

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE
FAKULTA STROJNÍ

ÚSTAV MECHANIKY, BIOMECHANIKY A
MECHATRONIKY



DIPLOMOVÁ PRÁCE

PREDIKCE KINEMATIKY KOLENNÍHO
KLOUBU

Bc. Marie Proboštová

PRAHA 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: Probošťová Jméno: Marie Osobní číslo: 484104
Fakulta/ústav: Fakulta strojní
Zadávající katedra/ústav: Odbor biomechaniky
Studijní program: Aplikované vědy ve strojném inženýrství
Specializace: Biomechanika

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Predikce kinematiky kolenního kloubu

Název diplomové práce anglicky:

Prediction of knee joint kinematics

Pokyny pro vypracování:

1. Rešerše literatury, určení okamžitého centra rotace
2. Kontaktní úloha kolenního kloubu
3. Predikce kinematiky při rotaci
4. Posouzení role měkkých struktur

Seznam doporučené literatury:

Kevin C. Townsend, Holly D. Thomas-Aitken, M. James Rudert, Andrew M. Kern, Michael C. Willey, Donald D. Anderson, Jessica E. Goetz, Discrete element analysis is a valid method for computing joint contact stress in the hip before and after acetabular fracture, Journal of Biomechanics, Volume 67, 2018, Pages 9-17, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.11.014>.
Koo S, Andriacchi TP. The knee joint center of rotation is predominantly on the lateral side during normal walking. J Biomech. 2008;41(6):1269-73. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.01.013. Epub 2008 Mar 4.
Lutz C, Sonnery-Cottet B, Niglis L, Freychet B, Clavert P, Imbert P. Behavior of the anterolateral structures of the knee during internal rotation. Orthop Traumatol Surg Res. 2015 Sep;101(5):523-8. doi: 10.1016/j.otsr.2015.04.007. Epub 2015 Jul 13.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

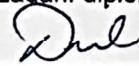
prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní

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

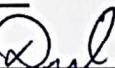
Datum zadání diplomové práce: **24.04.2023**

Termín odevzdání diplomové práce: **13.08.2023**

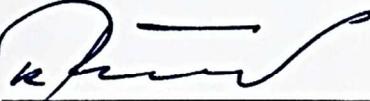
Platnost zadání diplomové práce:



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



podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry



doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomantka bere na vědomí, že je povinna 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.

25.2023

Datum převzetí zadání



Podpis studentky

Anotační list

Jméno autora:	Marie Proboštová
Název diplomové práce:	Predikce kinematiky kolenního kloubu
Anglický název:	Prediction of knee joint kinematics
Rok:	2023
Obor studia:	Biomechanika
Studijní program:	Aplikované vědy ve strojním inženýrství
Vedoucí práce:	prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.
Klíčová slova	Kolenní kloub, kinematika, predikce, měkké struktury, kontakt, optimalizace
Keywords	Knee joint, kinematics, prediction, soft tissue, contact, optimization
Abstrakt	Tato práce se zaměřuje na tvorbu matematického modelu kolenního kloubu, který bude schopen predikovat vnitřní kinematiku kloubu a zatížení měkkých struktur během pohybu. Byl sestaven matematický model na základě geometrie kloubu, mechanických vlastností jednotlivých struktur a výpočtu vnějšího zatížení. Vstupem do modelu je úhel flexe v kolenním kloubu a výstupem pohyby okolo tří os (tři rotace a tři translace) a zatížení kloubních struktur. Výsledné pohyby jsou v souladu s experimentálně naměřenou kinematikou kolenního kloubu během chůze ve stojné fázi. Výsledky zatížení struktur jsou v kvalitativní shodě s literaturou.
Abstract	This thesis focuses on the creation of a mathematical model of the knee joint capable of predicting the internal kinematics of the joint and the load on soft tissues during motion. A mathematical model was constructed based on the joint's geometry, mechanical properties of individual structures, and calculation of external loads. The input to the model is the angle of flexion in the knee joint, and the output is motion around three axes (three rotations and three translations) and the loading of joint structures. The resulting movements are consistent with experimentally measured knee joint kinematics during the stance phase of walking. The results of structural loading are in qualitative agreement with the literature.

Čestné prohlášení

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

V Praze dne

Poděkování

Chtěla bych poděkovat prof. RNDr. Mateji Danielovi, Ph.D., vedoucímu mé diplomové práce, za vedení, připomínky a čas, který mi věnoval. Mé poděkování patří též mému příteli, mé rodině a blízkým přátelům za pomoc a podporu během studia.

Obsah

1	Úvod	11
2	Anatomie	12
2.1	Kolenní kloub	12
2.2	Kosti	12
2.2.1	Femur	12
2.2.2	Tibie	12
2.2.3	Patella	12
2.3	Kloubní pouzdro	13
2.4	Vazy	14
2.4.1	Vazy kloubního pouzdra	14
2.4.2	Nitroklobní vazy	14
2.5	Chrupavka	14
2.6	Menisky	15
2.7	Bursy	15
2.8	Svaly	15
2.8.1	Musculi femoris	16
2.8.2	Musculi cruris	17
3	Kinematika kolenního kloubu	19
3.1	Kinematika chůze	19
3.2	Vnitřní kinematika	19
3.2.1	Flexe	20
3.2.2	Vnější a vnitřní rotace	21
3.2.3	Antero-posteriorní posun	21
3.2.4	Další pohyby	21
3.3	Metody určování kinematiky kloubu	21
3.3.1	Funkční metody	21
3.3.2	Geometrické metody	22
3.3.3	Okamžité centrum rotace	23
4	Modely biomechaniky kolenního kloubu	24
5	Cíle práce	27

6 Metodika	28
6.1 3D model anatomie kloubu	29
6.2 Predikce vnitřní kinematiky kolenního kloubu	31
6.2.1 Optimalizace	33
6.2.2 Vnější zatížení kloubu	35
6.2.3 Kontaktní mechanika kloubu	38
6.2.4 Vazy	40
6.3 Numerická implementace	41
6.3.1 Knihovny	41
6.3.2 Vstupní kinematika	42
6.4 Analýza modelu	42
6.4.1 Okamžitá osa rotace	42
6.4.2 Validace výsledků	43
7 Výsledky	46
7.1 Kinematika	46
7.2 Zatížení kloubu	50
8 Diskuze	54
9 Závěr	56
A Zatížení kloubních ploch	64

Seznam použitých zkrátek a symbolů

ZKRATKA	VÝZNAM
lig.	ligamentum
m.	musculus
ACL (a, p)	lig. cruciatum anterius (přední, zadní)
LCL	lig. collaterale fibulare
MCL (a, o, d)	lig. collaterale tibiale (přední, křížový, hluboký)
PCL (a, p)	lig. cruciatum posterius (přední, zadní)
stl	formát souboru pro 3D data pro stereolitografii
CT	počítačová tomografie
DEA	metoda diskrétních elementů
EMG	elektromyografie
MKP	metoda konečných prvků
MRI	magnetická rezonance
MoBiX	Mobile Biplane X-ray
R (1, 2, 3)	rotace (flexe, abdukce, vnější rotace)
T (1, 2, 3)	translace (laterální, anteriorní, kloubní distrakce)

SYMBOL	JEDNOTKA	VÝZNAM
x	[m]	pozice uzlu
N	[\cdot]	počet okolních uzlů
\vec{F}	[N]	vektor výslednice síly
\vec{M}	[Nm]	vektor výslednice momentu
\vec{F}_v	[N]	vektor vnějšího zatížení
\vec{r}_v	[m]	polohový vektor působiště \vec{F}_v
\vec{F}_{lig_i}	[N]	vektor síly vazu i -tého vazu
\vec{r}_{lig}	[m]	polohový vektor působiště \vec{F}_{lig_i}
\vec{N}_{car_j}	[N]	normálová síla od chrupavky působící na j -tý element femuru
\vec{r}_{car}	[m]	polohový vektor působiště \vec{N}_{car}
\vec{N}_{men_j}	[N]	normálová síla od menisků působící na j -tý element femuru
\vec{r}_{men}	[m]	polohový vektor působiště \vec{N}_{men}
\vec{F}_r	[N]	reziduální síla
\vec{M}_r	[Nm]	reziduální moment
α_{step}	[\cdot]	koeficient velikosti kroku posunutí
β_{step}	[\cdot]	koeficient velikosti kroku natočení
$step_F$	[\cdot]	krok posunutí
$step_M$	[\cdot]	krok natočení
F_{new}	[\cdot]	nová síla F
a_m	[\cdot]	aktivace m -tého svalu
F_m^0	[N]	maximální isometrická síla m -tého svalu
l_m	[m]	délka m -tého svalu
\dot{l}_m	[m/s]	rychlosť aktivace m -tého svalu
l_{t_m}	[m]	délka šlachy m -tého svalu
f_{AL}	[\cdot]	normovaná aktivní složka svalové síly
f_{PL}	[\cdot]	normovaná pasivní složka svalové síly

SYMBOL	JEDNOTKA	VÝZNAM
f_v	[-]	normovaná síla svalu závislá na \dot{l}_m
f_{SE}	[-]	normovaná síla ve šlaše
α_m	[rad]	úhel zpeření
J	[-]	cílová funkce svalové optimalizace
p	[-]	exponent aktivace
t	[s]	čas
$\vec{\delta}$	[m]	vzájemné posunutí kostí
δ_d	[m]	normálová složka $\vec{\delta}$
δ_s	[m]	smyková složka $\vec{\delta}$
k_d	[N/m]	normálová tuhost
k_s	[N/m]	smyková tuhost
S	[m^2]	kontaktní plocha
\vec{n}	[-]	normálový vektor
k_k	[N/m^3]	tuhost kosti vztažená k ploše
E	[Pa]	Youngův modul pružnosti
ν	[-]	Poissonovo číslo
σ_j	[MPa]	napětí v chrupavce pro j -tý element femuru
ϵ_j	[-]	poměrná deformace tloušťky chrupavky pro j -tý element femuru
δ_j	[m]	okamžitá vzdálenost j -tého elementu femuru od tibie
δ_{0j}	[m]	součet volných tlouštěk chrupavek pro j -tý element femuru
L_i	[m]	aktuální délka i -tého vazu
L_{0i}	[m]	volná délka i -tého vazu
k_{1i}	[N/m]	lineární tuhost i -tého vazu
k_{2i}	[N/m]	nelineární tuhost i -tého vazu

Kapitola 1

Úvod

Kinematika kolenního kloubu je velmi složitá [18] jak z pohledu anatomie, tak i z pohledu funkční kinematiky. To je způsobeno potřebou kombinovat v tomto kloubu dvě opačné vlastnosti, stabilitu a mobilitu [18]. Je důležité, aby kloub byl velmi stabilní pro udržení vzpřímeného postoje, oporu v chůzi apod. a zároveň měl možnost uskutečňovat velký rozsah pohybů (flexe 0-140°) pro ostatní lokomoce, sezení apod. Proto v kolenním kloubu nedochází pouze k jednoduché rotaci, ale k obecnému pohybu v prostoru omezenému měkkými strukturami.

Mezi častá zranění kloubu patří přetržení předního křížového vazu a poranění menisků [20]. Častým onemocněním kolenního kloubu je osteoartróza, která nepříznivě ovlivňuje především mechanické vlastnosti kloubní chrupavky [18]. Všechny tyto změny mají vliv na složení zatížení kloubu a ovlivňují jeho kinematiku.

Pochopení kinematiky kloubů je velmi důležité pro správnou diagnostiku patologického chování kloubu ať už vlivem poranění nebo nemoci. Studium kinematiky kloubů pomáhá pochopit vznik a onemocnění kloubu a zlepšit invazivní i neinvazivní terapii. Přímé měření kinematiky kloubu je technicky náročné a drahé, proto se často přistupuje k tvorbě a používání matematických modelů. V posledních letech nastává přesun od obecných modelů k modelům specializovaným pro daného pacienta.

Kapitola 2

Anatomie

2.1 Kolenní kloub

Kolenní kloub (obrázek 2.1) je největším kloubem v lidském těle, jedná se o složený kloub skládající se z femuru, tibie a patelly. Jeho pohyb je složitý, tvořen primárně odvalováním a podkluzováním. V počáteční fázi flexe dochází k zevní rotaci, takzvanému ”odemykání kolene”, při kterém jsou uvolněny vazky a sníženo zatížení artikulujících ploch. [8]

2.2 Kosti

2.2.1 Femur

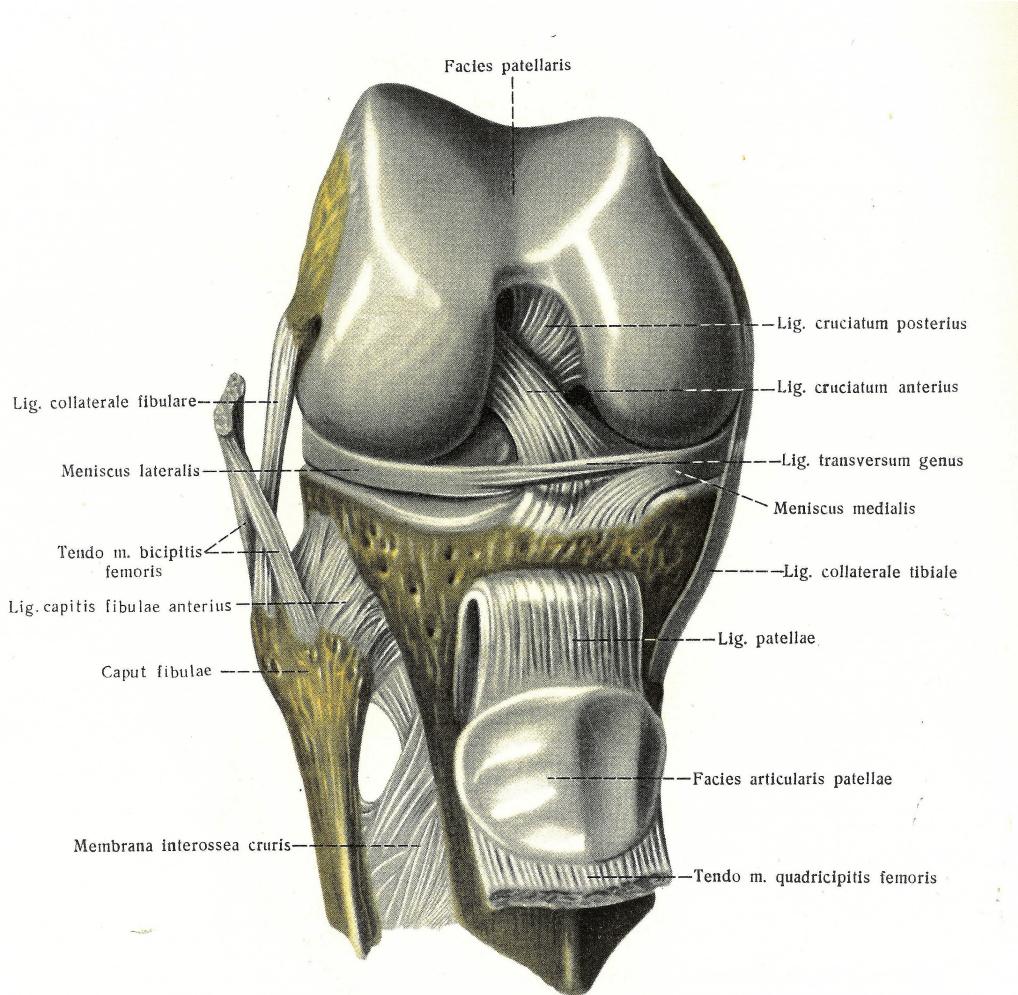
Stehenní kost je dlouhá kost dolní končetiny mezi kyčelním a kolenním kloubem. Na jejím distálním konci (obrázek 2.1) se nachází dva kondyly, které jako hlavice artikulují v kolenním kloubu s tibií. Mediální kondyl je úzký a podlouhlý, oproti tomu je laterální kondyl široký a krátký s menším poloměrem křivosti. Oba kondyly se na anteriorní straně spojují a vytvářejí kontaktní plochu pro patellu. [8]

2.2.2 Tibie

Tibia je druhá dlouhá kost (kratší než femur) účastnící se pohybu v koleni. Na jejím proximálním konci (obrázek 2.1) se nachází v posteriorním směru skloněné, mírně zahloubené kondyly. Mediální artikulující plocha je oválná a hlubší než laterální plocha, která je téměř rovná a kruhová. Uprostřed mezi kondyly se nachází eminenta intercondylaris.[8]

2.2.3 Patella

Malá kost artikulující na anteriorní straně femuru se nazývá patella. Na přední horní straně je upnuta šlacha m. quadriceps femoris, z dolní stany odstupuje lig. patella-



Obrázek 2.1: Kolenní kloub (pravý, pohled zpředu). Zdroj [25].

ris (obrázek 2.1). Patella upravuje působiště m. quadriceps femoris během extenze a zvětšuje tak rameno na kterém sval působí [8].

2.3 Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro se skládá ze dvou vrstev. Vnější fibrózní vrstva zajišťuje stabilitu kloubu, její součástí jsou vazky uvedené v kapitole 2.4.1. Tato membrána se upíná na tibii v těsném okolí kloubní plochy a na femuru nad kondyly. Fibrózní vrstva i vazky obsahují převážně kolagenní vlákna. Její stěna je krevně zásobená kapilárami z okolních tepen. Aby nedošlo k uskřinutí jsou součástí pouzdra také úpony svalů, které zajišťují napínání pouzdra. Kloubní dutinu vystýlá synoviální membrána (nekryje chrupavky ani menisky), její funkcí je tvorba synoviální tekutiny z krevní plazmy přivedené do vnější vrstvy pouzdra. Synoviální tekutina vyživuje chrupavky a menisky a také napomáhá snižovat tření v kloubu. [8]

2.4 Vazy

Vazy v kolenním kloubu se dají rozdělit na nitrokloubní vazy, které slouží ke stabilizaci kloubu, a vazy kloubního pouzdra. Jejich funkcí je zvýšení stability kloubu a zároveň zachování dostatečné mobility.

2.4.1 Vazy kloubního pouzdra

Postranní vazy jsou součástí kloubního pouzdra, zesilují a vyztužují ho. Lig. collaterale tibiale (MCL) (obrázek 2.1) se nachází na mediální straně kolenního kloubu. Je veden od mediálního kondylu femuru přes meniskus až ke kondylu tibie. Tento vaz je široký a plochý. Lig. collaterale fibulare (LCL) (obrázek 2.1) začíná na laterální straně femuru a končí na caput fibularis. Je užší, má oválný průřez a na rozdíl od MCL není srostlý s meniskem [8]. Během extenze kolene jsou oba vazy napnuté a stabilizují kloub [8].

Na anteriorní straně kolenního kloubu odstupuje ze šlachy m.quadriceps femoris v okolí patelly několik vazů. Distálním směrem odstupuje lig. patellae (obrázek 2.1) na tuberositas tibiae a distálně šikmo lig. retinacula patellae (medialis a lateralis) k příslušným kondylům tibie.

Dorzální stanu kloubního pouzdra vyztužuje lig. popliteum obliquum a lig. popliteum arcuatum.

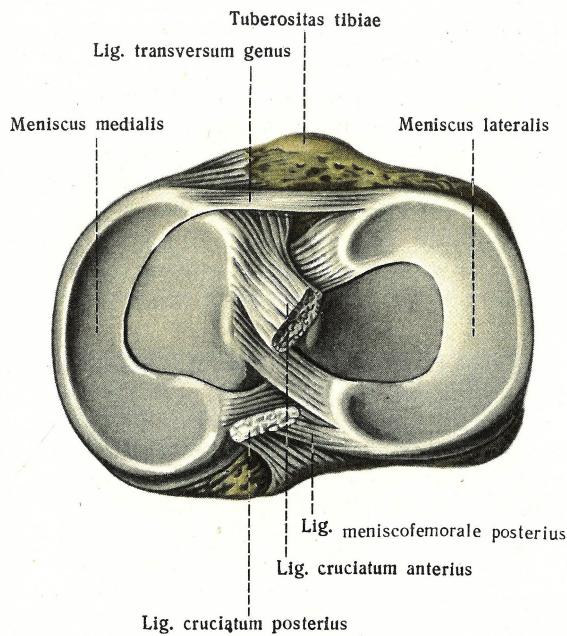
2.4.2 Nitrokloubní vazy

Křížové vazy (lig. cruciatum anterius (ACL) a posterius (PCL)) (obrázek 2.1 a 2.2) omezují pohyby kloubu, především v antero-posteriorním směru. ACL začíná na mediální straně laterálního kondylu femuru a končí na anteriorní interkondylární ploše. PCL jde od laterální strany mediálního kondylu femuru k zadní interkondylární ploše. PCL je silnější než ACL, ale jejich délka je přibližně stejná [8]. ACL zamezuje přílišnému anteriornímu posuvu tibie a její vnitřní rotaci při extenzi, PCL naopak posteriornímu posuvu a vnější rotaci při flexi [8].

Mezi další nitrokloubní vazy patří lig. transversum genus (obrázek 2.1, 2.2), který spojuje na anteriorní straně menisky, a lig. meniscofemorale anterius a posterius (obrázek 2.2) jdoucí od laterálního menisku okolo PCL k mediálnímu kondylu.

2.5 Chrupavka

V kolenním kloubu se nacházejí čtyři vazivové chrupavky, které zprostředkovávají kontakt mezi artikulujícími kostmi. Na proximálním konci tibie se nacházejí dvě chrupavky na mediální a laterální kondylární ploše. Na těchto plochách dochází ke kontaktu s femorální chrupavkou, která obaluje obě femorální kondyly a zasahuje až na anteriorní stranu, kde vytváří povrch pro styk s patellou. Poslední chrupavka je umístěna na patelle a je nejtlustší chrupavkou v těle [8].



Obrázek 2.2: Kolenního kloubu (pravý, pohled shora na distální část) - menisky a vazby.
Zdroj [25].

2.6 Menisky

Kolenní kloub obsahuje dva menisky (mediální a laterální), které doplňují tvar tibiálních artikulujících ploch tak, aby více odpovídaly plochám na femuru. Slouží jak k tvorbě komplikovanějšího pohybu, tak k tlumení rázů. Menisky jsou ploténky vazivové chrupavky srpkovitého tvaru a trojúhelníkového průřezu. Cípy menisků jsou přirostlé k tibii na eminenta intercondylaris, zbytek je volný, přichycený vnější stranou ke kloubnímu pouzdru. Tvarově odpovídají menisky tvaru tibie, takže mediální meniskus je poloměsíčitý a laterální je více zakulacený. Mediální meniskus je méně pohyblivý, protože je připojen k hluboké vrstvě lig. collaterale tibiale [8, 12].

2.7 Bursy

V místech kde dochází k otěru šlach a vazů o kost, se nacházejí bursy. Jedná se o vazivové váčky naplněné tekutinou podobnou synoviální. Změkčují kontakt a snižují tření vazů a šlach s kostmi [8, 12].

2.8 Svaly

Pohyby v kolenním kloubu generují svaly stehna na ventrální a dorzální straně a některé svaly bérce. Mezi nejdůležitější svaly patří m. quadriceps femoris, m. biceps femoris,

m. semitendinosus a m.semimembranosus. Přehled svalů kolenního kloubu rozdělený podle funkce je uveden v tab. 2.1.

2.8.1 Musculi femoris

Musculus quadriceps femoris

Čtyřhlavý sval, m. quadriceps femoris, je složený z m. rectus femoris, m.vastus medialis, m. vastus lateralis a m. vastus intermedius. Všechny hlavy se spojují nad patellou ve šlachu, která se upíná k patelle a dál pokračuje jako lig. patellae. M. quadriceps femoris se uplatňuje především při udržování vzpřímeného postavení, chůzi a při vstávání ze sedu [12].

M.rectus femoris začíná na spina iliaca, je tedy veden přes dva klouby (kyčelní a kolenní kloub). Tento sval způsobuje nejen extenzi kolene, ale také flexi kyče.

M. vastus medialis a lateralis začínají na zadní straně femuru na linea aspera a jsou vedeny přes příslušné strany distálně k patelle. Tyto dvě hlavy zajišťují kromě extenze kolene také správnou polohu palely.

Pod třemi vnějšími hlavami se nachází jedna hluboká hlava, m. vastus intermedius, která jde z laterálně proximální strany femuru a částečně se upíná do kloubního pouzdra.

Musculus biceps femoris

Na dorzální straně femuru se nachází m. biceps femoris, jeho dlouhá hlava (caput longus) začíná na ischii, a jeho krátká hlava (caput breve) na dorzální straně femuru. Obě hlavy se na distálním konci spojují do jednoho bříška, následuje šlacha upnutá na caput fibulae. Celý sval slouží k flexi kolenního kloubu, přičemž caput longus je navíc pomocný extenzor a adduktor kyčelního kloubu [8].

Musculus semitendinosus

M. semitendinosus je dlouhý sval, který začíná na ischii, je veden po dorzální straně stehna a upíná se pod mediálním kondylem tibie do pes anserinus. Jeho hlavní funkcí je flexe a vnitřní rotace kolene (při flektovaném koleni). Dále působí jako pomocný extenzor a adduktor kyče [12].

Musculus semimembranosus

M. semimembranosus má přibližně stejný začátek a konec jako m. semitendinosus, jen se jeho úponové šlachy rozdělují do tří větví. Jeho funkce je obdobná jako u m. semitendinosus [12].

Musculus sartorius

M. sartorius, známý také jako krejčovský sval, je nejdelším svalem v lidském těle. Začíná na spina iliaca a je veden přes ventrální stranu femuru až pod mediální kondyl tibie do pes anserinus. Jeho funkcí je flexe kolenního kloubu a zevní rotace dolní končetiny [8].

Musculus gracilis

Štíhlý sval m. gracilis začíná na os pubis a vede po povrchu mediální strany stehna na pes anserinus. M. gracilis vnitřně rotuje tibii flektovaného kolene, pomáhá flexi kolenního kloubu a adduktuje kyčel [8].

Pohyb	Hlavní svaly	Pomocné svaly
Flexie	m. biceps femoris,	m. gracilis,
	m. semitendinosus,	m. sartorius,
	m. semimembranosus	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

Tabulka 2.1: Rozdělení svalů kolenního kloubu podle funkce. Zdroj [12].

2.8.2 Musculi cruris

Musculus triceps surae

Na zadní straně bérce se nachází m. triceps surae, jeho dvě hlavy m. gastrocnemius (caput mediale a caput laterale) se upínají nad posterioní stranu kondylů femuru. Třetí h lava začíná na caput fibulae. Na distální straně se všechny hlavy m. triceps surae spojují v Achillovu šlachu, která se upíná na patní kost. Obě hlavy m. gastrocnemius pomáhají flektovat koleno [12].

Musculus popliteus

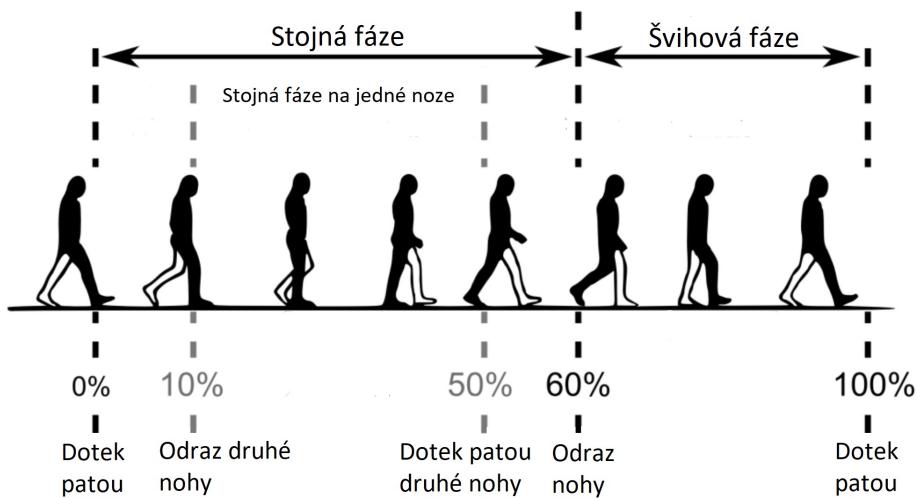
M. popliteus začíná na vnější straně laterálního epikondylu femuru, pokračuje pod LCL a upíná se na dorzální straně mediálního kondylu tibie. Sval flektuje koleno a při ohnutém koleni rotuje tibii dovnitř. Důležitou funkcí m.popliteus je ”odemykání” kolene během počátku flexe [8].

Kapitola 3

Kinematika kolenního kloubu

3.1 Kinematika chůze

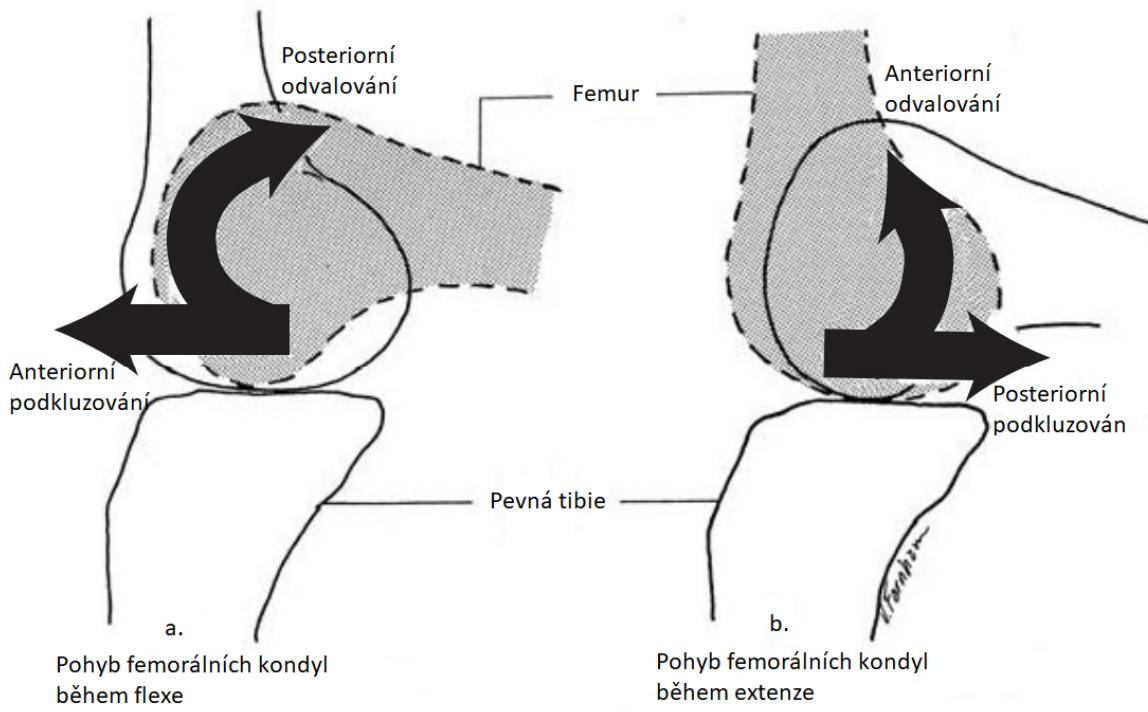
Cyklus chůze (obrázek 3.1) se skládá z několika fází s odlišným tělovým zatížením koloubu. Dvě hlavní části se nazývají švihová a stojná fáze [4]. Cyklus chůze začíná dotekem paty s podložkou, od tohoto okamžiku koloub začíná být zatížen těhou těla. Následně dojde k plnému přenesení váhy na tuto nohu a druhá noha přechází do švihové fáze. Ve chvíli kdy druhá noha ukončí švihovou fázi kontaktem paty s podložkou se začíná první noha odlehčovat překládí se na špičku a vstupuje do švihové fáze. Model se zaměřuje jen na plně zatížené koleno (10-50 % cyklu chůze [4]), ve které je pouze sledovaná noha v stojné fázi.



Obrázek 3.1: Fáze chůze. Zdroj [4] (upraveno).

3.2 Vnitřní kinematika

Kolenní koloub potřebuje být zároveň velmi stabilní a mobilní, což reflektuje jak jeho anatomie, tak i jeho vnitřní kinematika [18]. Hlavním pohybem v tibiofemorálním koloubu je flexe/extenze. Aby koloub splňoval požadavky na stabilitu a mobilitu je



Obrázek 3.2: Odvalování a podkluzování femuru během flexe. Zdroj [18] (upraveno)

tento hlavní pohyb kombinován s abdukcí/addukcí, vnitřní/vnější rotací, anteriorním/posteriorním posuvem, mediálním/laterálním posuvem a kloubní distrakcí. Kombinací těchto pohybů je způsobeno, že výsledný pohyb není konán okolo pevné osy nebo bodu, ale osa rotace se v průběhu pohybu proměňuje [18].

3.2.1 Flexe

Flexe femuru vůči pevné tibii je prováděná okolo osy, která prochází horizontálně mezi kondylami femuru. Tato osa není pevná vzhledem k souřadnému systému tibie, ale pohybuje se během celého rozsahu flexe v kloubu. Kolenní kloub pasivně dosahuje úhlu flexe až 140° a aktivně až 160° (například během dřepu) [18].

Na začátku flexe femuru ($0-25^\circ$) se femur pouze odvaluje po tibiálním platu v posteriorním směru. Pokud by se femur odvaloval dál, došlo by k jeho odvalení pryč z kloubní plochy tibie, která je mnohem kratší než femorální kloubní plocha. Měkké struktury, především přední křízový vaz a menisky, zabraňují tomuto jevu, táhnou a tlačí femur anteriorním směrem. Femur v této fázi pohybu podkluzuje. [18]

Během extenze probíhá pohyb v kloubu obdobným způsobem. Nejdříve dochází k anteriornímu odvalování původně flektovaného femuru, ke kterému se následně přidává posteriorní podkluzování, které způsobují zejména zadní křízový vaz a menisky [18]. Pohyb femuru během flexe zobrazuje obrázek 3.2.

3.2.2 Vnější a vnitřní rotace

Dalším velmi důležitým pohybem je vnější/vnitřní rotace. Tento relativní pohyb probíhá okolo osy rovnoběžné s podélnou osou tibie, která prochází přibližně skrz mediální interkondylární výběžek. Během natáčení tibie dochází na laterální straně ke větším vzájemným pohybům než na mediální straně mezi tibií a femurem. Rozsah tohoto pohybu závisí na úhlu flexe, v němž se kloub nachází. Při flektovaném koleni jsou vazky značně napjaté a téměř neumožňují rotaci okolo dlouhé osy tibie. Největší rozsah pohybu nastává okolo 90° flexe a pohybuje se okolo 35° . [18]

3.2.3 Antero-posteriorní posun

Jak již bylo popsáno výše, antero-posteriortní posun je velmi důležitý pro mobilitu kloubu se zachováním jeho stability [18]. Tento pohyb je těsně spjat s úhlem flexe a směrem pohybu.

3.2.4 Další pohyby

Oproti ostatním rotacím je abdukce/addukce v kolenním kloubu malá. V plně pronutém koleni se pohybuje okolo 8° a při flexi 20° okolo 13° [18]. V kolenním kloubu dochází ještě k medio-laterálnímu posuvu a změně kloubní distrakce.

3.3 Metody určování kinematiky kloubu

K měření kinematiky kloubů složí různé metody rozdílné v přesnosti, invazivnosti, technické a časové náročnosti. Metody určování kinematiky lze rozdělit na dvě skupiny: funkční a geometrické.

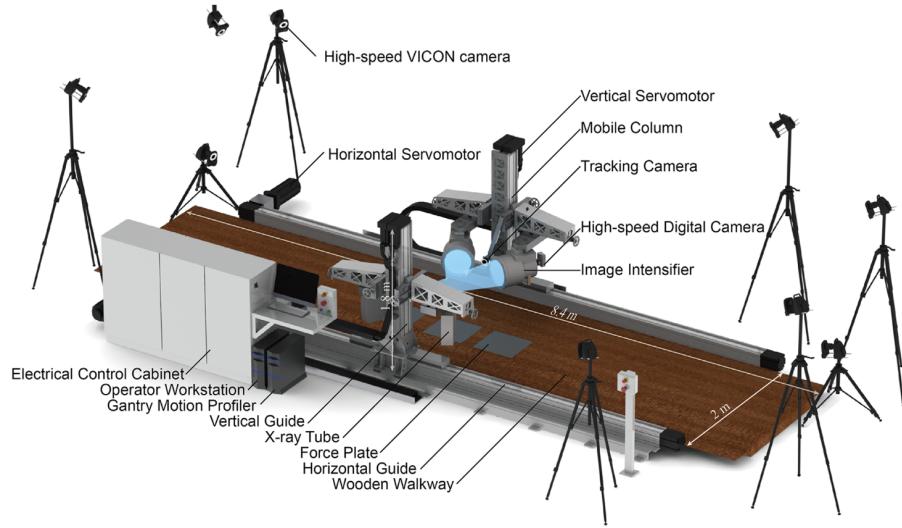
3.3.1 Funkční metody

Metody, které využívají komplexní snímání pohybu a jeho analýzu, se nazývají funkční. K těmto metodám patří elektrogoniometrie, rentgenografie, stereofotogrametrie a video analýza.

Elektrogoniometrie je náročná na správnou přípravu před samotným měřením. Pro správné výsledky je potřeba umístit goniometr přesně do středu otáčení kloubu, jinak budou výsledky nepřesné. Další nevhodou je umístění zařízení na měkké tkáně a omezení pohybu přítomností napájení. [20]

Další metody vyžívají video záznam pohybu. Ke správné identifikaci bodů se používají markery umístěné na orientační anatomické body. Výsledky této techniky opět ovlivňují pohyby kůže a je náročná na přípravu. Výsledná data poskytují dobré informace o pohybech celého těla, ale přesně nereflektují vnitřní pohyby v kloubu.

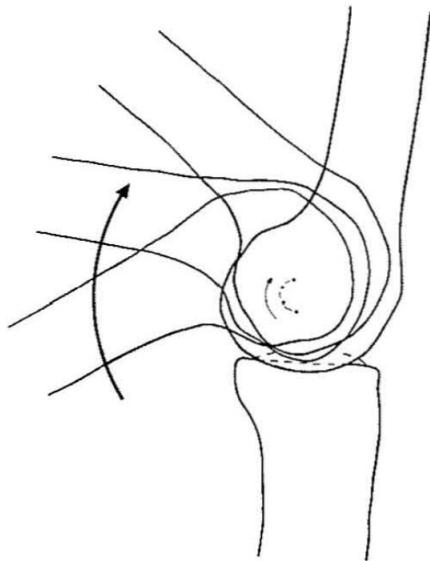
Přidáním rentgenového snímání ke kamerovému lze získat přesnější informace o kinematici kloubu, vztažením měření k povrchu kostí místo ke kůži. Kombinaci těchto



Obrázek 3.3: Systém MoBiX. Zdroj [11] (upraveno).

záznamů využívá například systém MoBiX (obrázek 3.3), který použil Gray et al. (2019) v [11] pro měření kinematiky kolenního kloubu během chůze ve třech rovinách.

Jednoduší variantou měření kinematiky kloubu je zpracování snímků pohybu v jedné rovině, hledáním pólu pohybu (okamžitého centra rotace) mezi dvěma po sobě jdoucími snímkami. Tato metoda je ovšem omezena maximální rotací v kloubu v ostatních rovinách [21].



Obrázek 3.4: Okamžitý střed otáčení kolenního kloubu. Zdroj [21].

3.3.2 Geometrické metody

Geometrické metody jsou schopné určit fixní centrum rotace (střed kondylu) na základě snímků kostí (rentgenové, MRI). Tyto metody hledají střed křivosti kloubních ploch. Jejich použití je jednoduché, ale je vhodné pouze pro jednoduché kulové klouby jako

je kyčelní nebo ramenní kloub, kde se okamžité centrum rotace přibližně shoduje se středem kloubní hlavice.

3.3.3 Okamžité centrum rotace

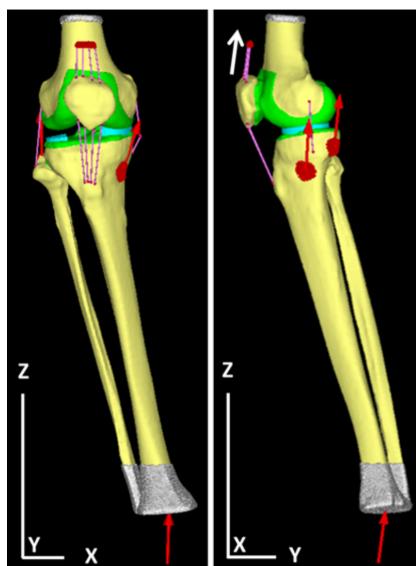
Okamžité centrum rotace popisuje relativní pohyb mezi sousedními tuhými tělesy v jedné rovině. Jedno těleso koná relativní pohyb vůči jinému, v každém časovém okamžiku můžeme nalézt bod s nulovou rychlostí, takový bod nazýváme okamžité centrum rotace. Pokud je centrum rotace shodné s kontaktním místem mezi tělesy, tělesa se vzájemně odvalují. Pokud je centrum rotace umístěné mimo kontaktní plochu, dochází v kloubu k podkluzování. Spojením kontaktního budu a centra rotace získáme informaci o směru pohybu kontaktního místa. Na obrázku 3.4 je příklad okamžitého centra rotace kolenního kloubu.

Kapitola 4

Modely biomechaniky kolenního kloubu

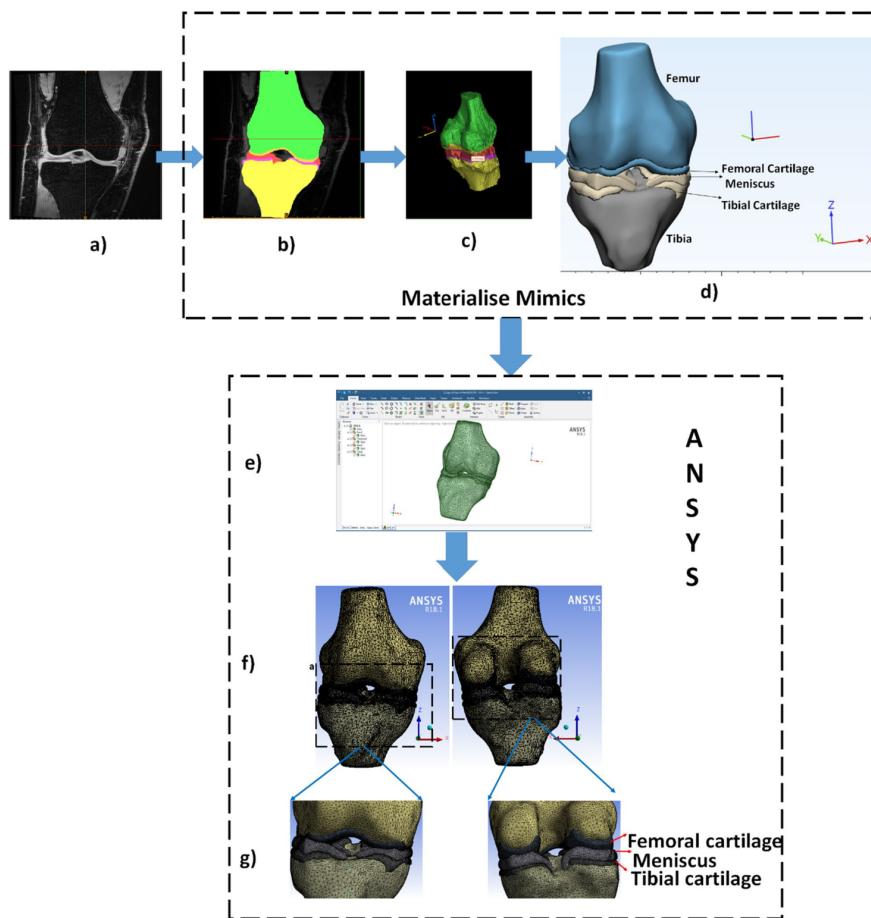
V biomechanice se často používají matematické modely k určení zatížení kloubních ploch, namáhání vazů, menisků, sil generovaných ve svalech apod.

Watanabe et al (2020) vytvořil v [33] model, který na základě kinematiky kolenního kloubu získané pomocí video analýzy predikuje zatížení v kloubní ploše a napětí v tibii během části cyklu chůze s nevíce zatíženým kolenním kloubem. Jejich model zahrnuje výpočet napětí v kosti na základě hustoty kosti získané z CT snímků. Během chůze byla změřena reakce s podložkou a pomocí EMG síla ve svalech. CT snímek kloubu v plné extenze byl převeden pomocí softwaru "Mechanical finder" na CT snímek kloubu ve flexi. Napětí ve svalech bylo modelováno pomocí "Any Body Technology" a jeho platnost byla zkontrolována pomocí dat z EMG měření. Model zahrnuje vazky, menisky a kloubní chrupavku. Z reakční síly od podložky využívá pouze svislou složku. Kosti se mohly pohybovat ve směru výslednice síly. Podle jejich výsledků se v nejvíce zatížené fáze chůze pohybuje napětí na kloubních plochách v rozmezí mezi $0 - 5 \text{ MPa}$ a zatíženy jsou pouze mediální kondyly. Model je zobrazen na následujícím obrázku (??).



Obrázek 4.1: Model kolenního kloubu podle Watanabihho et al. (2020). Zdroj [33].

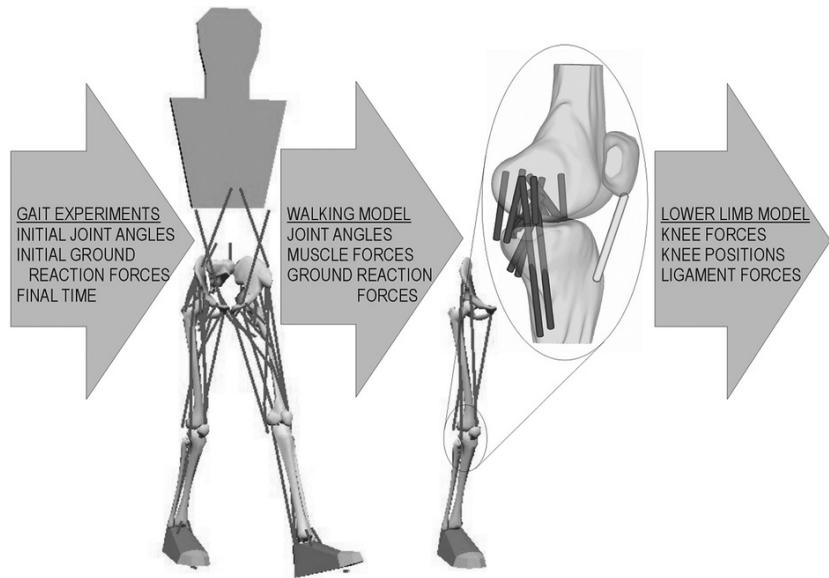
Další matematický model byl vyvinut Jogim et al.(2021), popsán v [16] a zobrazen na obrázku 4.2. Tento model určuje tlakovou tuhost kloubu daného subjektu pomocí MKP v zatíženém a nezatíženém stavu. V této studii byly nejdříve pořízeny MRI snímky kolenního kloubu v axiálně nezatíženém a zatíženém stavu. Následně byla změřena kloubní distrakce z obou snímků a zjištěna deformace mezi oběma polohami. Potom byl vytvořen MKP model, pomocí kterého byla hledána taková lineární tuhost kloubu, která by odpovídala deformaci kloubu a axiální zátěže. Výsledky této neinvazivní metody lze použít pro zpřesnění MKP modelů kolenních kloubů odpovídající danému subjektu pro další vývoj a studie.



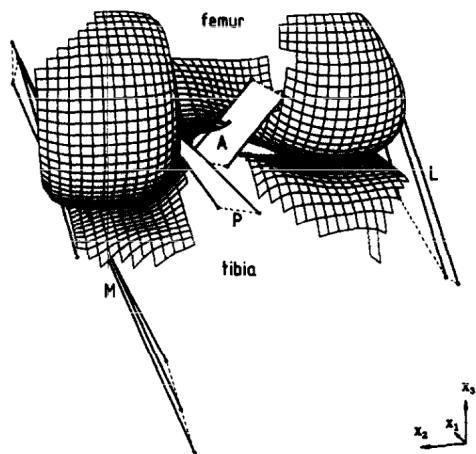
Obrázek 4.2: Tvorba modelu kolenního kloubu podle Jogiho et al. (2021). Zdroj [16].

Zatížení svalů a vazů v kolenním kloubu s deficitem ACL během chůze zkoumal Shelburne et al. (2005) v [23]. K výpočtům zatížení svalů, vazů a kloubů byl použit model zahrnující dolní končetinu složený z pěti segmentů spojených pěti kloubů. Kontaktní plochy kolenního kloubu byly modelovány jako deformovatelná tělesa na rozdíl od kostí. Vstupy do modelu byly natočení kolenního kloubu během chůze, vnější zatížení kloubu a mechanické vlastnosti měkkých struktur. Z inverzní dynamiky bylo získáno zatížení kloubu, jeho struktur a posuvy v kloubu. Model s jeho vstupními a výstupními daty je zobrazen na obrázku 4.3.

Analýzou kloubního kontaktu a pasivní kinematikou kolenního kloubu se zabývá Blankevoort et al. (1991) v [3]. Vstupními parametry jejich modelu jsou geometrie



Obrázek 4.3: Model kolenního kloubu podle Shelburna et al. (2005). Zdroj [23].



Obrázek 4.4: Model kolenního kloubu podle Blankevoorta et al. (1991). Zdroj [3].

kloubních ploch, experimentálně změřená kinematika (flexe, vnitřní/vnější rotace a anterio-posteriorní posuv), vnější zatížení kloubu a mechanické vlastnosti měkkých struktur. Kloubní plochy byly modelovány třemi způsoby: tuhý kontakt, deformovatelný kontakt (tenká elastická vrstva) s lineární a nelineární chrupavkou. Vazy byly modelovány jako nelineární pružiny. Řešením kvazistatické rovnováhy byla v případě deformovatelných kloubních ploch nalezena pasivní kinematika (abdukce, medio-laterální posun a kloubní distrakce). Model kloubu zobrazuje obrázek 4.4.

Kapitola 5

Cíle práce

Tato práce si dává za úkol vytvořit model kolenního kloubu, který je schopen predikovat vnitřní kinematiku kloubu (abdukci, vnější rotaci, anteriorní a laterální posun a kloubní distrakci) na základě úhlu flexe, geometrických 3D modelech, mechanických parametrech měkkých struktur, jejich deformaci a vnějších zatížení. Tím bude vyřešena kinematika a zatížení kloubu na základě jeho geometrie. Touto problematikou se v plné míře nezabývá, žádný z modelů uvedených v předchozí kapitole. Nejblíže cílům práce jsou poslední dva zmíněné modely (Blankevoort et al. (1991) a Shelburne et al. (2005)), které se ale zabývají predikcí pouze tří pohybů (kinematika tří pohybů je vstupem do modelu).

Za účelem splnění cílů práce je nutné sestavit model, který bude generovat síly od jednotlivých struktur (vazy, chrupavky, menisky a svaly) na základě vzájemné polohy a natočení kostí a především vytvořit optimalizaci minimalizující výslednici těchto sil a jejich momentů.

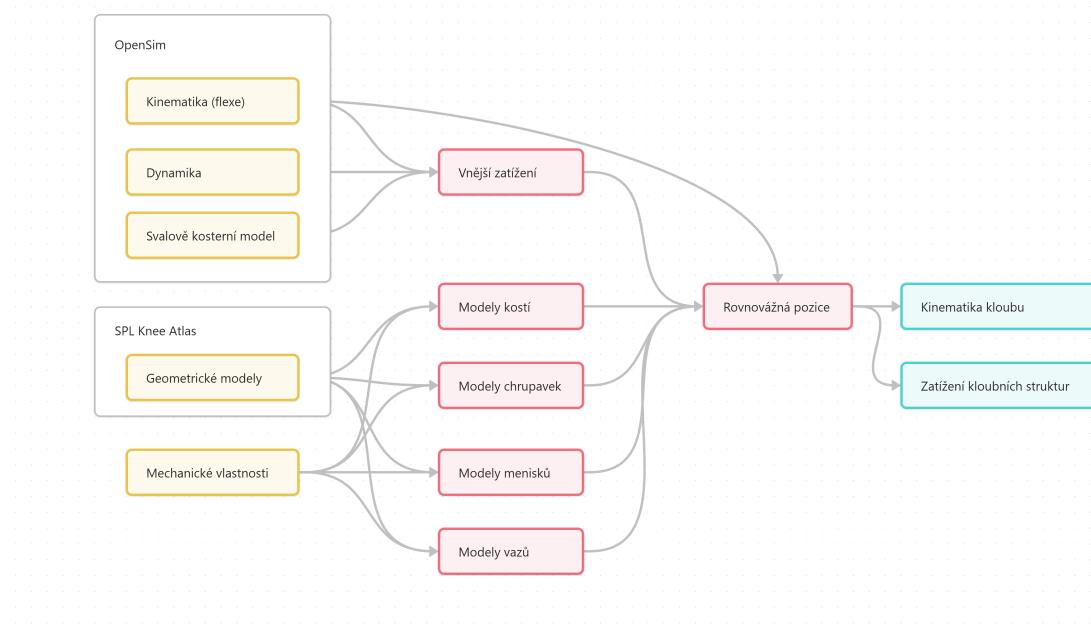
Protože nejčastějším pohybem je chůze a klouby jsou zatíženy různě velkými vnějšími silami během pohybu, bude tato práce zaměřena pouze na část cyklu chůze s největším zatížením.

Kapitola 6

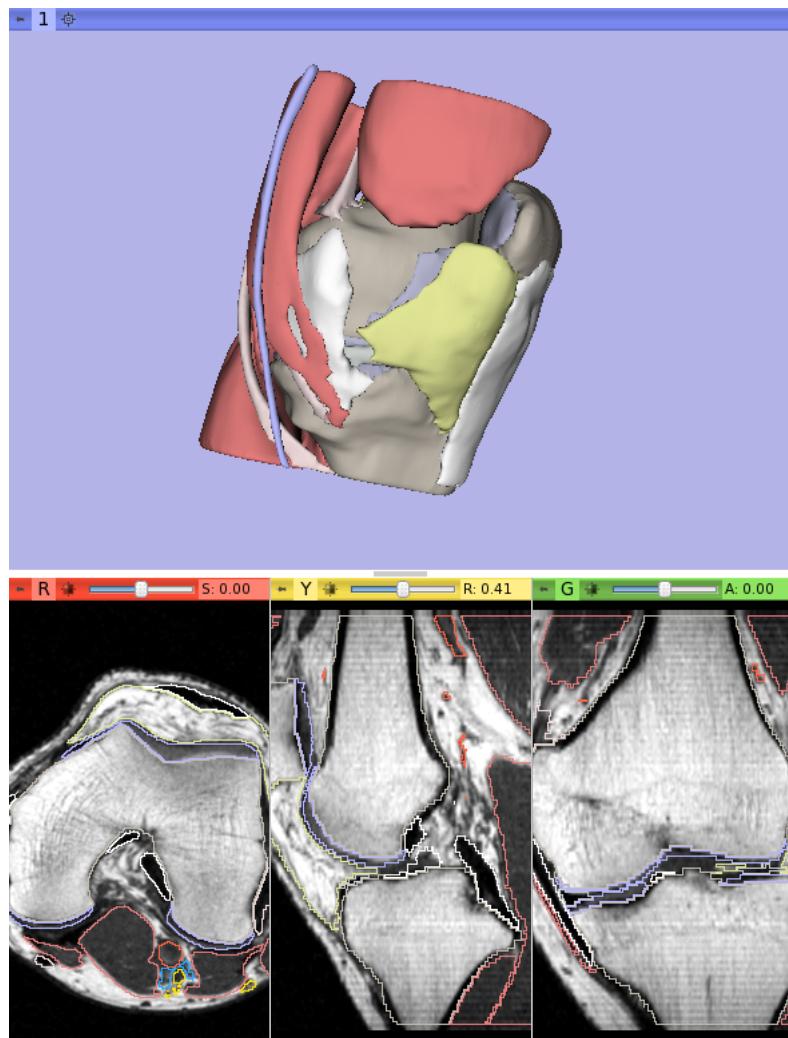
Metodika

V této práci byl vyvinut model, který na základě geometrie kontaktních ploch a předepsané flexi v kolenním kloubu určuje vzájemnou kinematiku femuru a tibie. Základním předpokladem modelu je, že výsledná kinematika je určena zatížením kloubu a interakcí měkkých struktur s kostí. Vstupem do modelu je geometrie distálního femuru a proximální tibie včetně měkkých struktur, t.j. chrupavek, menisků a vazů. Výpočet kinematiky jsme provedli v průběhu stojné fáze chůze, kdy je zatížení kolenního kloubu největší. V další části popíšeme způsob vzájemné kinematiky.

Stručné schéma vytvořené simulace je zobrazeno na obrázku 6.1 a jeho jednotlivé části budou popsány v následujícím textu.



Obrázek 6.1: Schéma simulace. Žlutá - vstupní data, červená - simulace, modrá - výstupní data.



Obrázek 6.2: Zdrojová data pro vytvoření segmentace anatomických struktur. Zdroj [1, 27].

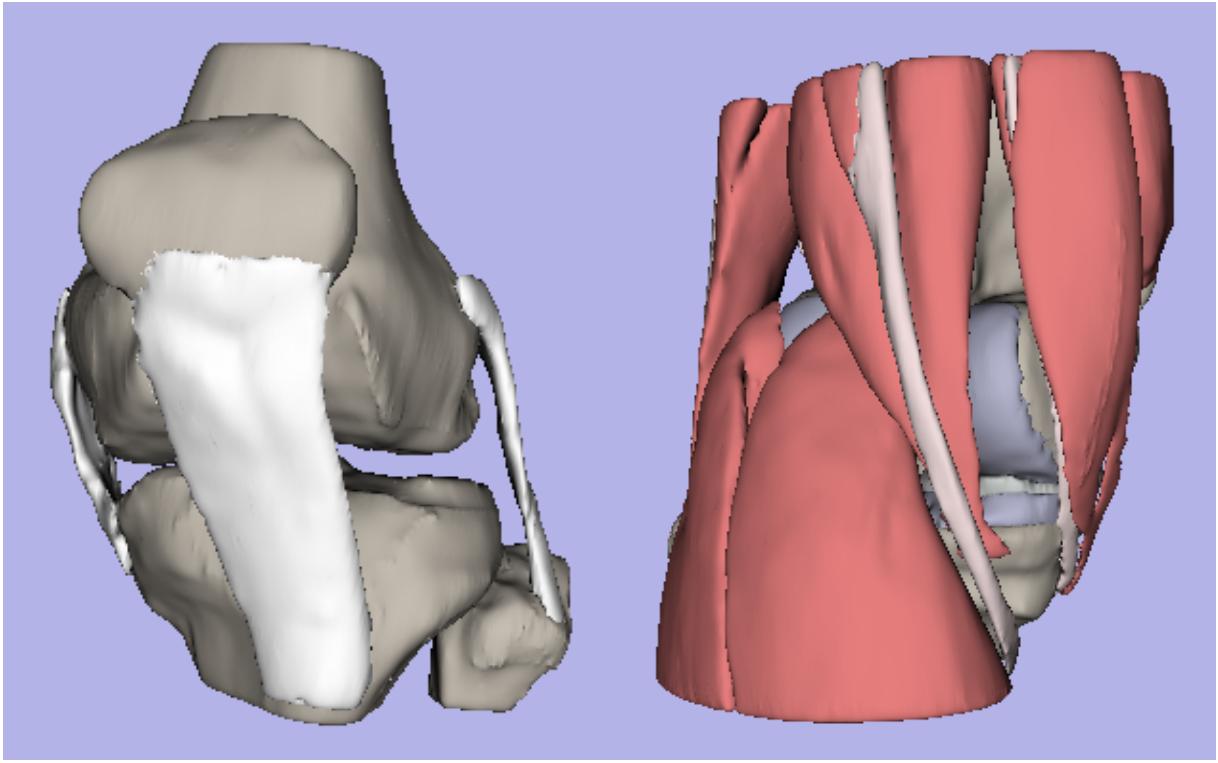
6.1 3D model anatomie kloubu

Pro vytvoření 3D modelu byly využity snímky z nukleární magnetické rezonance (obrázek 6.2). Velikost snímku je 512x512 pixelů o celkovém počtu 120 snímků. Rozměry voxelu ve snímku jsou 0.27344 x 0.27344 x 1 mm. Data a segmentace byly získány z SPL Knee Atlas, The Open Anatomy Project [27]. Informace o pacientovi byly anonymizovány a není tedy známé ani pohlaví pacienta ani jeho věk. K dispozici jsme měli 3D modely jednotlivých anatomických struktur. Anatomické struktury jsou uvedeny v tabulce 6.1, kde jsou tučně vyznačeny struktury využity k dalšímu výpočtu. Segmentace (obrázek 6.3) byla provedena v rámci projektu SPL Knee v Laboratoři chirurgického plánování, Oddělení radiologie, Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School, Boston, MA ([13]) v programu 3D Sliceru ([1]).

Jednotlivé segmentace byly exportovány ve formátu stl. Pro další úpravu byl zvolen program Meshlab [5]. Cílem úprav byla optimalizace výpočetního času zjednodušením sítě (zmenšení hustoty sítě) a odstranění nefyziologických výstupků. Zjednodušení sítě bylo dosaženo prostřednictvím algoritmu izotropního explicitního přesíťování [15],

Model_9_infrapatellar_fat_body	Model_46_soleus_tendon
Model_12_vastus_lateralis_muscle	Model_47_semitendinosus_tendon
Model_13_vastus_medialis_muscle	Model_48_gracilis_tendon
Model_15_biceps_femoris_muscle	Model_61_peroneus_nerve
Model_16_semimembranosus_muscle	Model_62_tibialis_nerve
Model_17_semitendinosus_muscle	Model_63_muscular_branches_tibialis_nerve
Model_18_gracilis_muscle	Model_64_medial_sural_cutaneous_nerve
Model_19_sartorius_muscle	Model_71_popliteal_artery.
Model_20_medial_head_gastrocnemius_muscle	Model_73_superior_medial_genicular_artery
Model_21_lateral_head_gastrocnemius_muscle	Model_74_superior_lateral_genicular_artery
Model_22_popliteus_muscle	Model_75_middle_genicular_artery
Model_23_soleus_muscle	Model_77_great_saphenous_vein
Model_24_tibialis_anterior_muscle	Model_78_small_saphenous_vein
Model_25_extensor_digitorum_longus_muscle	Model_81_lateral_meniscus
Model_26_peroneus_longus_muscle	Model_82_medial_meniscus
Model_31_anterior_cruciate_ligament	Model_83_femoral_cartilage
Model_32_posterior_cruciate_ligament	Model_84_lateral_tibial_cartilage
Model_33_fibular_collateral_ligament	Model_85_medial_tibial_cartilage
Model_34_tibial_collateral_ligament	Model_86_patellar_cartilage
Model_35_patellar_ligament	Model_95_femur
Model_41_adductor_magnus_tendon	Model_96_tibia
Model_42_biceps_femoris_tendon	Model_97_fibula
Model_43_iliotibial_tract	Model_98_patella
Model_44_popliteus_tendon	

Tabulka 6.1: Seznam 3D modelů [27]



(a) 3D modely kostí a vazů

(b) 3D modely svalů

Obrázek 6.3: 3D model anatomických struktur z projektu SPL Knee Anatomy. Zdroj [1, 27].

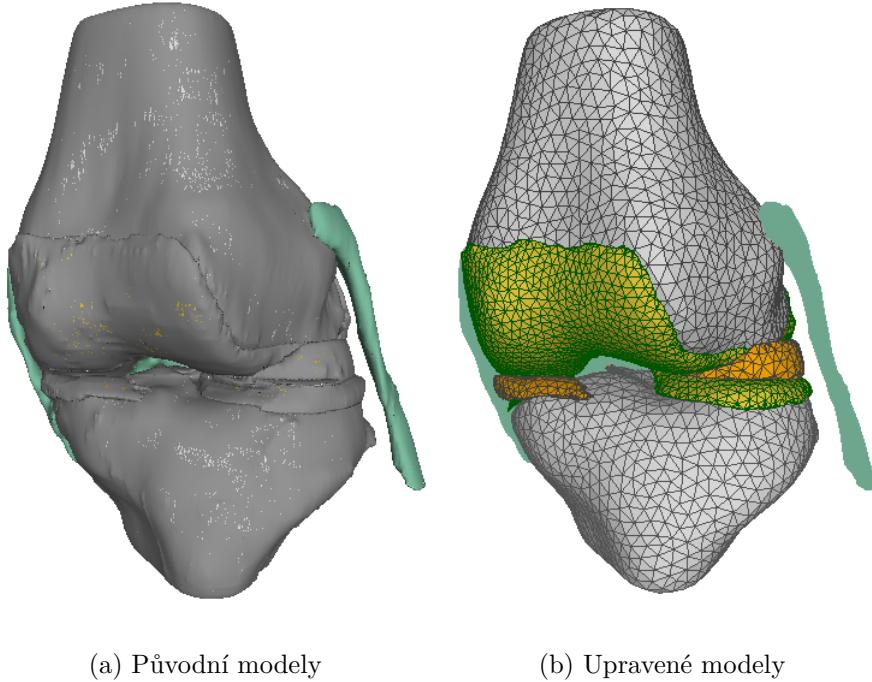
který je implementován ve formě filtru "Remeshing: Isotropic Explicit Remeshing". Snížení velikosti sítě je klíčové pro efektivitu dalších výpočtů. Míra zjednodušení byla určena podmínkou zachování anatomických tvarů. Dále byla síť vyhlazena prostřednictvím upravené metody "Laplacian Smooth"[26]. Pro každý vrchol v síti byla na základě polohy sousedů vybrána nová poloha. Formálněji lze operaci vyhlazení popsat pro jednotlivé vrcholy takto:

$$x_i = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N x_j, \quad (6.1)$$

kde N je počet sousedních vrcholů uzlu i , x_j je pozice j -tého sousedního vrcholu a x_i je nová pozice uzlu i . Úprava metody v programu Meshlab spočívá v tom, že k přesunu vrcholu dojde jenom v případě, že se pozice nového vrcholu výrazně neliší od původní plochy povrchu. Manuálně byly odstraněny ostré hrany a špičky odstraněním částí sítí. Pro získání uzavřené sítě byla využit filtr programu Meshlab "Close Holes". Srovnání výsledných upravených modelů a původních modelů je zobrazeno na obrázku 6.4.

6.2 Predikce vnitřní kinematiky kolenního kloubu

V biomechanické analýze se zpravidla uvažují následující pohyby v kolenním kloubu: flexe/extenze, vnitřní/vnější rotace a antero/posteriorní posuv. Kromě těchto pohybů



(a) Původní modely

(b) Upravené modely

Obrázek 6.4: 3D stl modely z [13], které jsou použity k predikci kinematiky. Šedá - femur, tibia; žlutá - femorální a tibiální chrupavka; oranžová - menisky; zelená - vazby (použity pouze k určení polohy jejich úponů).

dochází ještě k abdukci/addukci, medio/laterálnímu posuvu a kompresi/distrukci kloubu. Základním předpokladem naší práce je, že je možné na základě flexe kloubu a silové reakce měkkých struktur určit zbylé pohyby v kloubu. Kloub se v každém časovém okamžiku pohybu ustaví do polohy odpovídající rovnováze sil působících v jednotlivých anatomických strukturách. V další analýze jsme pro zjednodušení úlohy uvažovali pomalý pohyb, při kterém je možné zanedbat inerciální silové účinky a řešit tak kvazistatický problém.

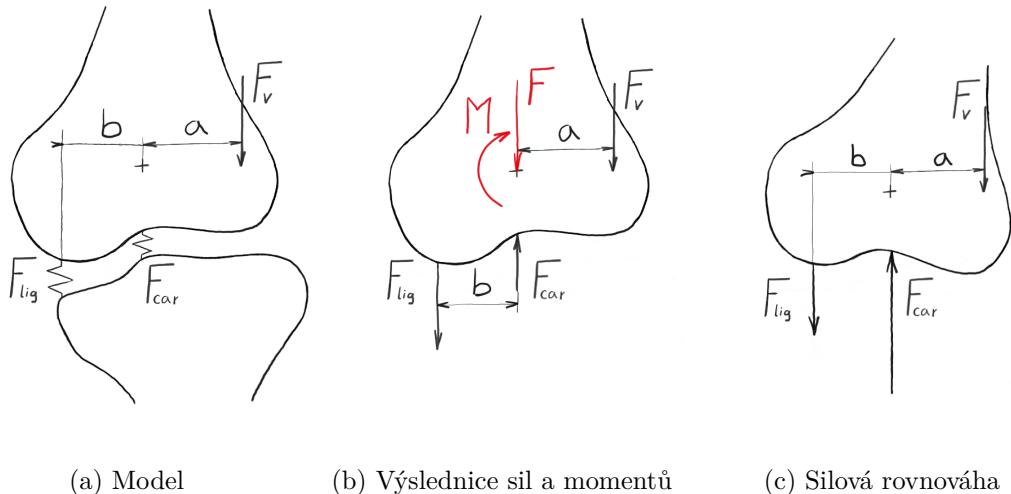
Kolenní kloub je zatízen vnějšími silami od tíhy těla, svalovým působením a reakcí chodidla s podložkou a odporem měkkých struktur (vazivový aparát, chrupavky, menisky a kloubní pouzdro) vůči deformaci. Všechna tato zatízení musí být v silové (rovnice 6.2) i momentové (rovnice 6.3) rovnováze a jejich velikost je funkcí vzájemné polohy artikulujících kostí.

$$\vec{F} = \vec{F}_v + \sum_{i=1}^n \vec{F}_{lig_i} + \sum_{j=1}^k \vec{N}_{car_j} + \sum_{j=1}^k \vec{N}_{men_j} + \vec{F}_r = \vec{0} \quad (6.2)$$

$$\vec{M} = \vec{r}_v \times \vec{F}_v + \sum_{i=1}^n (\vec{r}_{lig_i} \times \vec{F}_{lig_i}) + \sum_{j=1}^k (\vec{r}_{car_j} \times \vec{N}_{car_j}) + \sum_{j=1}^k (\vec{r}_{men_j} \times \vec{N}_{men_j}) + \vec{M}_r = \vec{0} \quad (6.3)$$

Kde \vec{F} (\vec{M}) je vektor výslednice síly (momentu), \vec{F}_v vektor vnějšího zatízení a \vec{r}_v polohový vektor jeho působiště. Vektor síly od i -tého vazu z n vazů je označen \vec{F}_{lig_i}

a příslušný polohový vektor \vec{r}_{lig_i} . Dále rovnice obsahují vektory normálových sil od chrupavky \vec{N}_{car_j} a menisků \vec{N}_{men_j} působící na j -tý element sítě femuru o k prvcích. K těmto silám náleží příslušné polohové vektory \vec{r}_{car_j} a \vec{r}_{men_j} . Posledními členy rovnic jsou vektor reziduální síly \vec{F}_r a momentu \vec{M}_r , ve kterých jsou obsaženy účinky všech ostatních struktur.



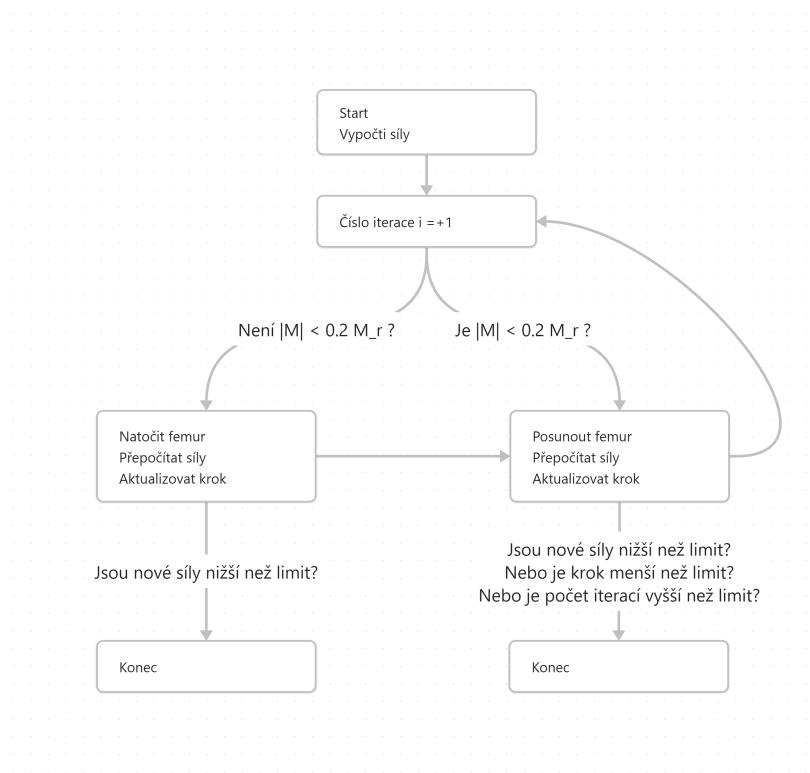
Obrázek 6.5: Ilustrační příklad

Pro ilustraci navržené metody uvedeme jednoduchý příklad. Předpokládejme, 2D úlohu definovanou na obrázku 6.5. Tento příklad obsahuje vnější zatížení F_v , zatížení od jednoho vazu F_{lig} a od chrupavky F_{car} reprezentované dvěma lineárními pružinami (tažnou a tlačnou). Nalezení výsledné rovnovážné polohy tělesa v takovémto případě není složité a lze ho provést analyticky při uvažování malých posuvů a natočení. Na obrázku 6.5b je zobrazena výsledná síla a moment působící na těleso a na obrázku 6.5c je výsledná poloha tělesa po splnění silové a momentové rovnováhy. Pokud ovšem budeme uvažovat trojrozměrné těleso zatížené množinou tažných pružin reprezentujících vazy a množinou tlačných pružin reprezentujících chrupavky a menisky se složitými kontaktními plochami bude hledání rovnovážné polohy náročné a bude muset být řešeno numericky.

6.2.1 Optimalizace

Komplexnost problematiky neumožňuje analytické řešení a vyžaduje numerické řešení metodou optimalizace. Cílem optimalizace bylo určit vzájemné posunutí a natočení kosti tak, aby bylo v kloubu dosaženo rovnovážného stavu.

Řešení optimalizace je zobrazeno na obrázku 6.6. Tato optimalizace je založena na výpočtu aktuální výslednice silového působení a příslušného momentu a následném posunutí a natočení ve směru vektoru síly a momentu. Tento proces se opakuje dokud není dosaženo podmínek pro ukončení simulace.



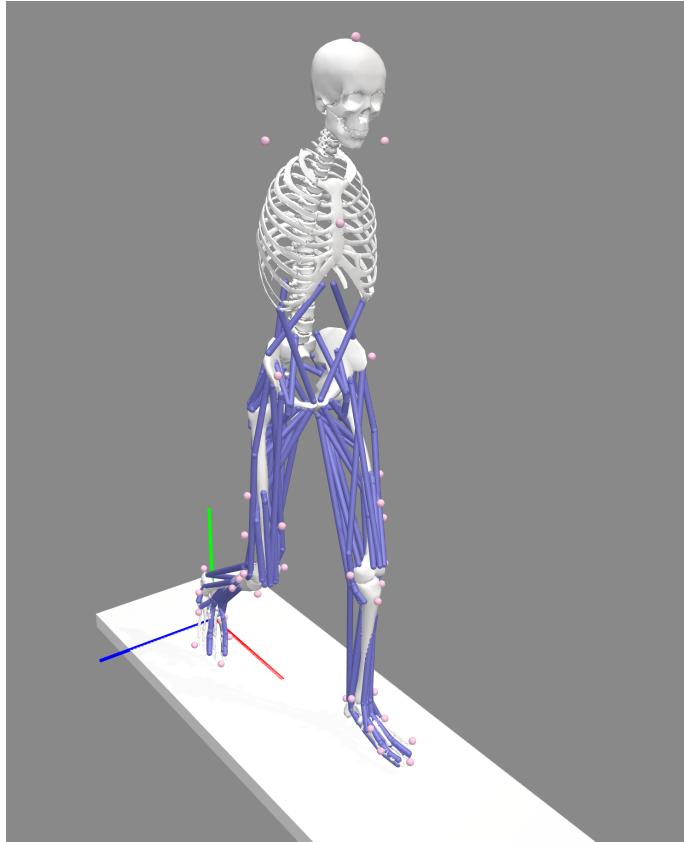
Obrázek 6.6: Schéma optimalizace

V této optimalizaci byli odhadnuty velikosti reziduální síly a momentu ($F_r = 10N$, $M_r = 5Nm$). Jejich hodnoty by měli být dostatečně malé, tak bylo možné říci, že jsou zahrnutы v zanedbaných strukturách (např. kloubní pouzdro, svaly, ...) a naopak dostatečně velké, tak aby výpočetní čas příliš nenarůstal. Optimalizace by v ideálním případě měla skončit, pokud najde takovou pozici femuru vůči tibii, v které je výslednice síly a momentu menší než reziduální.

Dále byli zvoleny koeficienty velikosti kroku ($\alpha_{step} = 1.1$, $\beta_{step} = 0.5$) , které na základě úspěšnosti nebo neúspěšnosti iterace zvětšují nebo zmenšují krok ($step_F$, $step_M$) pro další iteraci podle rovnice 6.4 pro sílu a obdobně pro moment.

$$step_F = \begin{cases} \alpha_{step} * step_F; & F > F_{new} \\ \beta_{step} * step_F; & F < F_{new} \\ step_F; & F = F_{new} \end{cases} \quad (6.4)$$

Aby nebyl výpočetní čas příliš dlouhý, byly přidány další dvě podmínky, za kterých bude optimalizace ukončena. První podmínkou je velikost kroku $step_F$ a druhou počet iterací i , které nesmí překročit limitní hodnotu ($step_F < 10^{-5}$ a $i > 50$). Dalšího zrychlení optimalizace bylo dosaženo přidáním pravidla, že k minimalizaci momentu dochází jen pokud je větší než $0.2M_r$.

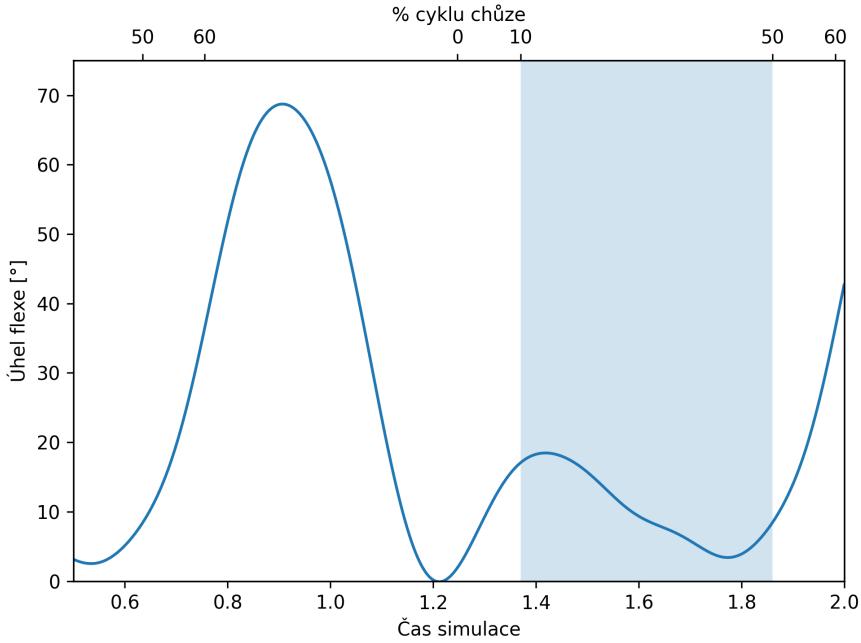


Obrázek 6.7: Model člověka v OpenSimu pro optimalizaci silových účinků během chůze

6.2.2 Vnější zatížení kloubu

K určení vnějších silových účinků působících na kolenní kloub během chůze byl použit software OpenSim [7]. Svalově-kosterní model vychází z modelu uvedeného v [6]. Tento model obsahuje kolenní kloub reprezentovaný kloubním spojením mezi femurem a tibií s jedním stupněm volnosti (flexe/extenze) a 12 svalů (flexory: m. biceps femoris caput longum (bifemlh) a caput breve (bifemsh), m. gracilis (grac), m. gastrocnemius lateral (lat_gas) a medial (med_gas), m. sartorius (sar), m. semimembranosus (semimem) a m. semitendinosus (semiten); extentory: m.rectus femoris (rect_fem), m. vastus intermedius (vas_int), lateralis (vas_lat) a medialis (vas_med)) účastnících se pohybů v kolenních kloubech. Dále model zahrnoval vstupní informace o pohybu (úhel flexe), tíhu těla, reakci mezi chodidly a podložkou a velikosti reziduálních aktuátorů, které přispívají k řešitelnosti optimalizace aktivace svalů během statické optimalizace.

Na obrázku 6.8 je zobrazena vstupní informace o úhlu flexe potřebná pro řešení reakcí v kolenním kloubu. Dále jsou na obrázku doplněny procenta cyklu chůze a vyznačená část použitá pro vlastní simulaci kinematiky kloubu řešené v této práci.



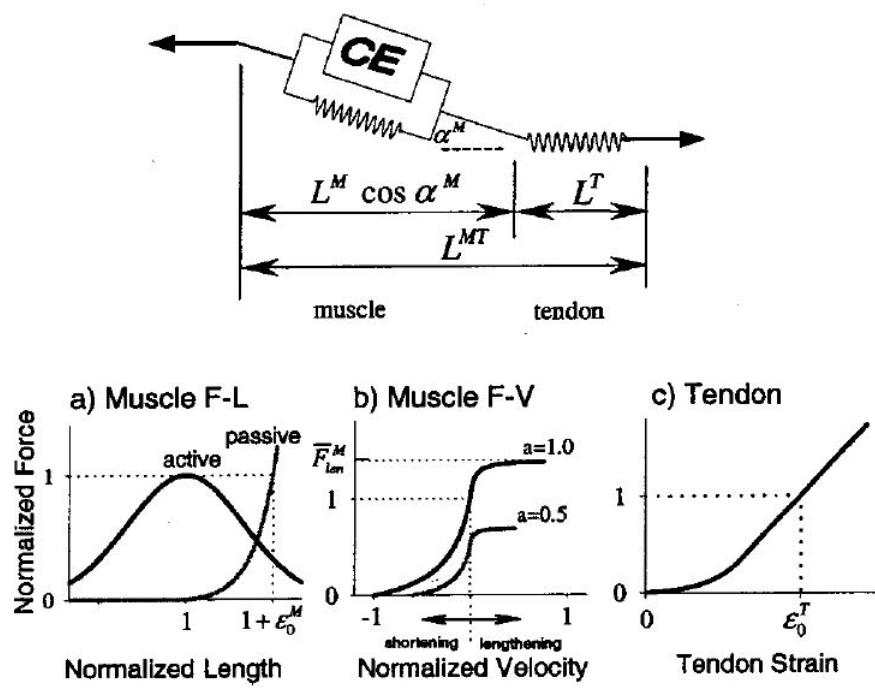
Obrázek 6.8: Úhel flexe kolenního kloubu během chůze (použita zvýrazněná část jako vstupní data simulace)

Výsledky statické optimalizace zobrazuje obrázek 6.10, na kterém jsou vidět optimalizované silové účinky svalů během chůze. Podmínkou této optimalizace je splnění momentové rovnice 6.5 závislé na počtu svalů n , aktivaci každého svalu a_m , jeho maximální isometrické síly F_m^0 , délce svalu l_m a rychlosti aktivace \dot{l}_m a momentovém rameni svalu k jednotlivým osám. Minimalizací cílové funkce J (rovnice 6.6) s exponentem $p = 2$ je nalezeno fyziologicky optimální řešení svalové aktivace a v konečném důsledku i velikost sil generovaných svaly. K optimalizaci svalových sil byl použit upravený Theelenův model [29] pro použití v OpenSimu [30]. Tyto modely vycházejí z Hillova modelu svalu zobrazeného na obrázku 6.9. Tento model musí splňovat rovnici rovnováha 6.7, která popisuje rovnováhu sil mezi každým z n svalů a jejich šlachou. V rovnici je velikost síly svalu složená z maximální isometrické síly svalu F_m^0 , aktivace svalu a_m závislé na čase t , závislosti mezi normalizovanými složkami svalové síly (aktivní f_{AL} (kontraktivní prvek CE) a pasivní f_{PL} (paralelní prvek PE)) a délku svalu l_m , mezi normalizovanou sílou svalu f_v a rychlostí aktivace svalu \dot{l}_m a zmenšená natočením svalu o úhel zpěření α_m . Tato síla musí být rovna síle generované v šlaše, která odpovídá maximální isometrické síle svalu a funkci mezi normalizovanou silou f_{SE} a délku šlachy l_t .

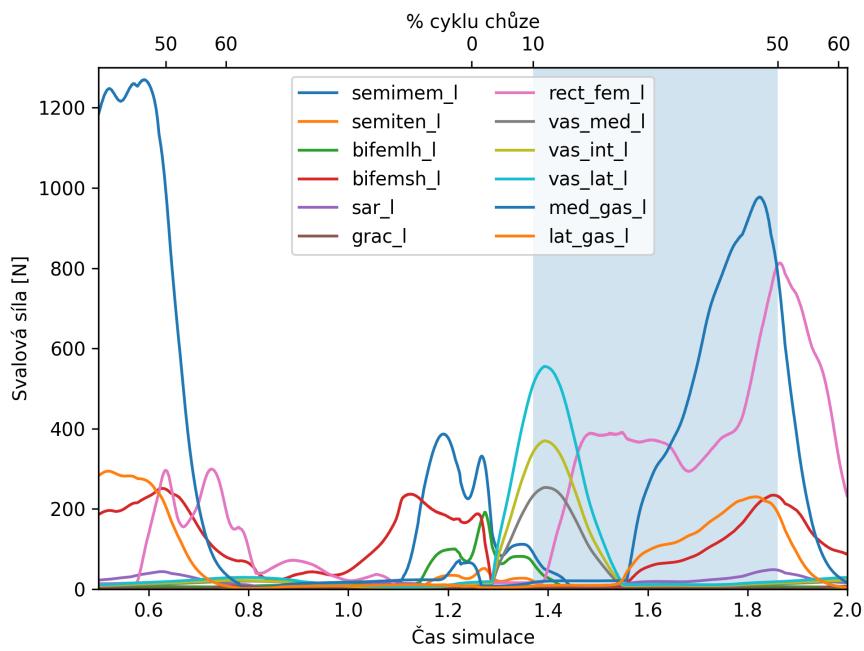
$$\sum_{m=1}^n \left[a_m f(F_m^0, l_m, \dot{l}_m) \right] r_{m,j} = \tau_j \quad (6.5)$$

$$J = \sum_{m=1}^n (a_m^p) \quad (6.6)$$

$$F_m^0 \left(a_m(t) f_{AL}(l_m) f_v(\dot{l}_m) + f_{PL}(l_m) \right) \cos \alpha_m - F_m^0 f_{SE}(l_t) = 0 \quad (6.7)$$

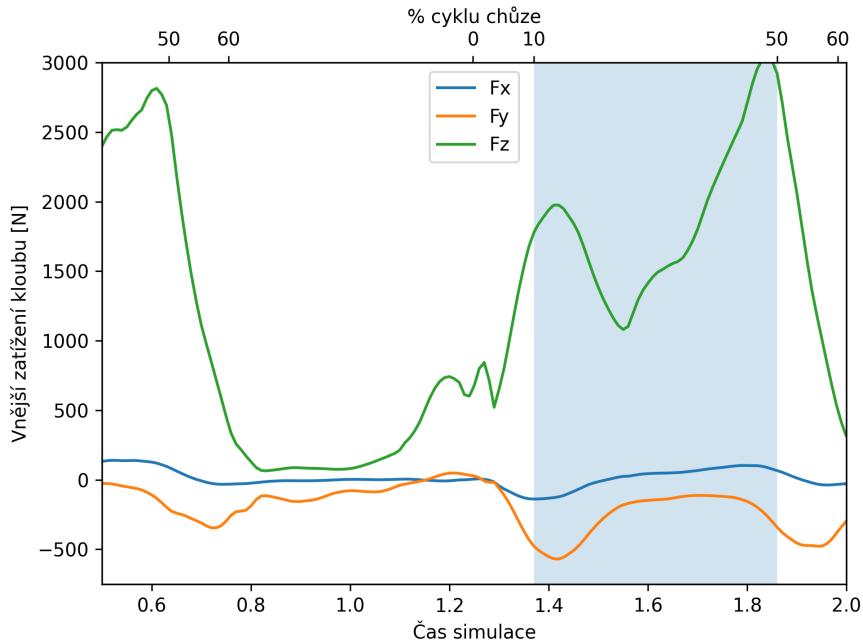


Obrázek 6.9: Model svalu Hillova typu. Zdroj [29].



Obrázek 6.10: Silové účinky generované ve svalech během chůze (použita zvýrazněná část jako vstupní data simulace)

Tento výsledek byl následně použit v analyzačním nástroji pro výpočet reakční síly v kolenním kloubu (obrázek 6.11). Reakční síla v kloubu obsahuje zatížení kloubu od svalů, tíhy těla, silové reakce mezi chodidly a podložkou a reziduální síly potřebné pro úspěšnou optimalizaci svalových aktuatorů a naopak neobsahuje reakci mezi patellou a femurem, která byla v tomto modelu zanedbána. Tato síla je následně použita v modelu kinematiky kolenního kloubu pro výpočet silové rovnováhy a je závislá pouze na úhlu flexe a nikoliv na ostatních pohybech.

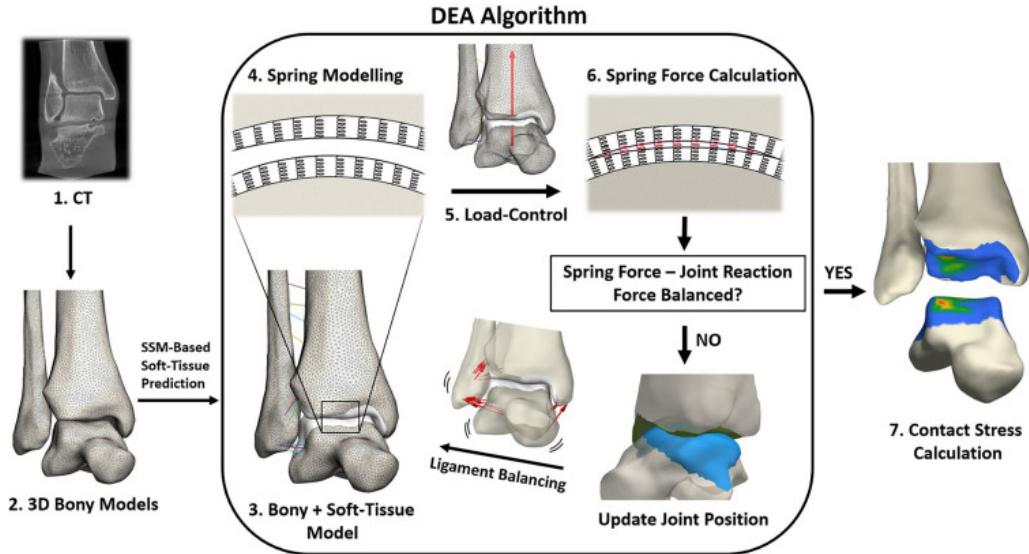


Obrázek 6.11: Výsledné složky reakční síly v kloubu (použita zvýrazněná část jako vstupní data simulace)

6.2.3 Kontaktní mechanika kloubu

Při zatížení kloubu dochází k deformaci měkkých tkání, především chrupavek a menisků. Chceme-li určit rovnovážnou polohu kloubu v daném časovém okamžiku, musíme znát reakční sílu způsobenou deformací měkkých tkání. Jinými slovy, hledáme vztah mezi působící sílou a posunutím jednotlivých struktur. Pro výpočty kontaktních tlaků v kloubech nelze použít teorii Hertzových tlaků z důvodu nesplnění podmínek malých deformací a velké kontaktní oblasti v poměru s poloměrem křivosti kontaktních ploch. Proto byla použita metoda diskrétních elementů (DEA) popsána Gendou et al. (2001) [10] pro kyčelní kloub. Princip této metody je ukázán na obrázku 6.12 a popsán v následujícím odstavci.

Kontakt mezi kostmi (dvěma tuhými tělesy) je uskutečňován přes pružné artikuluující plochy kloubu tvořené v kolenním kloubu chrupavkami a menisky. Tyto plochy jsou modelovány jako soustava normálových a smykových pružin. Jimi generovaná síla závisí na relativní vzdálenosti úponů těchto pružin a jejich vzdálenosti v nezatíženém stavu, ve kterém nejsou kloubní plochy stlačeny. Vnějším zatížením dochází k vzájemnému posunu kostí δ a generování deformační energie závislé na jeho složkách δ_d .



Obrázek 6.12: Princip metody diskrétních elementů DEA pro kontaktní úlohy hlezeního kloubu. Zdroj [22].

(normálová) a δ_s (smyková), tuhosti pružin k_d (normálová) a k_s (smyková) a velikosti kontaktní plochy S podle následující rovnice:

$$U = \frac{1}{2} \int \int (k_d \delta_d^2 + k_s \delta_s^2) dS, \quad (6.8)$$

kde složky relativního posunutí kontaktního bodu jsou dány následovně:

$$\delta_d = \vec{n} \vec{\delta}, \quad (6.9)$$

$$\delta_s = \vec{n} \times \vec{\delta} \quad (6.10)$$

kde \vec{n} je normálový vektor každé pružiny. Podrobnější odvození metody uvádí Genda et al. (2001) [10].

Kost

Model umožňuje, aby nastala i taková vzájemná pozice kostí, ve které dochází k jejich průniku. Byl zaveden předpoklad, že kosti jsou tuhá tělesa. Takováto pozice tedy není fyziologická a v ideálním případě by v rámci optimalizace neměla být nalezena řešení obsahující průnik kostí. Z tohoto důvodu byla zvolena tuhost vztažená k ploše $k_k = 100000 N/mm^3$, tak aby bylo takovýmto stavům zabráněno.

Chrupavka

Chrupavka byla modelována jako soustava lineárních elastických tlačných pružin jako v [10] a [31]. Jejími parametry jsou Youngův modul pružnosti $E = 10.35 MPa$, Poissonovo číslo $\nu = 0.3$ a smyková tuhost $k_s = 0.001 N/mm$ zvolené podle [10] (původní článek [17]) a původní volná tloušťka získaná z modelových dat pro každý element

femuru v dané konfiguraci. Vzhledem k velmi malému tření mezi kontaktními plochami a nízké smykové tuhosti bylo přistoupeno k úplnému zanedbání smykového namáhání chrupavek. Tlakové napětí v elementu femuru pak bylo vypočítáno podle Hookova zákona pro elastický izotropní materiál 6.11.

$$\sigma_j = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \epsilon_j \quad (6.11)$$

$$\epsilon_j = \frac{\delta_j - \delta_{0j}}{\delta_{0j}} \quad (6.12)$$

ϵ_j je poměrná deformace tloušťky chrupavky definovaná rovnicí 6.12 vztažená k j -tému elementu femuru. Zde je δ_j okamžitá vzdálenost femuru a tibie a δ_{0j} součet volných tloušťek chrupavek femuru a tibie. Obě vzdálenosti jsou měřeny v normálovém směru od každého elementu femuru. V rovnici 6.13 je definován vektor normálové síly působící na femur. S označuje kontaktní plochu a \vec{n} její normálový vektor.

$$\vec{N}_{car} = \int \sigma \vec{n} dS \quad (6.13)$$

Rovnice 6.14 upravuje předchozí rovnici do diskrétního tvaru vztahujícího se k jednotlivým elementům femuru.

$$\vec{N}_{car} = \sum_{j=1}^k \sigma_j \vec{n}_j S_j \quad (6.14)$$

Menisky

Menisky byly modelovány obdobně jako chrupavky soustavou lineárních pružin se stejnými vlastnostmi jako jsou vlastnosti chrupavky: Youngův modul pružnosti $E = 10.35 MPa$, Poissonovo číslo $\nu = 0.3$ a volná tloušťka odpovídá modelovým datům menisků pro každý element femuru pro danou konfiguraci. Napětí a síla generovaná deformací menisků byla získána podle rovnic 6.11, 6.12 a 6.14. Jediný rozdíl je ve veličině δ , která zde nemá význam vzdálenosti elementů kostí, ale vzdálenosti mezi příslušným elementem femuru a vzdálenějším povrchem menisku.

6.2.4 Vazy

Vazy v první verzi byly modelovány jako lineární tažné pružiny generující sílu podle rovnice 6.15. Zde značí L_i aktuální délku vazu, L_{0i} volnou délku vazu, k_i tuhost vazu a ϵ_i aktuální poměrné prodloužení pro i -tý vaz (nebo jeho část). Síla generovaná vazem působí ve směru vazu \vec{n}_i . Vazy ACL a PCL byly modelováno dvěma svazky (přední ACLa, PCLa a zadní ACLp, PCLp), LCL jedním a MCL třemi (přední MCLa, křížový MCLo, a hluboký MCLd) podle Abdela et al. (1998) ([2]). Volná délka vazů byla určena z délky vazů při plné extenzi a z předepnutí v této poloze uvedeného ve stejném článku. Z této publikace byla také použita lineární tuhost vazů $k [N/mm]$ (v tabulce 6.2 k_1).

$$\vec{F}_{lig_i} = \begin{cases} \vec{0}; & \epsilon_i \leq 0 \\ k_i(L_i - L_{0i})\vec{n}_i; & \epsilon_i > 0 \end{cases} \quad (6.15)$$

V další variantě byly použity nelineární pružiny modelované podle rovnice 6.16 uvedené v [2]. V této rovnici navíc vystupuje prahové poměrné protažení ϵ_{l_i} oddělující nelineární a lineární chování vazu. Její hodnota byla zvolena stejně jako v [2, 9, 24]. Z [2] byly také použity hodnoty lineární $k_1[N/mm]$ a nelineární tuhosti $k_2[N/mm^2]$ a jsou uvedeny v tabulce 6.2 pro každý modelovaný vaz nebo jeho část.

$$\vec{F}_{lig_i} = \begin{cases} \vec{0}; & \epsilon_i \leq 0 \\ k_{1i}(L_i - L_{0i})^2\vec{n}_i; & 0 < \epsilon_i \leq \epsilon_{l_i} \\ k_{2i}[L_i - (1 + \epsilon_{l_i})L_{0i}]\vec{n}_i; & \epsilon_i > \epsilon_{l_i} \end{cases} \quad (6.16)$$

	$k_1[N/mm]$	$k_2[N/mm^2]$	$e_0[]$
ACLa	83.15	22.48	1.00
ACLp	83.15	26.27	1.051
PCLa	125.0	31.26	1.004
PCLp	60.0	19.29	1.05
MCLa	91.25	10.0	0.94
MCLo	27.86	5.0	1.031
MCLd	21.07	5.0	1.049
LCL	72.22	10.0	1.05

Tabulka 6.2: Materiálové vlastnosti vazů [2]

6.3 Numerická implementace

Samotný model kolenního kloubu byl vytvořen prostřednictvím Pythonu a je volně dostupný v repozitáři na GitHubu (<https://github.com/probomar/Prediction-of-knee-joint-kinematics>).

6.3.1 Knihovny

Pro práci s stl povrchově síťovanými modely reprezentujícími jednotlivé geometrické modely byla použita knihovna PyVista [28]. Z této knihovny byly použity třídy pro

čtení stl souborů, jejich pohyb, hledání průniků a grafické znázornění výsledků. K načtení stl souborů a vytvoření objektu mesh (sít) byl použit nástroj mesh = pyvista.read(file) a k přidání sítě do obrázku pyvista.Plotter.add_mesh(mesh). K pohybu sítí slouží třídy objektu mesh: mesh.transform(transform_matrix) pro pohyb podle transformační matice, mesh.rotate_vector(vector, angle, point) pro rotaci okolo libovolné osy. K hledání průniků a kolizí těles byly použity tyto metody mesh1.collision(mesh2), mesh1.boolean_intersection(mesh2) a k získání jednotlivých průniků filtry threshold a split_bodies. Pro získání polohy bodů sítě byla použita metoda mesh.points[], k získání velikosti elementů sítě mesh.compute_cell_sizes().cell_data["Area"] a pro získání středu elementů mesh.cell_centers().points[].

Dále byly použity knihovny Numpy [14] pro práci s vektory a maticemi a Pandas [19] pro čtení textových souborů se vstupními daty a ukládání výsledků.

6.3.2 Vstupní kinematika

Aby bylo dosaženo rychlejší optimalizace polohy v jednotlivých časových okamžicích a potřeby menších posuvů pro nalezení výsledné polohy, bylo přistoupeno k následujícímu řešení. Mezi jednotlivými časovými okamžiky je geometrický model femuru natáčen okolo klopné hrany o změnu úhlu flexe mezi jednotlivými okamžiky získanými z kinematiky modelu v OpenSimu. Tímto pohybem dojde k jen velmi malému relativnímu pohybu kontaktních ploch.

Odvalování tuhých těles probíhá okolo bodu doteku, popř. okolo klopné hrany. U pružných těles dochází při vzájemném kontaktu k deformaci okolí kontaktní oblasti.

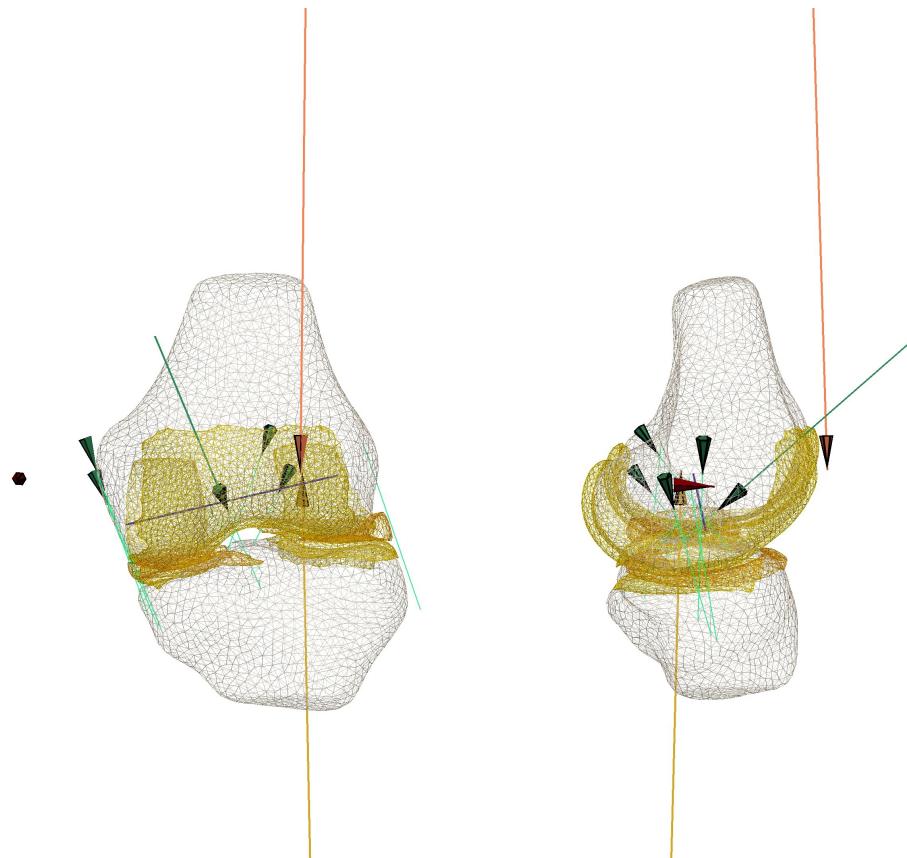
Vzhledem k tomu, že modelování odvalování pružných těles je značně složité bylo v modelu přistoupeno ke zdjednodušení. Nejprve byl zjištěn průnik těles (femur s femorální chrupavkou je považován za jedno těleso a tibia s tibiální chrupavkou a menisky za druhé). Průniky byly rozděleny na dvě skupiny (laterální a mediální), a následně byla zjištěna těžiště těchto skupin. Jejich spojením byla sestrojena klopná hrana. Po zjištění aktuální klopné hrany došlo k natočení femuru a jeho chrupavky vůči tibii a jejím strukturám, které jsou v simulaci statické. Potom proběhla optimalizace polohy pro minimalizaci výslednice sil a momentů v kloubu.

6.4 Analýza modelu

6.4.1 Okamžitá osa rotace

Pohyby tuhých těles jsou translace, rotace a jejich kombinace. Při translaci mají tělesa pól pohybu v nekonečnu, při prosté rotaci se tělesa otáčí okolo stálé osy rotace a při odvalování okolo osy tvořené dotykem dvou těles. Při obecném pohybu dochází ke kombinaci těchto jednoduchých pohybů.

V prostoru je tedy obecný pohyb realizovaný okolo proměnné osy tvořené pól pohybu (okamžité osy rotace). Body tělesa v prostoru definují při pohybu tělesa normá-



Obrázek 6.13: Vizualizace simulace. Oranžová - vnější síla, žlutá - normálová kontaktní síla, zelená - síla od vazů, červená - výslednice sil, fialová - aktuální osa rotace

lové vektory rovin, tyto roviny svým průsečíkem vytvářejí osu rotace v daném časovém okamžiku. Pro určení osy rotace je zapotřebí znát trajektorii alespoň dvou bodů na řešeném tělese.

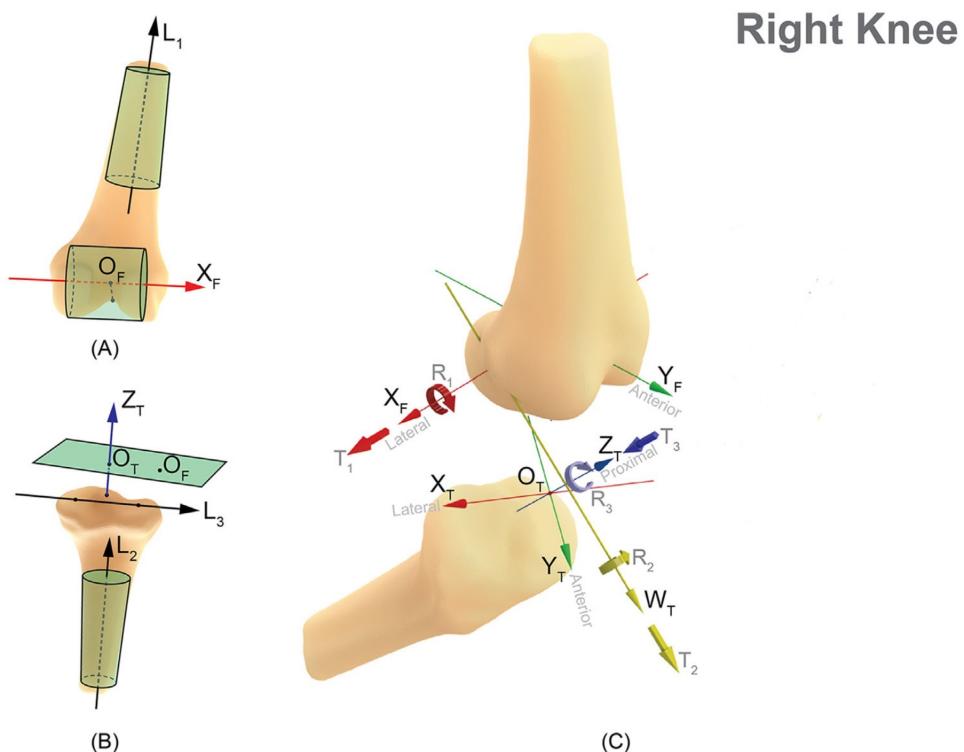
Osa rotace je použita při vizualizaci výsledků pro lepší představu o pohybu uskutečněném mezi jednotlivými řešenými časovými kroky. Příklad vizualizace je zobrazen na obrázku 6.13.

6.4.2 Validace výsledků

K ověření výsledků byla použita data naměřená Gray et al. (2019) v [11]. V této studii byly změřeny pohyby v kolenním kloubu během chůze u 9 mužů a 6 žen. K měření byl použit systém Mobile Biplane X-ray (MoBiX) a zaznamenány byly rentgenové snímky ze dvou jednotek s úhlem 60° mezi paprsky. Ze snímků byly získány informace o laterálním (T1) a anteriorním (T2) posunu, distrakci kloubu (T3), flexi (R1), abdukcí (R2) a vnější rotaci (R3) během jednoho celého kroku od doteku paty s podložkou přes stojnou a švihovou fázi.

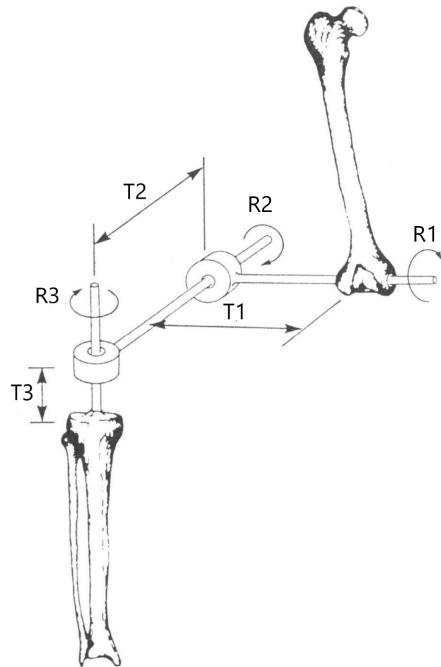
Aby bylo možné výsledky porovnat, byly v simulaci vytvořeny souřadné systémy stejně jako v [11] zobrazené na obrázku 6.14. Nejprve byl vytvořen souřadnicový systém femuru. Osa X_F prochází středem válce, který je umístěn do posteriorní a distální části obou kondylů femuru. Počátek tohoto systému O_F byl umístěn na průsečíku osy X_F

a její kolmice procházející nejvyšším bodem na interkondylárním zářezu. Následovala konstrukce svislé osy L_1 nasazením kuželevy dříku femuru. Osa Y_F je kolmá na osy X_F a L_1 a prochází bodem O_F . U souřadnicového systému tibie byla nejdříve sestrojena dlouhá osa L_2 nasazením kuželevy dříku tibie, osa Z_T je rovnoběžná s touto osou a prochází mezi interkondylárními vyvýšeninami. Počátek O_T byl umístěn na patě kolmice k ose Z_T procházející počátkem souřadnicového systému femuru u nezatíženého kolene v plné extenzi. K tomuto účelu byla použita původní vzájemná poloha kostí v modelech, ačkoliv není známo v jakém stavu byl kolenní kloub snímán. Následně byla sestrojena horizontální osa L_3 spojením středů tibiálních kondylů. Osa Y_T je kolmá na osy Z_T a L_3 a prochází počátkem.



Obrázek 6.14: Souřadnicové systémy tibiofemorálního kloubu. Zdroj [11] (upraveno). Konstrukce femorálního souřadnicového systému (A), tibiálního (B) a výsledné souřadnicové systémy (C).

Mechanismus reprezentující jednotlivé pohyby v kloubu je znázorněn na obrázku 6.15 a tento systém popisu pohybů v kolenním kloubu je více popsán v [34]. Rotace R₂ a posuv T₂ probíhají okolo plovoucí osy W_T, která je kolmá na osy Z_T a X_F.



Obrázek 6.15: Mechanismus definující pohyby v kolenním kloubu. Zdroj [34]

Pro získání výsledných informací o kinematice, byly v simulaci přiřazeny výše popsané souřadné systémy ke geometrickým modelům tibie a femuru. Z nich byla v každém časovém okamžiku získána transformační matice. Rozkladem této matice na transformační matice jednotlivých pohybů uvedených na obrázku 6.15 byly získány relativní pohyby tibie vůči femuru.

Kapitola 7

Výsledky

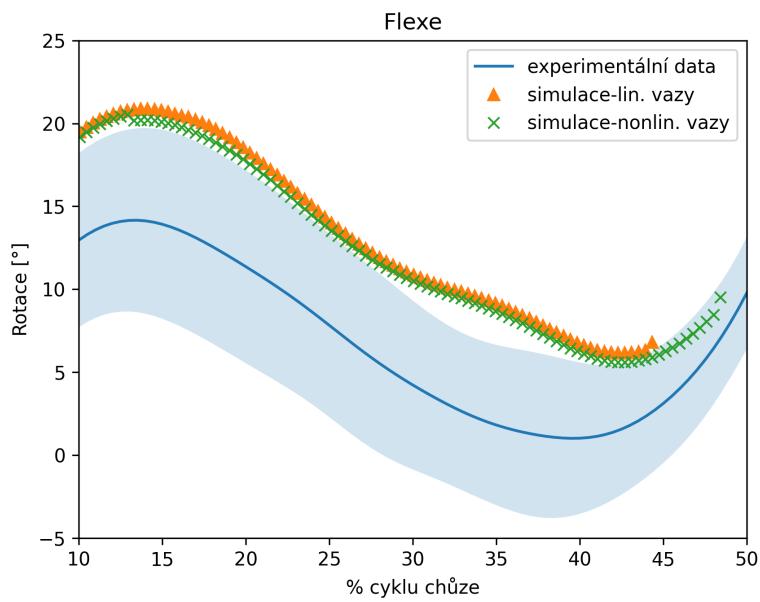
Z vytvořeného modelu kolenního kloubu bylo získáno velké množství informací o pohybech a zatížení kloubu během stojné fáze chůze s plně zatíženým kloubem (na jedné noze) na základě geometrických modelů kostí, chrupavek, menisků a úponů vazů.

7.1 Kinematika

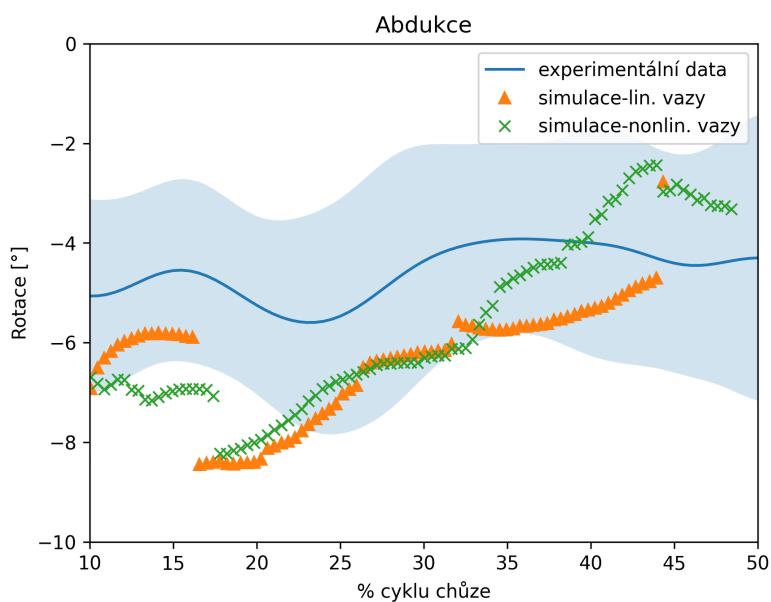
Jedním ze vstupních parametrů modelu kinematiky kolenního kloubu je změna úhlu flexe v simulaci definovaná jako natočení okolo klopné hrany. Tato data byla získána z pohybu modelu chůze v OpenSimu. V grafu na obrázku 7.1 je zobrazeno porovnání úhlu flexe v průběhu cyklu chůze ve fázi s plně zatíženým kolenem, na kterou se tato práce zaměřuje. Tento úhel je definován jako natočení R_1 okolo osy X_F definované v kapitole 6.4.2. Na obrázku je vidět, že jak model s lineárními vazami (rovnice 6.15), tak model s nelineárními vazami (rovnice 6.16) mají podobný průběh jako experimentálně naměřená data v [11] a pohybují se na horní hranici jejich směrodatné odchylky.

Dalším porovnávaným parametrem je úhel abdukce (rotace R_2 okolo osy W_T), jeho výsledky jsou zobrazeny na obrázku 7.2. Model predikuje stejný rozsah velikosti úhlu abdukce jako experimentální měření.

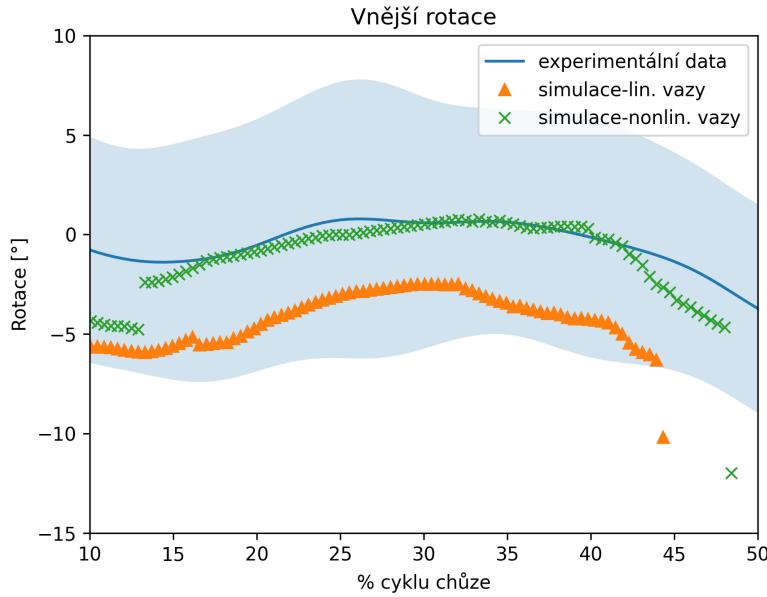
Na obrázku 7.3 je porovnána vnější rotace tibie (rotace R_3 okolo osy Z_T). Data ze simulace s nelineárními vazami z velké části kopírují experimentální data. Výsledky modelu s lineárními vazami tvarem odpovídají měřením, ale predikují větší vnitřní rotace tibie. Výsledky obou simulací se nacházejí v oblasti směrodatné odchylky experimentálního měření.



Obrázek 7.1: Porovnání úhlu flexe ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)



Obrázek 7.2: Porovnání abdukce ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)

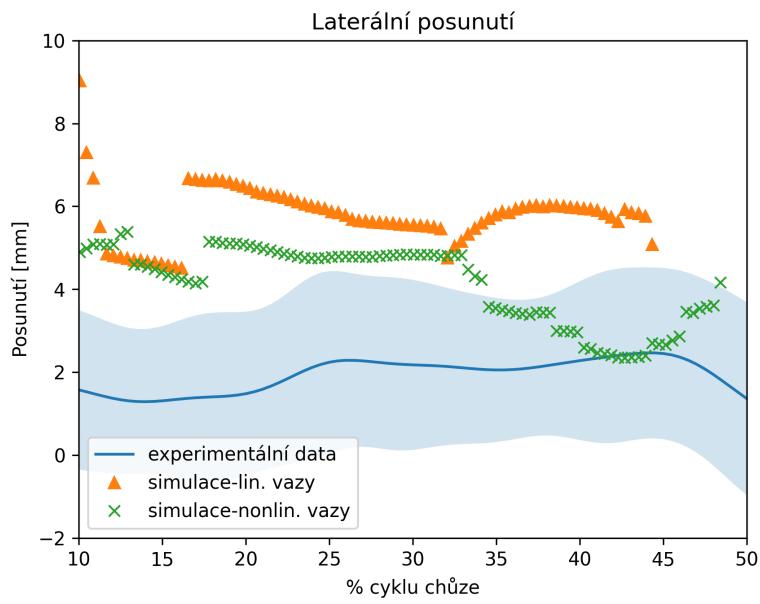


Obrázek 7.3: Porovnání vnější rotace ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)

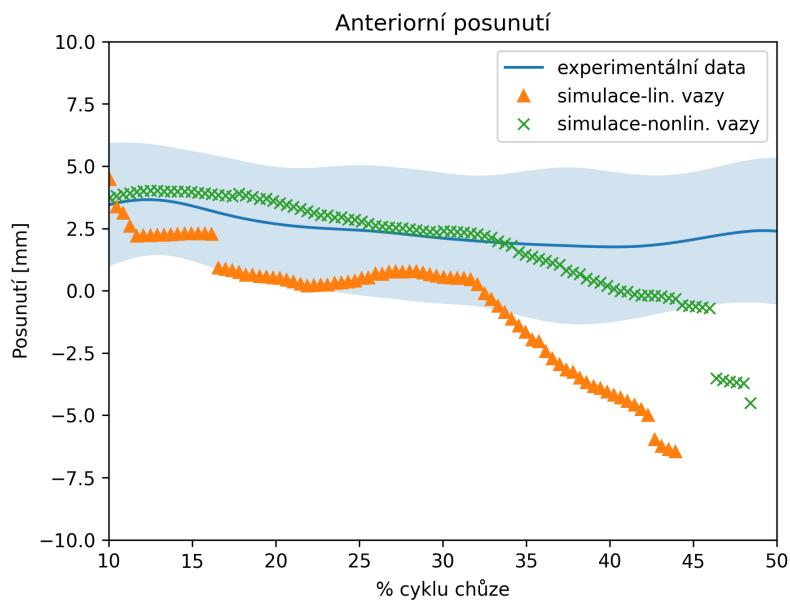
Laterální posunutí tibie (posunutí T_1 ve směru osy X_F) je ukázáno na obrázku 7.4. V datech získaných ze simulace je pozorován větší posun dat, ale kvalitativně mají stejný průběh jako data z experimentu. Simulace s nelineárními vazý poskytuje přesnější předpověď.

Anteriorní posunutí tibie zobrazené na obrázku 7.5 v simulaci s nelineárními vazý kopíruje v první části (10-35 % cyklu chůze) experimentální data, v další části se odchyluje a dochází k posteriornímu posuvu tibie. V simulaci s modelem lineárních vazů je tibia posunutá více posteriorně.

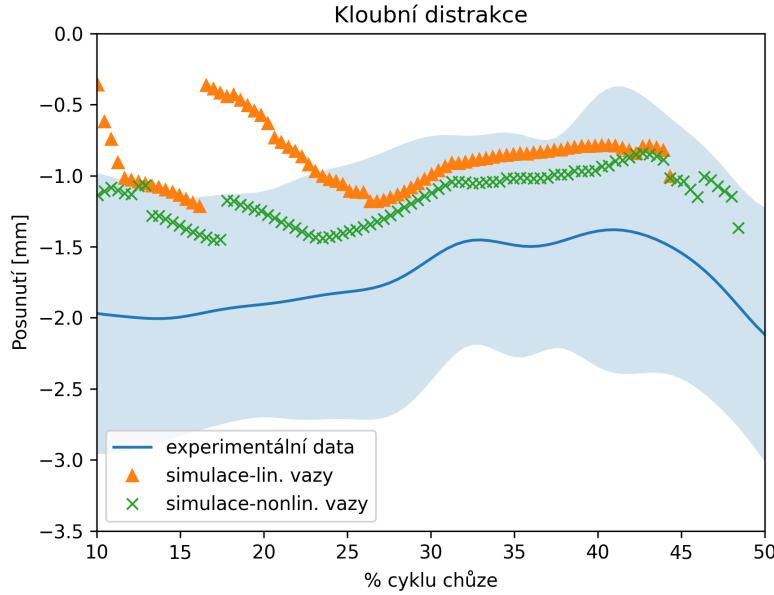
Obrázek 7.6 zobrazuje kloubní distrakci, zde jsou data v dobré shodě na začátku fáze chůze se stojem na jedné noze. V druhé části se data ze simulace ještě více shodují, jak mezi sebou navzájem, tak i s experimentálními daty.



Obrázek 7.4: Porovnání laterálního posuvu ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)



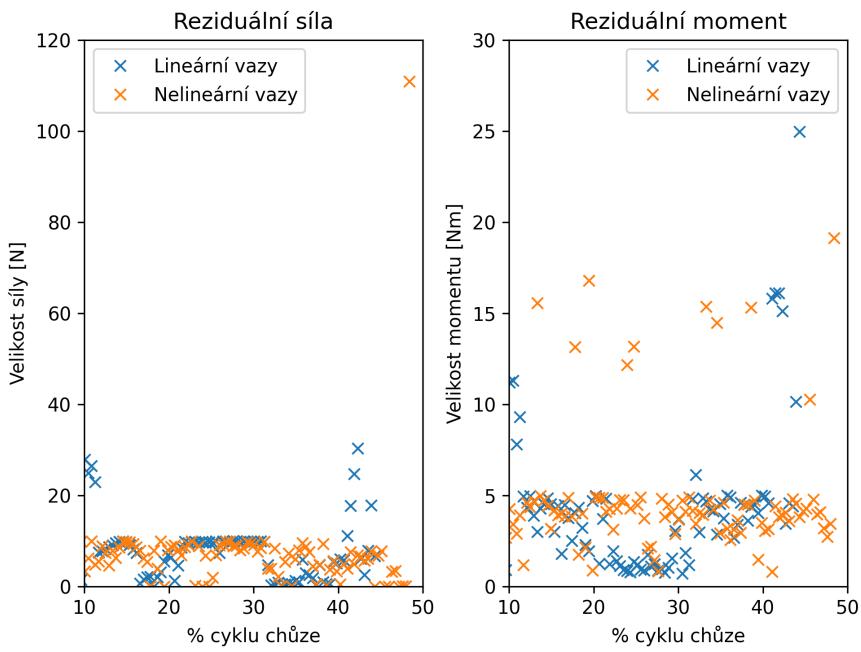
Obrázek 7.5: Porovnání anteriorního posuvu ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)



Obrázek 7.6: Porovnání flexe ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)

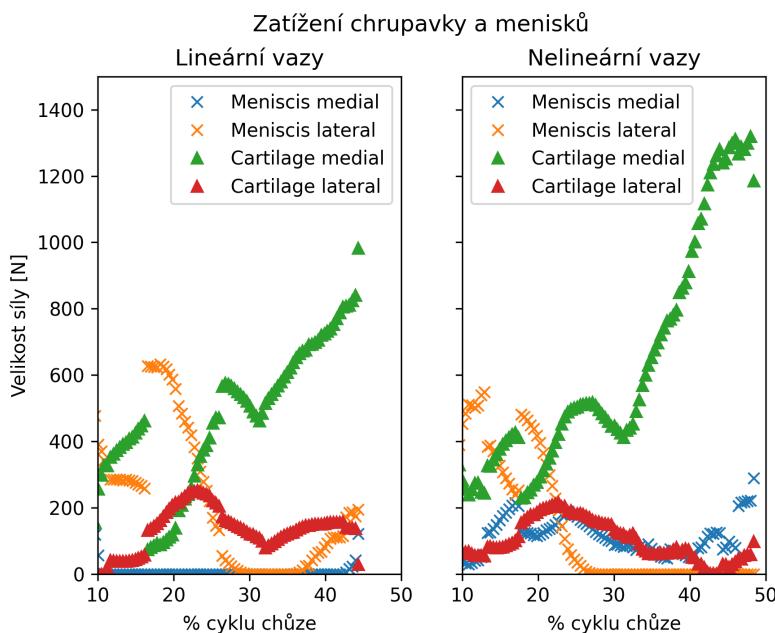
7.2 Zatížení kloubu

Během simulace byla zaznamenávána reziduální síla a moment. Hodnota reziduální síly by se měla v ideálním případě pohybovat pod 10 N jakožto hodnotou, která byla zvolena jako přípustná chyba v optimalizaci a o které lze předpokládat že je zahrnuta v zjednodušených a zanedbaných strukturách. Obdobně byla zvolena hodnota 5 Nm pro reziduální moment. Na obrázku 7.7 jsou zobrazeny výsledky reziduální síly a momentu pro každý časový okamžik po optimalizaci polohy. Některé hodnoty nejsou pod hladinou 10 N (5 Nm), k takovýmto stavům dochází pokud je optimalizace předčasně ukončena z důvodu překročení povoleného počtu iterací *i* nebo snížení krok *stepF* pod mezní hodnotu.



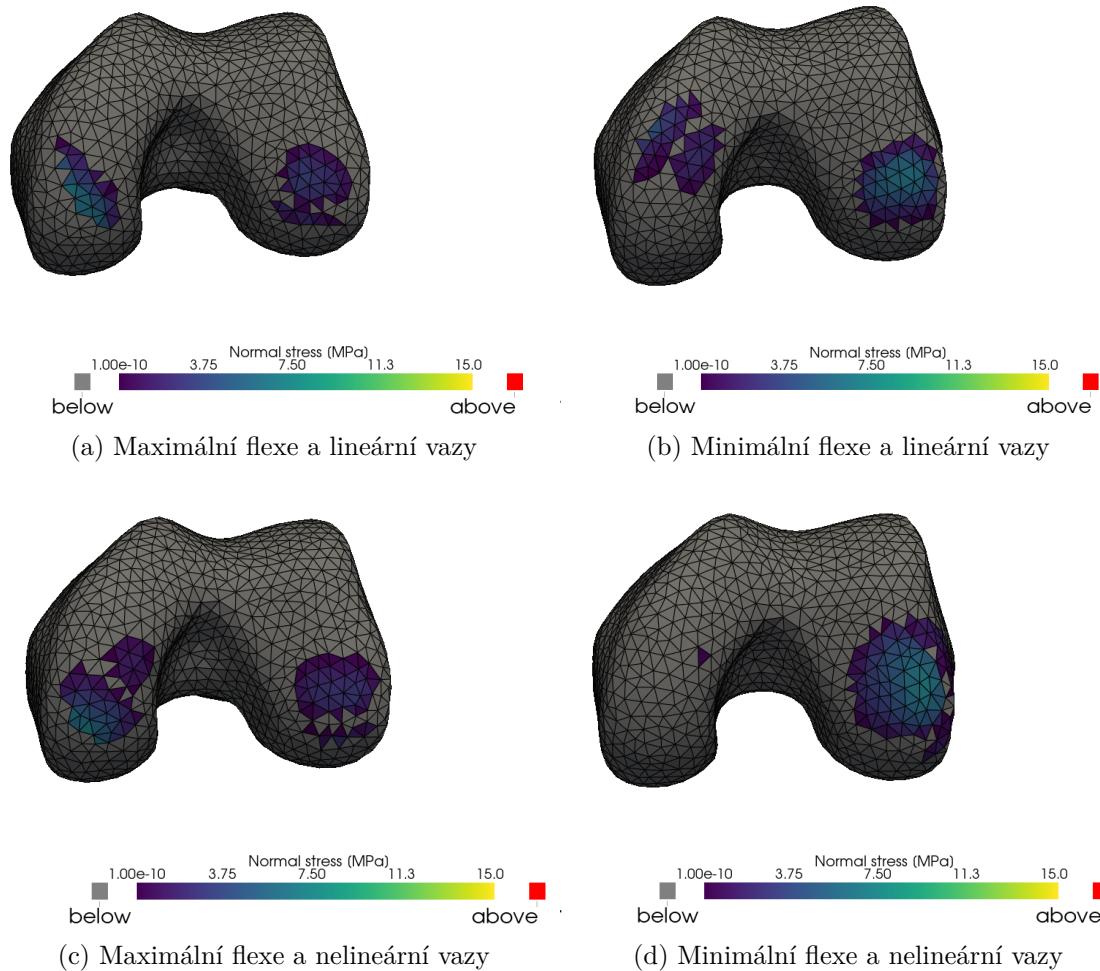
Obrázek 7.7: Porovnání reziduální síly a momentu

Dalším silovým výstupem bylo silové zatížení chrupavek a menisků. Hodnoty jejich silového zatížení jsou zaznamenány v grafu na obrázku 7.8. Z nich je patrné, že nejvíce jsou v simulacích zatížené mediální chrupavky, což odpovídá skutečnému zatížení kolenního kloubu. Mediální chrupavka je v simulaci s nelineárními vazami více zatížená než s lineárními vazami, naopak laterální chrupavka je v simulaci s nelineárními vazami méně zatížená než s lineárními vazami. V obou modelech jsou laterální menisky více zatížené na začátku simulace (10-25 %) a ke konci jsou zatížené méně nebo úplně nezatížené. Mediální menisky u modelu s lineárními vazami jsou po téměř celou dobu simulace nezatížené, naopak u simulace s nelineárními vazami jsou po celou dobu zatížené.



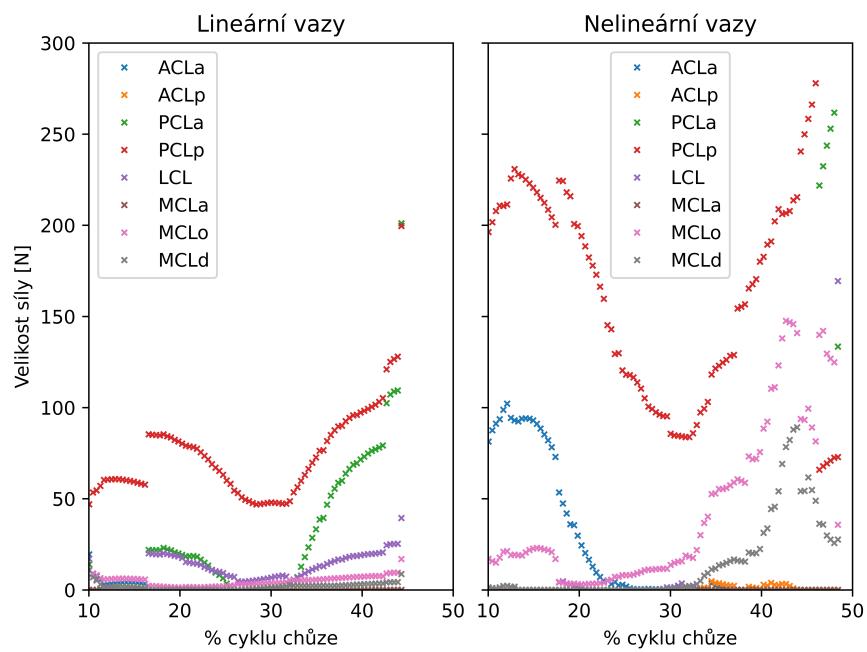
Obrázek 7.8: Porovnání zatížení chrupavek a menisků

Na obrázku 7.9 je zobrazeno napětí na kondylech femuru od kontaktních sil pro dvě polohy každé simulace (s maximálním a minimálním úhlem flexe). Například na obrázku 7.9c jsou dobře vidět na obou kondylech, jak oblasti zatížené silami od chrupavek, tak i od menisků.



Obrázek 7.9: Kontaktní zatížení femuru od chrupavek a menisku

Posledními sledovanými zatíženími jsou silové účinky vazů zobrazené na obrázku 7.10. Zde lze pozorovat, že okolo 30 % cyklu chůze dochází k odlehčení všech vazů. Dále je možné pozorovat, že model s nelineárními strukturami je mnohem více zatížen a také, že některé svazky vazů nejsou po celou dobu simulace zatíženy (např. ACLp a MCLa u modelu s lineárními vazý a LCL a MCLa u modelu s nelineárními vazý).



Obrázek 7.10: Porovnání sil od vazů

Kapitola 8

Diskuze

V rámci práce byl vytvořen model kloubu, který je schopen predikovat jeho kinematiku během chůze ve fázi s plně zatíženým kolenem na základě jeho geometrie. Jednalo se o komplexní úlohu vzhledem k množství měkkých struktur podílejících se na pohybu a složitosti kontaktních ploch.

Výsledná kinematika byla porovnána s experimentálně zjištěnou vnitřní kinematikou kolenního kloubu z [11] a byla zjištěna poměrně dobrá shoda výsledků. Bylo také zjištěno, že model s nelineárními vazami více odpovídá skutečné kinematice kloubu. Toto zjištění odpovídá pozorovaným vlastnostem vazů, které mají na začátku zatěžování ne-lineární odezvu následovanou lineární odezvou u vyšších zatížení [21]. Z obou modelů vyplývá, že nejvíce zatíženým vazem během stojné fáze chůze je přední křížový vaz. Toto zjištění odpovídá vysoké četnosti zranění předního křížového vazu [18]. V obou modelech je také patrné větší zatížení mediálních chrupavek, což odpovídá měřeným zatížením chrupavek [32]. Neuman et al. uvádí v [20], že poranění mediálního menisku je dvakrát častější než laterálního, to odpovídá výsledkům druhé poloviny simulace.

Během tvorby modelu bylo přistoupeno k mnoha zjednodušením. V první řadě byly zanedbané dynamické silové účinky a vzhledem k rychlosti chůze bylo předpokládáno kvazistatické chování kloubu. Nebyla tedy uvažována setrvačnost pohybu, tlumení ani tření chrupavek a menisků. Dále byly geometrické modely kostí, chrupavek a menisků upraveny, tak aby byly odstraněny výstupky vytvořené během tvorby modelů, které nemají anatomické ani patologické opodstatnění. Následně byly modely vyhlazeny a jejich síť zmenšena, tak aby byla rovnováha mezi zachováním geometrických údajů a délkom výpočetního času simulace.

Pro nalezení kvazistatické rovnováhy byla zvolena maximální reziduální síla a moment. Tyto hodnoty byly pouze odhadnutý a nelze přesně říci, jestli pokrývají veškeré zanedbané silové účinky. Kosti byly modelovány jako tuhá tělesa. Modely chrupavek a menisků předpokládají jen normálové zatížení a zanedbávají tečné silové účinky. Dále byl zanedbán pohyb menisků, byly tedy modelovány jako statická pružná tělesa. Vazby byly rozděleny do svazků a modelovány ve dvou variantách, jako lineární a nelineární pružiny. Zatížení kloubu od svalů, tíhy těla a reakce od podložky v průběhu chůze bylo získáno ze statické optimalizace v OpenSimu. Tato data neobsahují reakci mezi femu-

rem a patellou, a proto mají s větším úhlem flexe menší vypovídající hodnotu. Tato práce se nezabývala švihovou fází kroku, která obsahuje pohyby v kolenním kloubu s úhlem flexe až 70° , zanedbání patelofemorálního kloubu by tedy nemělo mít velký vliv na výsledky.

V budoucnu by bylo vhodné sjednotit zdroje vstupních dat a dat požitých k validaci. To v praxi znamená mít geometrické modely kloubních částí a naměřenou kinematiku kloubu i celého těla od jednoho subjektu. Dále pak provést škálování modelu v OpenSimu a upravit vstupní data tohoto modelu (tíhu těla, reakci s podložkou a kinematiku těla během cyklu chůze) za reálná data naměřená na daném subjektu. Co se týče samotného modelu kloubu bylo by vhodné se zaměřit na zpřesnění modelu především přidáním pohyblivosti menisků a zpřesnění informací o vnějším zatížení kloubu přidáním patelofemorálního kloubu do simulace OpenSimu. Přesnost výsledků by mohlo pozitivně ovlivnit přidání omezení optimalizace polohy na taková řešení, která neobsahují nefyziologicky valká zatížení měkkých struktur. V poslední řadě by bylo vhodné rozšířit simulaci na celý cyklus chůze popřípadě ověřit správné fungování modelu i na jiných pohybech.

Kapitola 9

Závěr

V rámci této práce byl vytvořen model kolenního kloubu, který je volně přístupný na GitHubu. Tento model je schopen na základě geometrie kloubu, vnějším zatížení a mechanických vlastností měkkých struktur predikovat kinematiku kloubu. Aby byl tento model funkční, byly vytvořeny modely jednotlivých struktur (chrupavky, menisky a vazby) pomocí metody DEA. Vnější zatížení bylo získáno prostřednictvím softwaru OpenSim. Dalším důležitým krokem během tvorby modelu bylo vyvinutí optimalizace hledající rovnovážnou vzájemnou polohu artikulujících kostí na základě zjištování napěťové deformační odezvy jednotlivých pasivních struktur.

Přestože model kombinuje nesourodá data získaná z různých zdrojů, jsou výsledky simulace v dobré shodě s daty naměřenými v experimentální studii [11]. Dále bylo zjištěno, že modelování vazů jako nelineárních pružin dává lepší výsledky než lineárních.

Sestavení modelu, který dokáže predikovat kinematiku kloubu na základě jeho geometrie, povede k lepší diagnostice patologických změn v kloubu. Dále bude možné například porovnat jak by se daný kloub choval v případě, že je zdravý a v případě, že některá struktura neplní svojí funkci. A v neposlední řadě může pozitivně ovlivnit vývoj kloubních implantátů, pokud bude co nejvíce zachována kinematika kloubu a jeho zatížení, bude takový implantát méně ovlivňovat ostatní okolní struktury.

Bibliografie

- [1] *3D Slicer image computing platform*. 3D Slicer. URL: <https://slicer.org/> (cit. 18.07.2023).
- [2] Eihab Muhammed Abdel-Rahman a Mohamed Samir Hefzy. “Three-dimensional dynamic behaviour of the human knee joint under impact loading”. In: *Medical Engineering & Physics* 20.4 (čvn. 1998), s. 276–290. ISSN: 13504533. DOI: 10.1016/S1350-4533(98)00010-1. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453398000101> (cit. 14.07.2023).
- [3] L. Blankevoort et al. “Articular contact in a three-dimensional model of the knee”. In: *Journal of Biomechanics* 24.11 (1. led. 1991), s. 1019–1031. ISSN: 0021-9290. DOI: 10.1016/0021-9290(91)90019-J. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002192909190019J> (cit. 12.07.2023).
- [4] A. Bonnefoy-Mazure a Stéphane Armand. “Normal gait”. In: 1. led. 2015, s. 199–214.
- [5] Paolo Cignoni et al. *MeshLab: an Open-Source Mesh Processing Tool*. Sv. 1. Journal Abbreviation: Computing Pages: 136 Publication Title: Computing. 1. led. 2008. 129 s. DOI: 10/ggn5rt.
- [6] S.L. Delp et al. “An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures”. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37.8 (srp. 1990). Conference Name: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, s. 757–767. ISSN: 1558-2531. DOI: 10.1109/10.102791.
- [7] Scott L. Delp et al. “OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement”. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54.11 (lis. 2007). Conference Name: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, s. 1940–1950. ISSN: 1558-2531. DOI: 10.1109/TBME.2007.901024.
- [8] Ivan Dylevský. *Funkční anatomie*. 1. vyd. OCLC: 480918694. Praha: Grada, 2009. 532 s. ISBN: 978-80-247-3240-4.
- [9] Fabio Galbusera et al. “Material Models and Properties in the Finite Element Analysis of Knee Ligaments: A Literature Review”. In: *Frontiers in bioengineering and biotechnology* 2 (17. lis. 2014), s. 54. DOI: 10.3389/fbioe.2014.00054.

- [10] Eiichi Genda et al. “Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing—effect of gender and anatomic parameters”. In: *Journal of Biomechanics* 34.7 (čvc. 2001), s. 895–905. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00041-0. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929001000410> (cit. 02. 07. 2023).
- [11] Hans A. Gray et al. “Three-dimensional motion of the knee-joint complex during normal walking revealed by mobile biplane x-ray imaging”. In: *Journal of Orthopaedic Research* 37.3 (2019), s. 615–630. ISSN: 1554-527X. DOI: 10.1002/jor.24226. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jor.24226> (cit. 02. 07. 2023).
- [12] Miloš Grim a Oldřich Fejfar. *Anatomie*. Ed. Radomír Čihák. 3., upr. a dopl. vyd. OCLC: 761169826. Praha: Grada, 2011. 27 s. ISBN: 978-80-247-3817-8.
- [13] Michael Halle, Valentin Demeusy a Ron Kikinis. “The Open Anatomy Browser: A Collaborative Web-Based Viewer for Interoperable Anatomy Atlases”. In: *Frontiers in Neuroinformatics* 11 (27. břez. 2017). DOI: 10.3389/fninf.2017.00022.
- [14] Charles R. Harris et al. “Array programming with NumPy”. In: *Nature* 585.7825 (zář. 2020). Number: 7825 Publisher: Nature Publishing Group, s. 357–362. ISSN: 1476-4687. DOI: 10.1038/s41586-020-2649-2. URL: <https://www.nature.com/articles/s41586-020-2649-2> (cit. 13. 08. 2023).
- [15] Hugues Hoppe et al. “Mesh optimization”. In: *Proceedings of the 20th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. SIGGRAPH '93. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 1. zář. 1993, s. 19–26. ISBN: 978-0-89791-601-1. DOI: 10.1145/166117.166119. URL: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/166117.166119> (cit. 31. 07. 2023).
- [16] Sandeep Panwar Jogi et al. “Model for in-vivo estimation of stiffness of tibiofemoral joint using MR imaging and FEM analysis”. In: *Journal of Translational Medicine* 19 (19. čvc. 2021), s. 310. ISSN: 1479-5876. DOI: 10.1186/s12967-021-02977-1. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8287773/> (cit. 13. 08. 2023).
- [17] Geoffrey E. Kempson. “5 - The Mechanical Properties of Articular Cartilage”. In: *The Joints and Synovial Fluid*. Ed. Leon Sokoloff. Academic Press, 1. led. 1980, s. 177–238. ISBN: 978-0-12-655102-0. DOI: 10.1016/B978-0-12-655102-0.50011-4. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780126551020500114> (cit. 02. 07. 2023).
- [18] Pamela K. Levangie, Cynthia C. Norkin a Pamela K. Levangie, ed. *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. 5th ed. Philadelphia: F.A. Davis Co, 2011. 588 s. ISBN: 978-0-8036-2362-0.

- [19] Wes McKinney. "Data Structures for Statistical Computing in Python". In: *Proceedings of the 9th Python in Science Conference* (2010). Conference Name: Proceedings of the 9th Python in Science Conference, s. 56–61. DOI: 10.25080/Majora-92bf1922-00a. URL: <https://conference.scipy.org/proceedings/scipy2010/mckinney.html> (cit. 13.08.2023).
- [20] Donald A. Neumann. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. Google-Books-ID: 8ZhDPgAACAAJ. Mosby/Elsevier, 2010. 725 s. ISBN: 978-0-323-03989-5.
- [21] Margareta Nordin a Victor Hirsch Frankel. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Google-Books-ID: UCxsf7mMBE0C. Lippincott Williams & Wilkins, 2001. 500 s. ISBN: 978-0-683-30247-9.
- [22] M. Peiffer et al. "Validation of a personalized ligament-constraining discrete element framework for computing ankle joint contact mechanics". In: *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 231 (1. dub. 2023), s. 107366. ISSN: 0169-2607. DOI: 10.1016/j.cmpb.2023.107366. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260723000330> (cit. 10.08.2023).
- [23] Kevin B. Shelburne, Michael R. Torry a Marcus G. Pandy. "Muscle, Ligament, and Joint-Contact Forces at the Knee during Walking". In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 37.11 (lis. 2005), s. 1948. ISSN: 0195-9131. DOI: 10.1249/01.mss.0000180404.86078.ff. URL: https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11000/Muscle,_Ligament,_and_Joint_Contact_Forces_at_the.aspx (cit. 13.08.2023).
- [24] Choongsoo S. Shin, Ajit M. Chaudhari a Thomas P. Andriacchi. "The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: A simulation study". In: *Journal of Biomechanics* 40.5 (1. led. 2007), s. 1145–1152. ISSN: 0021-9290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.05.004. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002192900600159X> (cit. 14.07.2023).
- [25] Rafail Davidovič Sinel'nikov, Leo Lemež a Radomír Čihák. *Atlas anatomie člověka. díl 1, Nauka o kostech, kloubech, vazebach a svalech*. 3. čes., přeprac. a dopln. vyd. OCLC: 39570827. Praha, Moskva: Avicenum ; Mir, 1980. 467 s.
- [26] Olga Sorkine. "Laplacian Mesh Processing". In: (2005). DOI: 10.2312/egst.20051044. URL: <https://diglib.eg.org:443/xmlui/handle/10.2312/egst.20051044.053-070> (cit. 31.07.2023).
- [27] SPL Knee Atlas. The Open Anatomy Project. URL: <https://www.openanatomy.org/atlas-pages/atlas-spl-knee.html> (cit. 09.08.2023).
- [28] C. Bane Sullivan a Alexander A. Kaszynski. "PyVista: 3D plotting and mesh analysis through a streamlined interface for the Visualization Toolkit (VTK)". In: *Journal of Open Source Software* 4.37 (19. květ. 2019), s. 1450. ISSN: 2475-9066. DOI: 10.21105/joss.01450. URL: <https://joss.theoj.org/papers/10.21105/joss.01450> (cit. 12.08.2023).

- [29] Darryl G. Thelen. "Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults". In: *Journal of Biomechanical Engineering* 125.1 (14. ún. 2003), s. 70–77. ISSN: 0148-0731. DOI: 10.1115/1.1531112. URL: <https://doi.org/10.1115/1.1531112> (cit. 10. 08. 2023).
- [30] *Thelen 2003 Muscle Model - OpenSim Documentation - Global Site*. URL: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/TheLEN+2003+Muscle+Model> (cit. 10. 08. 2023).
- [31] Jaroslav Valenta, Svatava Konvičková a David Valerian. *Biomechanika kloubů člověka*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1999. ISBN: 80-01-01943-8.
- [32] Sam Van Rossom et al. "Knee Cartilage Thickness, T1 and T2 Relaxation Time Are Related to Articular Cartilage Loading in Healthy Adults". In: *PLoS ONE* 12 (11. ún. 2017). DOI: 10.1371/journal.pone.0170002.
- [33] Kunihiro Watanabe et al. "Development of a Knee Joint CT-FEM Model in Load Response of the Stance Phase During Walking Using Muscle Exertion, Motion Analysis, and Ground Reaction Force Data". In: *Medicina* 56.2 (ún. 2020). Number: 2 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute, s. 56. ISSN: 1648-9144. DOI: 10.3390/medicina56020056. URL: <https://www.mdpi.com/1648-9144/56/2/56> (cit. 13. 08. 2023).
- [34] J. Wismans et al. "A three-dimensional mathematical model of the knee-joint". In: *Journal of Biomechanics* 13.8 (1. led. 1980), s. 677–685. ISSN: 0021-9290. DOI: 10.1016/0021-9290(80)90354-1. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929080903541> (cit. 02. 07. 2023).

Seznam obrázků

2.1	Kolenní kloub (pravý, pohled zpředu). Zdroj [25].	13
2.2	Kolenního kloubu (pravý, pohled shora na distální část) - meniský a vazy. Zdroj [25].	15
3.1	Fáze chůze. Zdroj [4] (upraveno).	19
3.2	Odvalování a podkluzování femuru během flexe. Zdroj [18] (upraveno) .	20
3.3	Systém MoBiX. Zdroj [11] (upraveno).	22
3.4	Okamžitý střed otáčení kolenního kloubu. Zdroj [21].	22
4.1	Model kolenního kloubu podle Watanabihho et al. (2O2O). Zdroj [33]. .	24
4.2	Tvorba modelu kolenního kloubu podle Jogiho et al. (2021). Zdroj [16].	25
4.3	Model kolenního kloubu podle Shelburna et al. (2005). Zdroj [23]. . . .	26
4.4	Model kolenního kloubu podle Blankevoorta et al. (1991). Zdroj [3]. .	26
6.1	Schéma simulace. Žlutá - vstupní data, červená - simulace, modrá - výstupní data.	28
6.2	Zdrojová data pro vytvoření segmentace anatomických struktur. Zdroj [1, 27].	29
6.3	3D model anatomických struktur z projektu SPL Knee Anatomy. Zdroj [1, 27].	31
6.4	3D stl modely z [13], které jsou použity k predikci kinematiky. Šedá - femur, tibia; žlutá - femorální a tibiální chrupavka; oranžová - meniský; zelená - vazy (použity pouze k určení polohy jejich úponů).	32
6.5	Ilustrační příklad	33
6.6	Schéma optimalizace	34
6.7	Model člověka v OpenSimu pro optimalizaci silových účinků během chůze	35
6.8	Úhel flexe kolenního kloubu během chůze (použita zvýrazněná část jako vstupní data simulace)	36
6.9	Model svalu Hillova typu. Zdroj [29].	37
6.10	Silové účinky generované ve svalech během chůze (použita zvýrazněná část jako vstupní data simulace)	37
6.11	Výsledné složky reakční síly v kloubu (použita zvýrazněná část jako vstupní data simulace)	38
6.12	Princip metody diskrétních elementů DEA pro kontaktní úlohy hlezeního kloubu. Zdroj [22].	39

6.13	Vizualizace simulace. Oranžová - vnější síla, žlutá - normálová kontaktní síla, zelená - síla od vazů, červená - výslednice sil, fialová - aktuální osa rotace	43
6.14	Souřadnicové systémy tibiofemorálního kloubu. Zdroj [11] (upraveno). Konstrukce femorálního souřadného systému (A), tibiálního (B) a výsledné souřadnicové systémy (C).	44
6.15	Mechanismus definující pohyby v kolenním kloubu. Zdroj [34]	45
7.1	Porovnání úhlu flexe ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)	47
7.2	Porovnání abdukce ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)	47
7.3	Porovnání vnější rotace ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)	48
7.4	Porovnání laterálního posuvu ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)	49
7.5	Porovnání anteriorního posuvu ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)	49
7.6	Porovnání flexe ze simulace a z experimentálních dat [11] (světle modrá oblast značí směrodatnou odchylkou experimentálních dat)	50
7.7	Porovnání reziduální síly a momentu	51
7.8	Porovnání zatížení chrupavek a menisků	51
7.9	Kontaktní zatížení femuru od chrupavek a menisku	52
7.10	Porovnání sil od vazů	53
A.1	Zatížení kloubní plochy - Lineární vazý - 10% cyklu chůze	64
A.2	Zatížení kloubní plochy - Nelineární vazý - 10% cyklu chůze	64
A.3	Zatížení kloubní plochy - Lineární vazý - 20% cyklu chůze	65
A.4	Zatížení kloubní plochy - Nelineární vazý - 20% cyklu chůze	65
A.5	Zatížení kloubní plochy - Lineární vazý - 30% cyklu chůze	66
A.6	Zatížení kloubní plochy - Nelineární vazý - 30% cyklu chůze	66
A.7	Zatížení kloubní plochy - Lineární vazý - 40% cyklu chůze	67
A.8	Zatížení kloubní plochy - Nelineární vazý - 40% cyklu chůze	67
A.9	Zatížení kloubní plochy - Lineární vazý - 50% cyklu chůze	68
A.10	Zatížení kloubní plochy - Nelineární vazý - 50% cyklu chůze	68

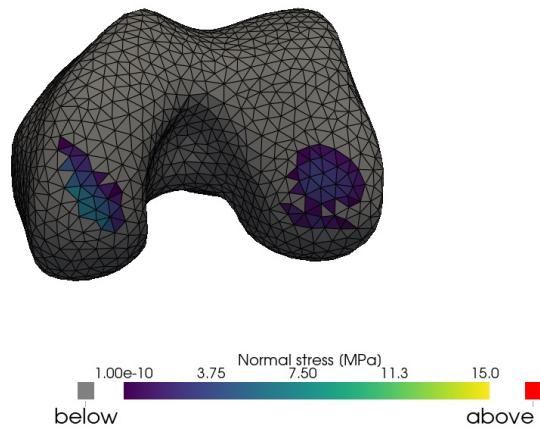
Seznam tabulek

2.1	Rozdělení svalů kolenního kloubu podle funkce. Zdroj [12].	17
6.1	Seznam 3D modelů [27]	30
6.2	Materiálové vlastnosti vazů [2]	41

Příloha A

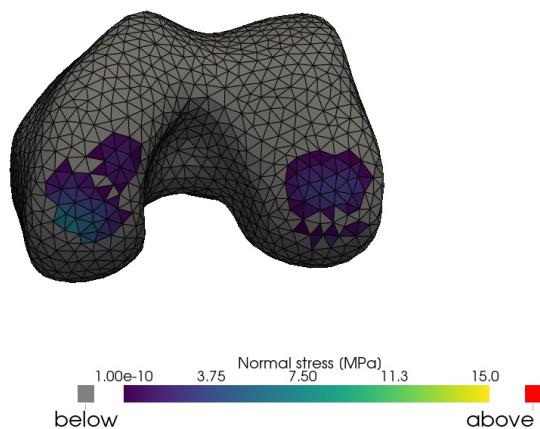
Zatížení kloubních ploch

$$\phi = -17.0699434^\circ$$



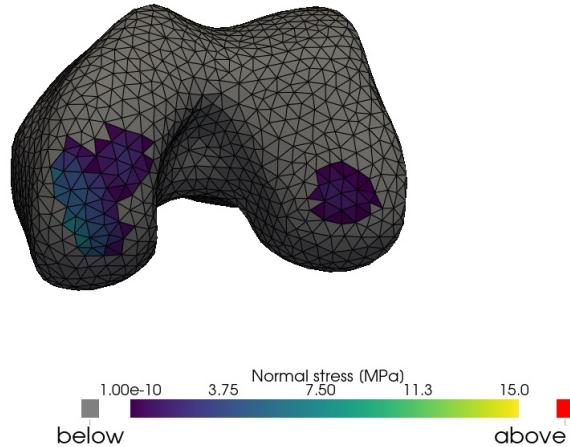
Obrázek A.1: Zatížení kloubní plochy - Lineární vazby - 10% cyklu chůze

$$\phi = -17.0699434^\circ$$



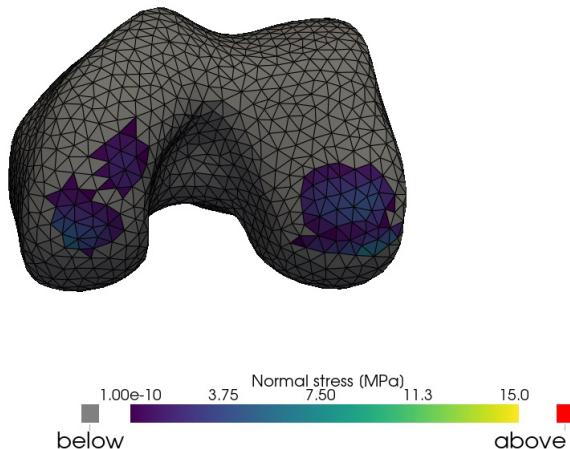
Obrázek A.2: Zatížení kloubní plochy - Nelineární vazby - 10% cyklu chůze

$$\phi = -17.9980019^\circ$$



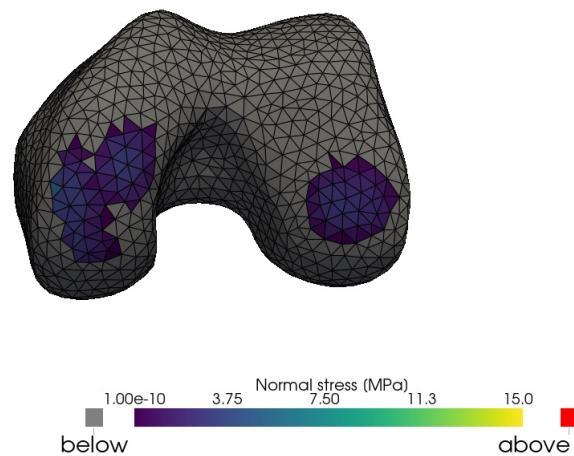
Obrázek A.3: Zatížení kloubní plochy - Lineární vazy - 20% cyklu chůze

$$\phi = -17.9980019^\circ$$



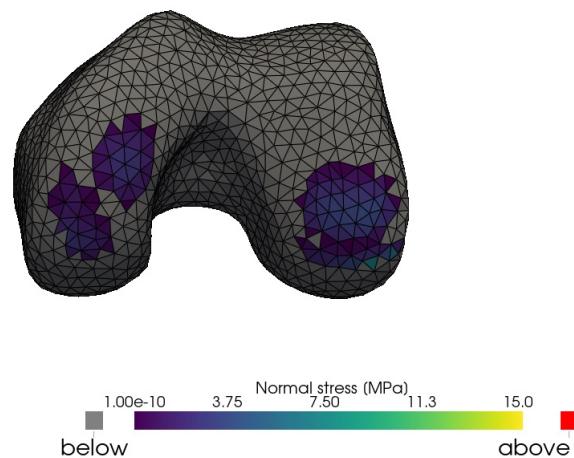
Obrázek A.4: Zatížení kloubní plochy - Nelineární vazy - 20% cyklu chůze

$$\phi = -13.67067055^\circ$$



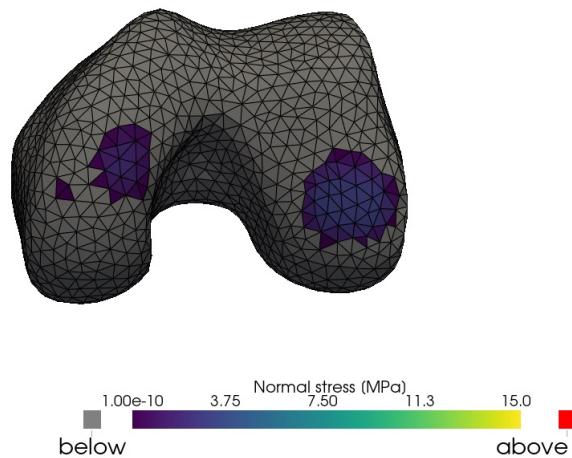
Obrázek A.5: Zatížení kloubní plochy - Lineární vazy - 30% cyklu chůze

$$\phi = -13.67067055^\circ$$



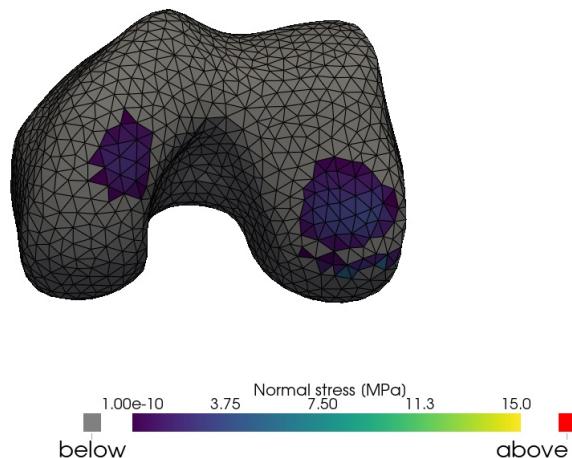
Obrázek A.6: Zatížení kloubní plochy - Nelineární vazy - 30% cyklu chůze

$$\phi = -8.93336826^\circ$$



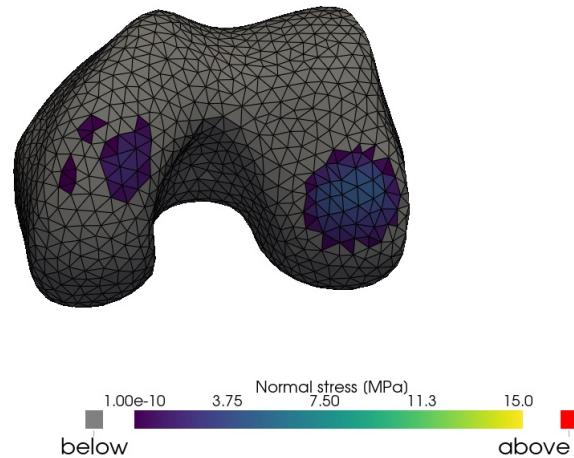
Obrázek A.7: Zatížení kloubní plochy - Lineární vazy - 40% cyklu chůze

$$\phi = -8.93336826^\circ$$



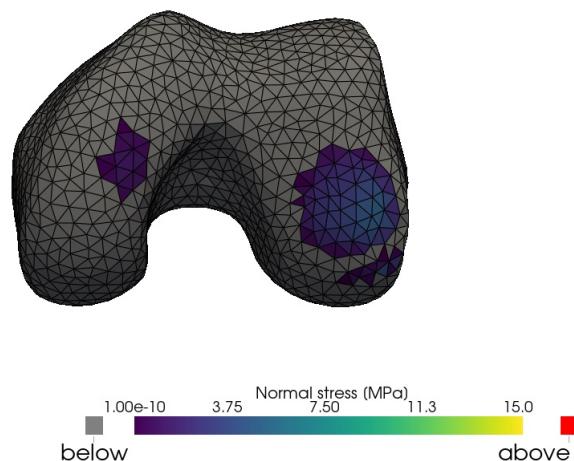
Obrázek A.8: Zatížení kloubní plochy - Nelineární vazy - 40% cyklu chůze

$$\phi = -6.01763625^\circ$$



Obrázek A.9: Zatížení kloubní plochy - Lineární vazy - 50% cyklu chůze

$$\phi = -6.01763625^\circ$$



Obrázek A.10: Zatížení kloubní plochy - Nelineární vazy - 50% cyklu chůze