Semestrální práce
Model kosterního svalstva horní končetiny
MOS, ČVUT FEL v Praze

Ondřej Hajný

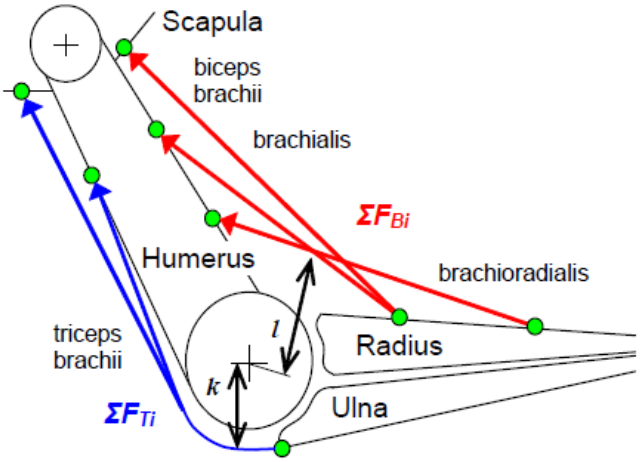
25.11.2010

1. Zadání

Sestavte model kosterního svalstva horní končetiny a jeho chování při zvedání břemene. Zaměřte se na biceps. Snažte se popsat chování svalu a jeho působení na kostru.

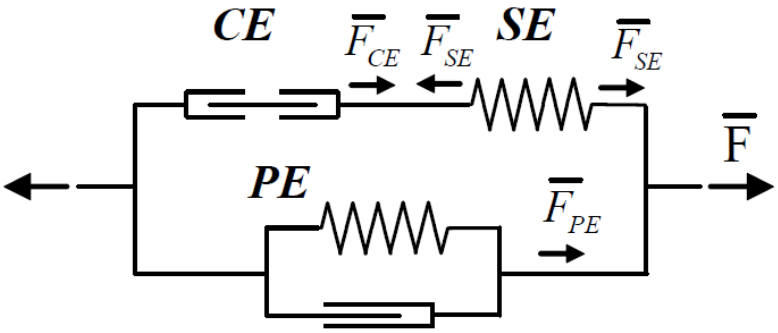
2. Návrh řešení

1. Ke konstrukci základní stavby horní končetiny bych využil knihovnu Modelicy MultiBody, která po rychlém prozkoumání obsahuje dost bloků, které bych rád využil. Fyziologickou složitost modelu bych udělal podle obrázku 1. Pro zjednodušení nahradím ulnu a radius jen jednou kostí. Na model to nebude mít vliv, dokud nebudu uvažovat rotaci ruky v zápěstí. Pro zajímavost bych srovnal vliv zjednodušení svalových skupin jen na biceps a triceps.

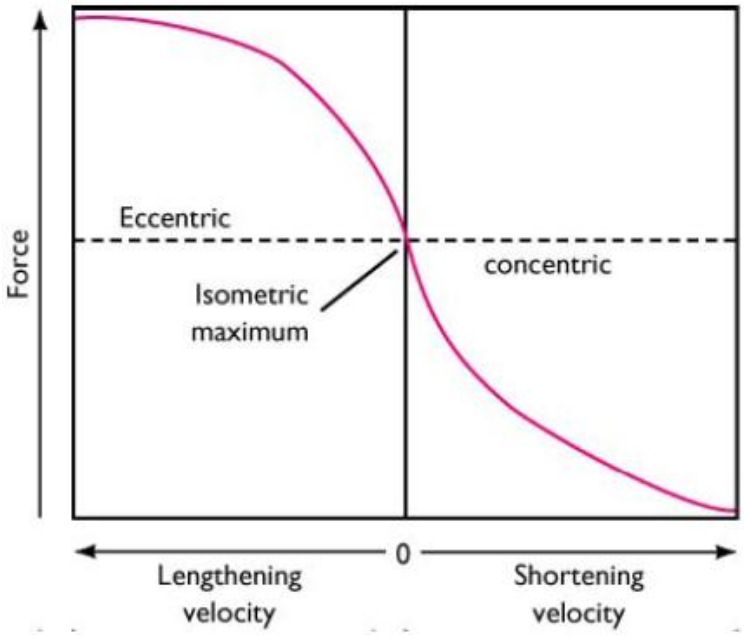


Obr 1: Konstrukce horní končetiny [1]

2. Při konstrukci svalu bych rád vycházel z Hillova modelu svalu (obr 2), který popisuje viskoelastické vlastnosti svalu a z Hillovy křivky (obr 3) popisující chování svalu při flexi (koncentrická kontrakce) a extenzi (excentrická kontrakce).



Obr 2: Hillův model svalu [1]

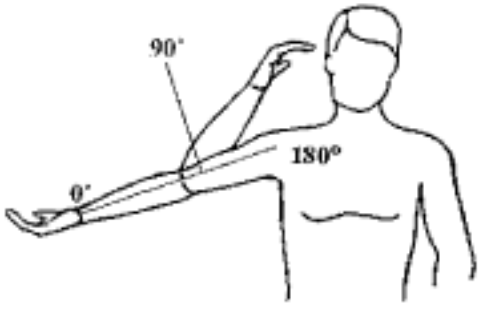


Obr 3: Hillova křivka [1]

3. Idea realizace modelu je simulace zdvižení břemene z natažené připažené paže až po maximální úhel, který loket fyziologicky umožňuje, což je přibližně 150° (obr 4) a následné položení (brzdné působení). Protože chování svalu je rozdílné při aktivním zdvihu a relativně pasivním brzdném pokládání.

   Model by měl poskytovat informace o chování kosterních svalů, zejména pak bicepsu. Za důležité informace považuji:

   - Působící síly (břemeno, hmotnosti kostí a svalů, síla svalu)
   - Úhel svíraný humerem a radiem (ulnou)
   - Zkracování/prodlužování svalů



Obr 4: Rozsah pohyblivosti lokte [2]

V pokročilé realizaci bych děj zdvihu udělal časově závislým, což znamená, že by se určila doba, za jakou se děj uskuteční. Tím získáme další veličiny závislé na čase:

- Rychlost

- Zrychlení
- Moment síly
- Úhlová rychlost
- Úhlové zrychlení

4. V dalším kroku, bych rád využil model z katalogu modelů, konkrétně model kosterního svalu. Kde je modelována závislost zkracování svalu na koncentraci kationtů vápníku. Model je postaven tak, že uživatel zadává koncentrace a intervaly pulzací Ca^{2+} na základě čehož se vypočítává síla generovaná svalem a zkrácení svalu.

   Já bych tohoto vztahu využil obráceně a z vypočtených sil a délky svalu bych vypočítával koncentraci Ca^{2+}.

5. V posledním kroku jako bonus bych se rád pokusil o vizualizaci modelu. Měla by to být velice zjednodušená animace zdvižení a následného pokládání břemena.

3. Shrnutí

Model by po dokončení měl být v takové podobě, že bude možné zvolit hmotnost břemene, čas za který se břemeno zvedne a čas za který se břemeno vrátí do výchozí pozice. Model bude počítat průběhy výše uvedených veličit v čase. Model svalu bude realizován podle Hillova modelu svalu a celá konstrukce dle obrázku 1. Anatomické parametry jako je délka kostí a umístění úponů svalů bude volena dle antropometrických parametrů průměrného muže.

Jako bonus bude součástí modelu i jeho vizualizace.

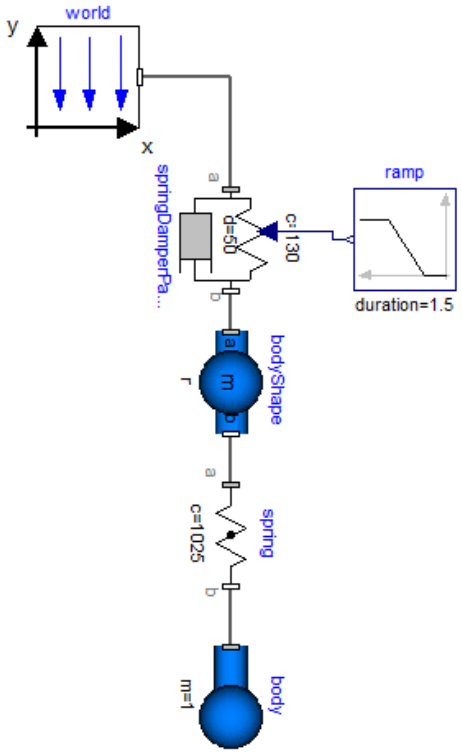
4. Vypracování semestrální práce

V první řadě bylo potřeba se seznámit se všemi parametry systému a jeho chováním. Zjistit si všechna antropometrická data, anatomická fakta a chování fyziologického modelu.

4.1. První část – Hillův model svalu

Teorii Hillova modelu jsem rozebíral již v předchozích kapitolách, budu se tedy věnovat samotnému zpracování v Dymole. Sestavil jsem model podle Hillova modelu. Tedy paralelne tlumič a pružinu a k nim jsem připojil do série ještě jednu pružinu (obr 5.). Parametry jednotlivých komponent jsem nastavil podle literatury [3].

K_p = 130
K_s = 180
d = 50

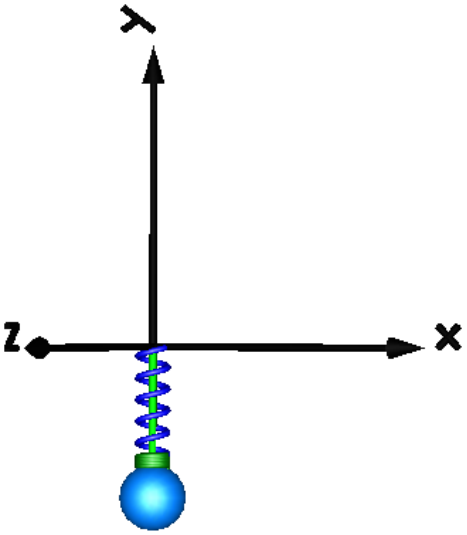


Obr 5: Schema modelu Hillova svalu

Abych byl schopen ovládat stahy svalu, doplnil jsem blok paralelních zapojení (spring - damper) o RealInput, který simuluje vyplavení Ca^{2+} iontů a tím zkracuje sval. V reálu jsem to nasimuloval tak, že jsem měnil parametry pružiny tak, že se v jeden moment stáhla. Na RealInput je připojen blok Ramp, který řídí stažení svalu. Změnou parametrů v tomto bloku se mění rychlost stahu, jeho trvání a jeho síla.

4.1.1. Vizualizace

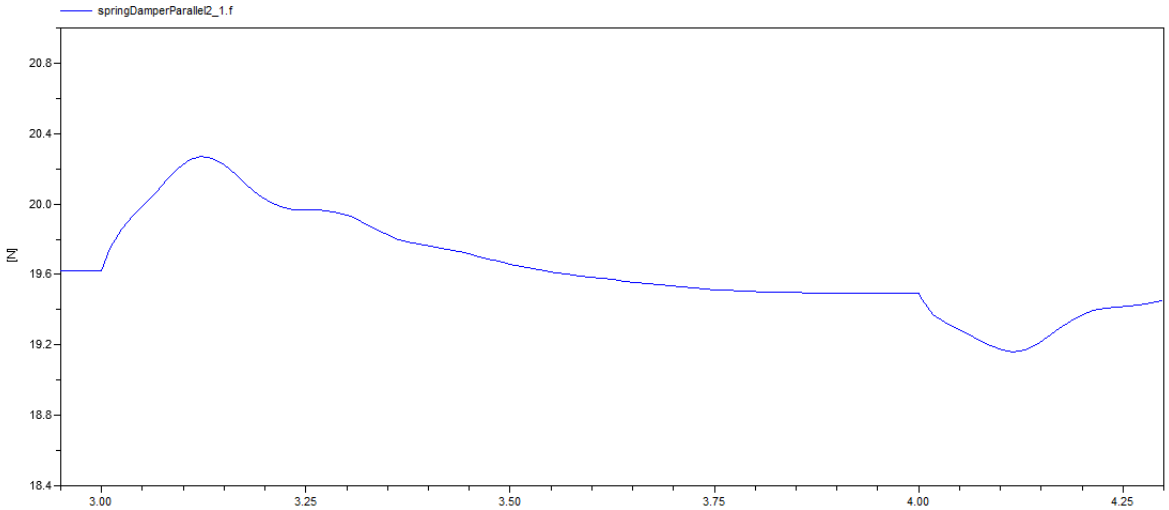
V zadání jsem se věnoval tomu, že bych rád provedl simulaci s 3D vizualizací modelu. Nakonec se tato část stala nejvíce problematickou a věnoval jsem jí nejvíce času. K zpracování jsem využil toolboxu MultiBody, který Dymola nabízí. Chvíli trvalo, než jsem vůbec pochopil, jak MultiBody pracuje a jak jsou jednotlivé komponenty definovány. Největší problém byl s napojením pružiny do série. Mezi komponentami v sérii nebyl žádný záchytný bod a to se Dymole nelíbilo. Z nějakého důvodu si nastavila vzdálenost mezi *a* a *b* konektorem vzdálenost 0. Což je nepovolená hodnota pro Damper. Proto je mezi komponenty dán prvek Body.



Obr 6: Vizualizace modelu Hillova svalu

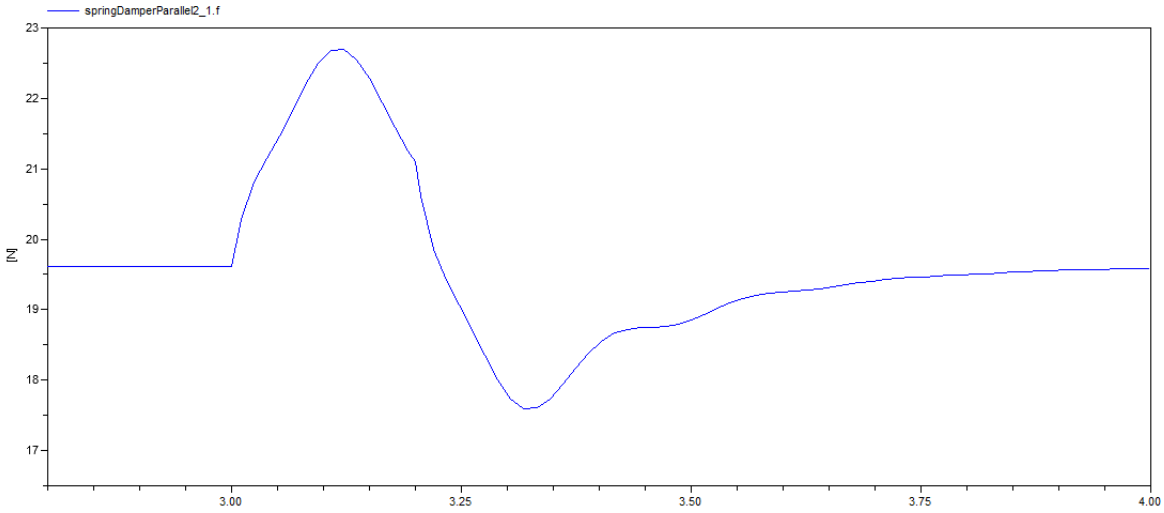
4.1.2.Simulace

Délka impulsu byla 1 sekunda se zátěží 1 kg.



Obr 7: Simulace – 1s, 1kg

Délka impulsu byla 0.2 sekunda se zátěží 1 kg.



Obr 8: Simulace – 0.2s, 1kg

4.2. Druhá část – aplikace na biceps

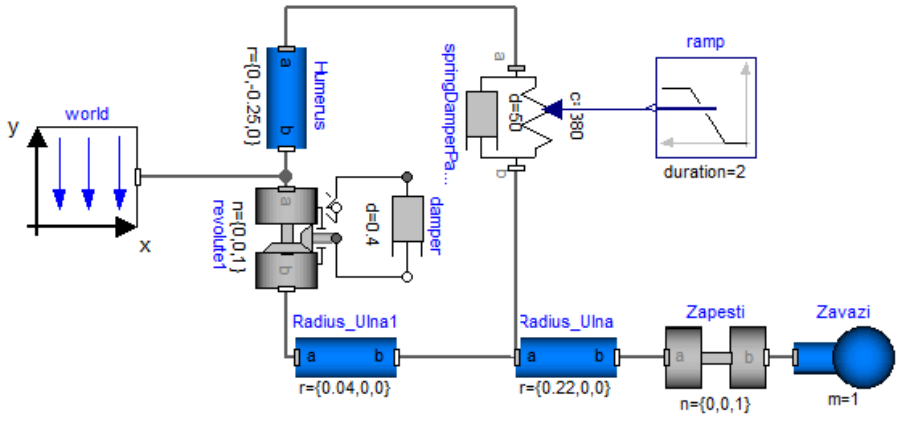
V druhé části semestrální práce jsem se věnoval implementaci modelu svalu z první části na situaci, kdy horní paže zvedá břemeno o nějaké hmotnosti. Zde bylo potřeba opravdu dobře prostudovat antropometrické a anatomické údaje a bylo třeba zhodnotit, které části modelu můžeme zjednodušit a aproximovat.

Konstrukce

Základní kostru tvoří kosti horní končetiny. Bral jsem v potaz pouze Humerus, Ulnu a Radius. Přičemž ulnu a radius jsem nahradil pouze jedním prvkem. Tím jsem dostal 2 segmenty, které jsem spojil kloubem, který se otáčí pouze kolem jedné osy (v našem případě kolem Z). Tím jsem vytvořil loket. Z pohledu mechaniky jsem dostal 2 tyče spojené kloubem.

Rozměry

V tuto chvíli mne zajímalo, jaké rozměry budou jednotlivé segmenty mít. Vycházel jsem ze studie Shana a Bohna [4], kteří se věnovali antropometrii. Spočítal jsem délky segmentů:
Humerus – 0.25m
Ulna/Radius – 0.22m



Obr 9: Schéma modelu horní paže

Zjednodušení

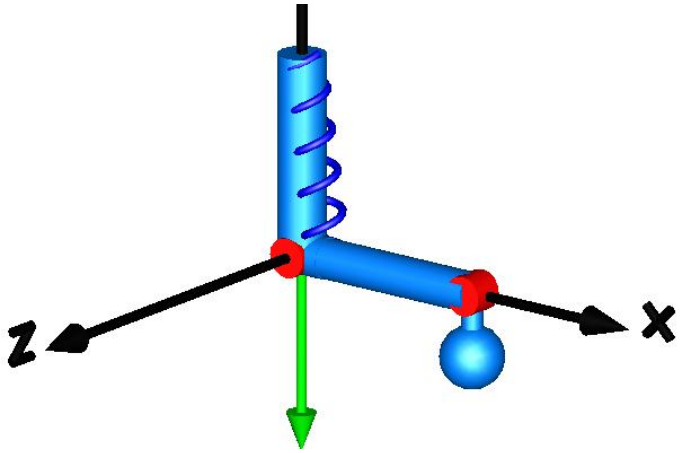
Vytvořil jsem zápěstí, abych eliminoval deviaci závaží a přiblížil se tak co nejblíže reálné situaci. Vynechal jsem sériovou část svalu (úpon). To z toho důvodu, že se s ním spatně počítalo, model vypisoval chyby a bylo obtížné odhadnout správné parametry. Tím jsem model zase o něco zjednodušil, ale přiblížil jsem se k funkční verzi modelu.

Tlumení v lokti - antagonista

Další prvek, o který jsem model doplnil je tlumič působící v lokti. Ten má za úkol modelovat antagonistu bicepsu, který se vlivem zkracování bicepsu natahuje a projevuje se jeho viskózní vlastnosti.

Hmotnost segmentů

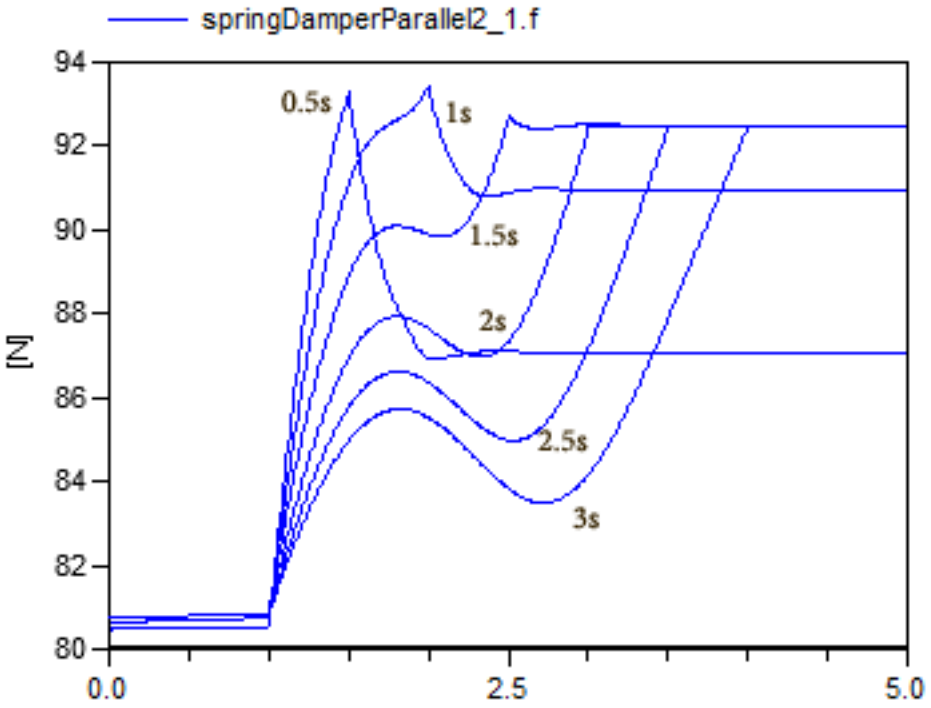
Také jsem vzal v úvahu hmotnost samotných segmentů. Zjistil jsem, že průměrný hustota těla je 985 kg/m^3, takže segmenty mají tuto hustotu a přibližně stejný objem jako reálné.



Obr 10: Vizualizace modelu horní paže

4.2.1. Simulace

Z grafu (Obr 11) je vidět jak se mění chování svalu při různých rychlostech kontrakce. Šlo by dále simulovat také pasivní a aktivní extenzi svalu, ale na tento pokus již nezbyl čas.



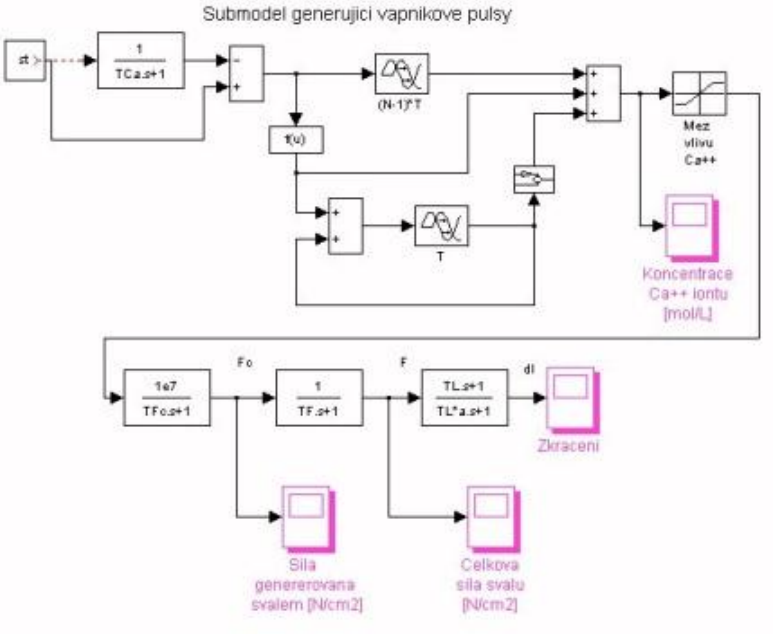
Obr 11: Chování svalu při různých rychlostech kontrakce

4.3. Třetí část – koncentrace Ca^{2+}

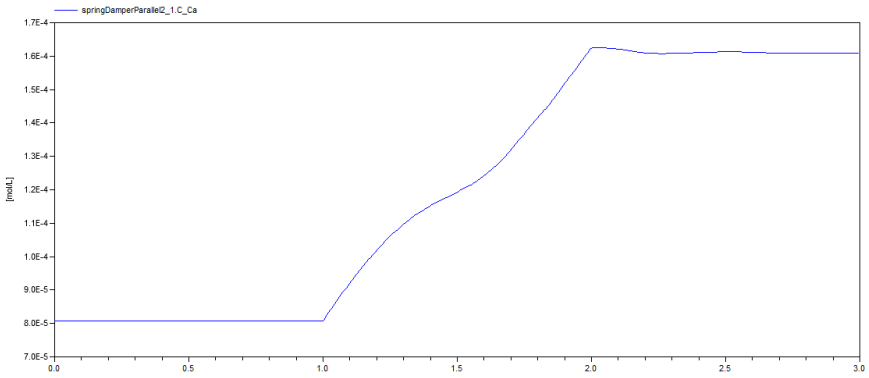
Poslední částí, které jsem se v semestrální práci věnoval, byl výpočet koncentrace kationtů vápníku ve svalu v závislosti na jeho kontrakci. Měl jsem pro inspiraci k dispozici simulinkový model z knihovny fyziologických modelů.

Nicméně se mi nepodařilo tento model spustit. Problém byl v tom, že nebylo možno nikterak nastavit vstupní parametry a tím neměl model žádná vstupní data. Podle všeho se jednalo o interní chybu, nebo nekompatibilitu s novou verzí Matlabu.

Musel jsem vypozorovat vztahy jen ze samotného modelu, což se na konec nebylo tak obtížně. To proto, že jsem postupoval obráceným způsobem, tzn. že jsem již znal sílu působící ve svalu a ta je pouze vynásobena konstantou 10e-7.



Obr 12: Simulinkový model kosterního svalu



Obr 13: Koncentrace Ca^{2+}

5. Závěr

Během semestrální práce jsem se v první řadě seznámil s knihovnou MultiBody, kterou Dymola nabízí. Nabízí mnohdy velice krkolomné, ale většinou přehledné řešení. Vyžaduje to zkušenost a trpělivost. Je třeba si vše vyzkoušet.
Podařilo se mi z velké části nasimulovat Hillův model svalu. A zkonstruovat model horní končetiny. Věrohodnost modelu by vyžadovala další analýzu.
Model obsahuje také výpočet koncentrace vápenatých iontů v závislosti na kontrakci svalu.

Pozn.: Dymola neumí zacházet se stupni. I když tam je taková možnost, i po zadání například 60deg nezískáme 60st. ale 60rad. Tudíž je třeba pracovat v radiánech a všech okolností.

6. Zdroje

[1] Přednášky - Biomechanika - Ing. Patrik Kutílek, PhD., ČVUT FBMI
[2] http://biomechanics.stanford.edu/me337/projects/werner02.pdf
[3] Computational Neurobiology of Reaching and Pointing, R Shadmehr, S P Wise
[4] SHAN Geonbing; BOHN Christiane. Anthropometrical data and coefficient of regression to gander and race. 1969. Elsevier, Oxford, ROYAUME-UNI