

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

ÚSTAV MECHANIKY, BIOMECHANIKY A MECHATRONIKY



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

STABILITA KOLENNÍHO KLOUBU – ROLE MĚKKÝCH STRUKTUR

Marie Proboštová

PRAHA 2021

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Proboštová** Jméno: **Marie** Osobní číslo: **484104**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**
Studijní obor: **bez oboru**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Stabilita kolenního kloubu - role měkkých struktur

Název bakalářské práce anglicky:

Hi joint stability - soft tissue role

Pokyny pro vypracování:

1. Anatomie kolenního kloubu
2. Principy stabilizace kolenního kloubu
3. Mechanický model funkce skřížených vazů
4. Mechanický model funkce menisků
5. Mechanika asymetrie kondylů

Seznam doporučené literatury:

Nordin, M, and V H Frankel, eds. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. Philadelphia: Lea & Fibiger, 1989.
Shenoy, R., P.S. S S Pastides, and D. Nathwani. "(Iii) Biomechanics of the Knee and TKR." Orthop. Trauma 27, no. 6 (December 2013): 364–71. <https://doi.org/10.1016/j.morth.2013.10.003>.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D., České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní

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

Datum zadání bakalářské práce: **12.04.2021**

Termín odevzdání bakalářské práce: **13.08.2021**

Platnost zadání bakalářské práce: _____

prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

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

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

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

Datum převzetí zadání

Podpis studentky

Anotační list

Jméno autora:	Marie Proboštová
Název bakalářské práce:	Stabilita kolenního kloubu – role měkkých struktur
Anglický název:	Hi joint stability – soft tissue role
Rok:	2021
Obor studia:	Bez oboru
Studijní program:	Teoretický základ strojního inženýrství
Vedoucí práce:	prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.
Bibliografické údaje:	počet stran 35 počet obrázků 18 počet tabulek 5 počet stran příloh 6
Klíčová slova:	Kolenní kloub, stabilita, měkké struktury, vazy, menisky, chrupavky
Keywords:	Knee joint, stability, soft tissue, ligaments, meniscus, cartilage
Abstrakt:	Tato práce se zabývá tvorbou matematického modelu kolenního kloubu, pomocí kterého by bylo možné dále zkoumat roli měkkých struktur nejkomplicovanějšího kloubu v lidském těle. V rámci této práce byl sestaven zjednodušený matematický model kolene prostřednictvím simulačního rozhraní Simulink. Z výsledků vyplývá, že největší vliv na stabilitu mají křížové vazy, menisky mají menší roli. Dále bylo zjištěno, že v plně funkčním kloubu mají boční vazy zanedbatelný vliv, avšak při poranění ostatních struktur jsou schopné převzít značnou část zatížení.
Abstract:	This thesis deals with the creation of a mathematical model of the knee joint, which could be used to further investigate the role of the soft tissue of the most complicated joint in the human body. In this thesis, a simplified mathematical model of the knee was built using the Simulink simulation interface. The results show that the cruciate ligaments have the greatest influence on joint stability, menisci have a smaller role. Furthermore, it was found that in the fully functional joint, the collateral ligaments have a negligible effect, but when other structures are injured, they take over a considerable part of a load.

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně, pouze s použitím uvedených zdrojů v bibliografii.

V Praze dne

.....

podpis

Poděkování:

Ráda bych především poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce prof. RNDr. Mateji Danielovi, Ph.D. za cenné rady, osvětlení problematiky kloubní kinematiky a poučné konzultace během psaní této práce. Dále bych chtěla poděkovat Bc. Vojtěchu Kopeckému za uvedení do problematiky simulací v prostředí Simulink.

Obsah

1	Úvod.....	5
2	Anatomie kolenního kloubu	6
2.1	Femur.....	6
2.2	Tibia.....	6
2.3	Patela.....	6
2.4	Menisky	7
2.5	Kloubní pouzdro	7
2.6	Vazy kolene	8
2.6.1	Kolaterální vazy kloubního pouzdra	8
2.6.2	Anteriorní vazy kloubního pouzdra.....	8
2.6.3	Posteriovní vazy kloubního pouzdra	8
2.6.4	Nitrokloubní vazy.....	8
2.7	Bursy	9
2.8	Svaly kolenního kloubu	9
2.8.1	Musculi femoris	9
2.8.2	Musculi coxae.....	10
2.8.3	Musculi cruris.....	10
3	Kinematika kolenního kloubu	11
3.1	Pohyby kolenního kloubu	11
3.2	Okamžitý střed otáčení	11
3.3	Rozsah pohybu	12
4	Pasivní mechanismy stabilizace kolene.....	13
4.1	Vazy.....	13
4.2	Menisky	14
5	Cíl práce.....	15
6	Mechanický model	16
7	Implementace modelu.....	19

7.1 Hlavní model.....	19
7.2 Kloub.....	20
7.3 Vazy.....	21
7.4 Menisky.....	22
8 Výběr metody řešení s analytickým ověřením.....	23
9 Výsledky	25
10 Diskuze.....	30
11 Závěr	31
12 Použité zdroje	32
13 Seznam obrázků.....	34
14 Seznam tabulek.....	35
Příloha A –Vliv měkkých struktur na posunutí středu otáčení femuru	

Seznam použitých zkratek a symbolů

ZKRATKA		VÝZNAM
ACL		Přední křížový vaz
F		Femur
M		Meniskus
MCL		Vnitřní postranní vaz
LCL		Vnější postranní vaz
PCL		Zadní křížový vaz
T		Tibie

SYMBOL	JEDNOTKA	VÝZNAM
α	$^{\circ}$	Úhel sklonu
b	Nm^{-2}	Tlumení
F, (F_x, F_y, F_z)	N	Síla ve vazu (její složky)
φ	rad	Úhel natočení
$\dot{\varphi}$	rads^{-1}	Úhlová rychlost
$\ddot{\varphi}$	rads^{-2}	Úhlové zrychlení
I	m^4	Moment setrvačnosti
k	Nm^{-1}	Tuhost
ξ	m	Změna délky
$\dot{\xi}$	ms^{-1}	Rychlost změny délky
l	m	Délka vazů
L	m	Šířka femuru
l_0	m	Volná délka vazů
m	kg	Hmotnost
M	Nm	Moment
μ	-	Koeficient tření
μ_a	-	Koeficient adhezního tření
r	m	Poloměr femuru
T	N	Třecí síla
x	m	Posunutí
\dot{x}	ms^{-1}	Rychlost
\ddot{x}	ms^{-2}	Zrychlení

1 Úvod

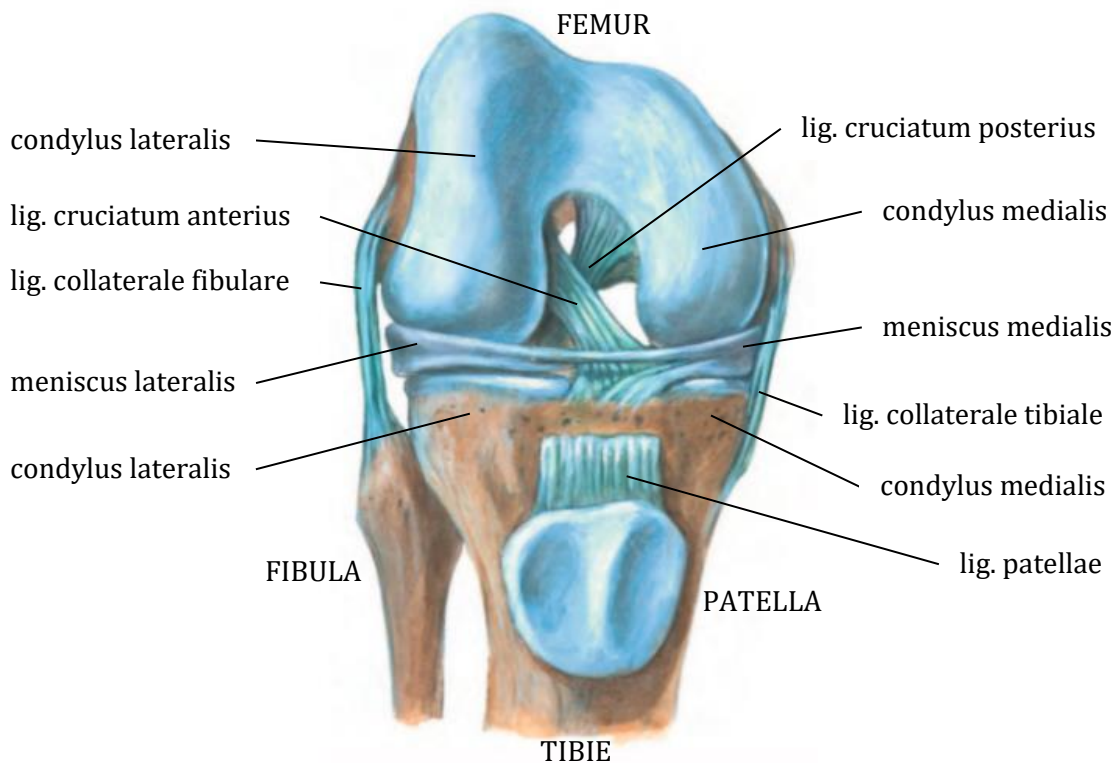
Kolenní kloub je největším a nejsložitějším kloubem v lidském těle [1]. Jeho složitost je především dána nutností kombinovat dvě opačné vlastnosti, mobilitu a stabilitu. Mobilitou je myšlen velký rozsah pohybu (aktivně až 140° flexe). Naopak stabilitou kloubu je schopnost udržet takové vzájemné postavení artikulujících kostí, aby nedošlo k překročení mezního stavu, tedy k takové poloze, ve které kloub již dále není schopen plnit svoji funkci. Vzhledem k tomu, že kolenní kloub nese během některých pohybů zatížení odpovídající několikanásobku váhy těla (při chůzi po rovině čtyřnásobek, z kopce osminásobek dle [2]) musí stabilizující struktury odolávat velkým silám.

Obecně lze stabilizující struktury rozdělit na dvě skupiny, aktivní a pasivní stabilizátory. Aktivními stabilizátory jsou svaly, jež fungují jako aktuátory sil. Oproti tomu měkké struktury jako jsou vazy, menisky, chrupavky a kloubní pouzdro nemohou aktivně ovlivnit velikost vyvozované síly. Vzhledem k množství měkkých struktur účastnících se pohybu v kolenním kloubu, jejich komplikovaným strukturám a umístění není snadné určit, jak velký vliv mají jednotlivé měkké struktury na stabilitu kloubu, které jsou postradatelné a které ne.

Měkké struktury kolenního kloubu bývají často poraněny důsledkem přílišného zatížení. Pokud bude lépe osvětlena problematika stability kolenního kloubu, bude možné zlepšit péči o pacienty s poraněním kolenního kloubu, např. vhodnějším zhodnocením, zda je potřebná rekonstrukce poraněného předního křížového vazy, nebo ne. Dále tyto znalosti mohou přispět k dalšímu vývoji kloubních náhrad.

2 Anatomie kolenního kloubu

Kolenní kloub (Obr. 1) je největším kloubem v lidském těle a je tvořen interakcí femuru, tibie a pately [3, 4].



Obr. 1 Kolenní kloub [3]

2.1 Femur

Distální konec stehenní kosti (Obr. 1) je tvořen dvěma kondyly (kloubní výběžky). Mediální kondyl je větší a laterální menší. Na anteriorní straně jsou kondyly spojeny a vytváří kontaktní plochu pro styk s patelou. [4]

2.2 Tibia

Tibia je kratší než femur a má kontaktní plochy na proximálním konci (Obr. 1). Mediální kondyl má oválný tvar a je konvexní, oproti tomu laterální kondyl je kruhový a poměrně rovinný. [4]

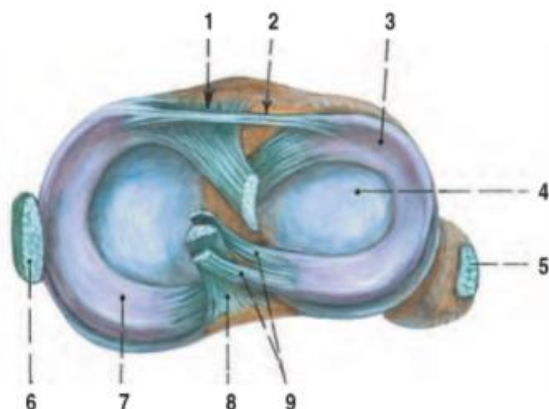
2.3 Patela

Češka má trojúhelníkovitý tvar, na posteriorní straně je obalena tlustou chrupavkou (5–8 mm), která slouží ke styku s femurem. K tibií je přední strana připojena pomocí ligamentum patellae (Obr. 1), jež je pokračováním šlachy m. quadriceps femoris. [4]

2.4 Menisky

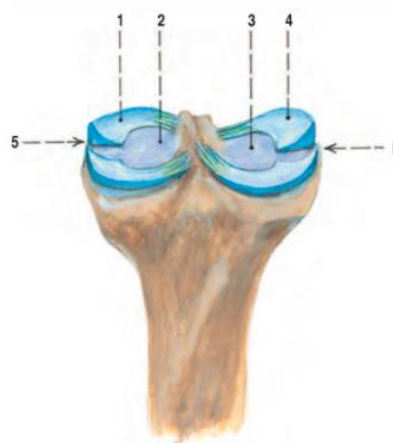
Kondyly femuru se jen minimálně dotýkají tibie, většinu kloubní plochy vytvářejí menisky. Jejich struktura je po obvodu tvořena hustým vazivem, směrem do středu se mění ve vazivovou chrupavku. Slouží převážně k vytvoření kloubní jamky, zvyšují rozsah pohybu kloubu, absorbují rázy a usměrňují pohyb synoviální tekutiny v kloubním pouzdru. [3, 4]

Meniscus medialis má oválný tvar (Obr. 2, Obr. 3). Ve střední části je k němu připojen mediální postranní vaz, který snižuje jeho pohyblivost. [4]



Obr. 2 Menisky a vazy kolenního kloubu [3]

- 1 – *lig. cruciatum anterius*
- 2 – *lig. transversum genu*
- 3 – *meniscus lateralis*
- 4 – *laterální kloubní plocha na tibii*
- 5 – *lig. collaterale fibulare*
- 6 – *lig. collaterale tibiale*
- 7 – *meniscus medialis*
- 8 – *lig. cruciatum posterius*
- 9 – *lig. meniscofemorale posterius a lig. meniscofemorale anterius*



Obr. 3 Tvar menisků [3]

- 1 – *meniscus medialis*
- 2 – *kloubní plocha mediálním kondylu tibie*
- 3 – *kloubní plocha laterálním kondylu tibie*
- 4 – *meniscus lateralis*
- 5 – *řez meniskem*

Oproti tomu má *meniscus lateralis* téměř kruhový tvar a je více pohyblivý, protože je připojen pouze svými konci k interkondylárním plochám [4].

2.5 Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro je složeno ze dvou vrstev s naprosto odlišnou funkcí a strukturou. Fibrózní membrána slouží k zajištění stability a pohyblivosti kloubu, je složena převážně z kolagenních vláken. Kloubní dutina je vystlaná synoviální membránou, která produkuje synoviální tekutinu. Synoviální tekutina vyživuje menisky a udržuje jejich pružnost, také slouží k lubrikaci kloubních ploch. [4]

2.6 Vazy kolene

V kolenním kloubu slouží vazy ke stabilizaci a k zesílení jeho pouzdra. Můžeme je rozdělit na vazy kloubního pouzdra a nitrokloubní vazy [4]

2.6.1 Kolaterální vazy kloubního pouzdra

Mezi tyto vazy patří ligamentum collaterale tibiale a ligamentum collaterale fibulare. Na femuru jsou oba postranní vazy upnuty k příslušnému epikondylu (Obr. 1). Lig. collaterale tibiale končí asi 6-9 cm pod hranicí kloubní dutiny na mediální straně tibie, naopak lig. collaterale fibulare je veden po laterální straně a upíná se k fibule asi 1 cm od jejího vrcholu. Mediální vaz je široký a plochý a je spojen s vnitřním meniskem, zatímco laterální vaz má téměř kruhový průřez. Oba vazy jsou maximálně napjaté při extenzi, a tudíž v této konfiguraci stabilizují koleno. [3, 4]

2.6.2 Anteriorní vazy kloubního pouzdra

Na anteriorní straně kolenního kloubu je umístěn ligamentum patellae (Obr. 1), spojující tibií s patelou, který spolu s patelou slouží ke zvětšení velikosti momentu síly vyvozanému čtyřhlavým svalem. [4]

Retinacula patellae jsou vazy upnuté ke stranám m. quadriceps femoris a k tibií [3].

2.6.3 Posteriovní vazy kloubního pouzdra

Ligamentum popliteum obliquum je umístěn na zadní straně kolenního kloubu, směřuje laterálně vzhůru. Jedná se o část šlachy musculus semimembranosus. [3]

Ligamentum popliteum arcuatum spojuje fibulu s musculus popliteus a musculus gastrocnemius [3].

2.6.4 Nitrokloubní vazy

Přední křížový vaz (ligamentum cruciatum anterius) spojuje vnitřní stranu laterálního kondylu a přední interkondylární plochu tibie. Zadní křížový vaz (ligamentum cruciatum posterius) je veden od vnitřní plochy laterálního kondylu k zadní interkondylární ploše tibie. Upnutí těchto vazů je zobrazeno na Obr. 1 a Obr. 2. [3]

Zkřížené vazy se při flexi kolene napínají, tím zpevňují koleno a zároveň způsobují podkluzování kondyl femuru [4].

Ligamentum transversum (Obr. 2) genus na anteriorní straně spojuje oba menisky [3].

Ligamentum meniscofemorale (Obr. 2) jde od zadního konce laterálního menisku, rozděluje se a obepíná obě strany posteriovního zkříženého vazů, následně pokračuje až k vnitřní straně mediálního kondylu femuru [3].

2.7 Bursy

K ochraně šlach a svalů před mechanickým poškozením vlivem tření s kostmi a chrupavkami slouží bursae synovialis, váčkovité útvary naplněné serózní tekutinou [4].

2.8 Svaly kolenního kloubu

Kolenní kloub ovlivňují svaly stehna a bérce. V Tab. 1 jsou uvedeny funkce svalů.

Tab. 1 Funkce svalů [3]

Pohyb:	Hlavní svaly:	Pomocné svaly:
Flexe	m. biceps femoris m. semitendinosus m. semimembranosus	m. gracilis m. sartorius m. gastrocnemius m. popliteus
Extenze	m. quadriceps femoris	m. tensor fasciae latae a m. gluteus maximus tahem za tractus iliotibialis
Zevní rotace (jen ve flexi)	m. biceps femoris m. tensor fasciae latae	
Vnitřní rotace (jen ve flexi)	m. semitendinosus m. semimembranosus	m. sartorius m. gracilis m. popliteus

2.8.1 Musculi femoris

2.8.1.1 Musculus quadriceps femoris

Čtyřhlavý sval stehenní leží na ventrální straně stehna. Jeho hlavní funkcí je extenze kolenního kloubu, má značný vliv na velikost reakce v kloubních plochách tibiofemorálního kloubu, což se nejzřetelněji projevuje během střední části stojné fáze během cyklu chůze. Dále je značně důležitý pro vzpřímený postoj a při zdvihání se ze sedu do stoje. [3, 1]

Sval se rozděluje do čtyř hlav. Musculus rectus femoris leží na povrchu přední strany stehna, jeho šlacha srůstá s patelou a dále pokračuje jako lig. patellae až k tuberositas tibiae. Bočně ke šlaše m. rectus femoris se připojují šlachy m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Musculus vastus intermedialis leží pod m. rectus femoris. [3, 5]

2.8.1.2 Musculus santoris

Ve spirále obíhá stehno, začíná na laterální straně, postupuje ventrálně dolů k mediálnímu epikondylu femuru, který obchází zezadu. Šlacha se připevňuje k tuberositas tibiae a pes anserinus. Při kontrakci svalu dochází k flektování kolenního kloubu a k vnitřní rotaci holenní kosti vůči stehenní. [3, 5]

2.8.1.3 Musculus gracilis a m. semitendinosus

Štíhlé dlouhé svaly mající stejnou funkci (vnitřní rotace holeně jen při flexi kolene) a stejný dorsální úpon jako m. santorius [5].

2.8.1.4 Musculus semimembranosus

Sval je umístěn na posteriorní straně stehna pod m. semitendinosus, jeho šlacha se rozděluje do tří částí. Mediální je upnut k mediální kondyle tibie, střední část jde k posteriorní straně tibie a laterální k posteriorní straně kloubního pouzdra jako lig. popliteum obliquum. Musculus semimembranosus flektuje kolenní kloub a vnitřně stáčí bérec. [3, 5]

2.8.1.5 Musculus biceps femoris

Dvojhlavý sval stehenní je v proximální části rozdělen na dvě hlavy, caput longum a caput breve. Obě hlavy se spojují ve společné břicho. Šlacha na distálním konci obíhá posteriorně vnější epikondyl femuru a upíná se k fibule. Sval pomáhá při flexi kolene, dále zevně rotuje tibí. [5]

2.8.2 Musculi coxae

Svaly kyčelního kloubu se pohybů kolenního kloubu účastní jen minimálně. M. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae pomáhají udržovat koleno v extenzi pomocí tractus iliotibialis [3].

2.8.3 Musculi cruris

2.8.3.1 Musculus triceps surae

Hlavy m. gastrocnemius (caput mediale a caput laterale) jsou připojené posteriorně nad kondyly k femuru, m. soleus začíná na proximální části fibuly a tibie. Distálně všechny části m. triceps surae přecházejí ve šlachy, které se spojují a vytvářejí Achillovu šlachu. Trojhlavý sval lýtkový se účastní flexe kolene, pokud je noha fixovaná táhne femur i tibií posteriorně. [5]

2.8.3.2 Musculus popliteus

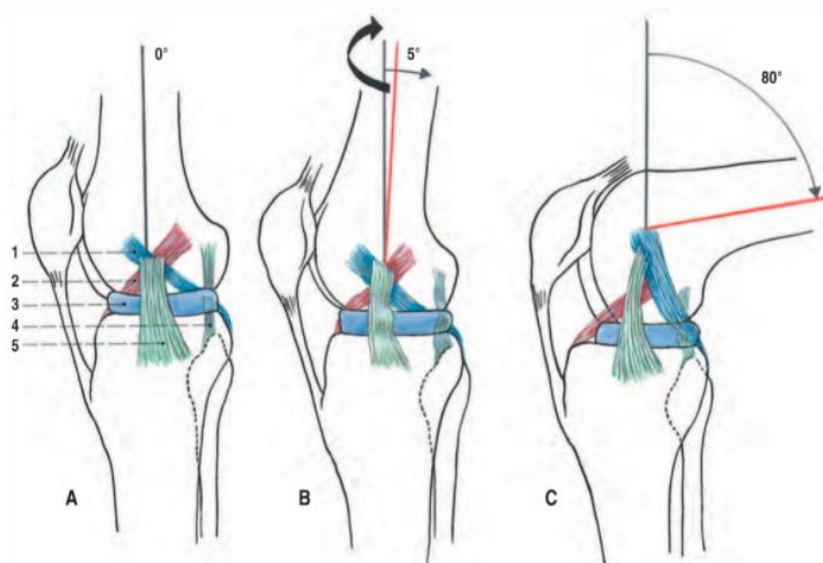
Proximální strana se upíná k laterálnímu kondylu femuru, distálně pokračuje po kaudální straně k zadní ploše tibie. Kontrakcí flektuje kolenní kloub a stáčí tibií dovnitř. [5]

3 Kinematika kolenního kloubu

3.1 Pohyby kolenního kloubu

V plné extenzi je kolenní kloub tzv. uzamknut, postranní a křížové vazy jsou napnuty, femur je tlačěn do tibie a menisků. Během následujících 5° flexe dojde k „odemknutí“ kloubu, femur rotuje vně okolo osy procházející hlavou femuru a laterálním kondylem. Tímto pohybem se sníží napětí v lig. cruciatum anterius a kolaterálních vazech (Obr. 4). [3]

Při další flexi se femur odvaluje a podkluzuje, zároveň se vytáčí vně. K podkluzu dochází změnou geometrie a zvýšením tažné síly především v předním křížovém vazu jeho natažením, během opačného pohybu femur podkluzuje díky zadnímu křížovému vazu. [1]



Obr. 4 Postavení vazů během flexe; A – extenze; B – 5° flexe (odemýkání kolene); C – 80° flexe [3]

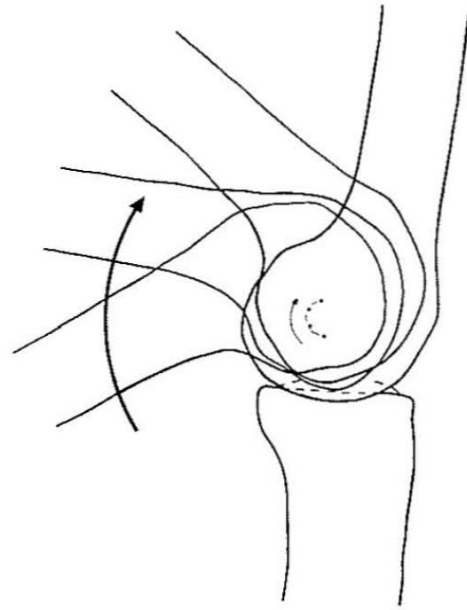
1 – lig. cruciatum posterius, 2 – lig. cruciatum anterius, 3 – meniskus, 4 – lig. collaterale fibulare, 5 – lig. collaterale tibiale

3.2 Okamžitý střed otáčení

Geometrické uspořádání distálního konce femuru způsobuje nekonstantní centrum rotace (bod s nulovou rychlostí) během pohybu. [1]

Pro určení okamžitého středu otáčení lze použít rentgenové snímky zaznamenávající postavení kostí během pohybu v sagitální rovině. Pokud budou na dvou po sobě jdoucích snímcích vyznačeny dva snadno identifikovatelné body (dle Obr. 5 vlevo), lze určit směr pohybu těchto bodů. Centrem rotace je průsečík kolmic vedených ze středů spojnice bodů značících směr pohybu. Tato metoda je vhodná pouze pokud nedochází k pohybu v ostatních rovinách nebo je pohyb zanedbatelný (maximálně 15° v ostatních rovinách). Tento nedostatek lze odstranit snímky z více směrů. Normální zdravé koleno má půlkruhový průběh polohy centra rotace (Obr. 5 vpravo). [1]

Střed rotace, který neleží na aktuálním kontaktním bodě ukazuje, že dochází k podkluzu. Vynesení kolmice v kontaktním bodě na přímkou spojující tento bod a příslušné centrum rotace lze určit směr pohybu kontaktního bodu. [1]



Obr. 5 Okazítý střed rotace femuru: vlevo – metoda určování; vpravo – průběh polohy okamžitého centra rotace [1]

3.3 Rozsah pohybu

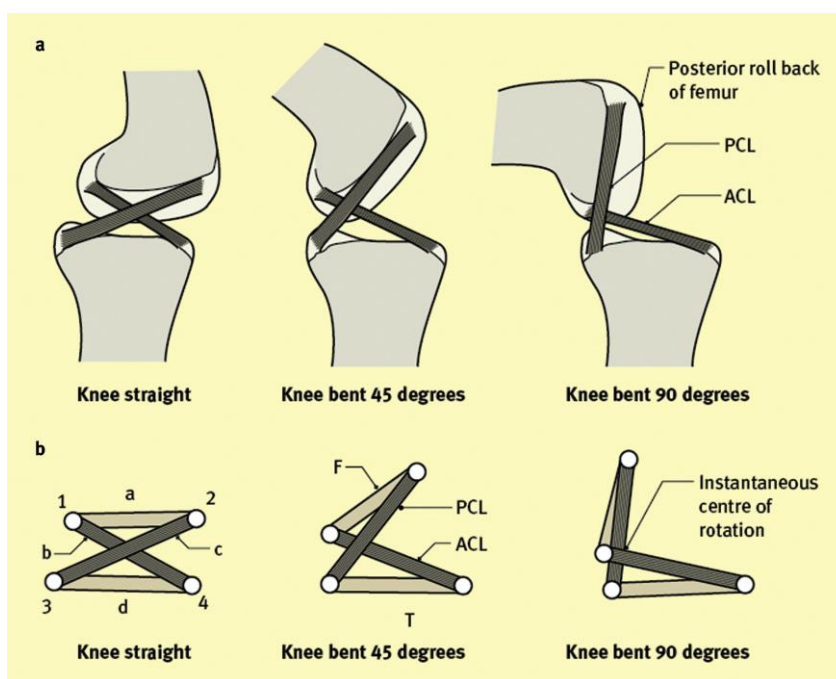
Pohyb tibiofemorálního kloubu probíhá ve všech rovinách (sagitální, frontální i transverzální), nepatrnější je však pohyb v sagitální rovině, kde natočení femuru vůči tibii může dosáhnout až 140°. Dalších 20° flexe lze dosáhnout pouze pasivně, stlačením svalové hmoty vahou těla (např. při dřepu) [3]. V transverzální rovině dosahuje femur největšího rozsahu natočení při 90° flexe, a to až 45° externí rotace a až 30° interní. [1]

4 Pasivní mechanismy stabilizace kolene

Stabilitu kolenního kloubu pasivně ovlivňují především vazy, menisky, geometrie kostí kloubního spojení a kloubní pouzdro. Aktivně na stabilitu pak působí svaly jakožto aktuátory sil, nicméně zkoumání jejich funkce není předmětem této práce. Každý ze stabilizátorů má více funkcí, proto nelze bez značného zjednodušení připsat každému z nich hlavní funkci.

4.1 Vazy

Fuss ve své studii [6] zkoumal na 22 kadaverických vzorcích anatomii a funkci křížových vazů. K získání dat použil kombinaci pitvy a rentgenových snímků. Zaměřil se především na popsání oblastí, ve kterých jsou ACL a PCL upnuty, následně rozdělil vazy na svazky a přesně popsal jejich umístění v celkové struktuře. Dále se zabýval průběhem natažení jednotlivých svazků během flexe. Z jeho práce vyplývá, že oba vazy obsahují svazek vláken (vodící), který během pohybu nemění svou délku. Tyto vlákna jsou tvořena především kolagenem, a tudíž mají velmi malý modul pružnosti, ostatní svazky svou tuhostí zabraňují poranění vodících svazků. Z této vlastnosti křížových vazů plyne, že si lze funkci křížových vazů představit jako kloubový mechanismus, tedy čtyřčlen (femur, tibie, ACL, PCL podle Obr. 6). V neposlední řadě z této práce vyplývá, že ACL je nejvíce napjatý v plné flexi, oproti tomu PCL v plné extenzi.



Obr. 6 Kloubový mechanismus představující funkci křížových vazů [2]

Kurosawa a kol. v [7] zpracovali průběh prodloužení křížových vazů tří kadaverických kolen pomocí tenzometrických trubiček implantovaných do vzorků. Z jejich výsledků vyplývá, že anteriorní svazky ACL jsou nejkratší ve 30° flexe, následně se prodlužují až do svého maxima. Zadní svazky ACL se podobně jako přední do 30° flexe zkracují, ale na rozdíl od

předních je jejich zkrácení až dvojnásobné. Následně zůstávají zadní svazky téměř stejně zkrácené. Anteriorní část PCL se do 50° flexe protahuje, následně se zkracuje asi na polovinu maximální délky. Zadní svazky se chovají přibližně opačně, až do 70° flexe se zkracují. Výsledky této studie odpovídají Fussově analýze funkce křížových vazů [6].

Nahrazením funkce ACL, jakožto omezovače anteriorního posunutí tibie, pokud je tento vaz poraněn, se zabývali Kanamori a kol. v [8] na osmi kadaverických vzorcích za účasti manipulátoru měřícího síly a posutí. Tato práce uvedla, že zatížení v MCL se vlivem zranění předního křížového vazů zvýší na 120 až 177 %, posterolaterální struktury (LCL, šlacha m. popliteus a popliteofibulární vaz) jsou zatíženy o 123 % více než v kolenu se zdravým ACL.

V [9] se Harfe a kol. zaměřili na prodloužení bočních vazů v průběhu flexe s různými nastaveními varus-valgus úhlu, vnitřní-vnější tibiální rotace a působení čtyřhlavého svalu a hamstringů. Tato měření byla provedena na 12 kadaverických vzorcích, poloha byla měřena pomocí indukčnostního snímače. Z jejich dat vyplývá, že napětí v MCL roste spolu s extenzí, dále v něm napětí roste spolu s valgusovým úhlem a externí rotací femuru. LCL je opět nejvíce napjat v plné extenzi, reakce na tibiální rotaci nebyla mezi různými vzorky (z různých mrtvol) stejná, avšak mezi vzorky ze stejného subjektu byla značná podobnost.

Grood a kol. se v [10] zabývali jakou mírou přispívají měkké struktury k omezení mediální a laterální volnosti během flexe. Postupným odstraňováním měkkých struktur byla zjišťována změna omezujících momentů na 16 kadaverických vzorcích. Podle této studie se nejvíce účastní celkového momentu zabraňujícího mediálnímu otevření MCL (57,4 % v 5° flexe, 78,2 % v 25° flexe), dále pak křížové vazy (14,8 % v 5° flexe, 13,4 % v 25° flexe) a kloubní pouzdro (25,2 % v 5° flexe, 7,6 % v 25° flexe). Laterálnímu otevření zamezuje LCL (54,8 % v 5° flexe, 69,2 % v 25° flexe), křížové vazy (22,2 % v 5° flexe, 12,3 % v 25° flexe), kloubní kapsle (17,2 % v 5° flexe, 8,8 % v 25° flexe).

4.2 Menisky

Důležitou strukturou pro zajištění stability kolene jsou menisky mezi jejich hlavní funkce patří zvýšení konkávnosti tibiální kloubní plochy, rozložení zatížení do větší plochy, snížení tření a absorbování rázu. Z pohledu stability omezují nadměrný anteriorní pohyb femuru, čím zvyšují možný rozsah flexe. Také usměrňují rotaci v transverzální rovině vzhledem k tomu, že laterální meniskus je více pohyblivý než mediální. [1, 11]

Thompson a kol. v [12] se zaměřili na pohyby menisků u pěti kadaverických vzorků. Zkoumali je pomocí 3D modelů získaných magnetickou rezonancí. V obou směrech jsou pohyblivější anteriorní hrany menisků než posteriorní hrany. Během flexe se mediální meniskus pohybuje o 5,1 mm, laterální o 11,2 mm.

5 Cíl práce

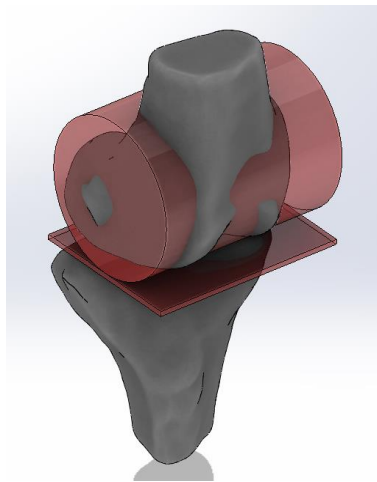
Vzhledem ke značné složitosti struktury kolenního kloubu a k tomu, že není známa žádná studie, která by řešila vliv současného působení měkkých struktur na stabilitu kolenního kloubu je cílem této práce co nejvíce osvětlit tuto problematiku. V minulosti se výzkum zabýval změnou stability při poraněních především předního křížového vazy, jenž je nejčastěji poraněnou strukturou v kolenním kloubu, popř. zkoumal vliv odstranění některého z pasivních stabilizátorů. Úkolem této práce bude vytvořit matematický model kolenního kloubu a prozkoumat podíl měkkých struktur na výsledné stabilitě kloubu.

6 Mechanický model

Zjednodušením reálného modelu je model mechanický, který popisuje inženýrský problém ve zjednodušeném idealizovaném stavu, ale v dostatečné přesnosti tak, aby bylo možné danou problematiku vyřešit. Je vhodné nejdříve specifikovat reálný systém, definovat vliv okolí (vstup) a cíl zkoumání (výstup). Následuje zidealizování, sloučení, popř. úplné zanedbání jednotlivých částí reálného systému. Nakonec je potřeba zhodnotit, zda nebylo provedeno přílišné zjednodušení a mechanický model dostatečně odpovídá reálnému problému. [13]

Pro naše zkoumání byl jako vstup do modelu považován průběh flexe kolenního kloubu způsobený působením svalů. Výstupem tohoto modelu pak byla stabilita kloubu určená pouze jako posunutí femuru vůči tibií v anteriorně-posteriorním směru.

3D modely kostí (femuru, tibiie a pately) byly získány softwarem Slicer za pomoci snímků z projektu Visible Female Project. Později bylo zjištěno, že matematická simulace kontaktu takto složitých ploch je sice teoreticky možná, ale naráží na dostupné výpočetní prostředky. Proto bylo přikročeno ke zjednodušení geometrie kontaktních ploch (Obr. 7), kde femur je modelován jako válec o průměru 30 mm a délce 40 mm. Rovinná plocha je použita pro nahrazení tibiie. Vzhledem k tomu, že cílem práce je posoudit vliv měkkých struktur, byl vliv pately úplně zanedbán. Chrupavky nebyly modelovány jako další tělesa, pouze byly zohledněny vhodnou úpravou velikosti tuhosti, tlumení a tribologických vlastností kontaktu mezi femurem a tibií.



Obr. 7 3D model kostí s výsledným zjednodušením

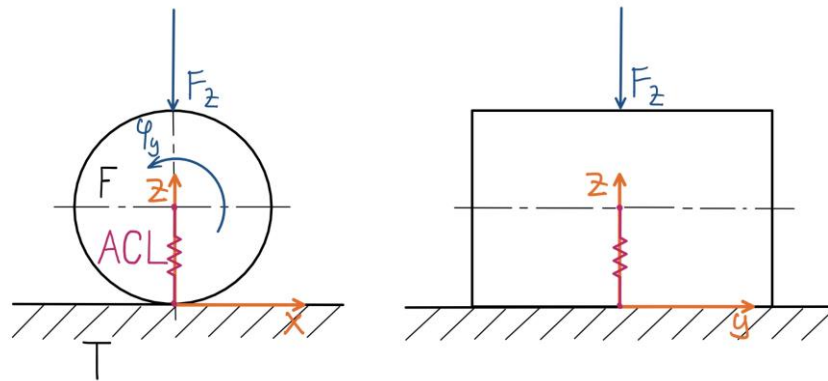
Z pohledu mechaniky se vazy chovají jako viskoelastický materiál a je možné je modelovat jako paralelní zapojení pružiny s tlumičem [14]. Vazy přenášejí tahové síly, při uvolnění se chovají téměř jako lano, tedy nepřenášejí tlakové síly. Tyto vlastnosti jsou definovány rovnicemi (1) a (2).

$$l > l_0 \quad F = -k \cdot \xi - b \cdot \dot{\xi} \quad (1)$$

$$l \leq l_0 \quad F = 0 \quad (2)$$

V modelu bylo zanedbáno vzájemné obtočení křížových vazů, byla tedy velmi zjednodušená jejich funkce a nutnost vzájemného působení. Dále bylo předpokládáno, že křížové vazy jsou na jedné straně upnuty do středu válce femuru a na druhé šikmo přímo vpřed a vzad do tibie, boční vazy jsou upnuty do středů podstav válce femuru a mírně šikmo vně do tibie. Vazy mají komplikovanou vláknovitou strukturu, která by se dala definovat postupným zvyšováním tuhosti během zatěžování [6], tato vlastnost byla v mechanickém modelu zanedbána.

Menisky mají v příčném řezu podle Obr. 3 přibližně trojúhelníkový průřez s úhlem stoupání 20°. Vzhledem k řešení úlohy pouze v anteriorně-posteriorním směru a modelování femuru jako válce byly menisky modelovány pouze jako trojboký hranol. Dotyk mezi femurem a menisky byl řešen obdobně jako u dotyku s tibíí.



Obr. 8 Model s jedním křížovým vazem

Celkový mechanický model je zobrazen na Obr. 15. Dalším krokem při řešení inženýrského problému je sestavení a vyřešení matematického modelu (soubor rovnic popisující mechanický model). Matematický model pro odvalování femuru po tibii s jedním křížovým vazem se zanedbáním tlumení na Obr. 8 je popsán pohybovými rovnicemi (3), (4) a (5). Do těchto rovnic vstupují složky síly vyjádřené v rovnicích (6) a (7), z nich je patrné, že výsledná rovnice popisující pohyb modelu je nelineární diferenciální rovnice druhého řádu. Tato nelinearita znamená nemožnost analytického řešení, popř. obtížné řešení modelu.

$$m \cdot \ddot{x} = m \cdot r \cdot \ddot{\varphi} = T - F_x \quad (3)$$

$$m \cdot \ddot{z} = 0 = N - G - F_z \quad (4)$$

$$I \cdot \ddot{\varphi} = M - T \cdot r \quad (5)$$

$$F_x = F \frac{r \cdot \varphi}{l} = k \cdot (l - l_0) \cdot \frac{r \cdot \varphi}{l} = \frac{k \cdot (\sqrt{(r \cdot \varphi)^2 + r^2} - l_0) \cdot r \cdot \varphi}{\sqrt{(r \cdot \varphi)^2 + r^2}} \quad (6)$$

$$F_z = F \frac{r}{l} = k \cdot (l - l_0) \cdot \frac{r}{l} = \frac{k \cdot (\sqrt{(r \cdot \varphi)^2 + r^2} - l_0) \cdot r}{\sqrt{(r \cdot \varphi)^2 + r^2}} \quad (7)$$

7 Implementace modelu

Jak bylo uvedeno v předchozí kapitole, analytické řešení daného matematického modelu není obecně možné, z tohoto důvodu bude model řešen numericky ve výpočetním programu MATLAB a jeho rozšíření Simulink.

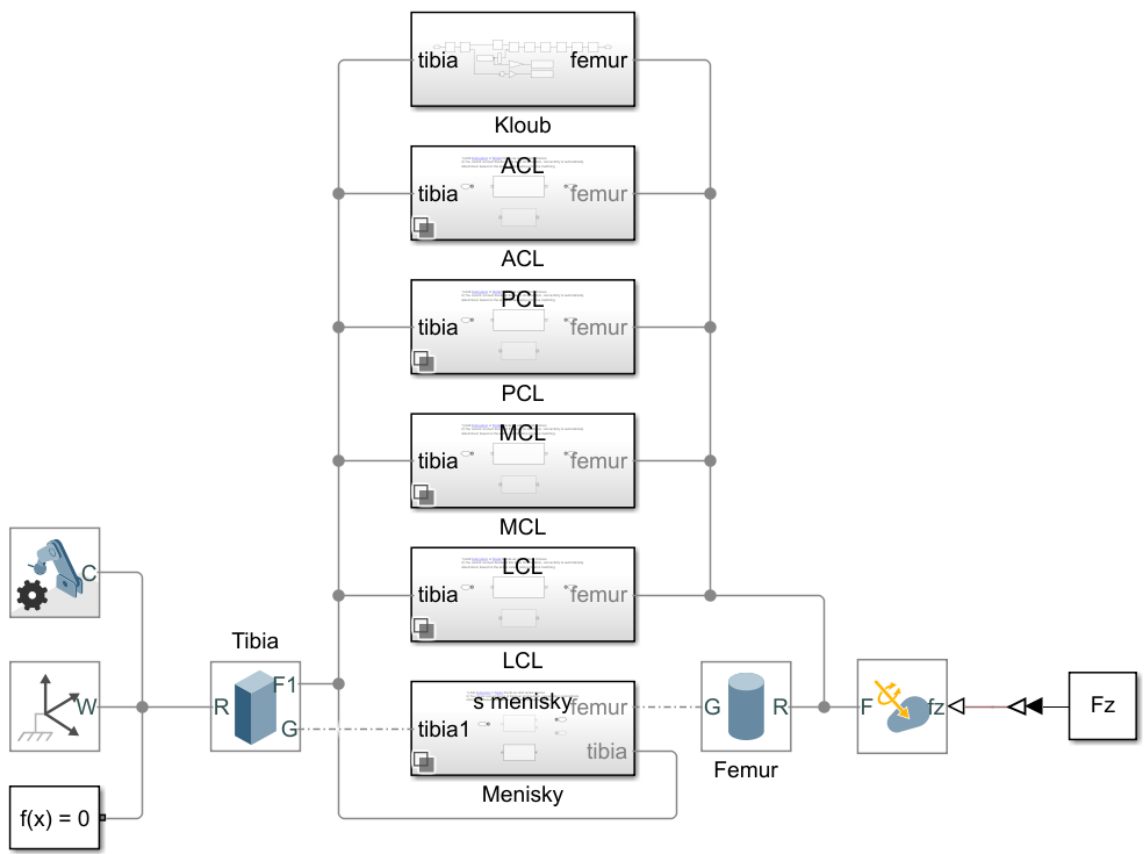
MATLAB je programovací prostředí sloužící k numerickým výpočtům, analýze dat a k vývoji a tvorbě algoritmů, modelů a aplikací. Je založený na programování polí podobně jako např. Fortran 90 a GNU Octave. Simulink rozšiřuje funkčnost MATLABu o modelování, simulaci a analýzu dynamických systémů za pomoci blokových schémat. Toto rozšíření bývá často používáno v automatickém řízení pro testování systému před reálnou implementací, avšak s rozšiřováním knihoven se nabízí i mnoho dalších využití jako jsou simulace částí automobilů, proudění tekutin, elektrické obvody, mechanismy a mnoho dalších. MATLAB a Simulink jsou propojené, čehož lze s velkou výhodou využít, lze například použít v Simulinku data uložená ve Workspacu MATLABu, nebo naopak ukládat data ze Simulinku do Workspacu, dále je možné vytvářet bloky obsahující funkce MATLABu. V neposlední řadě je možné z MATLABU ovládat, a dokonce i vytvářet modely Simulinku bez využití grafického rozhraní blokových schémat. [15]

Rozšíření knihoven Simulinku Simscape Multibody obsahuje bloky pro vytváření těles, mechanických vazeb a zatěžujících sil a momentů. Především tato knihovna bude využita pro sestavení navrženého mechanického modelu. Bloky z různých knihoven nemusejí mít nutně stejný druh signálu a nelze je tedy většinou propojovat, avšak některé signály lze převést pomocí převodníků, např. základní Simulinkový a fyzikální signál (některé bloky z knihoven Simscape). [15]

Simulink umí řešit dotek více těles, dokonce i těles, které nemají některý ze základních tvarů (kvádr, koule válec apod.) a jsou vytvořeny pomocí některého z CAD programů (SolidWorks, CATIA, NX, ...). Vzájemný pohyb dvou dotýkajících se těles je značně komplikovaná problematika v případech, kdy nedochází k plynulé změně místa doteku. Takovým případem mohou být tělesa, jejichž povrch není totožný s konvexní obálkou tělesa, aby Simulink předešel řešení takové úlohy u importovaných těles, vždy u nich využívá konvexní obálku. Toto je další důvod, proč byla geometrie artikulujících zjednodušena na rovinnou plochu a válec. [15]

7.1 Hlavní model

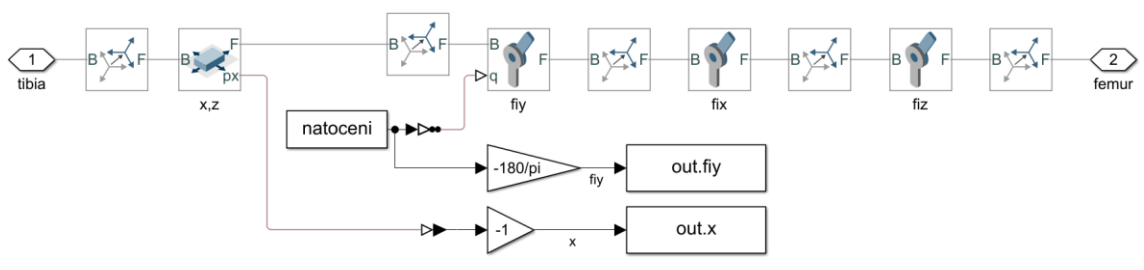
Celý model mechanismu kolenního kloubu (Obr. 9) byl rozdělen na několik částí, tak aby bylo možné příkazy v MATLABu měnit nastavení a vybírat měkké struktury, které budou v modelu přítomny a které ne. Na Obr. 9 je vidět model s menisky, křížovými a bočními vazy. Každý takovýto model musí obsahovat základní rám, nastavení mechanismu a nastavení řešiče, nastavení těchto prvků bylo ponecháno v defaultním nastavení. Dále byla na femur umístěna konstantní zatěžující síla pro simulování zatížení kloubu.



Obr. 9 Hlavní model

7.2 Kloub

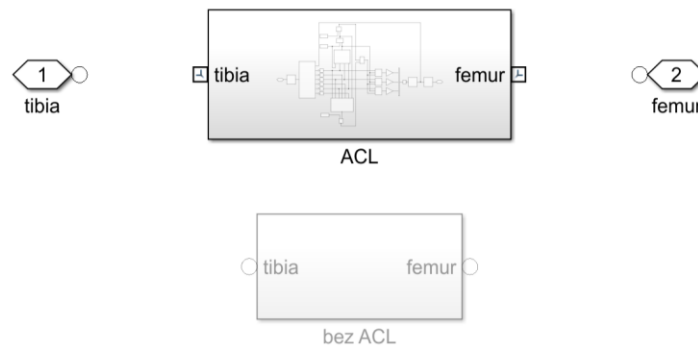
Subsystem kloubu (Obr. 10) musí dovolovat modelu pohyb v anteriorně-posteriorním a laterálně mediálním směru, dále pak musí být umožněno natočení okolo všech os. Tyto podmínky jsou zajištěny jednou kinematickou dvojicí se dvěma posuvnými stupni volnosti a třemi kinematickými dvojicemi s jedním rotačním stupněm volnosti. Mezi jednotlivé kinematické dvojice byli umístěny bloky upravující souřadný systém, aby bylo možné využít rotačních vazeb v požadovaných směrech. Dále pak tento subsystem slouží k definování průběhu flexe v kolenním kloubu v čase a odečítání příslušných posunutí v posteriorním směru.



Obr. 10 Subsystem kloubu s měřením polohy

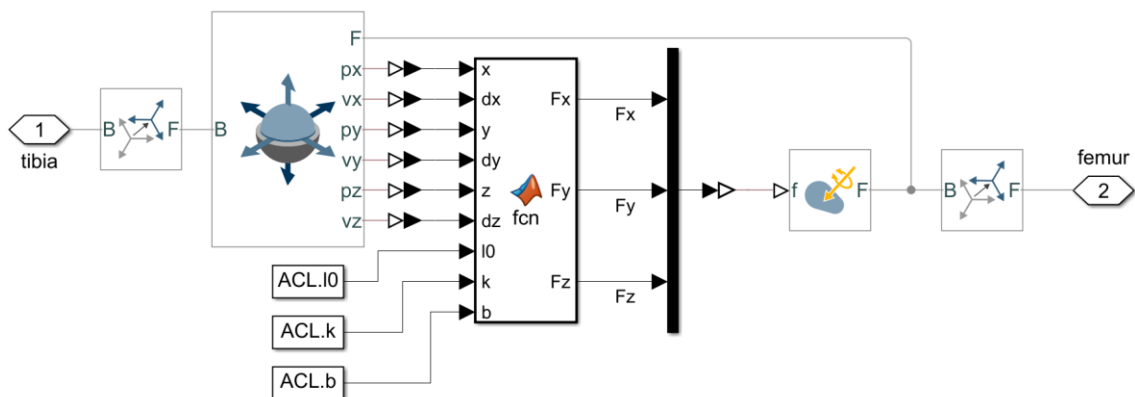
7.3 Vazy

Funkce zapínání a vypínání jednotlivých vazů je dosaženo pomocí variantního subsystému, pomocí něž lze rozhodovat, který subsystém bude zapojen, a který ne. Variantní subsystém pro přední křížový vaz je zobrazen na Obr. 11. Pokud je zapojen subsystém bez vazů, je femur s tibií pouze spojen bez použití jakýchkoliv bloků.



Obr. 11 Variantní subsystém předního křížového vazů

Vhodným modelem vazů jsou pružiny s tlumením přenášející pouze tahová napětí, proto nelze použít blok pružiny. Aby toho bylo dosaženo, je třeba použít vazbu 6DOF připojenou k příslušným místům upnutí na femuru a tibií, na kterou působí síla od vazů. Například na Obr. 12 je zobrazen subsystém předního křížového vazů. Jednotlivé složky síly vyvozené vazem jsou vyřešeny pomocí funkce MATLABu (Obr. 13). Jejím výstupem jsou nulové složky síly, pokud je aktuální vzdálenost mezi místy upnutí vazů menší než volná délka vazů.



Obr. 12 Subsystém předního křížového vazů

```

function [Fx, Fy, Fz] = fcn(x,dx,y,dy,z,dz,l0,k,b)

l=(x^2+y^2+z^2)^0.5;
dl =l-l0;
difl = 2*(x*dx+y*dy+z*dz)/(x^2+y^2+z^2)^0.5;

if l<l0
    l=l0;
    difl=0;
else l=l;
    difl=difl;
end

F=-(k*dl+b*difl);

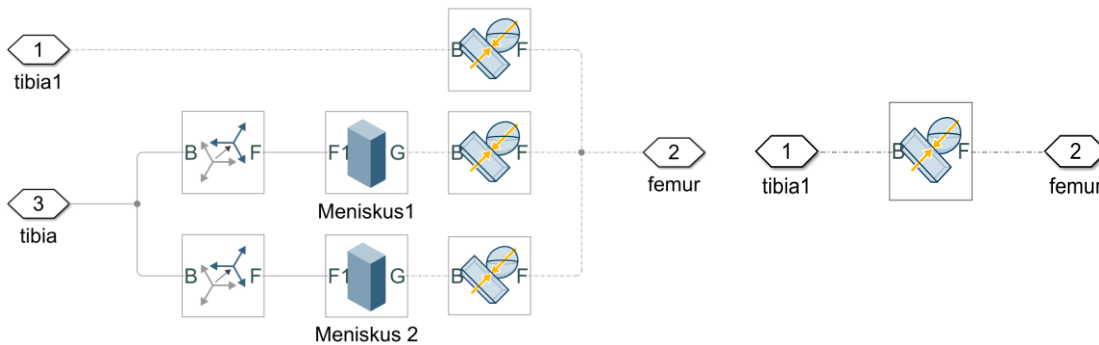
Fx=F*x/l;
Fy=F*y/l;
Fz=F*z/l;

```

Obr. 13 Síly vyvozené vazem

7.4 Menisky

Obdobně jako u vazů je i u menisků použitý variantní subsystém k rozhodování, který subsystém bude zapojen, zda s menisky či bez menisků. Na Obr. 14 (vlevo) je zobrazen subsystém s menisky řešený pomocí prostorové kontaktní síly, tento blok využívá geometrie těles k řešení jejich doteku. Jak subsystém s menisky, tak bez menisků obsahuje řešení doteku mezi femurem a tibií.



Obr. 14 Subsystém s menisky (vlevo), bez menisků (vpravo)

8 Výběr metody řešení s analytickým ověřením

V prostředí Simulinku je na výběr mnoho numerických řešičů k řešení diferenciálních rovnic, avšak jen některé jsou vhodné pro danou úlohu. Nejvhodnější řešič a jeho přesnost byli zvoleny s ohledem na stabilitu a rychlost řešení.

Simulink má v nabídce jak řešiče s pevným krokem, tak řešiče s variabilním krokem. Řešiče s pevným krokem jsou vhodnější pro úlohy bez rychlých změn směru pohybu, jelikož by pro zachování přesnosti výpočtu musel být zvolený velmi malý krok a tím pádem by úměrně k tomu vzrostl výpočetní čas úlohy [15]. Vzhledem k tomu, že lze předpokládat podkluzování femuru, a tedy i náhlá změna pohybu, bude zvolen jeden z řešičů s variabilním krokem.

Simulink nabízí značné množství řešičů s variabilním krokem, proto byl výběr omezen pouze na řešiče, jež jsou pokládány za vhodné pro námi definovaný mechanický model. Nejběžnějším a nejčastěji používaným řešičem je ode45 (Dormand-Prince). Jako další řešič byl vyzkoušen ode23 (Bogacki-Shampine). Oba tyto řešiče počítají stav v následujícím kroku za pomoci vzorců podle Runge-Kutta, ode45 čtvrtého a pátého řádu a ode23 druhého a třetího řádu. Obecně lze říci, že ode23 má vyšší účinnost pro hrubší tolerance a mírnou tuhost modelu než ode45. Dále byl vybrán řešič ode113 (Adams), jenž pro výpočet potřebuje výsledky z několika předchozích kroků, což způsobuje zpomalení začátku simulace, avšak následně bývá účinnější než ode45 pro jemnější tolerance. Jako poslední byl vybrán daessc, jenž byl vyvinut speciálně pro řešení fyzikálních modelů v Simscape. [15, 16]

Tab. 2 Doba trvání simulací s křížovými vazy a menisky [s] (červeně simulace s „šuměním“, tučně zvolené nastavení řešiče)

Řešič	Simulace	Relativní tolerance		
		1e-3	1e-5	1e-7
ode45	ACL	33,91	31,28	91,1
	M	120,9	3069,47	17293,21
ode23	ACL	52,18	54,79	55,93
	M	41,44	703,27	2270,14
ode113	ACL	149,31	42,43	329,76
	M	195,67	6886,08	403,93
daessc	ACL	1,91	1,71	4,04
	M	212,61	1659,75	6375,74

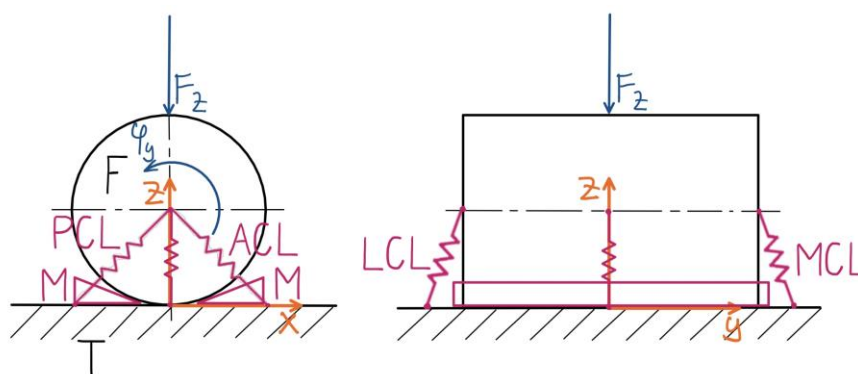
Správnost výsledku byla vždy ověřena matematickým modelem. Aby byl řešič vyhovující pro všechny prvky vyskytující se v modelu, je vhodné pro ověření výsledků rozdělit mechanický model na menší části tak, aby matematické modely nebylo příliš náročné vytvořit. První model byl omezen na problematiku dotyku dvou těles (femuru a tibie) a dvou pružin (ACL a PCL), druhý místo pružin obsahoval další těleso představující menisky, tedy těleso se šikmou plochou. Vzhledem k tomu, že pružiny představující vazy produkují

nonlinearity, je vhodnější do matematického modelu dosazovat natočení femuru a jeho derivace. Potom porovnávat např. zatěžující moment, jenž je k tomuto pohybu potřeba vyvinout, s momentem naměřeným v simulaci.

Časy, za které simulace pro naše dva modely proběhly jsou zobrazeny v Tab. 2, dále pak zde jsou červeně vyznačeny nastavení řešiče, při kterých se ve výsledcích objevovalo „šumění“ a proto byla tato nastavení ihned vyloučena. Oba zkušební modely byly bez „šumu“ odsimulovány pouze pomocí řešičů ode45 a ode113 s nastavením relativní tolerance $1e-7$. Pro numerické řešení modelu byl vybrán rychlejší řešič ode113 a bude tedy použit pro numerické řešení mechanického modelu.

9 Výsledky

Aby bylo možné porovnat vliv měkkých struktur na stabilitu kolenního kloubu, bylo především nutné jejich vliv oddělit. Toho bylo dosaženo simulováním mechanického modelu odvalování femuru po tibiai během flexe kolenního kloubu v celém jeho rozsahu (0 – 140°). Přehled všech konfigurací je uveden v Tab. 3. Jako výchozí model byla zvolena konfigurace se všemi měkkými strukturami (menisky, křížovými a bočními vazy viz. Obr. 15) s nastavenými základními parametry dle Tab. 4, jelikož se nejvíce podobá reálnému kolennímu kloubu. Pro potřeby srovnávání výsledků simulací byla stabilita kloubu definována jako posunutí středu rotace kondyl femuru. Čím je maximální posunutí menší, tím je stabilita vyšší.



Obr. 15 Schéma modelu kolenního kloubu

Tab. 3 Zvolené konfigurace (X značí prvky použité v dané simulaci)

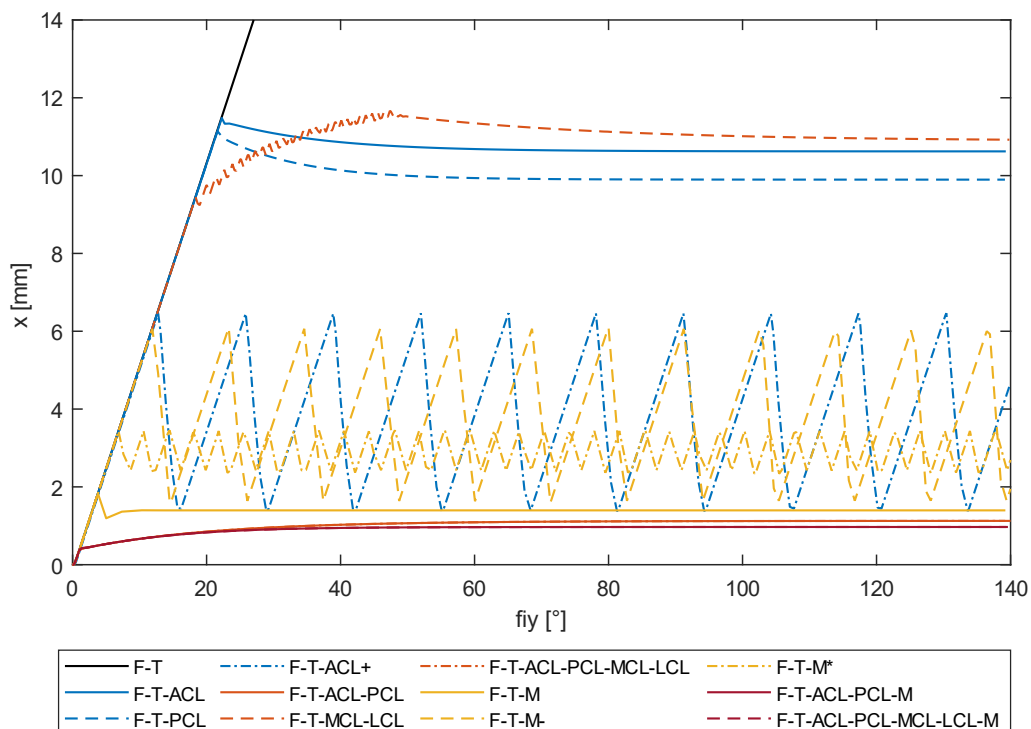
Označení	F-T	F-T-ACL	F-T-PCL	F-T-ACL+	F-T-ACL-PCL	F-T-MCL-LCL	F-T-ACL-PCL-MCL-LCL	F-T-M	F-T-M-	F-T-M*	F-T-ACL-PCL-M	F-T-ACL-PCL-MCL-LCL-M
ACL		X		X	X		X				X	X
PCL			X				X				X	X
MCL						X	X					X
LCL						X	X					X
Menisky				X				X	X	X	X	X
Předepnutý vaz				X								
Nižší tuhost a tlumení									X			
Nižší sklon										X		

Vzhledem ke snaze dosáhnout modelu co nejvíce odpovídajícího skutečnosti, byly výchozí parametry (Tab. 4) voleny podle hodnot uváděných v literatuře, popř. tak, aby jejich velikost řádově odpovídala velikostem v lidském těle.

Tab. 4 Parametry prvků modelu (*hodnoty určené z 3D modelu, **odhadnuté hodnoty)

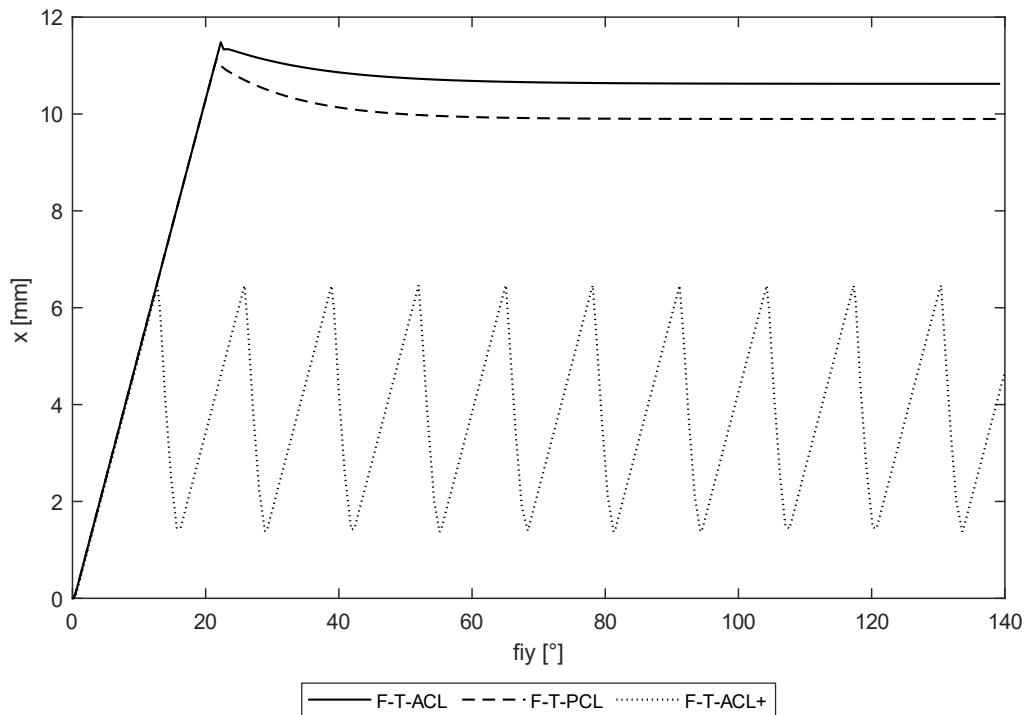
	Parametry
F	$r=30 \text{ mm}^*$, $L=40 \text{ mm}^*$
F-T	$k=10^7 \text{ Nm}^{-1}$ **, $b=10^3 \text{ Nsm}^{-1}$ **, $\mu=0.03$ [17], $\mu_a=0.1$ **
ACL	$k=1.41 \times 10^5 \text{ Nm}^{-1}$ [18], $b=10^4 \text{ Nsm}^{-1}$ [14]
PCL	$k=1.83 \times 10^5 \text{ Nm}^{-1}$ [18], $b=10^4 \text{ Nsm}^{-1}$ [14]
MCL	$k=0.72 \times 10^5 \text{ Nm}^{-1}$ [18], $b=10^4 \text{ Nsm}^{-1}$ [14]
LCL	$k=0.61 \times 10^5 \text{ Nm}^{-1}$ [18], $b=10^4 \text{ Nsm}^{-1}$ [14]
M	$\alpha=20^\circ$ **
F-M	$k=2.5 \times 10^6 \text{ Nm}^{-1}$, $b=10^4 \text{ Nsm}^{-1}$ **, $\mu=0.03$ [17], $\mu_a=0.1$ **

Na Obr. 16 jsou zobrazeny výsledky všech provedených simulací. Z tohoto obrázku je patrné, že maximální posunutí středu otáčení femuru výchozího modelu (F-T-ACL-PCL-MCL-LCL-M) je 0,97 mm.



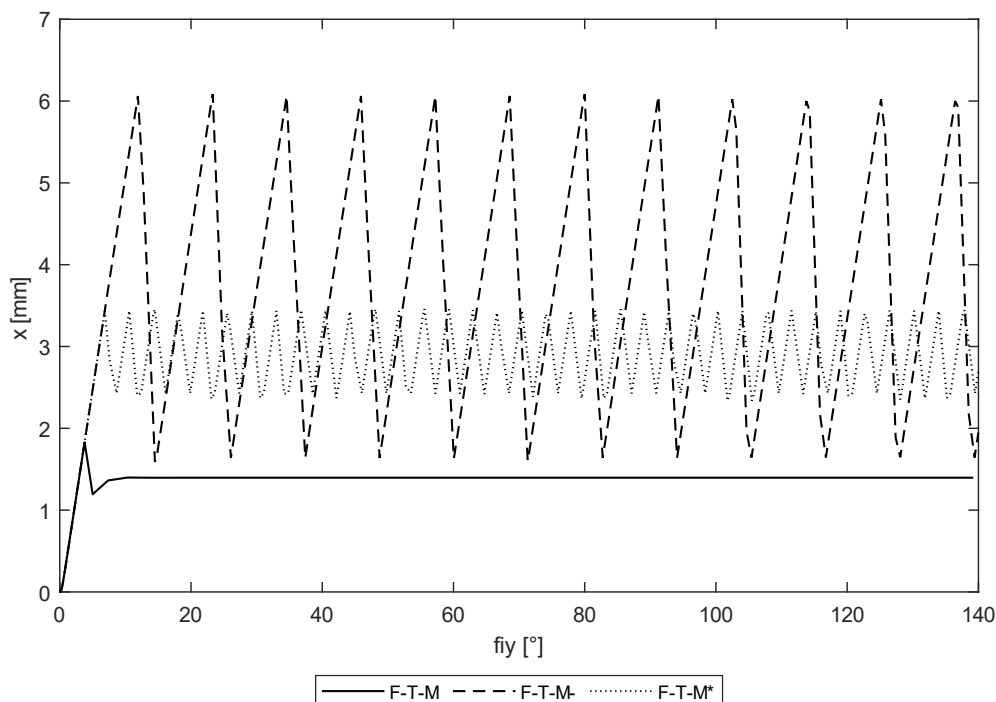
Obr. 16 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na natočení
Modely F-T-ACL-PCL a F-T-ACL-PCL-MCL-LCL; F-T-ACL-PCL-M a F-T-ACL-PCL-MCL-LCL mají stejný průběh

V první simulaci (F-T), model bez měkkých struktur, se femur pouze odvaloval, nepůsobily zde žádné síly, které by způsobovaly překročení velikosti třecí síly a podklouznutí. Maximální hodnotě natočení femuru 140° odpovídá posunutí středu rotace kondyl o 73,13 mm (zhoršení o 9 895 % oproti výchozí simulaci). Jednoznačně lze říci, že bez měkkých struktur je koleno velmi nestabilní (tato konfigurace je stabilní do natočení o 46° pokud je předpokládána šířka tibiální plochy 42 mm dle [19]).



Obr. 17 Vlastnosti vazů – závislost polohy středu rotace kondyl femuru na natočení

Následující tři simulace slouží k určení vlivu velikosti parametrů vazů na stabilitu kloubu. První z trojice konfigurací byla určena pouze vzájemným působením femuru, tibie a nepředejnatého předního křížového vazů, ve druhé byl přední křížový vaz nahrazen nepředejnatým zadním křížovým vazem (vaz s vyšší tuhostí) a v poslední simulaci byl opět přední vaz, ale v předejnatém stavu (o 10 mm). Na Obr. 17 je vidět, že během prvních dvou simulací se vaz nejdříve lineárně natahuje, tedy síla roste lineárně. V okamžiku, kdy síla v x-ovém směru vyvozená vazem překročí velikost třecí síly, dojde k podkluzu, střed femuru se posune zpět. Tento pohyb je utlumen, k dalšímu zvyšování napnutí vazů nedochází, femur se neposouvá, pouze se protáčí na místě. Tyto dvě simulace se od výchozí liší o 1 084 % a 1 047 %, tuhost PCL je o 30% vyšší než ACL. Dále je z Obr. 17 zřejmé, že model s předejnatým vazem nebyl dostatečně tlumený, po prvním podklouznutí dochází k rozkmitání soustavy, což je ve skutečnosti nepřijatelné.



Obr. 18 Vlastnosti menisku – závislost polohy středu rotace kondyl femuru na natočení

Obdobně jako u vazů bylo postupováno i u volby nastavení jednotlivých simulací pro porovnání vlastností menisků. Jak je patrné z Obr. 18 průběh polohy kondyl během natáčení femuru je velmi podobný jako u utlumeného pohybu s jedním vazem, stabilita je o 87 % horší než u výchozí simulace. Další model byl opatřen menisky o nižší tuhosti $k=2.5 \times 10^5 \text{ Nm}^{-1}$ a tlumení $b=10^3 \text{ Nsm}^{-1}$, tento model je neutlumený obdobně jako předejzatý vaz. Poslední z této série simulací měla snížený sklon menisků na 18° , femur se mohl odvalovat dál, maximální posunutí je o 255 % vyšší než výchozí stav.

Tab. 5 Posunutí středu otáčení femuru během flexe (# zhoršení stability oproti výchozímu modelu (##))

Označení	x_{\max} [mm]	# [%]
F-T	73,13	7439
F-T-ACL	11,48	1084
F-T-PCL	11,13	1047
F-T-ACL+	6,46	566
F-T-ACL-PCL	1,13	16
F-T-MCL-LCL	11,66	1102
F-T-ACL-PCL-MCL-LCL	1,13	16
F-T-M	1,81	87
F-T-M-	6,09	528
F-T-M*	3,44	255
F-T-ACL-PCL-M	0,97	0
F-T-ACL-PCL-MCL-LCL-M ##	0,97	0

Zkombinováním více měkkých struktur vznikly zbylé modely kolenního kloubu. Všechny tyto soustavy jsou utlumené, největšího posunutí středu rotace kondyl bylo dosaženo u modelu F-T-MCL-LCL a to o 1102 % většího než u výchozího modelu. Modely obsahující křížové vazy mají v párech totožné průběhy, prvním párem je F-T-ACL-PCL a F-T-ACL-PCL-MCL-LCL se zhoršením o 16 %. Druhý obsahuje výchozí model F-T-ACL-PCL-MCL-LCL-M a F-T-ACL-PCL-M, z čehož lze usuzovat, že boční vazy nemají téměř žádný vliv na stabilitu kolenního kloubu v sagitální rovině. Veškeré výsledky jsou shrnuty v Tab. 5.

10 Diskuze

Cílem práce bylo získat matematický model kolenního kloubu pro určení vlivu měkkých struktur na stabilitu kloubu. Nejprve byla zadefinována míra stability jako posunutí okamžitého centra rotace v antero-posteriorním směru v závislosti na velikosti úhlu flexe a byl navržen mechanický model, který byl následně jako matematický model sestaven prostřednictvím simulačního prostředí Simulink. Dále bylo vytvořeno dvanáct konfigurací modelu pro zkoumání stabilizační role jednotlivých měkkých struktur. Nakonec byly vyhodnoceny výsledky průběhu posunutí centra rotace dvanácti konfigurací.

Posunutí středu otáčení výchozího modelu se všemi měkkými strukturami je 0,97 mm v rozsahu flexe 60° až 140°. Logan ve své práci [20] uvádí posunutí femuru v 90° flexe na mediální straně 0,1 mm a na laterální 10,1 mm. V [21] Margheritini a v [22] Schulz uvádí celkové posunutí femuru v 90° flexe 11,5 mm pro kolena s poraněnými zadními křížovými vazy. Dále v [23] Vedi zkoumá pohyb menisků během flexe do 90°, průměrná hodnota předozadního pohybu u nezatížených kolen je podle této studie 4,9 mm a u zatížených kolen 6,5 mm. Je tedy patrné, že hodnoty posteriorního posunutí femuru uvedé v této práci jsou nižší než hodnoty uváděné v literatuře. Tato nesrovnalost bude pravděpodobně způsobena zjednodušením geometrie, popř. nevhodným odhadnutím některých parametrů.

Průběhem délky křížových vazů během flexe se zabývali jak Fuss v [6], tak i Kurosawa a kol. v [7]. Z těchto studií vyplývá, že anterolaterální část ACL je nejvíce napjatá v plné flexi. Tato skutečnost odpovídá uspořádání výchozího modelu v této práci. Podle Kamoriho a kol. v [8] mají boční vazy dostatečný vliv na stabilitu kolenního kloubu při poranění ACL. Tuto vlastnost potvrzuje model F- T- MCL-LCL s maximálním posunutím centra rotace o 11,66 mm, které je dostatečně malé pro udržení stability kloubu.

V mechanickém modelu byla zanedbána řada skutečností, která by mohla mít vliv na správnost výsledků. V první řadě byla značně zjednodušená geometrie femuru a menisků, ve skutečnosti je mediální kondyl větší a jeho meniskus je pevnější v porovnání s laterální stranou. Tyto geometrické rozdíly způsobují, že mediální strana více rotuje a v antero-posteriorním směru je statictější než mediální [3]. Dále pak byla chrupavka modelována jako součást tibie, což opět není úplně přesné. Vhodnější by bylo modelovat tyto struktury samostatně, tak aby byl zajištěn měkký kontakt do určité hloubky následovaný velmi tuhým dotekem s kostí. V neposlední řadě byla zjednodušena funkce vazů, jednak zanedbáním nelineární tuhosti, druhak byla zanedbána vzájemná kooperace křížových vazů [6]. Lze předpokládat, že žádné z uvedených zanedbání nemá výrazný vliv na stabilitu modelu v antero-posteriorním směru.

Tato studie jednoznačně ukázala důležitost měkkých struktur pro stabilitu kolenního kloubu. Dále pak porovnávala a zhodnotila jejich účinky. Zatím značná část prací [20–22, 24] se zabývala pouze porovnáním posunutí femuru u normálních kolen a kolen s vadami (s poraněnými křížovými vazy nebo laxními, popř. s poraněnými menisky), popř. zatížením vazů [6–10], žádná práce neurčovala vliv jednotlivých struktur. V budoucnu by bylo vhodné doplnit mechanický model o vlastnosti uvedené v předchozím odstavci pro zpřesnění výsledků. Dále by rozhodně bylo zajímavé zaměřit se i na ostatní pohyby v kolenním kloubu nejen pro lepší posouzení stability ve všech směrech, ale i pro lepší verifikaci modelu. V neposlední řadě by bylo rozumné více ověřit citlivost modelu na velikost vstupních parametrů.

11 Závěr

V této práci byl vytvořen prvotní matematický model kolenního kloubu vhodný k dalšímu vylepšování a rozšiřování. Dále byl vyhodnocen vliv měkkých struktur. Z výsledků je patrná značná podobnost mezi simulacemi s křížovými vazy, oba modely bez menisků vykazují zhoršení stability o 16 %. Dále bylo zjištěno, že postraní vazy mají nejmenší vliv (zhoršení stability o 1102 %), což ovšem neznamená, že kolenní kloub opatřený pouze postranními vazy je nestabilní pokud bude opět šířka tibiální plochy 42 mm dle [19]. Některé konfigurace modelu (F- T-ACL+, F- T-M-, F-T-M*) mají pilovitý průběh polohy středu otáčení femuru, tato vlastnost je způsobená kombinací nastavených parametrů, příliš malým celkovým tlumením soustavy, popř. příliš velkým třením mezi prvky, a neodpovídá reálnému chování kolenního kloubu.

12 Použité zdroje

- [1] NORDIN, Margareta a Victor H. FRANKEL. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. 3rd ed. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2001. 0683302477.
- [2] SHENOY, R., P. S. PASTIDES a D. NATHWANI. (iii) Biomechanics of the knee and TKR [online]. *Orthopaedics and Trauma*. 2013, **27**(6), 364-371. Dostupné z: 10.1016/j.mporth.2013.10.003.
- [3] ČIHÁK, Radomír, Miloš GRIM a Oldřich FEJFAR. *Anatomie*. 3., upr. a dopl. vyd. Praha : Grada, 2011-. 978-80-247-3817-8.
- [4] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha : Grada, 2009. 978-80-247-3240-4.
- [5] SINEL'NIKOV, R. D. *Atlas anatomie člověka 1. Nauka o kostech, kloubech, vazech a svalech*. Praha : Avicenum, 1980.
- [6] FUSS, F. K. Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint [online]. *American Journal of Anatomy*. 1989, **184**(2), 165-176. Dostupné z: 10.1002/aja.1001840208.
- [7] KUROSAWA, H., K. YAMAKOSHI, K. YASUDA a T. SASAKI. Simultaneous measurement of changes in length of the cruciate ligaments during knee motion. *Clinical orthopaedics and related research*. 1991, (265), 233-240.
- [8] KANAMORI, A., M. SAKANE, J. ZEMINSKI, T. W. RUDY a S. L. WOO. In-situ force in the medial and lateral structures of intact and ACL-deficient knees [online]. *Journal of Orthopaedic Science*. 2000, **5**(6), 567-571. Dostupné z: 10.1007/s007760070007.
- [9] HARFE, D. T., C. R. CHUINARD, L. M. ESPINOZA, K. A. THOMAS a M. SOLOMONOW. Elongation patterns of the collateral ligaments of the human knee [online]. *Clinical Biomechanics*. 1998, **13**(3), 163-175. Dostupné z: 10.1016/S0268-0033(97)00043-0.
- [10] E. GROOD, F. NOYES, D. BUTLER a W. J. SUNTAY. Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1981, **63** **8**, 1257-1269.
- [11] LEVANGIE, Pamela K. a Cynthia C. NORRIN. *Joint structure and function. A comprehensive analysis*. 5th ed. Philadelphia : F.A. Davis Co, 2011. 9780803623620.
- [12] THOMPSON, W. O., F. L. THAETE, F. H. FU a S. F. DYE. Tibial meniscal dynamics using three-dimensional reconstruction of magnetic resonance images [online]. *The American Journal of Sports Medicine*. 1991, **19**(3), 210-5; discussion 215-6. Dostupné z: 10.1177/036354659101900302.
- [13] VALÁŠEK, Michael, Vladimír STEJSKAL a Jiří BŽEZINA. *Mechanika A*. 1. vyd. Praha : Vydavatelství ČVUT, 2004. 80-01-02890-9.

- [14] VAN DOMMELEN, J. A. W., M. Minary JOLANDAN, B. J. IVARSSON, S. A. MILLINGTON, M. RAUT, J. R. KERRIGAN, J. R. CRANDALL a D. R. DIDUCH. Nonlinear viscoelastic behavior of human knee ligaments subjected to complex loading histories [online]. *Annals of biomedical engineering*. 2006, **34**(6), 1008-1018. Dostupné z: 10.1007/s10439-006-9100-1.
- [15] MATHWORKS. *Simulink User's Guide* [online] [cit. 10. srpna 2021]. Dostupné z: https://uk.mathworks.com/help/pdf_doc/simulink/simulink Ug.pdf.
- [16] BALÓDY, Ondřej. *Metody Runge-Kutta*. Bakalářská práce. Olomouc, 2011.
- [17] MCCANN, L., E. INGHAM, Z. JIN a J. FISHER. Influence of the meniscus on friction and degradation of cartilage in the natural knee joint [online]. *Osteoarthritis and cartilage*. 2009, **17**(8), 995-1000. Dostupné z: 10.1016/j.joca.2009.02.012.
- [18] TRENT, P. S., P. S. WALKER a B. WOLF. Ligament length patterns, strength, and rotational axes of the knee joint. *Clinical orthopaedics and related research*. 1976, (117), 263-270.
- [19] ZHANG, Yijie, Yanxi CHEN, Minfei QIANG, Kun ZHANG, Haobo LI, Yuchen JIANG a Xiaoyang JIA. Comparison between three-dimensional CT and conventional radiography in proximal tibia morphology [online]. *Medicine*. 2018, **97**(30), e11632. Dostupné z: 10.1097/MD.00000000000011632.
- [20] LOGAN, Martin, Andrew WILLIAMS, Jonathon LAVELLE, Wady GEDROYC a Michael FREEMAN. The effect of posterior cruciate ligament deficiency on knee kinematics [online]. *The American Journal of Sports Medicine*. 2004, **32**(8), 1915-1922. Dostupné z: 10.1177/0363546504265005.
- [21] MARGHERITINI, Fabrizio, Luca MANCINI, Craig S. MAURO a Pier Paolo MARIANI. Stress radiography for quantifying posterior cruciate ligament deficiency [online]. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2003, **19**(7), 706-711. Dostupné z: 10.1016/S0749-8063(03)00399-2.
- [22] SCHULZ, Martin S., Eric S. STEENLAGE, Kai RUSSE a Michael J. STROBEL. Distribution of posterior tibial displacement in knees with posterior cruciate ligament tears [online]. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 2007, **89**(2), 332-338. Dostupné z: 10.2106/JBJS.C.00834.
- [23] VEDI, V., E. SPOUSE, A. WILLIAMS, S. J. TENNANT, D. M. HUNT a W. M. W. GEDROYC. Meniscal movement [online]. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. 1999, **81-B**(1), 37-41. Dostupné z: 10.1302/0301-620X.81B1.0810037.
- [24] RITCHIE, J. R., J. A. BERGFELD, H. KAMBIC a T. MANNING. Isolated sectioning of the medial and posteromedial capsular ligaments in the posterior cruciate ligament-deficient knee. Influence on posterior tibial translation [online]. *The American Journal of Sports Medicine*. 1998, **26**(3), 389-394. Dostupné z: 10.1177/03635465980260030801.

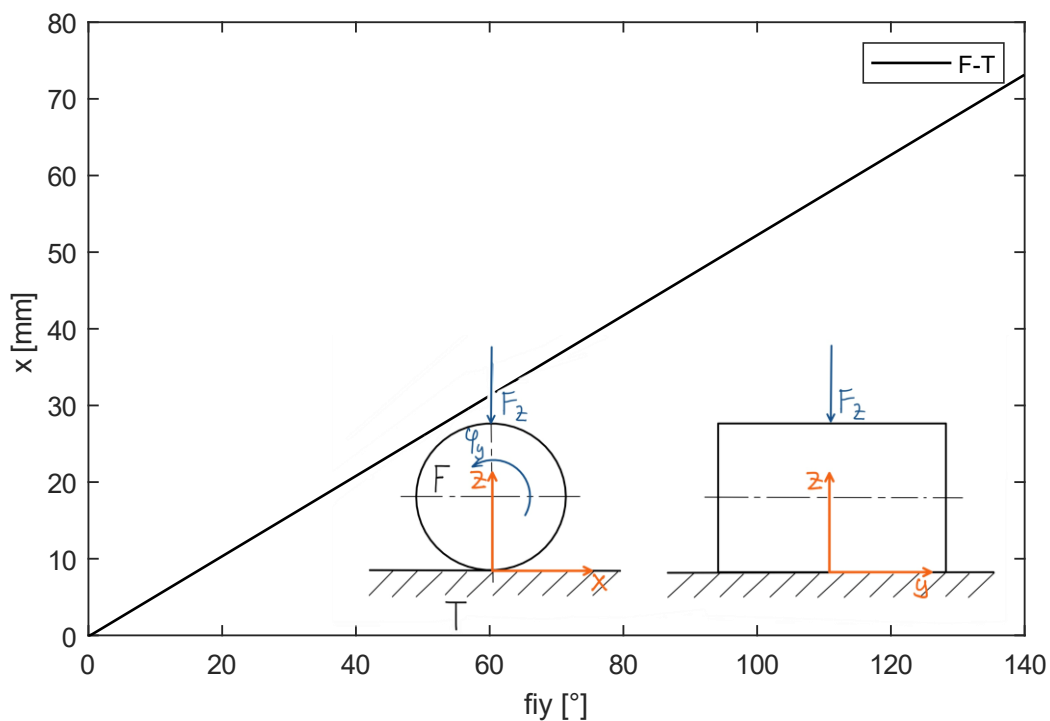
13 Seznam obrázků

Obr. 1 Kolenní kloub [3].....	6
Obr. 2 Menisky a vazy kolenního kloubu [3]	7
Obr. 3 Tvar menisků [3]	7
Obr. 4 Postavení vazů během flexe; A – extenze; B – 5° flexe (odemykání kolene); C – 80° flexe [3]	11
Obr. 5 Okažitý střed rotace femuru: vlevo – metoda určování; vpravo – průběh polohy okamžitého centra rotace [1]	12
Obr. 6 Kloubový mechanismus představující funkci křížových vazů [2].....	13
Obr. 7 3D model kostí s výsledným zjednodušením	16
Obr. 8 Model s jedním křížovým vazem	17
Obr. 9 Hlavní model.....	20
Obr. 10 Subsystém kloubu s měřením polohy	20
Obr. 11 Variantní subsystém předního křížového vazu	21
Obr. 12 Subsystém předního křížového vazu.....	21
Obr. 13 Síly vyvozené vazem.....	22
Obr. 14 Subsystém s menisky (vlevo), bez menisků (vpravo).....	22
Obr. 15 Schéma modelu kolenního kloubu.....	25
Obr. 16 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na natočení	26
Obr. 17 Vlastnosti vazů – závislost polohy středu rotace kondyl femuru na natočení	27
Obr. 18 Vlastnosti menisku – závislost polohy středu rotace kondyl femuru na natočení.....	28

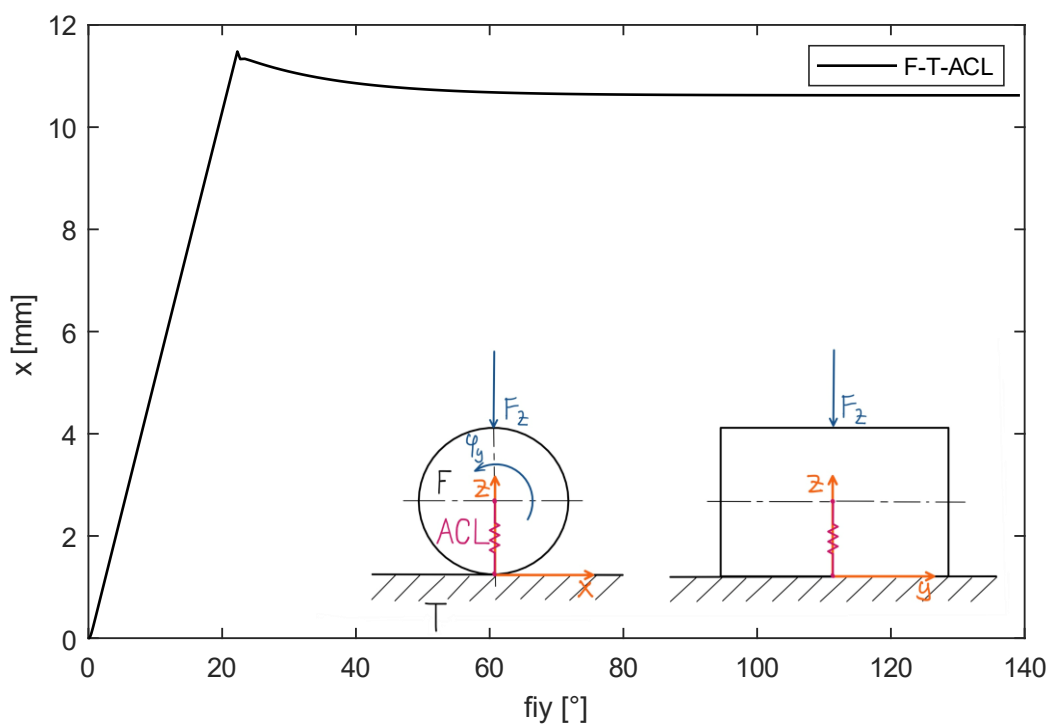
14 Seznam tabulek

Tab. 1 Funkce svalů [3]	9
Tab. 2 Doba trvání simulací s křížovými vazy a menisky [s] (červeně simulace s „šuměním“, tučně zvolené nastavení řešiče)	23
Tab. 3 Zvolené konfigurace (× značí prvky použité v dané simulaci)	25
Tab. 4 Parametry prvků modelu (*hodnoty určené z 3D modelu, **odhadnuté hodnoty)	26
Tab. 5 Posunutí středu otáčení femuru během flexe (# zhoršení stability oproti výchozímu modelu (##))	28

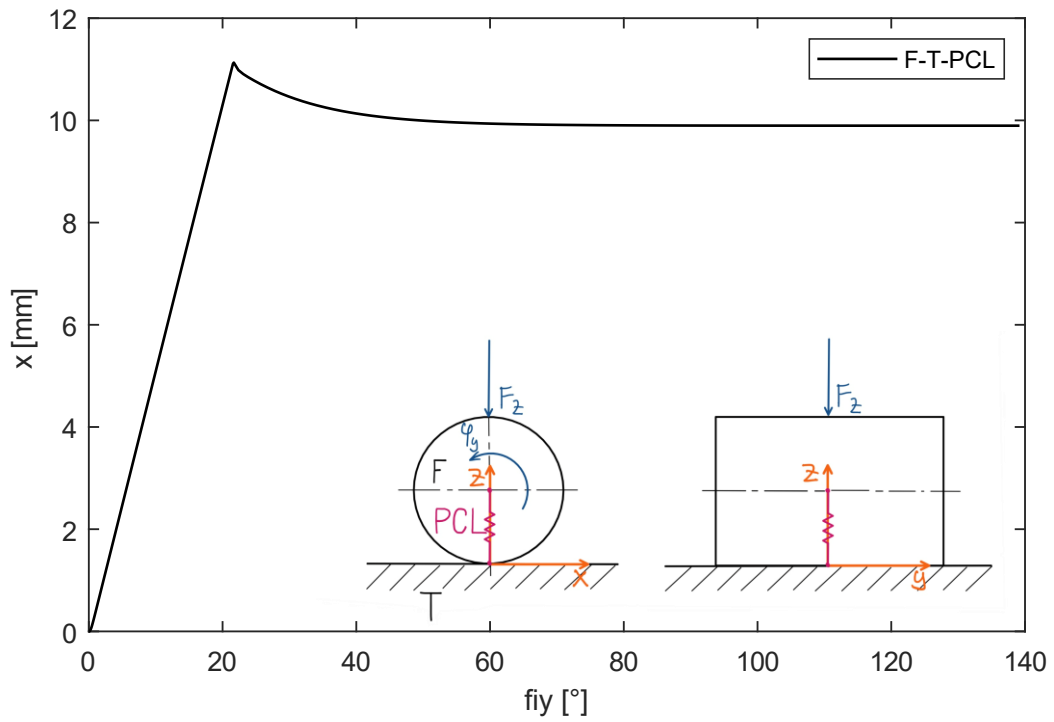
Příloha A –Vliv měkkých struktur na posunutí středu otáčení femuru



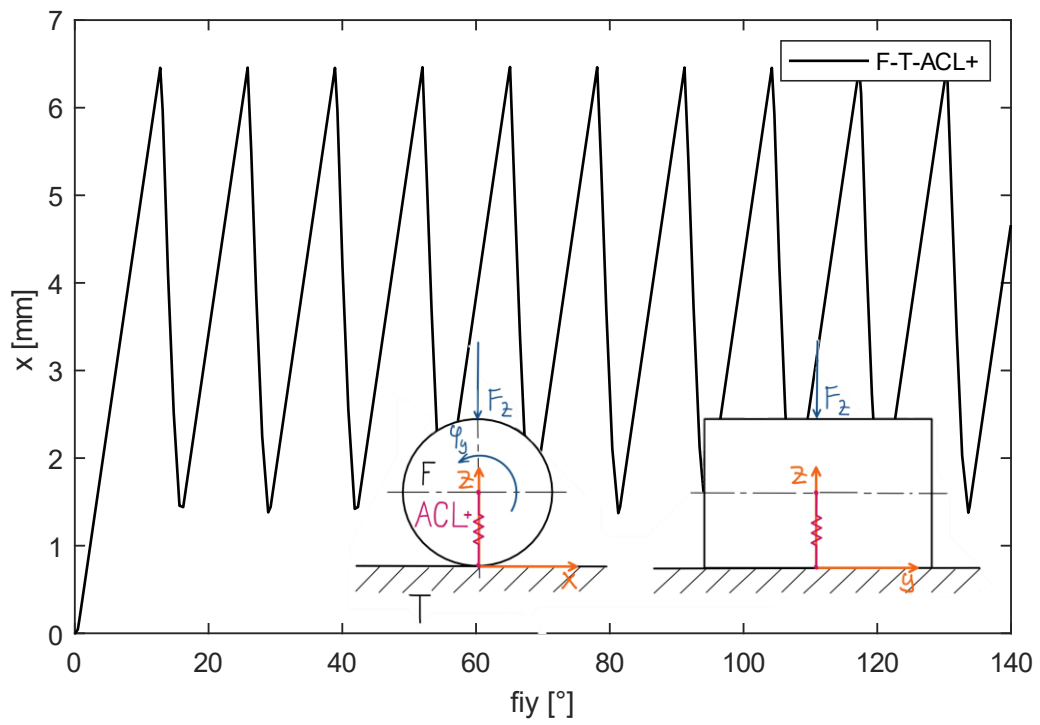
A - 1 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T dle Tab. 3



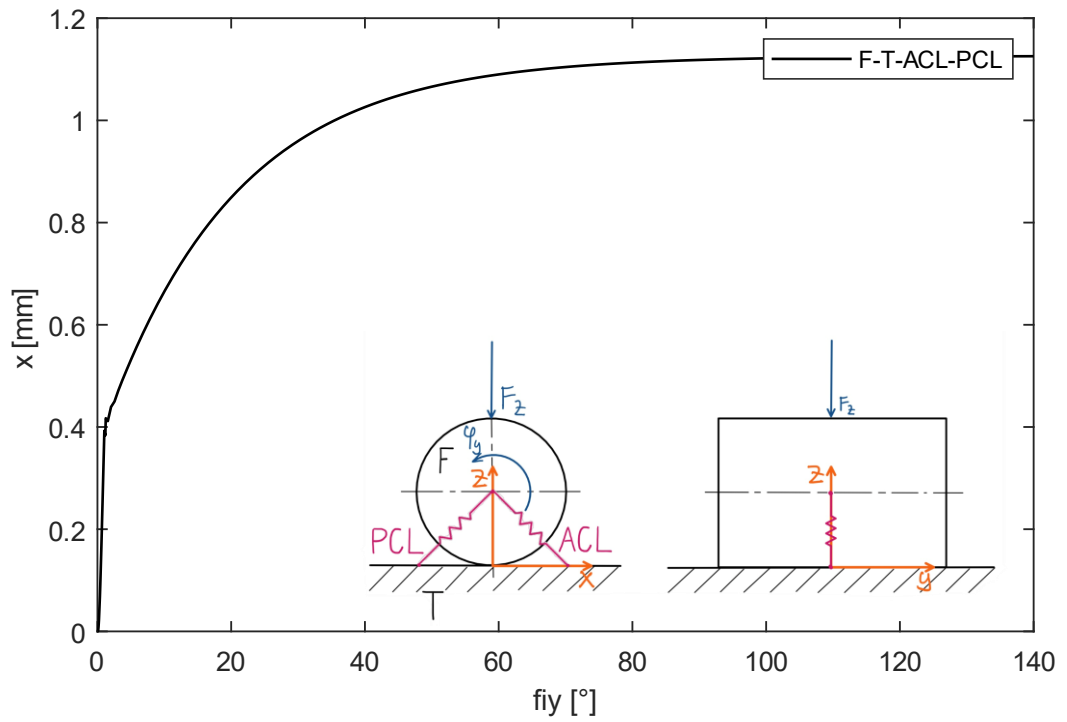
A - 2 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T-ACL dle Tab. 3



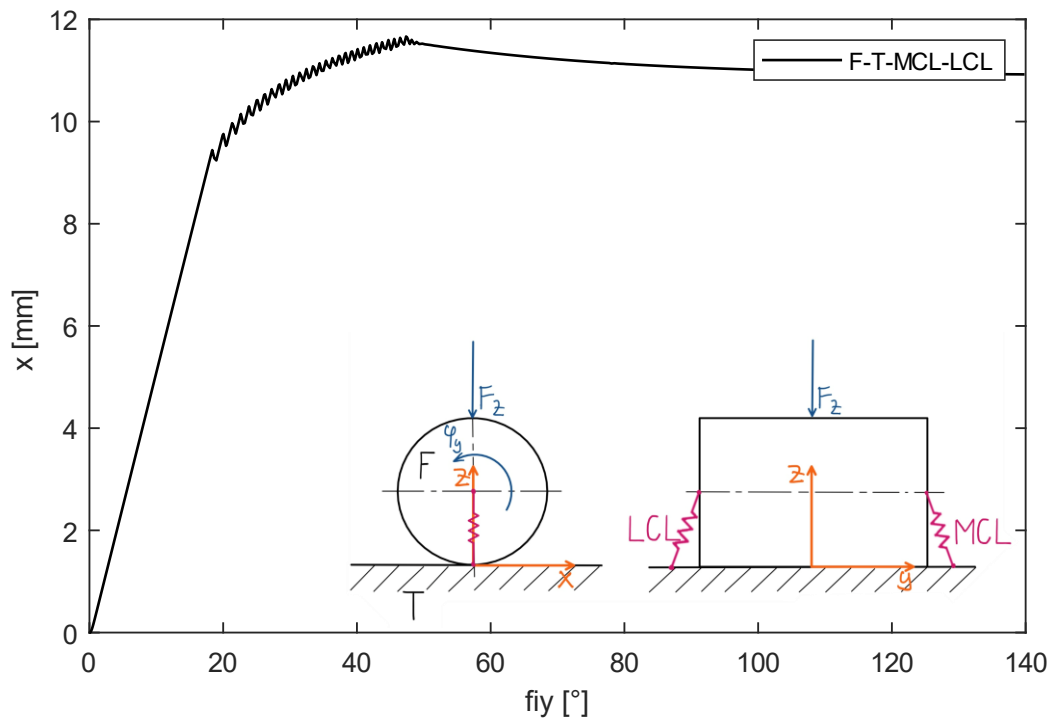
A - 3 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T-PCL dle Tab. 3



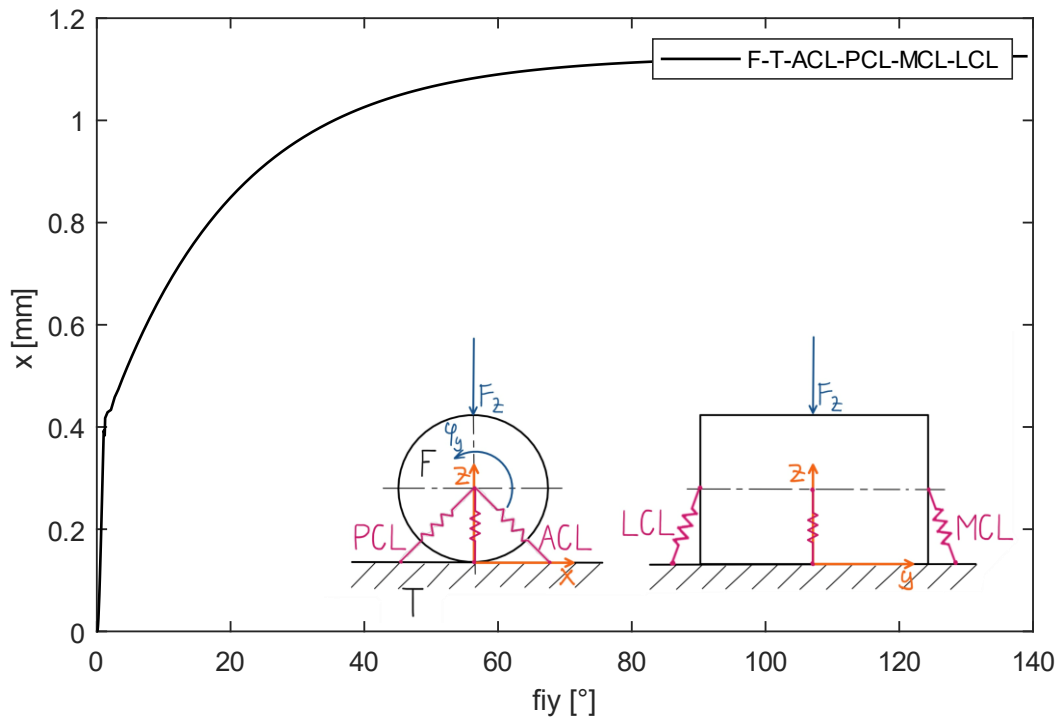
A - 4 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T-ACL+ dle Tab. 3



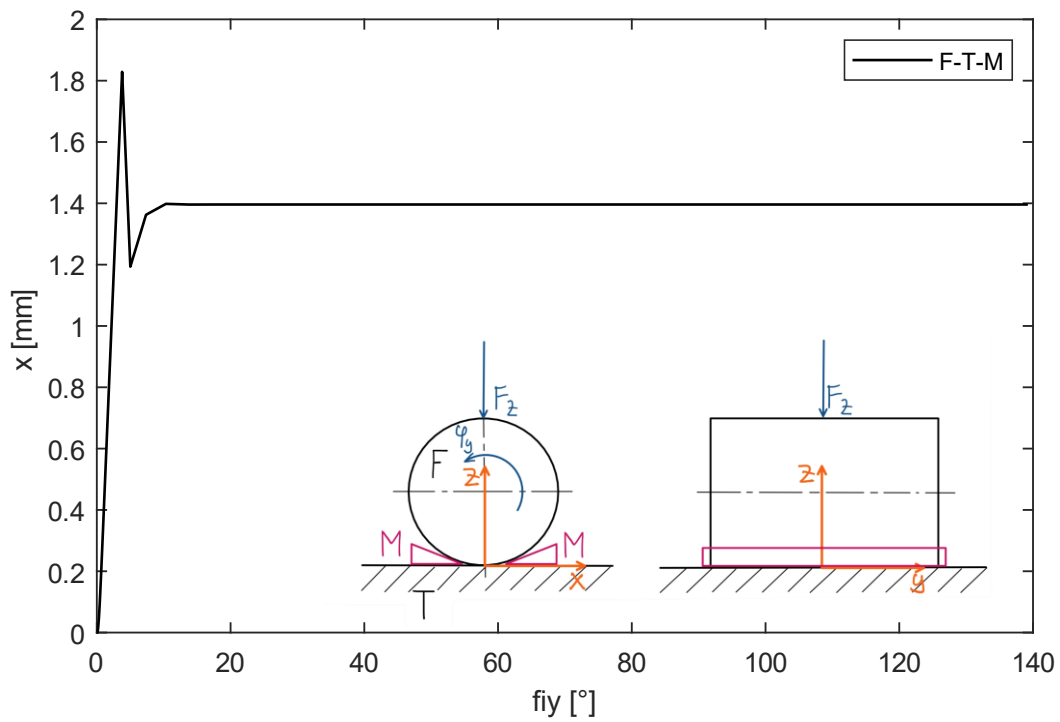
A - 5 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T-ACL-PCL dle Tab. 3



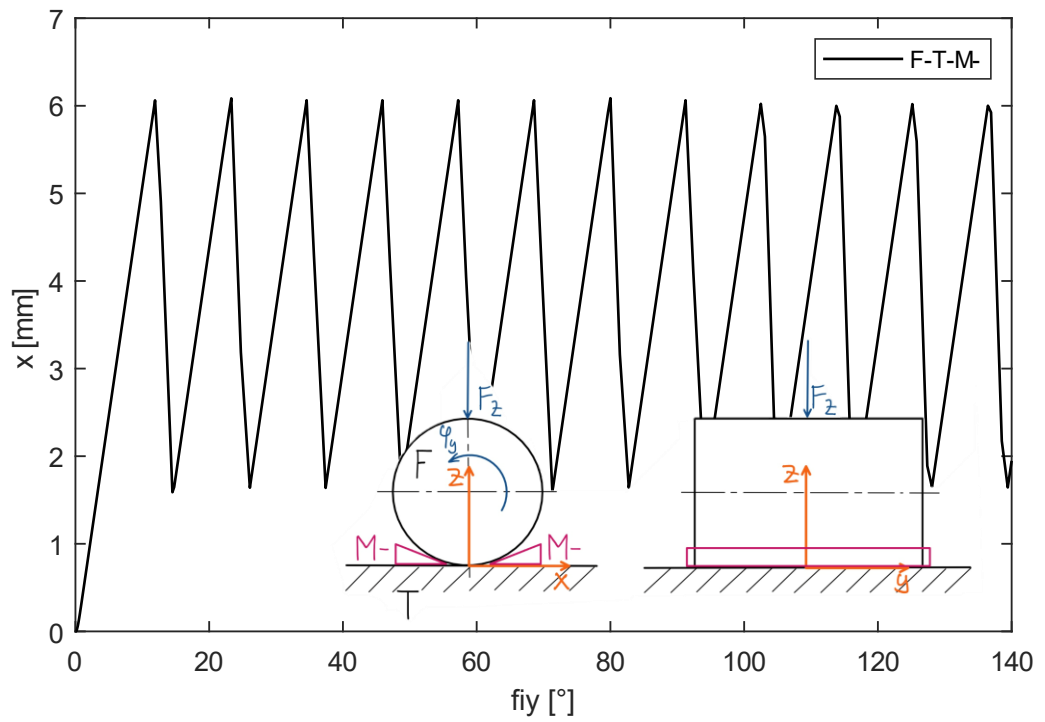
A - 6 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T-MCL-LCL dle Tab. 3



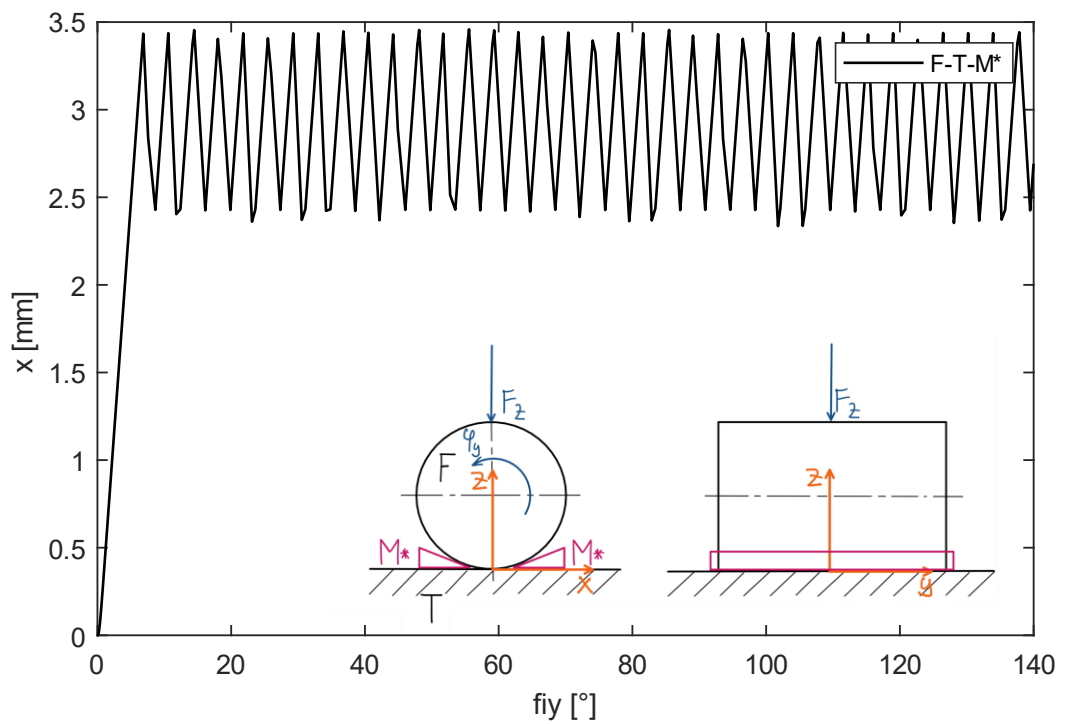
A - 7 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T-ACL-PCL-MCL-LCL dle Tab. 3



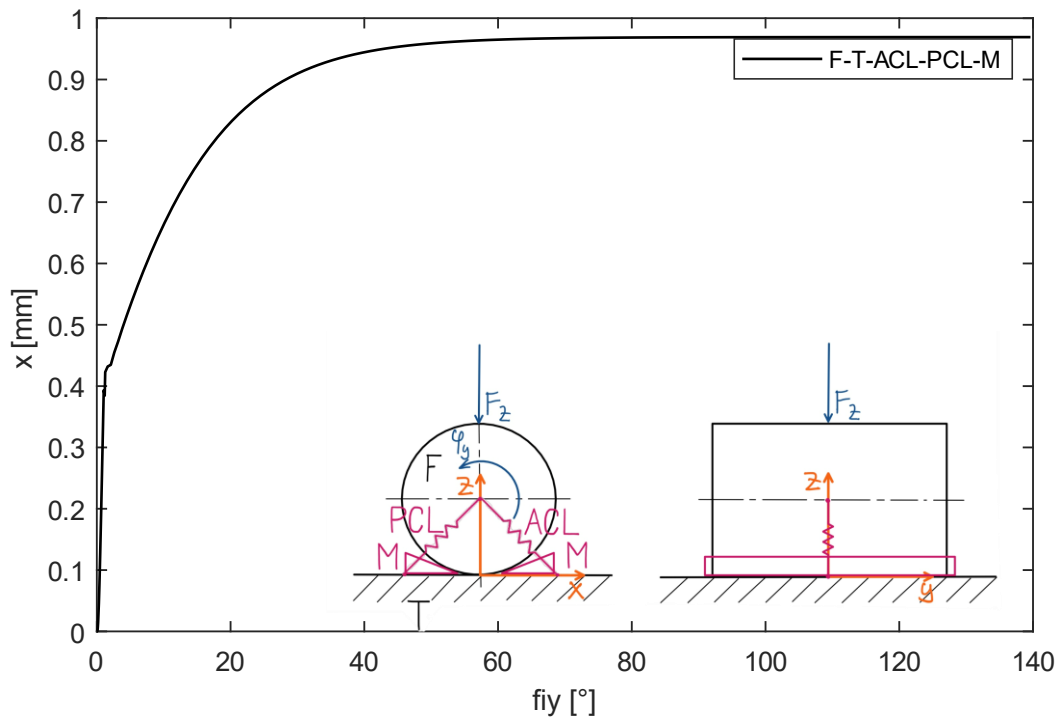
A - 8 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T-M dle Tab. 3



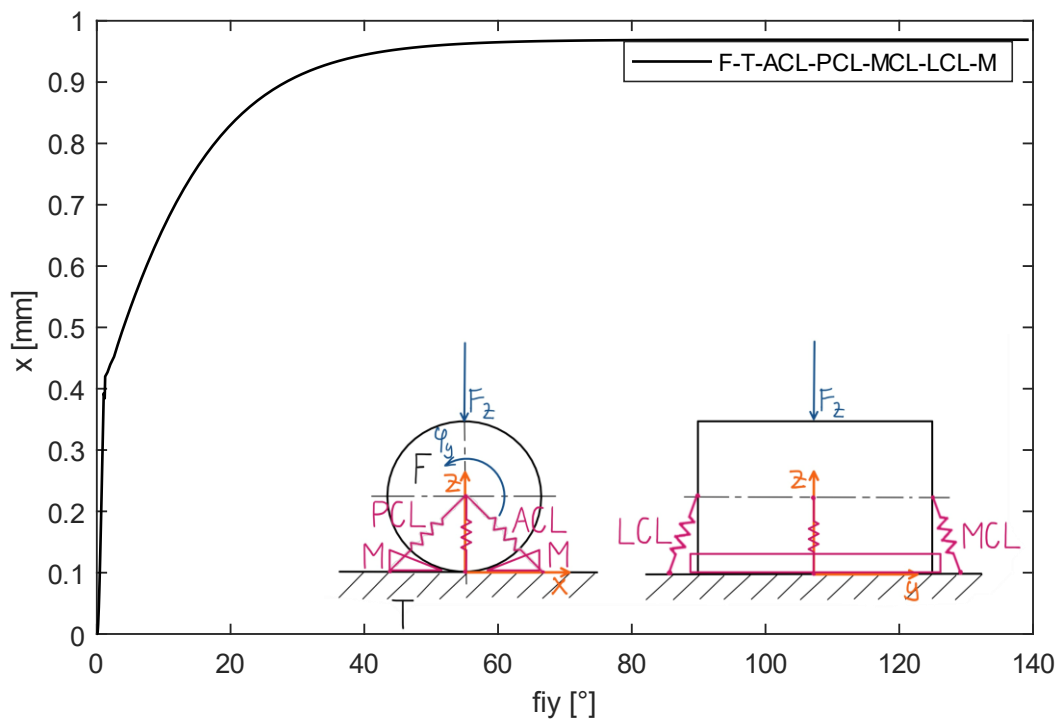
A - 9 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T-M- dle Tab. 3



A - 10 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T-M* dle Tab. 3



A - 11 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T-ACL-PCL-M dle Tab. 3



A - 12 Závislost polohy středu otáčení kondyl femuru na úhlu natočení, konfigurace F-T-ACL-PCL-MCL-LCL-M dle Tab. 3