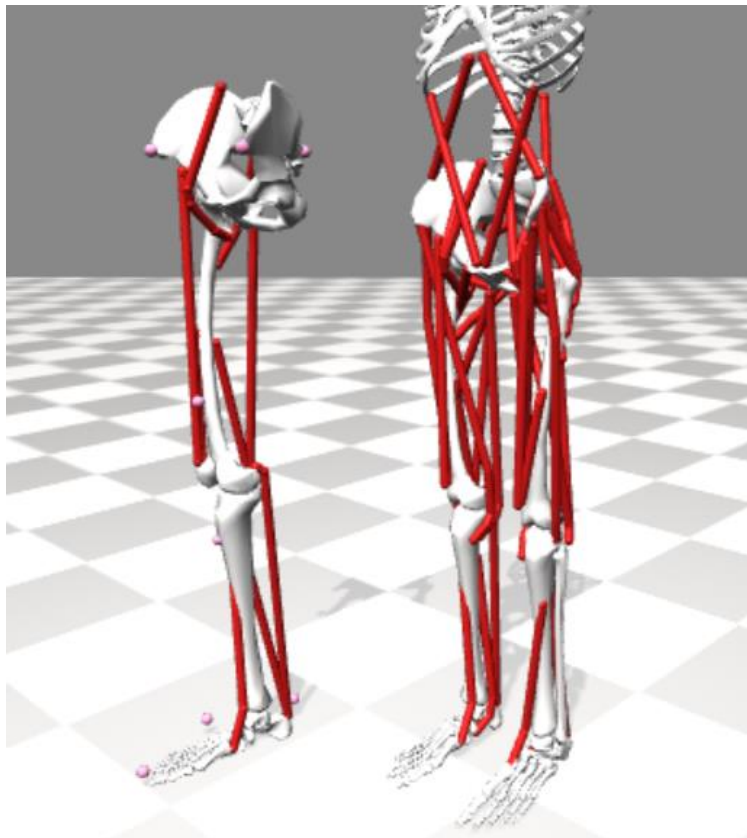
Délka stehna byla volena 45,7 cm, délka bérce 36,5 cm, délka nohy 22 cm a výška nohy 10 cm.

7 Svalově-kosterní modely dolní končetiny

Pro výpočet byly použity 2 svalově-kosterní modely dolní končetiny. Svalově-kosterní modely jsou převzaté z prostředí OpenSim a jedná se o modely s 9 a 20 svaly. Výhoda těchto modelů je ta, že obsahují parametry svalů a hodnoty délek a ramen svalů v závislosti na úhlu v kloubu, není tedy nutné tyto parametry počítat analyticky.

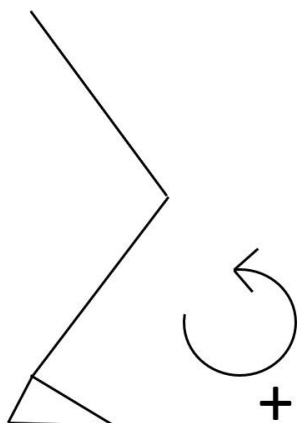
Model s 9 svaly je zjednodušený model, ve kterém jsou svaly spojeny do funkčních skupin podle toho, jakým způsobem a na který kloub působí. Jsou to například extenzory kyčle nebo flexory kolene. Důvod volby tohoto modelu je menší počet svalových jednotek, což může přinést jednoznačnější řešení díky menšímu počtu optimalizačních parametrů.

Model s 20 svaly je z anatomického hlediska přesnější. Výsledky spojené s tímto modelem mohou být spolehlivější v praxi, na druhou stranu je potřeba v optimalizačním řešiči počítat s více neznámými, což může vytvořit existenci více lokálních minim a tím způsobit nejednoznačné řešení.



Obrázek 18: Svalově-kosterní modely: 9svalový vlevo, 20svalový vpravo (pouze svaly pravé nohy)

V následujících tabulkách jsou uvedeny názvy svalových jednotek a jakým způsobem působí na konkrétní kloub – kladným nebo záporným momentem (příklad kladného směru otáčení je ukázán na obrázku č.19).



Obrázek 19: Sval působící kladným momentem otáčí těleso vyznačeným směrem otáčení

V tabulce č.5 jsou popsány svaly 9svalového modelu, kde svaly zastupují celou funkční skupinu – např. *m. gluteus maximus* představuje celou funkční skupinu kyčelních extenzorů.

Tabulka 5: Název, značení svalových jednotek a způsob zatěžování daného kloubu (kladný nebo záporný), 9svalový model

	Název	Značení	Kyčelní kloub	Kolenní kloub	Hlezenní kloub
1	Biceps femoris long head	BIFEM LH	záporný	záporný	-
2	Biceps femoris short head	BIFESH	-	záporný	-
3	Gluteus maximus	GLUT_MAX	záporný	-	-
4	Medius gastrocnemius	MED_GAS	-	záporný	záporný
5	Psoas	PSOAS	kladný	-	-
6	Rectus femoris	RECT_FEM	kladný	kladný	-
7	Soleus	SOLEUS	-	-	záporný
8	Tibialis anterior	TIB_ANT	-	-	kladný
9	Vastus intermedius	VAS_INT	-	kladný	-

V tabulce č.6 pak jsou popsány svalové jednotky 20svalového modelu. Svaly se širokým začátkem – zde právě *m. gluteus maximus* a *gluteus medius* – jsou rozděleny na jednotlivé motorické jednotky z důvodu přesnějšího popisu svalu.

Tabulka 6: Název, značení svalových jednotek a způsob zatěžování daného kloubu (kladný nebo záporný), 20svalový model

	Název	Značení	Kyčelní kloub	Kolenní kloub	Hlezenní kloub
1	Adductor magnus	ADD_MAG	záporný	-	-
2	Biceps femoris long head	BIFEM LH	záporný	záporný	-
3	Biceps femoris short head	BIFEM SH	-	záporný	-
4	Gluteus maximus 1	GLUT_MAX_1	záporný	-	-
5	Gluteus maximus 2	GLUT_MAX_2	záporný	-	-
6	Gluteus maximus 3	GLUT_MAX_3	záporný	-	-
7	Gluteus medius 1	GLUT_MED_1	kladný	-	-
8	Gluteus medius 3	GLUT_MED_3	záporný	-	-
9	Gracilis	GRAC	kladný	záporný	-
10	Iliacus	ILIACUS	kladný	-	-
11	Gastrocnemius	GAS	-	záporný	záporný
12	Pectineus	PECT	kladný	-	-
13	Psoas	PSOAS	kladný	-	-
14	Rectus femoris	RECT_FEM	kladný	kladný	-
15	Sartorius	SAR	kladný	záporný	-
16	Soleus	SOLEUS	-	-	záporný
17	Tensor fasciae latae	TFL	kladný	-	-
18	Tibialis anterior	TIB_ANT	-	-	kladný
19	Tibialis posterior	TIB_POST	-	-	záporný
20	Vastus intermedius	VAS_INT	-	kladný	-

7.1 Průběhy délek, ramen a rychlostí kontrakce svalů

Z Opensimu byly staženy hodnoty průběhů délek a ramen jednotlivých svalů a následně proloženy polynomem n -tého stupně. Stupeň polynomu byl vybrán dle odpovídající přesnosti. Délka svalu pak byla vyjádřena následujícím způsobem (příklad délky obecného svalu při pohybu kyčelního kloubu vyjádřené polynomem 3. stupně):

$$l_M = p_1 \cdot \varphi_1^3 + p_2 \cdot \varphi_1^2 + p_3 \cdot \varphi_1 + p_4 \quad (7.1)$$

Kde p_i jsou koeficienty polynomu a φ_1 je hodnota úhlu kyčle. Svaly přes dva klouby byly zjednodušeny tak, že byly vytvořeny dva polynomy jednoho svalu pro pohyb daných

kloubů. Polynomy byly následně sečteny a jednomu polynomu byl odečten poslední koeficient.

Průběh ramen svalů byl vytvořen stejným způsobem jako průběh délky svalů proložením stažených hodnot odpovídajícím polynomem n-tého stupně.

Rychlost svalové kontrakce byla odvozena z polynomu délky svalu derivací dle času. Příklad rychlosti kontrakce obecného svalu kyčelního kloubu (odvozeno z rovnice 7.1) vypadá následovně:

$$v_M = -(3 \cdot p_1 \cdot \dot{\varphi}_1 \cdot \varphi_1^2 + 2 \cdot p_2 \cdot \dot{\varphi}_1 \cdot \varphi_1 + p_3 \cdot \dot{\varphi}_1) \quad (7.2)$$

kde p_i jsou koeficienty polynomu, φ_1 je hodnota úhlu kyčle a $\dot{\varphi}_1$ je úhlová rychlost kyčle. Znaménko mínus je v rychlosti kontrakce z toho důvodu, že ve faktoru rychlosti je zkracování svalu vyjádřeno kladnou rychlostí a protahování svalu rychlostí zápornou.

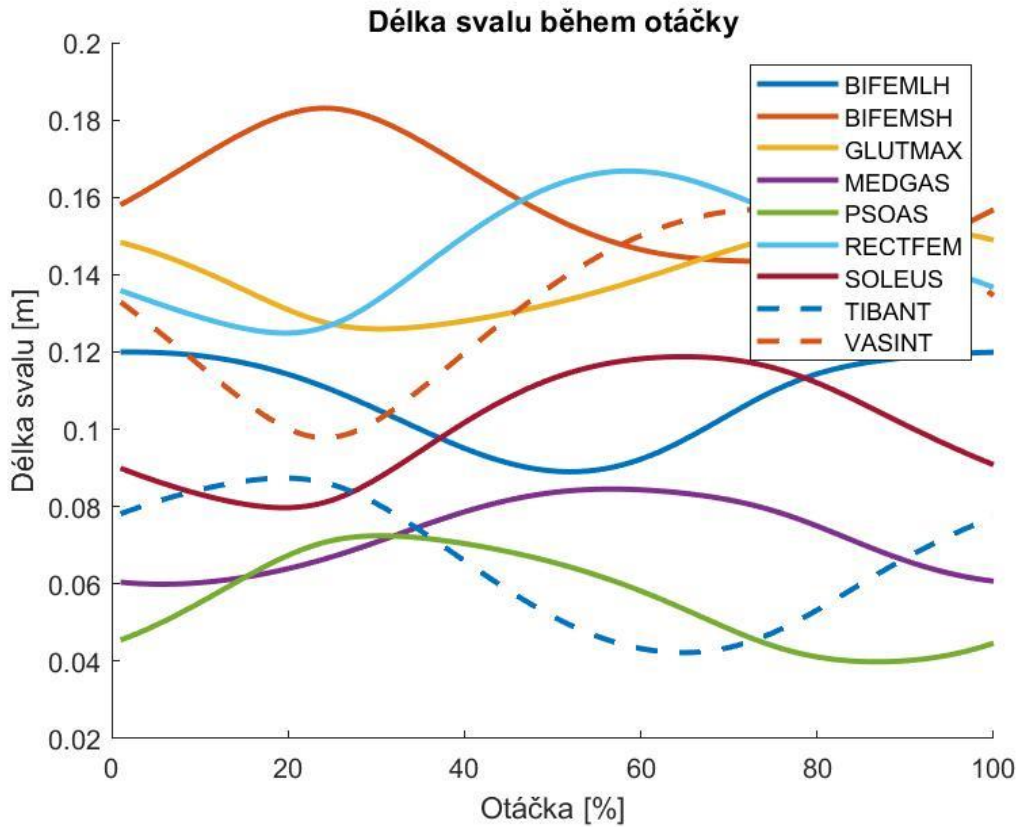
V následujících podkapitolách budou zobrazeny grafy průběhů délek, rychlostí kontrakce a ramen svalů pro následující konfiguraci posedu (tato konfigurace byla zvolena pouze jako příklad z důvodu vizualizace průběhů):

Tabulka 7: Hodnoty konfigurace zvolené jako příklad pro vizualizaci průběhu svalových charakteristik

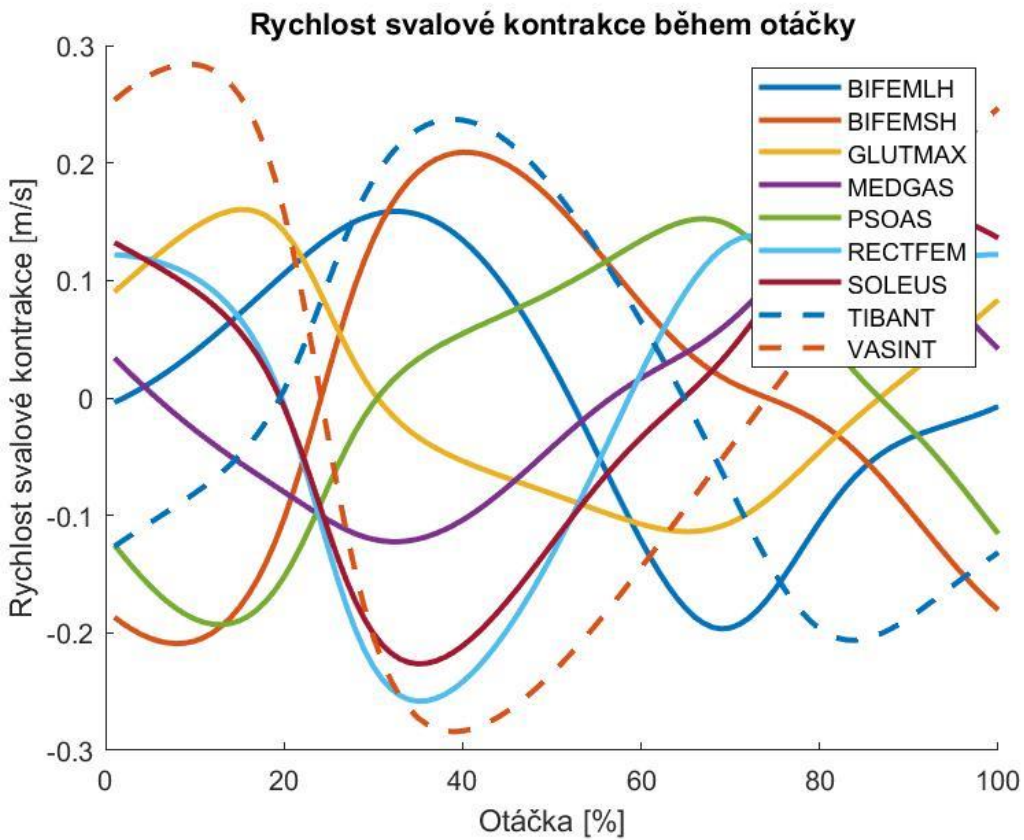
Výška sedla [m]	Délka kliky [m]	Poloha nohy na pedálu [m]	Úhel zadní vidlice [°]	Úhel nohy [°]	Úhel kyčle [°]
x	s	d_n	β	φ_f	φ_h
0,76	0,17	0,13	10	15	30

7.1.1 Grafy průběhů délek a rychlostí kontrakce svalů

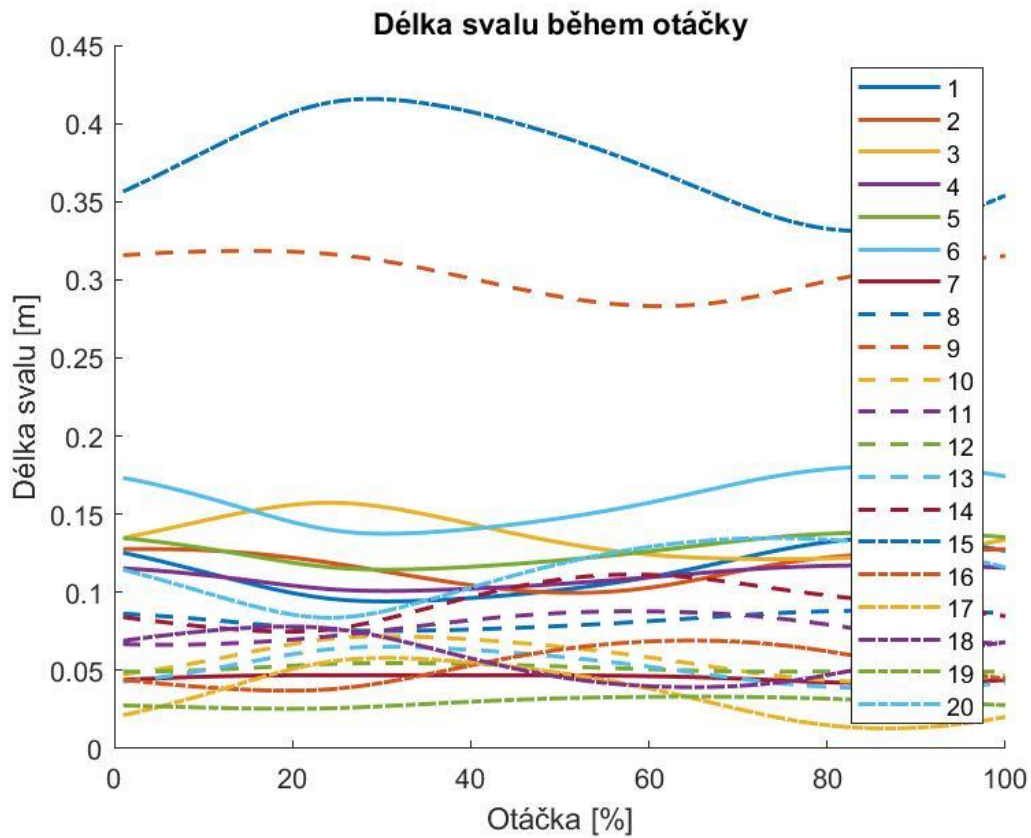
Následující grafy popisují průběh délky svalů a rychlostí kontrakce svalů během otáčky kliky 9svalového a 20svalového modelu pro konfiguraci popsanou v předchozí kapitole.



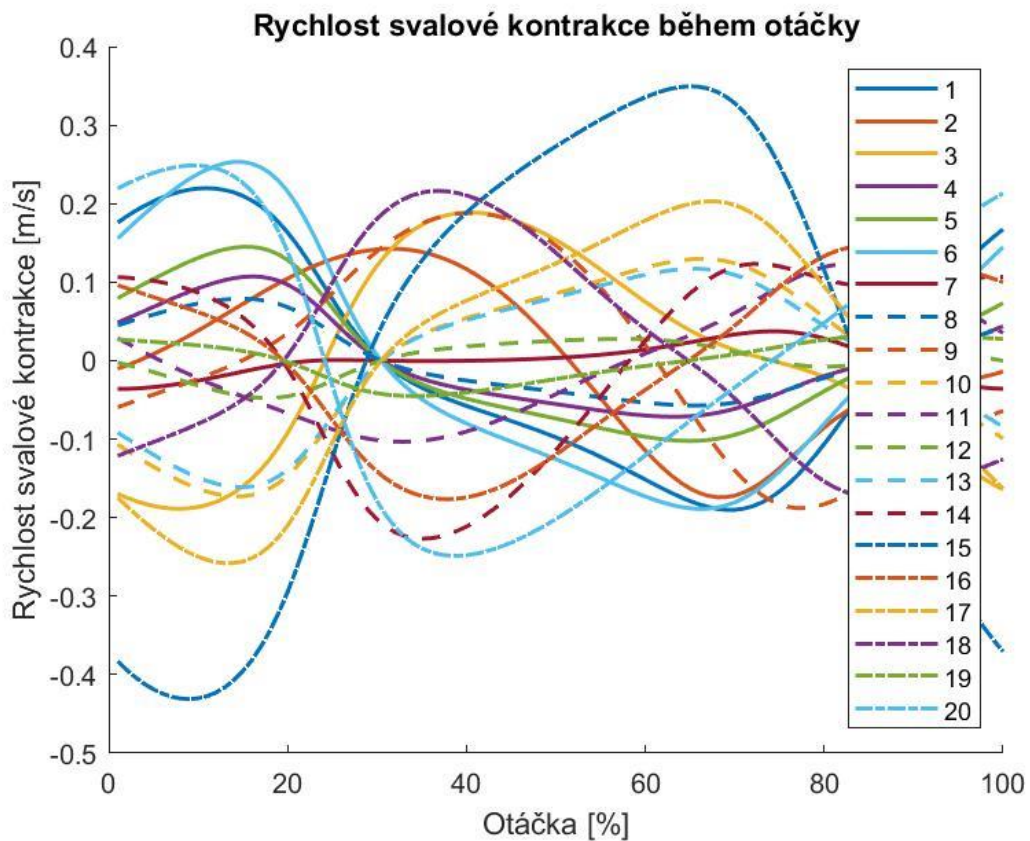
Obrázek 20: Graf délky svalu během otáčky kliky 9svalového modelu



Obrázek 21: Graf rychlosti svalové kontrakce během otáčky kliky 9svalového modelu



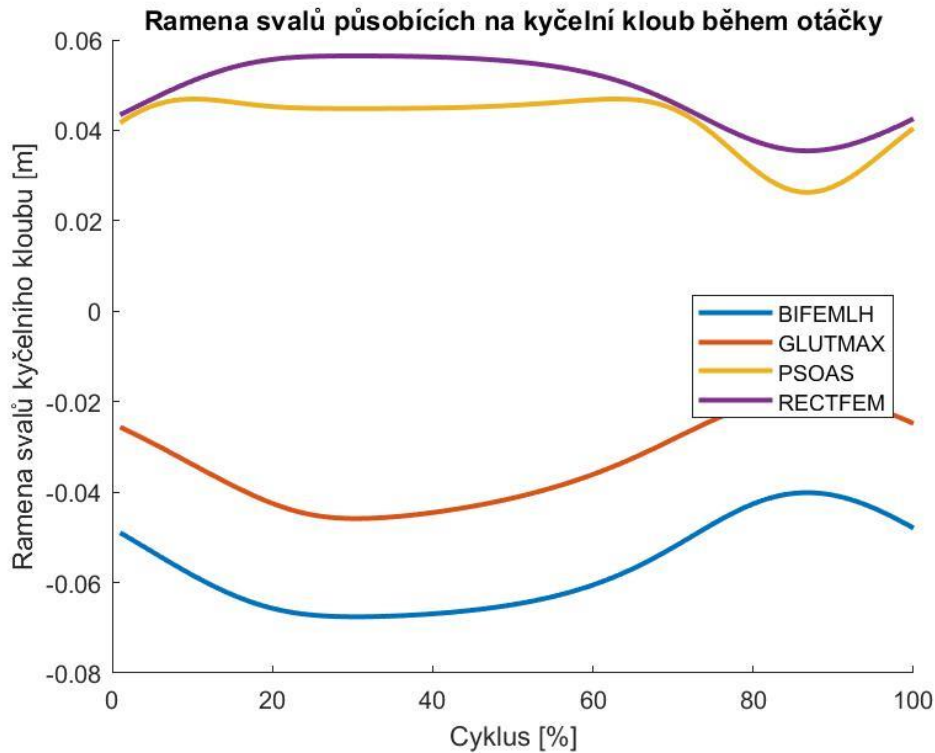
Obrázek 22: Graf délky svalu během otáčky kliky 20svalového modelu



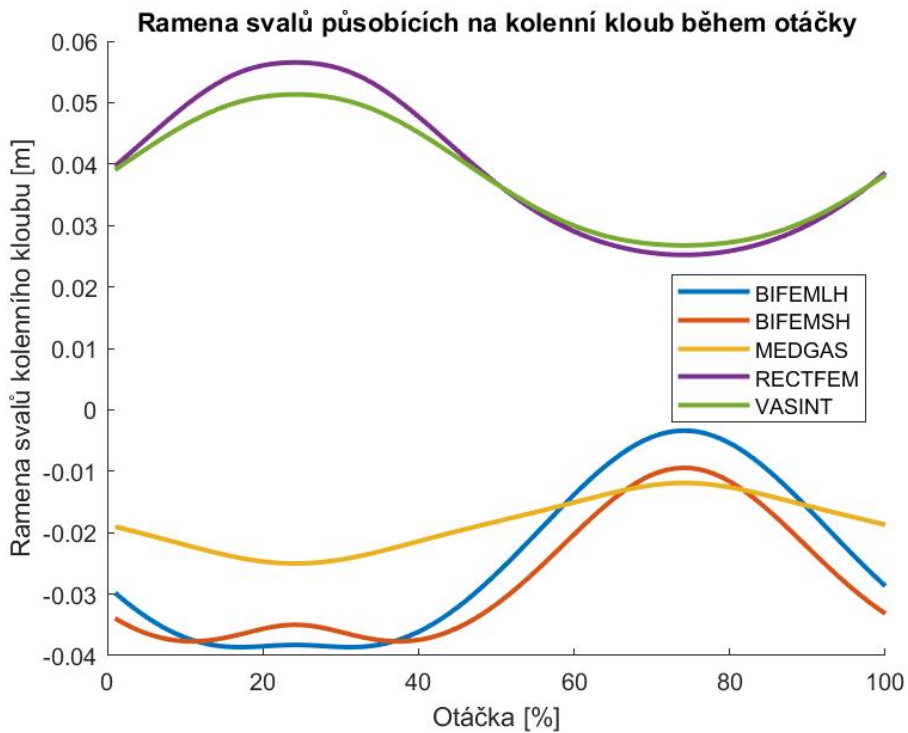
Obrázek 23: Graf rychlosti svalové kontrakce během otáčky kliky 20svalového modelu

7.1.2 Grafy průběhů ramen svalů

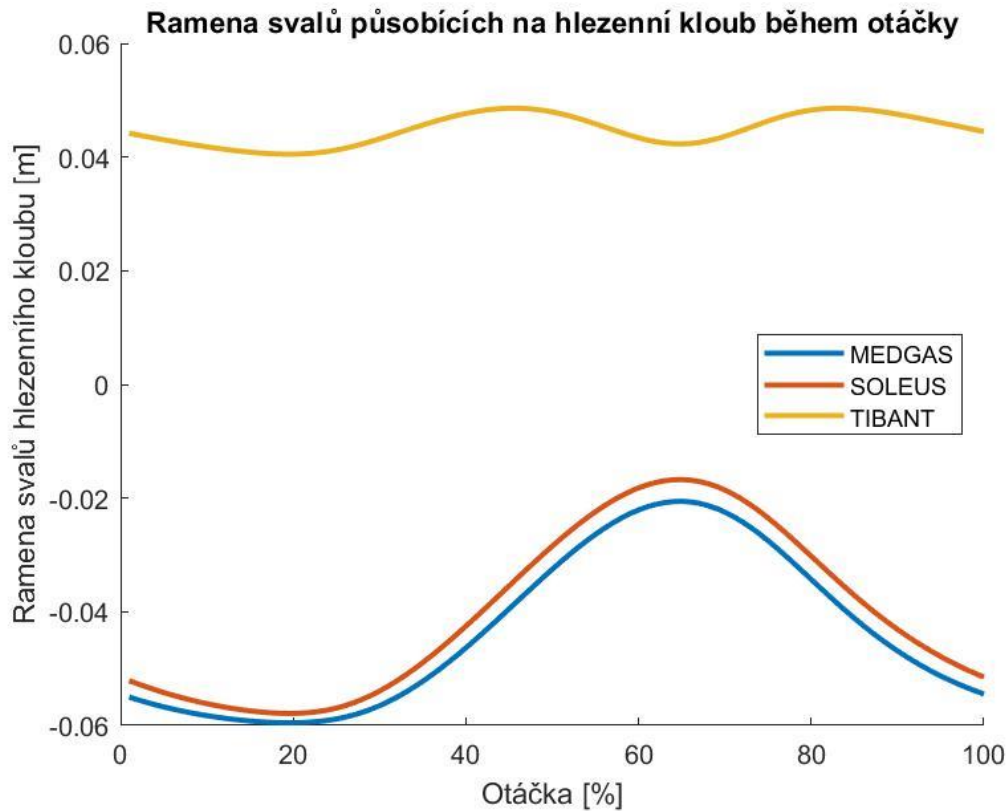
Následující grafy zobrazují průběh ramen svalů během otáčky 9svalového a 20svalového modelu pro zvolenou konfiguraci z kapitoly 7.1.



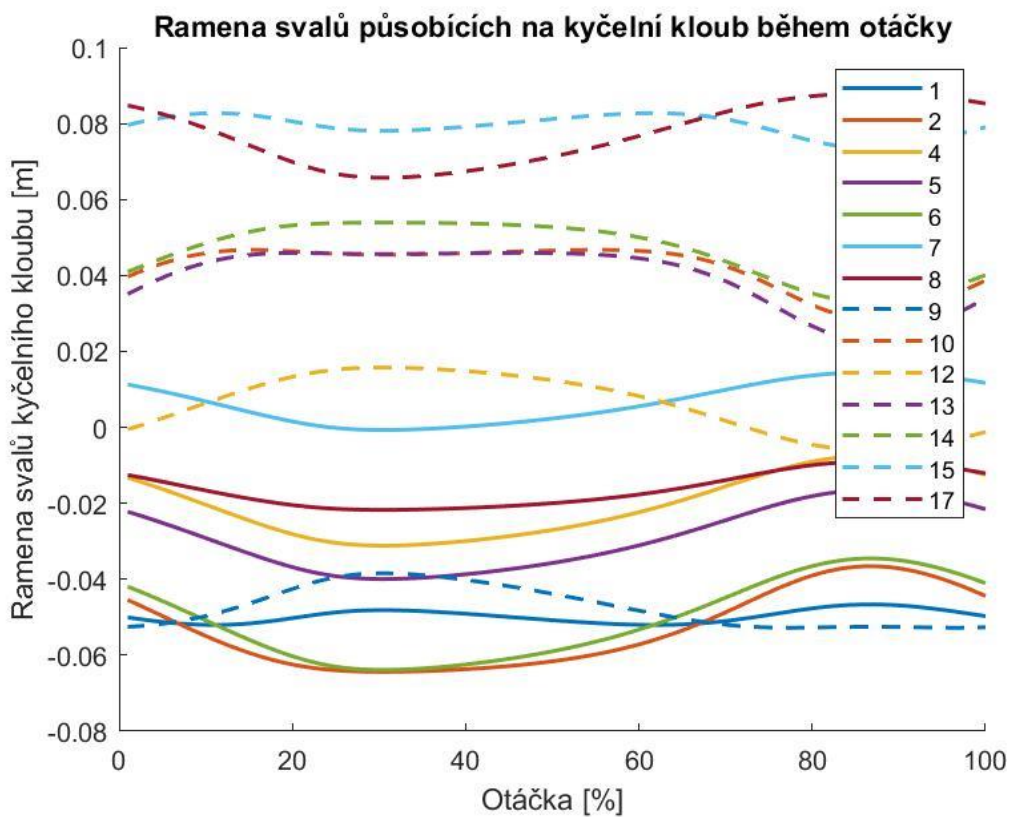
Obrázek 24: Graf průběhu ramen svalů působících na kyčelní kloub 9svalového modelu



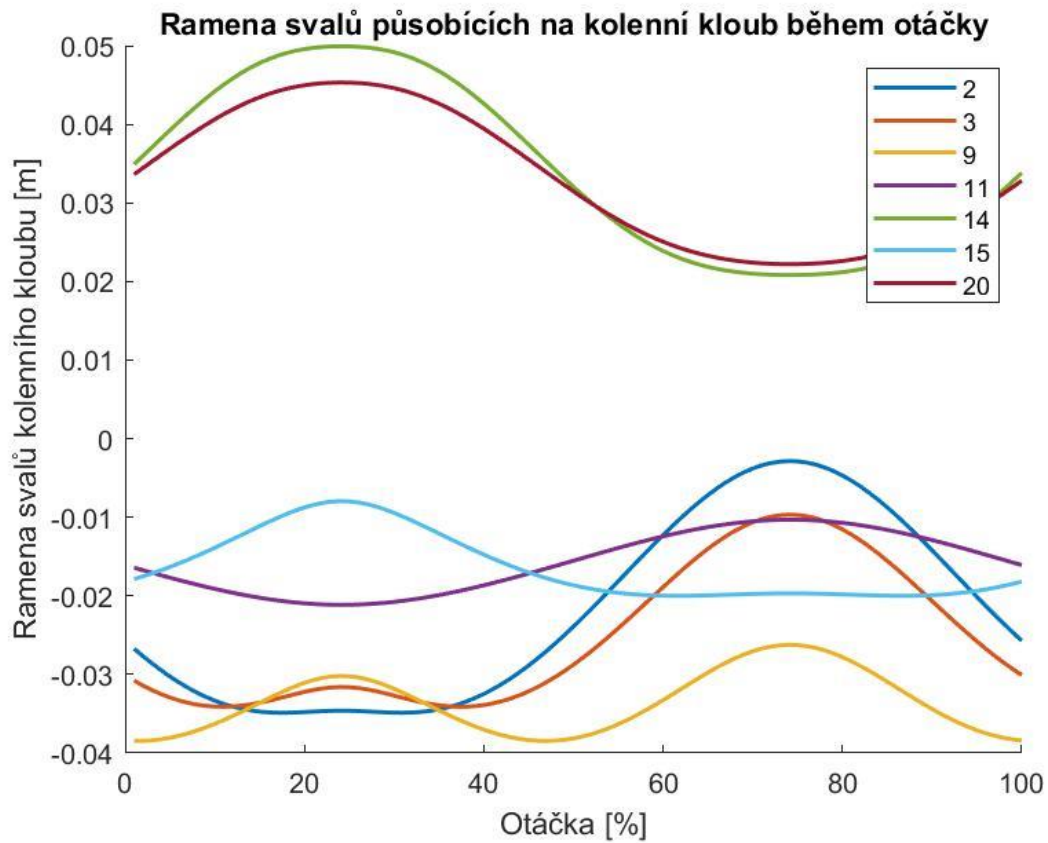
Obrázek 25: Graf průběhu ramen svalů působících na kolenní kloub 9svalového modelu



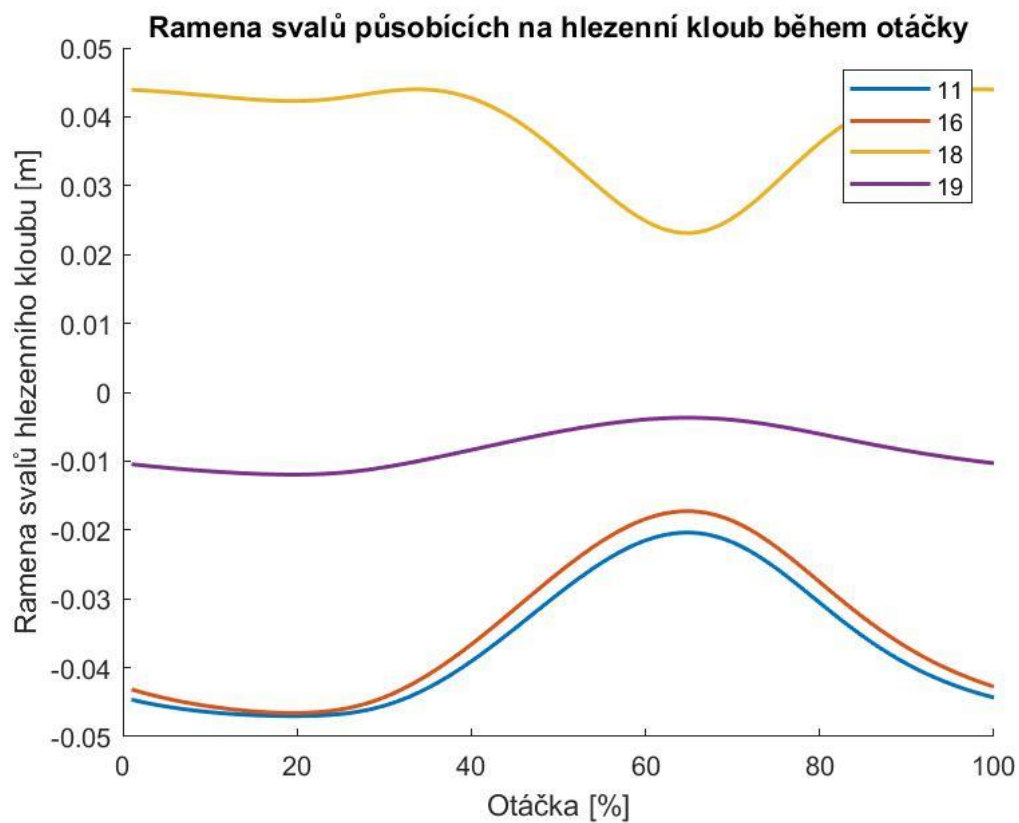
Obrázek 26: Graf průběhu ramen svalů působících na hlezenní kloub 9svalového modelu



Obrázek 27: Graf průběhu ramen svalů působících na kyčelní kloub 20svalového modelu



Obrázek 28: Graf průběhu ramen svalů působících na kolenní kloub 20svalového modelu



Obrázek 29: Graf průběhu ramen svalů působících na hlezenní kloub 20svalového modelu

8 Hillův svalový model

Jak bylo zmíněno v kapitole 3.2, Hillův svalový model vyjadřuje svalovou sílu v závislosti na délce svalu a rychlosti svalové kontrakce. Svalová síla se vypočítá jako [11]:

$$F^M = F_0^M (f_v f_{La} a + f_{Lp}) \cos \alpha \quad (8.1)$$

- kde F^M svalová síla
 F_0^M maximální izometrická síla
 f_v faktor rychlosti
 f_{La} faktor délky aktivní složky síly
 a aktivace
 f_{Lp} faktor délky pasivní složky síly
 α úhel zpeření

8.1 Maximální izometrická síla

Maximální izometrická síla je definována jako [11]:

$$F_0^M = PCSA \cdot \sigma \quad (8.2)$$

- kde $PCSA$ fyziologický průřez svalu
 σ specifické napětí svalu

Fyziologický průřez svalu se na rozdíl od anatomického měří kolmo na svalová vlákna, je tedy ovlivněn úhlem zpeření svalu. Specifické napětí svalu se u savců pohybuje mezi $10-51 \text{ N/cm}^2$. [27]

8.2 Faktor rychlosti

Faktor rychlosti je odlišný dle typu kontrakce. Při zkracování svalu byl do Hillovy rovnice dosazován vztah [11]:

$$f_v = \frac{v_0^M - v^M}{v_0^M - c v^M} \quad (8.3)$$

kde v_0^M optimální rychlost svalové kontrakce

v^M okamžitá rychlost svalové kontrakce

c konstanta

Optimální rychlost svalové kontrakce je definována jako zkrácení svalu z jeho optimální délky za desetinu sekundy, tedy $v_0^M = \frac{l_0^M}{0.1}$, kde l_0^M je optimální délka svalu.

Při protahování svalu byla do Hillovy rovnice dosazován faktor rychlosti z modifikované Hillovy rovnice [11]:

$$f_v = \frac{2v^M - b' + v^M \frac{a'}{F_0^M}}{v^M - b'} \quad (8.4)$$

kde v^M je okamžitá rychlost svalu, parametry $\frac{a'}{F_0^M} = -0.284$ a $b' = 11.51 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ byly stanoveny experimentálně. [28]

8.3 Faktor délky aktivní složky

Faktor délky aktivní složky pro jednotlivé svaly byl vypočten ze vztahu popsany následující rovnicí [11]:

$$f_{La} = \left\{ 1 - \left[\left(\frac{L^M}{L_0^M} - 1 \right) \cdot 2 \right]^2 \right\} \quad (8.5)$$

kde L^M okamžitá délka svalu

L_0^M optimální délka svalu

8.4 Faktor délky pasivní složky

Faktor délky pasivní složky pro jednotlivé svaly byl vypočten z rovnice 8.6 [11]:

$$f_{Lp} = \left(\frac{L^M}{L_0^M}\right)^3 \cdot e^{\left(8\frac{L^M}{L_0^M} - 12,9\right)} \quad (8.6)$$

kde L^M okamžitá délka svalu

L_0^M optimální délka svalu

8.5 Úhel zpeření

Úhel zpeření je úhel mezi podélnou osou svalu jednotlivými snopci. Úhel zpeření ovlivňuje fyziologický průřez svalu a tím i svalovou sílu. Okamžitý úhel zpeření byl vypočten dle následujícího vztahu [11]:

$$\alpha = \cos^{-1} \left(\frac{L_0^M}{L^M} \sqrt{\left(\frac{L^M}{L_0^M}\right)^2 - \sin^2(\alpha_0)} \right) \quad (8.7)$$

kde L^M okamžitá délka svalu

L_0^M optimální délka svalu

α_0 úhel zpeření při optimální délce svalu

V následujících tabulkách jsou uvedeny hodnoty optimálních délek L_0^M , maximálních izometrických sil F_0^M a úhlů zpeření při optimální délce svalu α_0 . Hodnoty jsou společně s průběhy délek a ramen svalů převzaty z OpenSimu a jsou uvedeny pro 9svalový a 20svalový model.

Tabulka 8: Hodnoty optimálních délek, maximálních izometrických sil a úhlů zpeření při optimální délce svalu 9svalového modelu

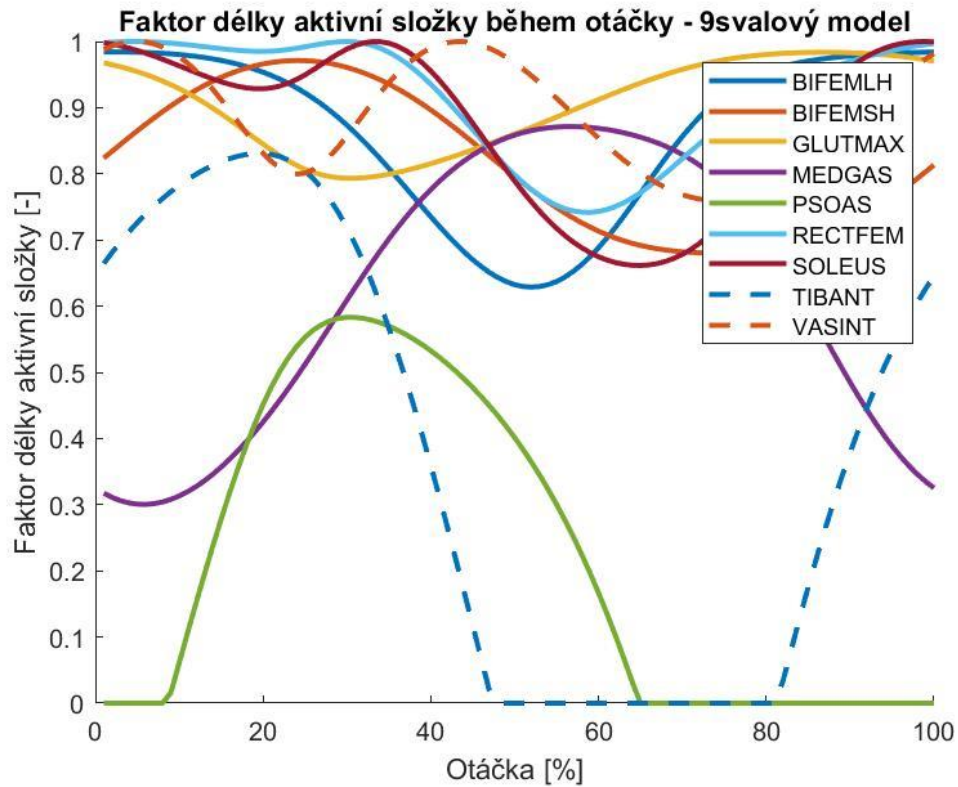
	Název	L_0^M [m]	F_0^M [N]	α_0 [°]
1	Biceps femoris long head	0,128	2594	11,6
2	Biceps femoris short head	0,2	960	12,3
3	Gluteus maximus	0,163	1944	21,9
4	Medius gastrocnemius	0,103	2241	9,9
5	Psoas	0,107	2342	10,6
6	Rectus femoris	0,133	1169	13,9
7	Soleus	0,092	5137	28,3
8	Tibialis anterior	0,11	1759	9,6
9	Vastus intermedius	0,126	4530	4,5

Tabulka 9: Hodnoty optimálních délek, maximálních izometrických sil a úhlů zpeření při optimální délce svalu 20svalového modelu

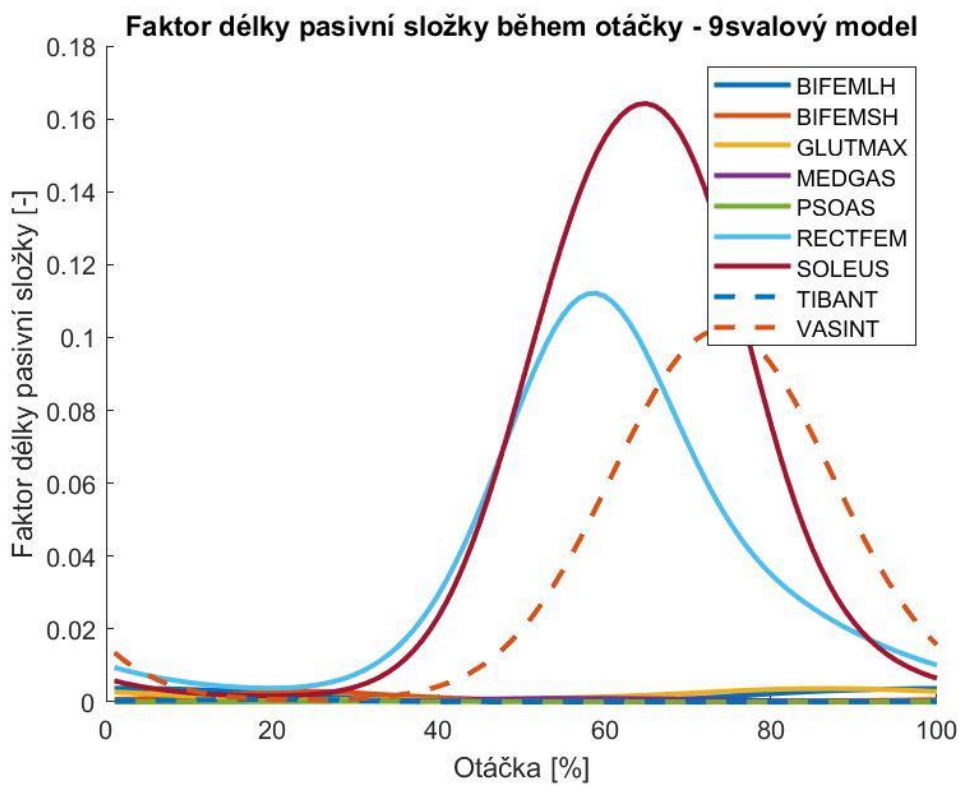
	Název	L_0^M [m]	F_0^M [N]	α_0 [°]
1	Adductor magnus	0,121	2343	3
2	Biceps femoris long head	0,109	2700	0
3	Biceps femoris short head	0,173	804	23
4	Gluteus maximus 1	0,142	573	5
5	Gluteus maximus 2	0,147	819	0
6	Gluteus maximus 3	0,144	552	5
7	Gluteus medius 1	0,054	1119	8
8	Gluteus medius 3	0,065	1000	19
9	Gracilis	0,352	162	3
10	Iliacus	0,1	1073	7
11	Gastrocnemius	0,09	2500	17
12	Pectineus	0,1	266	0
13	Psoas	0,1	1113	8
14	Rectus femoris	0,114	1169	5
15	Sartorius	0,52	156	0
16	Soleus	0,05	4000	25
17	Tensor fasciae latae	0,095	233	3
18	Tibialis anterior	0,098	3000	5
19	Tibialis posterior	0,031	3600	12
20	Vastus intermedius	0,107	5000	3

V následujících grafech jsou zobrazeny průběhy složek Hillova modelu, tj. faktor délky aktivní a pasivní složky, faktor rychlosti a okamžitý úhel zpeření svalu. Jednotlivé průběhy jsou ukázány pro stejnou konfiguraci, jak tomu bylo u průběhů délek a ramen svalů danou v kapitole 7.1.

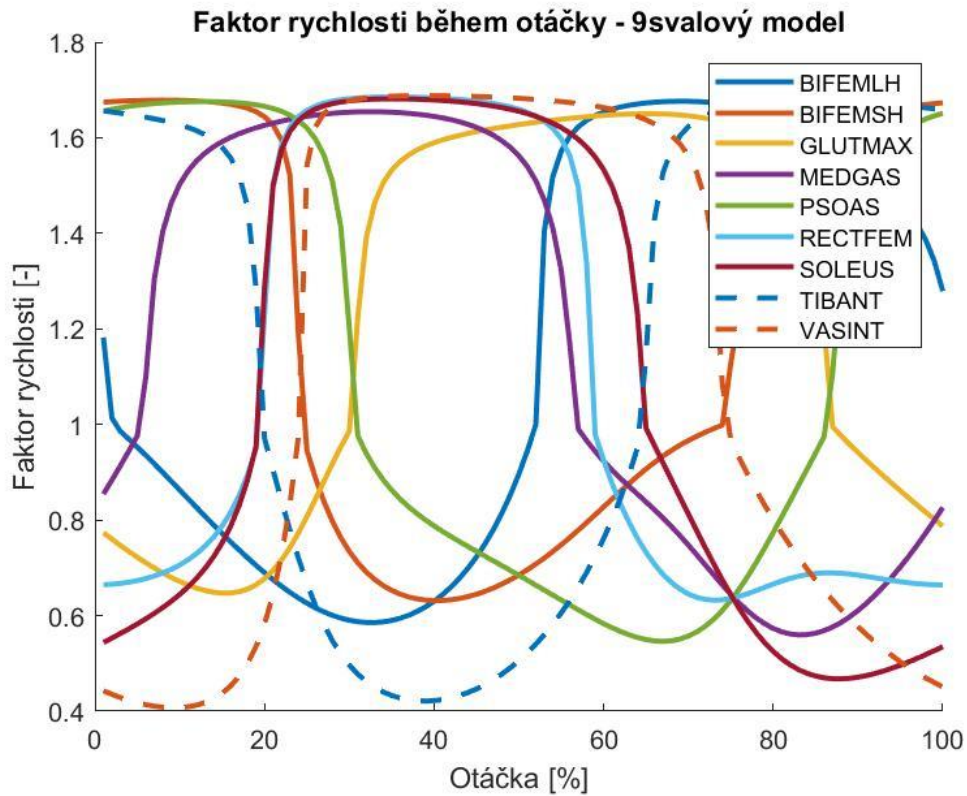
V krajních polohách natočení kloubu může docházet k tomu, že se některý ze svalů zkrátí pod polovinu své optimální délky. Dle vzorce faktoru délky aktivní složky (rovnice 8.5) by sval začal v tomto případě působit opačnou silou, tedy tlačit, což není fyziologicky možné. Tato situace byla v Matlabu opatřena funkcí *subplus*, která vrací pouze kladné hodnoty funkce; pokud je hodnota funkce záporná, vrací 0 (lze si povšimnout např. u *m.psoas* 9svalového modelu).



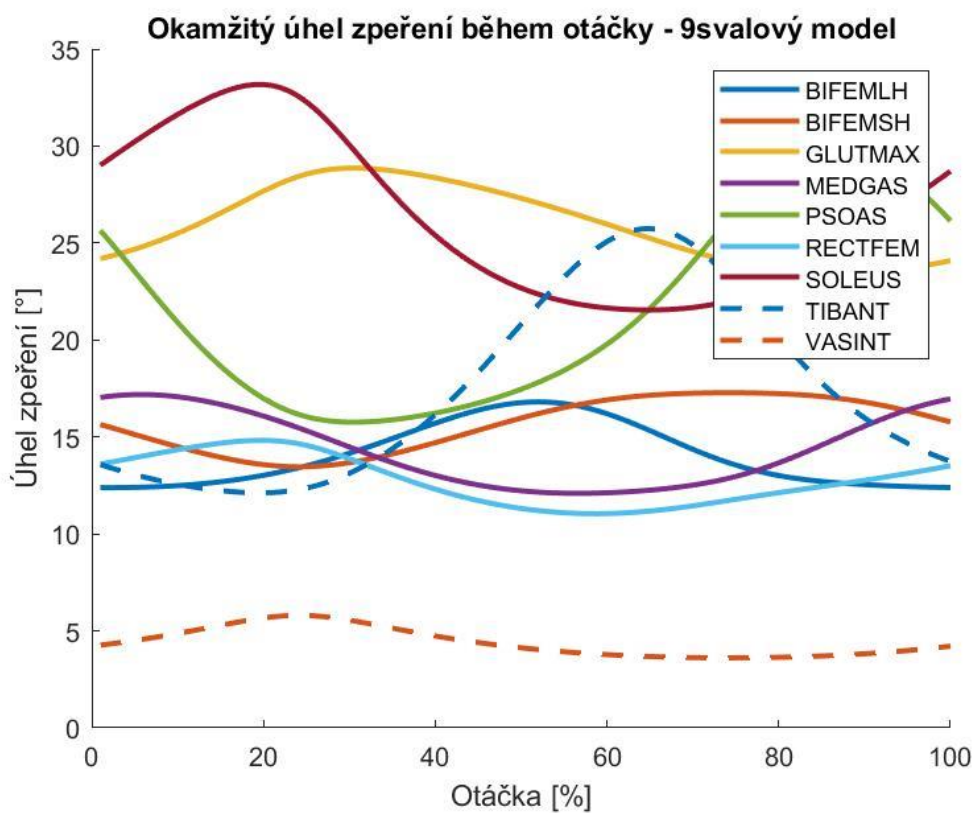
Obrázek 30: Graf průběhu faktoru délky aktivní složky během otáčky kliky 9svalového modelu



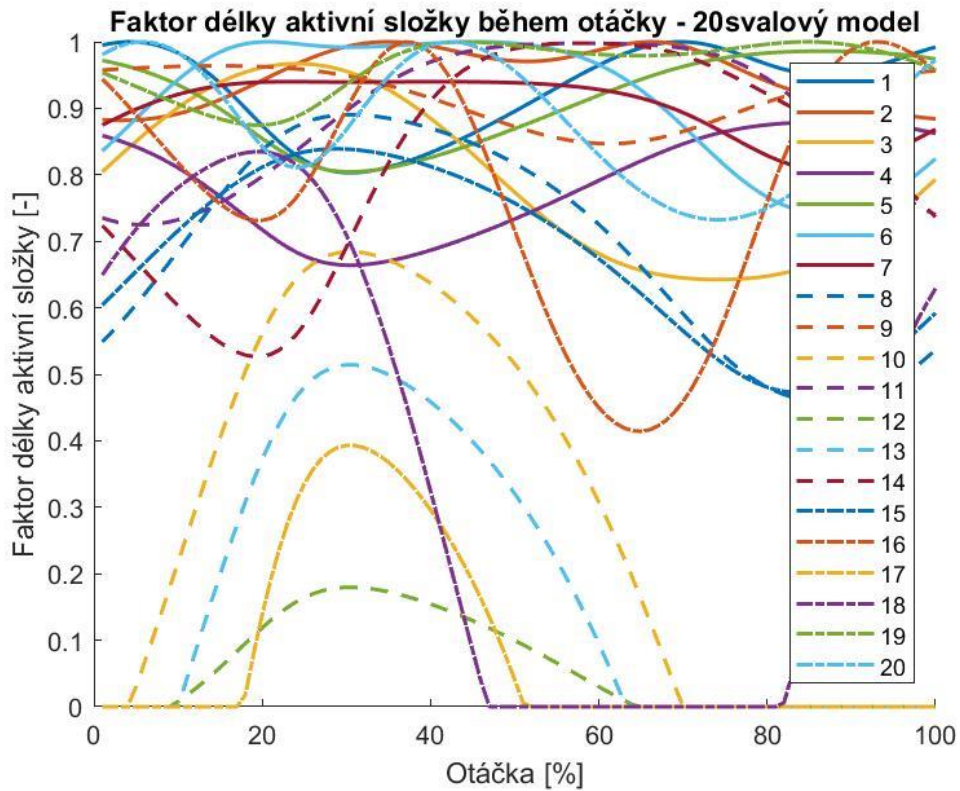
Obrázek 31: Graf průběhu faktoru délky pasivní složky během otáčky kliky 9svalového modelu



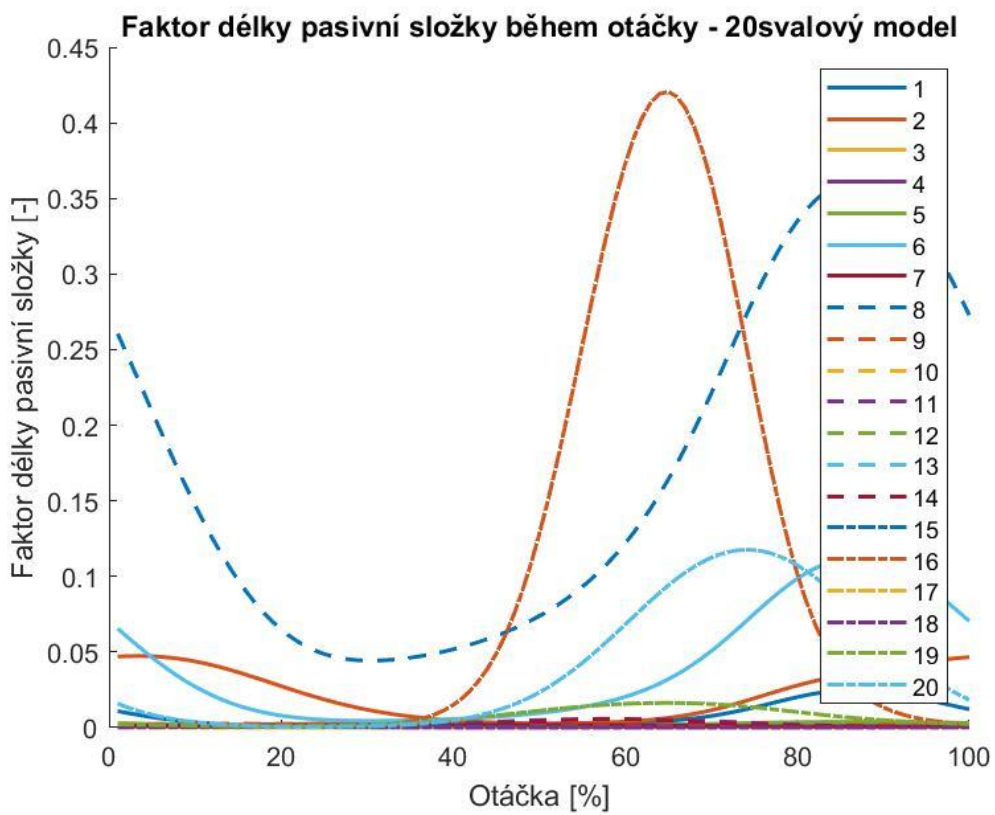
Obrázek 32: Graf průběhu faktoru rychlosti během otáčky kliky 9svalového modelu



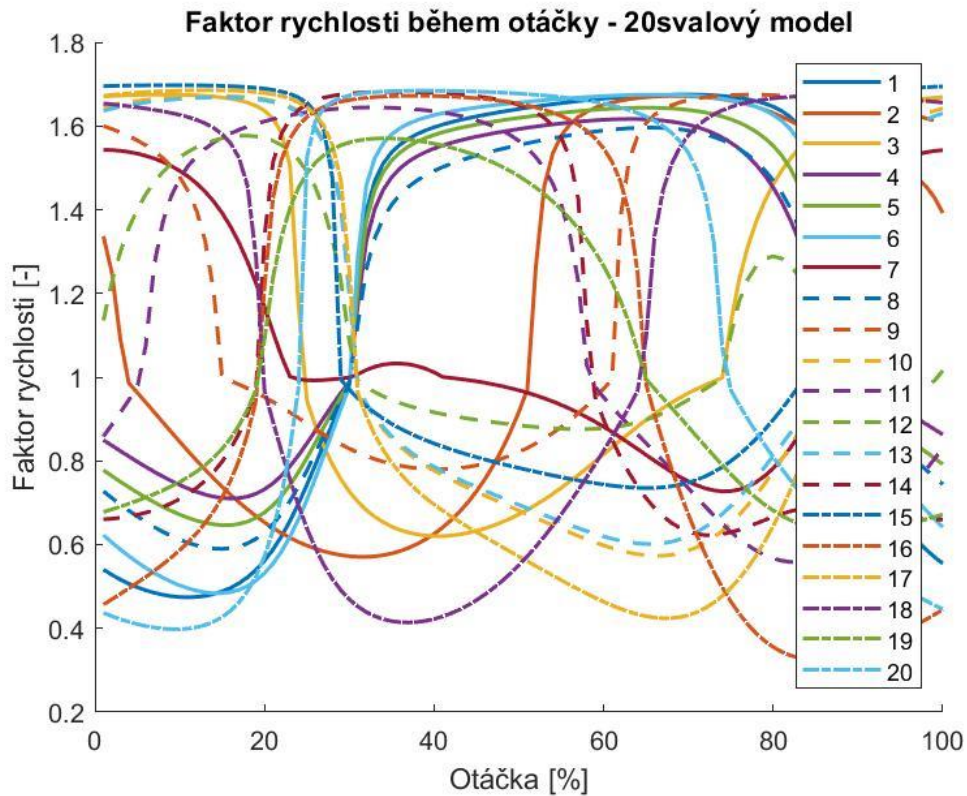
Obrázek 33: Graf průběhu okamžitého úhlu zpeření během otáčky kliky 9svalového modelu



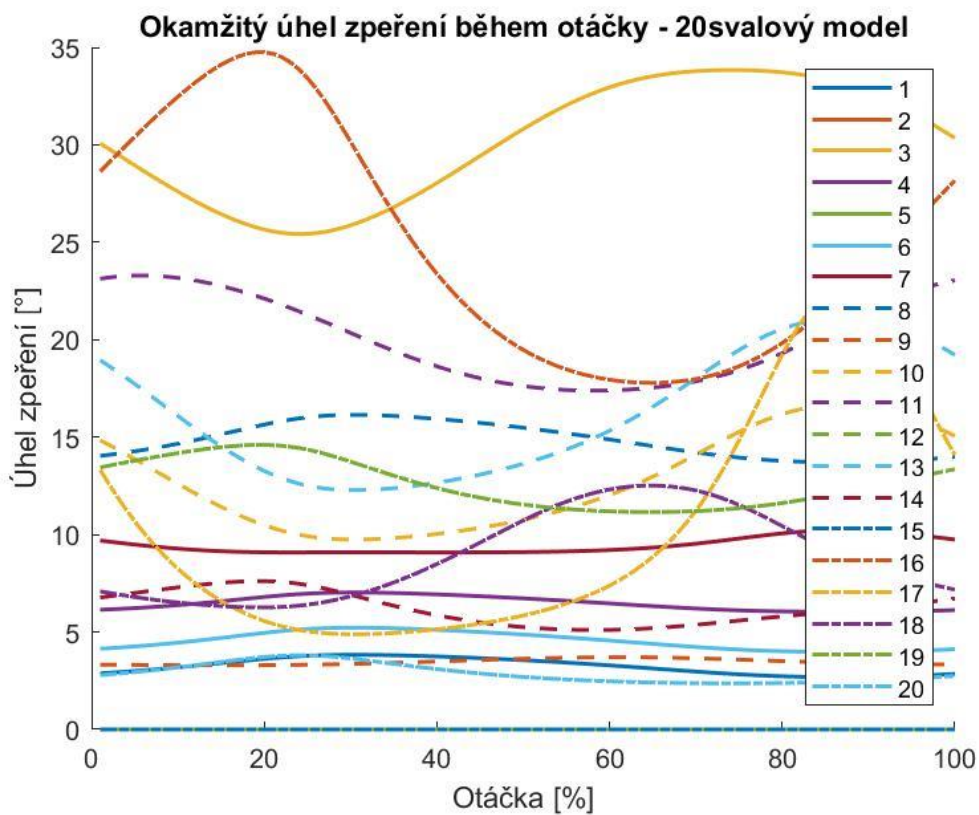
Obrázek 34: Graf průběhu faktoru délky aktivní složky během otáčky kliky 20svalového modelu



Obrázek 35: Graf průběhu faktoru délky pasivní složky během otáčky kliky 20svalového modelu



Obrázek 36: Graf průběhu faktoru rychlosti během otáčky kliky 20svalového modelu



Obrázek 37: Graf průběhu okamžitého úhlu zpeření během otáčky kliky 20svalového modelu

9 Optimalizace konfigurace posedu cyklisty

9.1 Optimalizované polohy

Konfigurace byla optimalizována ve 4 určených polohách najednou. Právě tento počet poloh byl vybrán proto, aby se v optimalizaci nevyskytovalo příliš mnoho optimalizačních parametrů. Právě tato skutečnost by mohla způsobit existenci více lokálních minim, jejichž nalezení by mohlo být náročné.

Každá poloha je určena 4 parametry: úhel kliky φ , úhel nohy φ_f , síla do pedálu Q a její úhel natočení α_Q . V následující tabulce jsou sepsány uvedené parametry pro jednotlivé polohy; hodnoty sil a jejich natočení byly převzaty z literatury z experimentálního měření [29]:

Tabulka 10: Hodnoty úhlu kliky, úhlu nohy, síly do pedálu a úhel natočení síly naměřené v jednotlivých polohách [29]

	úhel kliky [°]	úhel nohy [°]	síla do pedálu [N]	úhel natočení síly [°]
	φ	φ_f	Q	α_Q
1. poloha	-15	-7,5	323,3	-16
2. poloha	-60	0	223,6	-3,5
3. poloha	-300	10	92,2	-14
4. poloha	-345	0	200	-17

9.2 Optimalizační řešič

Optimalizace byla počítána v softwaru MATLAB. Jako optimalizační řešič byla použita funkce *fmincon*, která hledá minimum omezené nelineární funkce více proměnných. [30]

Pro výpočet pomocí *fmincon* je třeba stanovit cílovou funkci, omezující funkce a počáteční hodnoty. V nápovědě pro nelineární řešič *fmincon* jsou uvedeny příklady omezujících funkcí ve formě rovnic a nerovnic uvedené na obrázku č.38. Z důvodu implicitně zadaných neznámých byla pro vytvoření omezujících funkcí vybrána rovnice

$$ceq(x) = 0 \quad (9.1)$$

kde $ceq(x)$ představuje vektor funkcí sestavený z rovnic momentové rovnováhy.

Jako další omezující funkce byla použita nerovnice

$$lb \geq x \geq ub \quad (9.2)$$

kde lb a ub představují vektory s hodnotami dolních a horních mezí optimalizačních parametrů. Hodnoty těchto dvou vektorů budou definovány v následujících kapitolách pro každou cílovou funkci zvlášť.

$$\min_x f(x) \text{ such that } \begin{cases} c(x) \leq 0 \\ ceq(x) = 0 \\ A \cdot x \leq b \\ Aeq \cdot x = beq \\ lb \leq x \leq ub, \end{cases}$$

Obrázek 38: Příklad omezujících funkcí pro nelineární řešič *fmincon* [30]

Velikost svalových sil určuje momentová rovnováha odvozená z pohybových rovnic. Pro optimalizaci 4 poloh vypadá vektor ceq následovně:

$$ceq = \begin{bmatrix} \left(\sum_{i=1}^M F_i^M R_{i3} - M_{R3} \right) \\ \left(\sum_{j=1}^N F_j^M R_{j2} - M_{R2} \right) \\ \left(\sum_{k=1}^N F_k^M R_{k1} - M_{R1} \right) \\ \vdots \\ \left(\sum_{i=1}^M F_i^M R_{i3} - M_{R3} \right) \\ \left(\sum_{j=1}^N F_j^M R_{j2} - M_{R2} \right) \\ \left(\sum_{k=1}^N F_k^M R_{k1} - M_{R1} \right) \end{bmatrix} \begin{matrix} 1 \\ 1 \\ 1 \\ \\ 1 \\ 1 \\ 1 \\ 4 \end{matrix} \quad (9.3)$$

kde M_{R3} ohybový moment svalové síly k ose procházející hlezenním kloubem

M_{R2} ohybový moment svalové síly k ose procházející kolenním kloubem

M_{R1} ohybový moment svalové síly k ose procházející kyčelním kloubem

F_i^M síla i-tého svalu působící na nohu

F_j^M síla j-tého svalu působící na bérce

F_k^M síla k-tého svalu působící na stehno

R_{i3} rameno i-tého svalu vůči hlezennímu kloubu

R_{j2} rameno j-tého svalu vůči kolennímu kloubu

R_{k1} rameno k-tého svalu vůči kolennímu kloubu

Indexy u závorek znamenají jednotlivé polohy. Do rovnic momentové rovnováhy byly pro jednotlivé polohy dosazeny hodnoty z tabulky č.10 v kapitole 9.2. Momenty M_{R3} , M_{R2} , a M_{R1} byly odvozeny v kapitole 6.2.

9.3 Cílové funkce

Konfigurace byla hledána minimalizací různých cílových funkcí J . Jako cílové funkce byly voleny minimalizace aktivací, minimalizace napětí svalů a minimalizace okamžité délky svalu od optimální délky. Poslední zmíněné kritérium plyne ze skutečnosti, že dle Hillova modelu je sval schopen vykonávat co největší sílu, pokud je jeho okamžitá délka co nejblíže optimální délky.

9.3.1 Minimalizace součtu třetích mocnin svalových napětí

Jako první cílová funkce byla zvolena minimalizace svalových napětí podle následujícího vzorce:

$$J = p \cdot \sum_{i=1}^N \left(\frac{F_{1i}^M}{PCSA_i} \right)^3 + q \cdot \sum_{i=1}^N \left(\frac{F_{2i}^M}{PCSA_i} \right)^3 + r \cdot \sum_{i=1}^N \left(\frac{F_{3i}^M}{PCSA_i} \right)^3 + s \cdot \sum_{i=1}^N \left(\frac{F_{4i}^M}{PCSA_i} \right)^3 \quad (9.4)$$

kde $PCSA_i$ fyziologický průřez i -tého svalu

F_{xi}^M svalová síla i -tého svalu v x -té pozici

p, q, r, s váhy optimalizačního kritéria pro jednotlivé polohy

Neznámými hledanými byly v tomto případě svalové síly a parametry konfigurace. Do první iterace řešiče byly voleny hodnoty sil působícím svalům v dané poloze 200 N, ostatním svalům 1 N. Počátečních hodnot konfigurace posedu bylo použito více kvůli hledání všech lokálních minim, což bude uvedeno v další kapitole.

Omezující funkce byly vypsány v kapitole 9.2 pomocí rovnice $ceq = 0$, kde vektor ceq byl naplněn rovnicemi momentové rovnováhy. Dalším omezujícím faktem je rozmezí svalových sil. Pro to byla využita nerovnice 9.5 z nápovědy pro nelineární řešič *fmincon*. Maximální síla svalu byla zvolena jako 1,8násobek maximální izometrické síly svalu. Vektor lb byl u 9svalového modelu na prvních 36 pozicích (9 svalových aktivací ve 4 polohách) a u 20modelového na prvních 80 pozicích (20 svalových aktivací ve 4 polohách) naplněn nulami. Vektor ub byl postaven analogicky k vektoru lb , ale na místo nul byly doplněny hodnoty 1,8násobku maximální izometrické síly daného svalu. Do obou vektorů lb a ub byly dále doplněny omezující hodnoty konfigurace, jejichž krajní hodnoty jsou uvedeny v tabulce č.11. Velikost vektorů lb a ub je tedy 40x1 (9svalový model) a 84x1 (20svalový model).

$$lb \geq x \geq ub \quad (9.5)$$

Tabulka 11: Omezující hodnoty konfigurace

	Výška sedla [m]	Úhel kyčle [°]	Úhel zadní vidlice [°]	Poloha nohy na pedálu [m]
	x	φ_h	β	d_n
<i>lb</i>	0,63	0	0	0
<i>ub</i>	0,78	60	25	0,12

Omezující hodnoty byly voleny s ohledem na existenci mechanismu a pohodlí cyklisty při sezení.

9.3.2 Minimalizace součtu kvadrátů aktivací svalů

Druhou cílovou funkcí byla minimalizace aktivací dle následující rovnice:

$$J = p \cdot \sum_{i=1}^N a_{1i}^2 + q \cdot \sum_{i=1}^N a_{2i}^2 + r \cdot \sum_{i=1}^N a_{3i}^2 + s \cdot \sum_{i=1}^N a_{4i}^2 \quad (9.6)$$

kde a_{xi} aktivace i-tého svalu v x-té pozici

N počet svalů

p, q, r, s váhy optimalizačního kritéria pro jednotlivé polohy

Neznámými proměnnými byla v tomto případě hodnota aktivace a parametry konfigurace. Do první iterace výpočtu byly dle podmínky 9.7 dosazeny hodnoty aktivace působícím svalům 0,3, ostatním 0.

$$a = \langle 0,1 \rangle \quad (9.7)$$

Omezující funkce je stejně jako pro předchozí cílovou funkci definována rovnicí $ceq = 0$. V tomto případě byly v rovnicích momentové rovnováhy definovány síly Hillovým svalovým modelem (rovnice 9.9), který je popsán v kapitole 8. Dále bylo nutné vytvořit omezení pro aktivace svalů opět pomocí nerovnice 9.5 z nápovědy pro nelineární řešič *fmincon*. Vektor *lb* je zapsaný stejným způsobem jako vektor *lb* pro první cílovou funkci. Vektor *ub* je pak analogický k vektoru *ub* z první cílové funkce, jen namísto 1,8násobku maximálních izometrických sil je naplněn jedničkami. Dále bylo ve vektorech doplněno omezení konfigurace, které platí stejně jako pro předchozí cílovou funkci uvedeno v tabulce č.11.

$$F^M = F_0^M (f_v f_{La} a + f_{Lp}) \cos \alpha \quad (9.9)$$

9.3.3 Minimalizace součtu kvadrátů odchylek okamžitých délek svalů od optimální délky svalu

Jako třetí cílová funkce byla zvolena minimalizace odchylky okamžité délky svalu od optimální délky, uvedena v další rovnici:

$$J = p \cdot \sum_{i=1}^N (L_{1i}^M - L_{O1}^M)^2 + q \cdot \sum_{i=1}^N (L_{2i}^M - L_{O2}^M)^2 + r \cdot \sum_{i=1}^N (L_{3i}^M - L_{O3}^M)^2 + s \cdot \sum_{i=1}^N (L_{4i}^M - L_{O4}^M)^2 \quad (9.10)$$

kde L_{xi}^M Okamžitá délka i-tého svalu v x-té pozici

L_{Oi}^M Optimální délka i-tého svalu

N počet svalů

p, q, r, s váhy optimalizačního kritéria pro jednotlivé polohy

Cílová funkce je závislá pouze na délkách svalů, které jsou funkcí úhlů jednotlivých kloubů. Optimalizovaná konfigurace tedy v tomto případě není závislá na pohybových rovnicích a působících silách, ale jen na geometrii jednotlivých poloh.

Omezující podmínky jsou definovány pouze vektory lb a ub dle nerovnice 9.8 z předešlé kapitoly. Vektory lb a ub obsahují pouze omezení geometrie konfigurace, které je uvedeno v tabulce č.11 z kapitoly 9.3.1.

9.3.4 Váhy optimalizačních kritérií

Váha optimalizačního kritéria určuje, s jakou vahou se na uvedené optimalizační kritérium bude brát ohled. Váhy byly určeny dle působící síly v dané pozici normalizací síly vůči maximální naměřené síle při šlapání. To způsobí, že největší vliv na optimalizaci bude mít poloha, při níž cyklista tlačí do pedálu největší silou. Naopak pozice s menší působící silou budou mít na výsledek menší vliv.

Tabulka 12: Hodnoty vah pro jednotlivé polohy

p	q	r	s
1	0,7	0,3	0,6

10 Výsledky

Konfigurace byla získána optimalizací vybraných cílových funkcí s patřičnými omezujícími funkcemi pro 4 dané polohy kliky. Jako cílové funkce byly zvoleny celkové svalové napětí, celková aktivace svalů a suma odchylek okamžitých délek od optimální délky svalů. Výsledky budou prezentovány pro 2 svalově-kosterní modely dolní končetiny – 9svalový a 20svalový model.

Vypočtené konfigurace se budou porovnávat s dosud nejpoužívanější Holmesovou metodou, která říká, že ideální výška sedla je taková, aby úhel v kolenní v dolní úvrati byl v rozmezí 145° - 155° , a dalšími studiemi. [13] [14]

Při optimalizaci konfigurace dle svalového napětí a aktivace svalů bylo použito několik počátečních hodnot konfigurace z toho důvodu, že může existovat více lokálních minim. Ve výsledcích budou interpretovány hodnoty cílové funkce jak v počáteční konfiguraci, se kterou optimalizace počítala v první iteraci, tak i hodnoty cílové funkce optimalizované konfigurace, aby bylo vidět zlepšení hodnoty cílové funkce po optimalizaci. Nakonec bude uvedena hodnota úhlu kolene v dolní úvrati optimalizované konfigurace, aby ji bylo možné porovnat s Holmesovou metodou.

10.1 Konfigurace 9svalového modelu

V tabulkách č.13, 14 a 15 jsou interpretovány výsledky optimalizace 9svalového modelu pro dané cílové funkce.

Při optimalizaci bylo pro každou cílovou funkci nalezeno jedno lokální minimum. Holmesově metodě se nejvíce přibližuje způsob minimalizace aktivace svalů. V tomto případě je úhel kolene v dolní úvrati o 9° vyšší než Holmesem doporučené. Při optimalizaci odchylky okamžité délky svalu od jeho optimální délky vyšel úhel kolene v dolní úvrati o 11° vyšší a při optimalizaci svalového napětí pak o 16° vyšší než dle Holmese. Vyšší než doporučené rozmezí úhlu kolene v dolní úvrati může způsobit, že by cyklista při šlapání příliš nakláněl pánví, což může mít za následek bolesti zad.

Úhel kyčle je podle optimalizace svalového napětí 0° , podle aktivace svalů přibližně 19° a podle odchylek okamžitých délek svalů od optimální délky pak téměř 11° . Podle studie [31] je s nepatrným rozdílem výhodnější vertikální poloha zad než poloha horizontální. Tento předpoklad byl splněn dle výpočtů všech cílových funkcí. Nicméně nulový úhel kyčle by mohl při dlouhodobém ježdění způsobovat bolesti zad, neboť dle studie [32] byl proti bolestem zad změřen ideální úhel kyčle mezi 10° - 15° .

Tabulka 13: Výsledky dle minimalizace celkového svalového napětí 9svalového modelu

Minimalizace svalového napětí						
	výška sedla [m]	úhel kyčle [°]	úhel zadní vidlice [°]	poloha nohy na pedálu [m]	Hodnota cílové funkce	úhel kolene v dolní úvrati [°]
	x	φ_h	β	d_n	J	φ_2
Poč. hodnoty	0,75	30	0	0,08	1,9805e15	-
Optim. hodnoty	0,747	0	0	0.05	1,0762e15	171
Poč. hodnoty	0,72	10	15	0,06	5.4610e15	-
Optim. hodnoty	0,75	0	0	0.05	1,0762e15	171
Poč. hodnoty	0,70	15	15	0,04	6.2955e15	-
Optim. hodnoty	0,75	0	0	0.05	1,0762e15	171

Tabulka 14: Výsledky dle minimalizace aktivace 9svalového modelu

Minimalizace aktivace svalů						
	výška sedla [m]	úhel kyčle [°]	úhel zadní vidlice [°]	poloha nohy na pedálu [m]	Hodnota cílové funkce	úhel kolene v dolní úvrati [°]
	x	φ_h	β	d_n	J	φ_2
Poč. hodnoty	0,75	30	0	0,08	1.6304	-
Optim. hodnoty	0,74	18,8	7,7	0.03	0,7304	164
Poč. hodnoty	0,72	10	15	0,06	1.5226	-
Optim. hodnoty	0,74	18,8	7,7	0.03	0,7304	164
Poč. hodnoty	0,70	15	15	0,04	1.3625	-
Optim. hodnoty	0,74	18,8	7,7	0.03	0,7304	164

Tabulka 15: Výsledky dle minimalizace odchylek okamžitých délek od optimální délky svalů 9svalového modelu

Minimalizace odchylek okamžitých délek od optimální délky svalů						
	výška sedla [m]	úhel kyčle [°]	úhel zadní vidlice [°]	poloha nohy na pedálu [m]	Hodnota cílové funkce	úhel kolene v dolní úvrati [°]
	x	φ_h	β	d_n	J	φ_2
Poč. hodnoty	0,73	30	0	0.04	0.0207	-
Optim. hodnoty	0,72	10,9	23,3	0.12	0.0194	166

10.2 20svalový model

V tabulkách č.16, 17 a 18 jsou uvedeny výsledky optimalizace 20svalového modelu.

Výpočty dle první cílové funkce ukázaly dvě lokální minima. Oba výsledky ukazují úhel kolene podstatně vyšší než dle Holmese (o 18° a 14° vyšší). Podle druhé cílové funkce byly nalezeny opět dvě lokální minima; první konfigurace ukázala úhel kolene v dolní úvrati o 9° vyšší než dle Holmese, druhá je pak s hodnotou 150° v souladu s Holmesovou metodou. Výpočtem podle třetí cílové funkce vyšel úhel kolene pak o 20° vyšší než určené rozmezí dle Holmese.

Úhel kyčle vyšel obdobně jako u 9svalového modelu - 0° pro první cílovou funkci, přibližně 19° a 20° pro druhou a 0° pro třetí cílovou funkci. Výsledky opět ukazují, že více vertikální poloha zad může být výhodnější než poloha horizontální. Pouze optimalizace podle druhé cílové funkce (aktivace svalů) je v souladu se studií [32], která říká, že ideální úhel kyčle se pohybuje v rozmezí 15°-20°.

Tabulka 16: Výsledky dle minimalizace celkového svalového napětí 20svalového modelu

Minimalizace svalového napětí						
	výška sedla [m]	úhel kyčle [°]	úhel zadní vidlice [°]	poloha nohy na pedálu [m]	Hodnota cílové funkce	úhel kolene v dolní úvrati [°]
	x	φ_h	β	d_n	J	φ_2
Poč. hodnoty	0,75	30	0	0,08	1,1428e15	-
Optim. hodnoty	0,75	0	0,7	0.033	8,3640e14	173
Poč. hodnoty	0,72	10	15	0,06	2,6554e15	-
Optim. hodnoty	0,75	0	0,7	0.035	8,3640e14	173
Poč. hodnoty	0,70	15	15	0,04	2,6087e15	-
Optim. hodnoty	0,73	0	13,2	0.05	1,0155e15	169

Tabulka 17: Výsledky dle minimalizace aktivace 20svalového modelu

Minimalizace aktivace svalů						
	výška sedla [m]	úhel kyčle [°]	úhel zadní vidlice [°]	poloha nohy na pedálu [m]	Hodnota cílové funkce	úhel kolene v dolní úvrati [°]
	x	φ_h	β	d_n	J	φ_2
Poč. hodnoty	0,75	30	0	0,08	3.1494	-
Optim. hodnoty	0,73	18,6	8,2	0.03	0,4768	166
Poč. hodnoty	0,72	10	15	0,06	0.9027	-
Optim. hodnoty	0,73	18,6	8,2	0.03	0,4768	166
Poč. hodnoty	0,70	15	15	0,04	0.5762	-
Optim. hodnoty	0,697	20	10	0.03	0,4912	150
Poč. hodnoty	0,69	40	10	0,06	1.6181	-
Optim. hodnoty	0,73	18,6	8,2	0.03	0,4768	166
Poč. hodnoty	0,71	20	0	0,06	3.0340	-
Optim. hodnoty	0,697	20	10	0.03	0,4912	150

Tabulka 18: Výsledky dle minimalizace odchylek okamžitých délek od optimální délky svalů 20svalového modelu

Minimalizace odchylek okamžitých délek od optimální délky svalů						
	výška sedla [m]	úhel kyčle [°]	úhel zadní vidlice [°]	poloha nohy na pedálu [m]	Hodnota cílové funkce	úhel kolene v dolní úvrati [°]
	x	φ_h	β	d_n	J	φ_2
Poč. hodnoty	0,73	30	0	0.04	0.1009	-
Optim. hodnoty	0,75	0	11,1	0.12	0.0749	175

11 Diskuze

V této práci byla počítána konfigurace posedu cyklisty na kole. Optimalizované parametry konfigurace se objevují jak ve svalových charakteristikách, ramenech svalů, tak i v Newton-Eulerových rovnicích. Hledané minimum cílové funkce je tedy jakýmsi kompromisem mezi polohou s nejmenšími momenty v kloubech a polohou s nejefektivnější možnou vykonanou silou svalu. Gonzalez ve své studii [16] počítal s cílovou funkcí pro celkovou hodnotu momentů v kyčli a v koleni s domněním, že při daných minimálních momentech bude potřeba i nejmenší svalová síla. Tento způsob však zanedbává charakteristiky spojené s délkou svalu a rychlostí kontrakce svalu, takže vypočtená konfigurace nemusí být optimální z hlediska svalového. Navíc metoda nezahrnuje natočení kyčle.

Jako nejvalidnější přístup optimalizace konfigurace posedu na kole se zdá být podle druhé cílové funkce (celková hodnota aktivace svalů), neboť se nejvíce přibližuje používaným způsobům nastavení kola. Je to pravděpodobně proto, že Hillův svalový model obsahuje závislosti *délka-síla* svalu a *rychlost kontrakce-síla* svalu. Optimalizace je sice výpočetně náročnější, ale ze svalového hlediska přesnější. Oproti tomu výpočet podle první cílové funkce (celková hodnota svalového napětí), která neobsahuje Hillův svalový model, je výpočetně jednodušší, avšak nesplňují předpoklady dané studii o úhlu kyčle a úhlu kolene v dolní úvrati. To je pravděpodobně způsobeno tím, že svalové síly vypočtené tímto způsobem jsou závislé pouze na působícím rameni a na momentech kloubů a neobsahují žádné svalové charakteristiky. Nulový úhel v kyčli pro minimalizaci svalového napětí byl patrně vypočten proto, že kyčelní svaly v této pozici působí na největším rameni, je tedy potřeba nejmenší svalová síla. Velká výška sedla pak souvisí s minimálními momenty působícími na klouby. Výpočet dle třetí cílové funkce byl nejjednodušší, ale v porovnání se studii vykazoval nejméně vyhovující výsledky.

Výsledky byly kromě hodnoty cílové funkce po optimalizaci doplněny o hodnoty cílové funkce v poloze, ze které výpočet začínal. Bylo tak učiněno proto, aby bylo vidět zlepšení hodnoty cílové funkce po optimalizaci. V některých případech je hodnota cílové funkce neoptimalizované polohy několikrát vyšší než optimalizované polohy. Pravděpodobně je to způsobeno pevně danými podmínkami v daných polohách – tj. natočení nohy, působící síla a její natočení. V pevně daných konfiguracích, kde je vysoká hodnota cílové funkce, je pravděpodobné, že by cyklista změnil styl šlapání, aby se mu šlapalo lépe, a tím by se cílová funkce snížila.

V daných polohách byl dosazován úhel nohy jako konstantní hodnota. V reálném případě by však úhel nohy byl také závislý na čase. To by znamenalo, že by se zpřesnila úhlová rychlost hlezenního kloubu – tím by se změnil předpis faktoru rychlosti svalové kontrakce v Hillově modelu pro svaly působící na hlezenní kloub. Vypočtená konfigurace by pak měla odlišné parametry.

V této práci vyšel optimální úhel kyčle kolem 20° dle výpočtů minimalizace svalové aktivace, odpovídá to tedy vertikální poloze zad. U závodních cyklistů si můžeme povšimnout více horizontální polohy zad. Podle studie [31] je výkonnostní rozdíl mezi těmito dvěma polohami nepatrný, ačkoliv rozdíl v úhlu kyčle je značný. Pravděpodobně je to způsobeno tím, že ve vertikální poloze zad jsou svaly kyčle blíže své optimální délky a mohou působit větší silou, zatímco v horizontální poloze zad je kyčel natočena takovým způsobem, že jsou kyčelní svaly značně nataženy a působí pasivní silou, která není závislá na aktivaci svalu.

Výpočet optimální konfigurace byl proveden pro 4 polohy kliky. Je možné, že pro více zvolených poloh by byla optimální konfigurace přesnější, je však třeba počítat s tím, že s další přidanou polohou se zvyšuje počet neznámých (svalové síly a aktivace) a optimalizační řešič by nemusel konvergovat správným způsobem. Navíc by bylo potřeba hledat všechna lokální minima dané optimalizační úlohy.

Při konfiguraci kola se nejvíce bere ohled na výšku sedla a natočení zad. Způsob výpočtu v této práci byl doplněn o další 2 parametry – úhel zadní vidlice a polohu nohy na pedálu. Mohl by se tím zlepšit způsob nastavování kola na osobu při přesně změřených parametrech cyklisty. Je však nutné zmínit, že svalové charakteristiky nejsou přesně zjištěitelné a lze je jen odhadovat.

12 Závěr

Cílem práce bylo optimalizovat konfiguraci posedu cyklisty na jízdním kole pro 2 zvolené svalově-kosterní modely dolní končetiny převzaté z prostředí OpenSim – 9 a 20svalový model. Optimalizovanými parametry byly výška sedla, úhel zadní vidlice, úhel kyčle a poloha nohy na pedálu.

Na úvod byla formou rešerše popsána anatomie svalově kosterního aparátu dolní končetiny, matematické modely pro výpočet svalových sil a současné metody používané pro nastavení posedu cyklisty ať už z důvodu snížení svalové námahy při šlapání, nebo snížení rizika zranění.

Pro výpočet byl vytvořen matematický popis dolní končetiny při šlapání, ze kterého byl v závislosti na úhlu kliky vyjádřen pohyb jednotlivých segmentů dolní končetiny, tj. stehna, bérce a nohy. Na základě toho byly vytvořeny Newton-Eulerovy pohybové rovnice jednotlivých segmentů. Pohyb v kloubech pak byl použit pro složky Hillova svalového modelu, tedy okamžité délky svalu a rychlosti svalové kontrakce.

Výpočet optimalizace byl uskutečněn v programu MATLAB pomocí nelineárního řešiče *fmincon*. Optimální konfigurace posedu byla počítána pro 4 dané polohy kliky, hodnoty silového působení byly převzaté z literatury. Výpočet proběhl dle tří různých cílových funkcí. V první funkci se minimalizovalo celkové svalové napětí, v druhé celková aktivace svalů a třetí funkce minimalizovala odchylku okamžité délky svalu od optimální délky. Druhá zmíněná funkce počítala s Hillovým svalovým modelem.

Cíle práce byly splněny. Získané výsledky byly porovnány s běžně používanými metodami nastavení kola a dalšími studiemi o ideální výšce sedla a úhlu kyčle. Těmto studiím nejvíce odpovídala optimalizace dle celkové aktivace svalů 20svalového modelu. Jedno z lokálních minim tohoto modelu ukázalo výšku sedla takovou, že úhel kolene v dolní úvrati je 150° , úhel kyčle pak 20° , což je v souladu se studiemi o výšce sedla a úhlu kyčle. Optimální konfigurace dle ostatních cílových funkcí se oproti studiím značně lišily, což mohlo být způsobeno zjednodušenými výpočty dle daných cílových funkcí. Podrobněji jsou výsledky popsány a diskutovány v kapitolách 10 a 11.

Zvolená metoda optimalizace konfigurace posedu na kole by mohla obohatit cyklistiku o nové způsoby nastavení kola pro konkrétního cyklistu. Běžně nastavované parametry, tj. výška sedla a úhel kyčle, je takto ještě možné rozšířit o parametry úhlu zadní vidlice a polohy nohy na pedálu. Je nutno podotknout, že není možné přesně zjistit

parametry svalu konkrétního jedince, v praxi by se tedy musela přijat patřičná zjednodušení.

13 Bibliografie

- [1] RADOMÍR, Čihák. *Anatomie I. 2.*, upr. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [2] The lower limbs. In: *Lumen Learning* [online]. [cit. 2021-08-06].
- [3] Hip Internal Rotation. In: *POST COMPETITIVE INSIGHT* [online]. 2015 [cit. 2021-06-30]. Dostupné z: <https://postcompetitiveinsight.com/2015/03/hip-internal-rotation.html>
- [4] Lower extremity anatomy. In: *KENHUB* [online]. [cit. 2021-06-30].
- [5] Muscles of the lower leg and foot. In: *Lumen Learning* [online]. [cit. 2021-06-30].
- [6] Spojení excitace a kontrakce. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2021-08-06]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Spojen%C3%AD_excitace_a_kontrakce#Stavba_kostern.C3.AD_svaloviny
- [7] Endomysium. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001 [cit. 2021-06-30]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Endomysium>
- [8] WU, J.Z. a W. HERZOG. Modelling concentric contraction of muscle using an improved cross-bridge model. *Journal of Biomechanics*. 1999, **32**(8), 837-848. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(99)00057-3
- [9] JOVANOVIĆ, Kosta, Jovana VRANIĆ a Nadica MILJKOVIĆ. Hill's and Huxley's muscle models - tools for simulations in biomechanics. *Serbian Journal of Electrical Engineering*. 2015, **12**(1), 53-67. ISSN 1451-4869. Dostupné z: doi:10.2298/SJEE1501053J
- [10] HAYASHIBE, Mitsuhiro a David GUIRAUD. Voluntary EMG-to-force estimation with a multi-scale physiological muscle model. *BioMedical*

- Engineering OnLine*. 2013, **12**(1). ISSN 1475-925X. Dostupné z:
doi:10.1186/1475-925X-12-86
- [11] VILÍMEK, Miloslav. Musculotendon forces derived by different muscle models. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2007, (92), 41-47.
- [12] CADOVA, Michala, Miloslav VILÍMEK a Matej DANIEL. A comparative study of muscle force estimates using Huxley's and Hill's muscle model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2012, **17**(4), 311-317. ISSN 1025-5842. Dostupné z:
doi:10.1080/10255842.2012.683426
- [13] BINI, Rodrigo, Patria HUME a James CROFT. Effects of Bicycle Saddle Height on Knee Injury Risk and Cycling Performance. *Sports Medicine*. 2011, **41**(6), 463-476. ISSN 0112-1642. Dostupné z:
doi:10.2165/11588740-000000000-00000
- [14] SWART, Jeroen a Wendy HOLLIDAY. Cycling Biomechanics Optimization—the (R) Evolution of Bicycle Fitting. *Current Sports Medicine Reports*. 2019, **18**(12), 490-496. ISSN 1537-8918. Dostupné z:
doi:10.1249/JSR.0000000000000665
- [15] BINI, Rodrigo, Patria HUME, James CROFT a Andrew KILDING. Optimizing Bicycle Configuration and Cyclists' Body Position to Prevent Overuse Injury Using Biomechanical Approaches. *Biomechanics of Cycling*. Cham: Springer International Publishing, 2014, , 71-83. ISBN 978-3-319-05538-1. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-05539-8_8
- [16] GONZALEZ, Hiroko a M.L. HULL. Multivariable optimization of cycling biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 1989, **22**(11-12), 1151-1161. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(89)90217-0
- [17] TURPIN, Nicolas a Bruno WATIER. Cycling Biomechanics and Its Relationship to Performance. *Applied Sciences*. 2020, **10**(12). ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app10124112
- [18] HERZOG, Walter. The biomechanics of muscle contraction: optimizing sport performance. *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie - Sports*

- Orthopaedics and Traumatology*. 2009, **25**(4), 286-293. ISSN 0949328X.
Dostupné z: doi:10.1016/j.orthtr.2009.10.001
- [19] NEPTUNE, Richard, Craig MCGOWAN a John FIANDT. The Influence of Muscle Physiology and Advanced Technology on Sports Performance. *Annual Review of Biomedical Engineering*. 2009, **11**(1), 81-107. ISSN 1523-9829. Dostupné z: doi:10.1146/annurev-bioeng-061008-124941
- [20] FABER, Herre, Arthur J. VAN SOEST, Dinant A. KISTEMAKER a Jose Manuel GARCIA AZNAR. Inverse dynamics of mechanical multibody systems: An improved algorithm that ensures consistency between kinematics and external forces. *PLOS ONE*. 2018, **13**(9). ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0204575
- [21] YAMAGUCHI, Gary Tad. *Dynamic Modeling of Musculoskeletal Motion*. Dostupné z: doi:10.1007/978-0-387-28750-8
- [22] THELEN, Darryl G., Frank C. ANDERSON a Scott L. DELP. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics*. 2003, **36**(3), 321-328. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(02)00432-3
- [23] PEDOTTI, A., V.V. KRISHNAN a L. STARK. Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*. 1978, **38**(1-2), 57-76. ISSN 00255564. Dostupné z: doi:10.1016/0025-5564(78)90018-4
- [24] CROWNINSHIELD, Roy D. a Richard A. BRAND. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*. 1981, **14**(11), 793-801. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(81)90035-X
- [25] VALÁŠEK, Michael, Zbyněk ŠIKA a Václav BAUMA. *Mechanika B*. V Praze: Vydavatelství ČVUT, 2004. ISBN 80-010-2919-0.
- [26] ZATSIORSKY, Vladimir. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics*. 1983, s. 1152-1159.

- [27] SACKS, Robert D. a Roland R. ROY. Architecture of the hind limb muscles of cats: Functional significance. *Journal of Morphology*. 1982, **173**(2), 185-195. ISSN 0362-2525. Dostupné z: doi:10.1002/jmor.1051730206
- [28] KRYLOW, Andrew a Thomas SANDERCOCK. Dynamic force responses of muscle involving eccentric contraction. *Journal of Biomechanics*. 1997, **30**(1), 27-33. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(96)00097-8
- [29] POIRIER, E., M.C. DO a B. WATIER. An alternative method to calculate forces applied on a cyclist pedal. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2007, **10**(1), 171-172. ISSN 1025-5842. Dostupné z: doi:10.1080/10255840701479834
- [30] The MathWorks, Inc. *MathWorks: Documentation* [online]. [cit. 2021-06-26]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/optim/ug/fmincon.html>
- [31] WELBERGEN, E. a L. P. V. M. CLIJSEN. The influence of body position on maximal performance in cycling. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1990, **61**(1-2), 138-142. ISSN 0301-5548. Dostupné z: doi:10.1007/BF00236708
- [32] SALAI, M., T. BROSH, A. BLANKSTEIN, A. ORAN a A. CHECHIK. Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. *British Journal of Sports Medicine*. 1999, **33**(6), 398-400. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.33.6.398