



Diplomová práce

Biomechanická analýza chůze se zevní kolenní ortézou

Studijní program:

N0914P360003 Biomedicínské inženýrství

Autor práce:

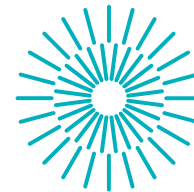
Bc. Jana Pospíchalová

Vedoucí práce:

doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Katedra technologií a struktur

Liberec 2023



Zadání diplomové práce

Biomechanická analýza chůze se zevní kolenní ortézou

<i>Jméno a příjmení:</i>	Bc. Jana Pospíchalová
<i>Osobní číslo:</i>	D21000146
<i>Studijní program:</i>	N0914P360003 Biomedicínské inženýrství
<i>Zadávající katedra:</i>	Fakulta zdravotnických studií
<i>Akademický rok:</i>	2022/2023

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Popsat biomechaniku lidské chůze s bližším zaměřením na kolenní kloub.
2. Provést rešerši možných provedení pohybové analýzy chůze.
3. Provést rešerši kolenních ortéz a případy k jejich indikaci.
4. Uskutečnit pohybovou analýzu chůze bez/s kolenní ortézou.
5. Vytvořit muskuloskeletální model v programu OpenSim pro simulaci pohybu.
6. Na základě vytvořených modelů a naměřených dat ověřit funkčnost, efektivitu a vliv kolenních ortéz na pohybový aparát dolní končetiny.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Poranění kolenních vazů patří k nejčastějším sportovním úrazům kolena. Nedílnou součástí rehabilitačního procesu je aplikace zevní ortézy, která může zajistit stabilitu kolena, předcházet zraněním a zamezit jejich opětovným výskytům. Při její indikaci je nutné zhodnotit funkční efekt, kterého lze ve skutečnosti dosáhnout. Naskytá se tedy otázka, zda ortézy plní svou funkci a jaký vliv mají na pohybový aparát. Jedním z výzkumných nástrojů je software OpenSim, který umožňuje modelování, simulaci a biomechanickou analýzu neuromuskuloskeletálního systému.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

1. Předpokládáme, že vybrané kolenní ortézy budou ovlivňovat chůzi a pohyblivost kolena.
2. Předpokládáme, že funkčnost a přesnost nastavených parametrů kolenních ortéz různých výrobců se budou lišit.

Metoda:

Kvalitativní.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Technika práce: Data pro simulaci pohybu budou získána z pohybové analýzy chůze provedené pomocí komerčního systému. Simulace bude zrealizována v programu OpenSim 4.3.

Vyhodnocení dat: Vyhodnocení dat proběhne na základě analýzy vytvořených muskuloskeletálních modelů.

Místo a čas realizace výzkumu:

Krajská nemocnice Liberec, a.s.; srpen 2022 až prosinec 2022

Vzorek:

Respondent, u kterého budou odzkoušeny tři kolenní ortézy.

Rozsah práce:

Rozsah diplomové práce činí 70–90 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

Forma zpracování práce:

tištěná/elektronická

Jazyk práce:

Čeština

Seznam odborné literatury:

DOUŠA, P., T. PEŠL a V. DŽUPA. 2021. *Vybrané kapitoly z ortopedie a traumatologie pro studenty medicíny*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-4828-6.

DYLEVSKÝ, Ivan. 2021a. *Klinická kineziologie a patokineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0230-3.

DYLEVSKÝ, Ivan. 2021b. *Základy funkční anatomie*. 2. vyd. Olomouc: Poznání. ISBN 978-80-88395-08-9.

FOCKE, Anne et al. 2020. Effect of Different Knee Braces in ACL-Deficient Patients. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. **8**, 1-12. DOI 10.3389/fbioe.2020.00964.

HEALY, Aoife et al. 2018. A systematic review of randomised controlled trials assessing effectiveness of prosthetic and orthotic interventions. *PLOS Computational Biology*. **13**(3). DOI 10.1371/journal.pone.0192094.

MOON, Jeheon et al. 2018. Effect of wearing a knee brace or sleeve on the knee joint and anterior cruciate ligament force during drop jumps: A clinical intervention study. *The knee*. **25**(6). DOI 10.1016/j.knee.2018.07.017.

PRAKASH, C., R. KUMAR a N. MITTAL. 2018. Recent developments in human gait research: parameters, approaches, applications, machine learning techniques, datasets and challenges. *Artificial Intelligence Review*. **49**, 1-40. DOI 10.1007/s10462-016-9514-6.

RYCHLÍKOVÁ, Eva. 2019. *Funkční poruchy kloubů končetin: diagnostika a léčba*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-2096-3.

SETH, Ajay et al. 2018. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLOS Computational Biology*. **14**(7), 1-20. DOI 10.1371/journal.pcbi.1006223.

STERGIOU, Nicholas. 2020. *Biomechanics and Gait Analysis*. San Diego: Elsevier. ISBN 978-01-281-3372-9.

SVOBODA, Z., J. ROSICKÝ a M. JANURA. 2020. *Chůze osob s transtibiální amputací*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury. ISBN 978-80-244-5634-8.

Vedoucí práce:

doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Katedra technologií a struktur

Datum zadání práce:

25. října 2022

Předpokládaný termín odevzdání: 5. května 2023

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc.,

MBA

děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má diplomová práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

Poděkování

Poděkování patří mému vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Lukáši Čapkovi, Ph.D. za umožnění realizace výzkumu, cenné rady, připomínky a lidský přístup. Děkuji také mé rodině za podporu během celého studia.

Anotace

Autor:	Bc. Jana Pospíchalová
Instituce:	Fakulta zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci
Název práce:	Biomechanická analýza chůze se zevní kolenní ortézou
Vedoucí práce:	doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.
Počet stran:	98
Počet příloh:	4
Rok obhajoby:	2023

Anotace: Ortézy jsou nedílnou součástí léčby a preventivním opatřením poranění vazů kolenního kloubu. Jejich vliv a efektivita je však stále předmětem diskuzí. Práce se zabývá návrhem postupu a ověřením efektivity kolenních ortéz za využití pohybové analýzy a muskuloskeletální simulace v softwaru OpenSim. Rešerše teoretické části se týká biomechaniky chůze s bližším zaměřením na kolenní kloub, pohybové analýzy chůze a kolenních ortéz. Ke stanovení vlivu a efektivity kolenních ortéz bylo využito kinematických, kinetických dat a sil svalů ovlivňujících přední translaci tibie. Dílčími úkoly byla realizace pohybové analýzy chůze bez/s ortézou a simulace pohybu v Opensimu. Pilotní studie ukázala, že funkční a rehabilitační ortézy mají vliv na biomechaniku kolenního kloubu a lze jim přisoudit spíše pozitivní efekt. Metoda zahrnující pohybovou analýzu a muskuloskeletální simulaci přinesla nové možnosti pro výzkum efektivit ortéz.

Klíčová slova: chůze, kolenní ortéza, OpenSim, pohybová analýza, simulace

Annotation

Author: Bc. Jana Pospíchalová
Institution: Faculty of Health Studies, Technical University of Liberec
Title: Biomechanical analysis of gait with external knee orthosis
Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.
Pages: 98
Apendix: 4
Year: 2023

Annotation: Orthoses are an integral part of the treatment and preventive measure of knee ligament injuries. However, their influence and effect is still a matter of debate. The purpose of the thesis is to design the methodology and verify effectiveness of the knee orthoses with the use of motion analysis and musculoskeletal simulation in the OpenSim. The research of the theoretical part includes the biomechanics of gait with a closer focus on the knee joint, gait analysis and knee orthoses. Kinematic, kinetic data and muscle forces which contribute to anterior tibial translation were used to determine the influence and effectiveness of knee orthoses. The partial tasks were to realize the gait analysis without/with orthosis and motion simulation in OpenSim. A pilot study showed that functional and rehabilitative orthoses have rather positive effect on the biomechanics of the knee joint. The combination of motion analysis and musculoskeletal simulation brought new possibilities for further study of the orthoses's effectiveness.

Keywords: gait, motion analysis, knee orthosis, OpenSim, simulation

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	10
1 Úvod.....	12
2 Teoretická část	13
2.1 Biomechanika chůze	13
2.1.1 Funkční anatomie a kineziologie pánve a dolní končetiny.....	14
2.1.2 Krokový cyklus.....	16
2.2 Kolenní kloub.....	20
2.2.1 Funkční anatomie a biomechanika kolenního kloubu	20
2.2.2 Vyšetření kolenního kloubu.....	24
2.2.3 Onemocnění a úrazy kolenního kloubu	24
2.2.3.1 Poranění předního zkříženého vazů.....	25
2.3 Pohybová analýza chůze	28
2.3.1 Parametry chůze.....	28
2.3.2 Typy senzorů a měřicích metod analýzy chůze	30
2.3.2.1 Protokoly pro nalepení markerů	34
2.4 Ortézy dolní končetiny	36
2.4.1 Dělení ortéz.....	36
2.4.2 Kolenní ortézy a jejich indikace	37
2.4.3 Efektivita kolenních ortéz.....	40
2.5 Popis programového prostředí OpenSim 4.3	42
2.5.1 Příprava dat a modelu	43
2.5.2 OpenSim workflows	45
3 Praktická část	46
3.1 Cíle a výzkumné předpoklady.....	46
3.2 Metody	46
3.2.1 Charakteristika výzkumného vzorku	49

3.2.2	Testované ortézy	49
3.2.3	Popis vybavení laboratoře a provedení pohybové analýzy chůze	50
3.2.4	Simulace pohybu v OpenSimu	57
3.3	Analýza výzkumných dat a vyhodnocení cílů	59
3.3.1	Zpracování dat z pohybové analýzy pro simulaci v OpenSimu	59
3.3.2	Příprava muskuloskeletálního modelu a integrace ortézy do modelu	61
3.3.3	Realizace inverzní kinematiky, dynamiky a statické optimalizace v OpenSimu	65
3.4	Vyhodnocení výsledků práce	81
4	Diskuze	83
5	Návrh doporučení pro praxi	87
6	Závěr	88
	Seznam použité literatury	89
	Seznam příloh	98
	Příloha A Vybrané typy kolenních ortéz a postup při jejich indikaci.....	99
	Příloha B Souhlas respondenta s účastí ve výzkumu.....	101
	Příloha C Výsledné grafy úhlu kolenního kloubu v závislosti na fázi krokového cyklu	102
	Příloha D Výsledné grafy extenzorového momentu kolenního kloubu v závislosti na fázi krokového cyklu	105

Seznam symbolů a zkratek

2D	dvourozměrný
3D	trojrozměrný
ACL	Anterior Cruciate Ligament, přední zkřížený vaz
ALP	alkalická fosfatáza
angl.	anglicky
API	Application Programming Interface, rozhraní pro programování aplikací
art.	articulatio
atd.	a tak dále
BMI	Body Mass Index, index tělesné hmotnosti
BW	Body Weight, tělesná hmotnost
Ca	Calcium, vápník
CAD	Computer Aided Design, počítačem podporované projektování
cm	centimetr
CMC	Computed Muscle Control, výpočet svalové kontroly
COM	Center of Mass, těžiště
COP	Center of Pressure, centrum tlaku
CT	výpočetní tomografie
DAQ	Data Acquisition
DOF	Degree of Freedom, stupně volnosti
EBM	Evidence-based Medicine, medicína založená na důkazech
EMG	elektromyografie
fMRI	funkční magnetická rezonance
fps	frames per second, počet snímků za vteřinu
GC	Gait Cycle, krokový cyklus
GRF	Ground Reaction Force, reakční síla podložky
GUI	Graphic User Interface, Grafické uživatelské rozhraní
Hz	Hertz
ID	Inverse Dynamics, inverzní dynamika
IK	Inverse Kinematics, inverzní kinematika
IMUs	Inertial Measurement Units, inerciální měřicí jednotky
ISO	Mezinárodní organizace pro normalizaci

kg	kilogram
kg·m ²	kilogram na metr čtvereční
KO	Knee Orthosis, kolenní ortéza
kPa	kilopascal
LCL	Lateral Collateral Ligament, vnější postranní vaz
LED	Light-Emitting Diode, elektroluminiscenční dioda
lig.	ligamentum
m.	musculus
MCL	Medial Collateral Ligament, vnitřní postranní vaz
MIMUs	Magnetic and Inertial Measurement Units, magnetické a inerciální měřicí jednotky
Mpx	megapixel
MR	magnetická rezonance
např.	například
N/cm ²	Newton na centimetr čtvereční
N/kg	Newton na kilogram
Nm	Newton metr
Nm/kg	Newton metr na kilogram
NWS	Non-Wearable Sensors, senzory, které se neumisťují na tělo subjektu
OA	osteoartróza
PCL	Posterior Cruciate Ligament, zadní zkřížený vaz
PET, PET/CT	pozitronová emisní tomografie/výpočetní tomografie
PF	patelofemorální
PTH	parathormon
RGO	Reciprocating Gait Orthosis, reciproční chůzová ortéza
RRA	Residual Reduction Algorithm, algoritmus zbytkové redukce
RTG	rentgen
SO	Static Optimization, statická optimalizace
SPECT, SPECT/CT	Jednofotonová emisní výpočetní tomografie/ Výpočetní tomografie
TF	tibiofemorální
tzv.	takzvaný
USB	Universal Serial Bus
WS	Wearable Sensors, senzory, které se umisťují na tělo subjektu
XML	Extensible Markup Language

1 Úvod

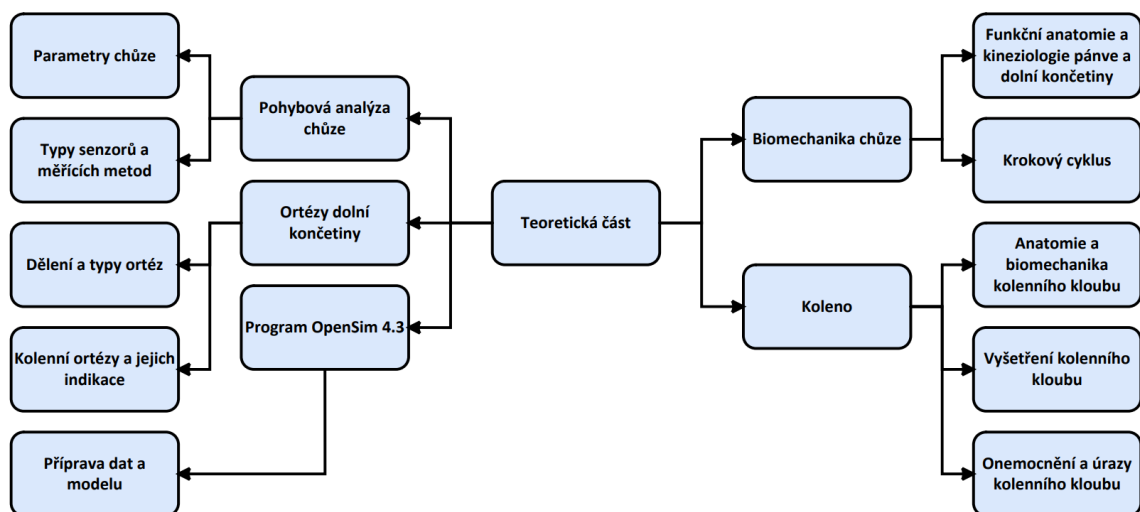
Kolenní kloub je nejsložitějším a největším kloubem v lidském těle. Jeho stabilita je zajištěna vazivovým aparátem a svaly. Díky této anatomické struktuře bývá koleno často postiženo traumatem, ale i degenerativním a zánětlivým onemocněním. Poranění kolenních vazů, především předního zkříženého vazy, patří k nejčastějším sportovním úrazům a očekává se nárůst incidence. Vliv na vznik zranění mají dále hormonální, biomechanické či genderové faktory. Dle charakteru poranění je indikována konzervativní terapie, která spočívá v dočasném omezení pohyblivosti kolene, či terapie operativní. Nedílnou součástí následného rehabilitačního procesu je nošení ortéz, které mohou zlepšit stabilitu kolenního kloubu, ale také předcházet zraněním a zamezit opětovným výskytům těchto zranění.

Ortotika je chápána jako specializovaný obor ortopedické protetiky, jehož výstupem je zevně aplikovatelná pomůcka neboli ortéza. Jedno z možných dělení ortéz je dle jejich lokalizace na těle či účelu. Mohou zaujímat funkci fixační, retenční, podpůrnou nebo redresní. Při indikaci ortézy je nutností zhodnotit vícero hledisek, zejména funkční efekt, kterého lze reálně docílit. I přesto, že ortézy jsou nenahraditelnou součástí léčby a vystupují jako preventivní opatření proti možnému poranění, jejich efektivita a vliv na biomechaniku kolenního kloubu je stále předmětem diskuzí.

Cílem práce je ověřit funkčnost, efektivitu a vliv kolenních ortéz na pohybový aparát dolní končetiny. Práce bude koncipována jako pilotní studie, ve které bude stanovena a odzkoušena navrhovaná metodika, tedy za využití pohybové analýzy a muskuloskeletálního modelování získat kinematická a kinetická data pro chůzi bez/s ortézou a určit velikost síly svalů ovlivňujících přední translaci tibie. Simulace pohybu bude provedena v softwaru OpenSim, jehož součástí je otevřená knihovna muskuloskeletálních modelů. Vybraný model bude pro vizualizaci doplněn o jednoduchou ortézu. V teoretické části bude nejprve popsána biomechanika lidské chůze s bližším zaměřením na kolenní kloub. Dalším úkolem bude nastínit možnou realizaci pohybové analýzy chůze, a nakonec provést rešerši kolenních ortéz a případy k jejich indikaci. Výstupem práce bude především zhodnocení použité metodiky, výsledky vztahující se k efektivitě ortéz nelze brát z hlediska charakteru práce jako pilotní studie a počtu respondentů závazně.

2 Teoretická část

Výzkum týkající se problematiky funkčnosti kolenních ortéz vyžaduje znalosti multioborového charakteru zahrnující také biomechaniku. Biomechaniku lze definovat jako studium sil působících na tělo a zkoumání následků těchto sil. Je to interdisciplinární obor, který obsahuje poznatky z biologie, fyziologie, anatomie, fyziky, matematiky a chemie (Stergiou, 2020). V této části práce budou tedy uvedeny vybrané kapitoly z medicíny zaměřující se na biomechaniku chůze, základní principy kineziologie pánve a dolní končetiny se stručným popisem funkční anatomie jednotlivých částí. Kolennímu kloubu bude vzhledem k tématu práce věnována samostatná kapitola. Dále budou probrány možnosti provedení pohybové analýzy chůze společně se senzory, které jsou k tomuto účelu určeny. Poněkud větší důraz bude kladen na řešení v oblasti ortotiky dolní končetiny a popis programového prostředí OpenSim 4.3. Oblasti řešení jsou pro přehled uvedeny v diagramu níže (Obr. 1). K vyhledávání odborných článků budou použity především databáze MEDLINE, ProQuest, ResearchGate a SAGE Journals a následující klíčová slova: knee, orthosis, brace, effectiveness, ACL rupture, simulation, gait analysis.



Obr. 1 Organizační diagram rešerše teoretické části (Zdroj: autor)

2.1 Biomechanika chůze

Chůzi lze popsat jako cyklický pohyb horních a dolních končetin, který má za úkol přesun těla směrem dopředu. Jedná se tedy o stereotypní lokomoci, jenž je charakterizována sadou koordinovaných pohybů s cílem přesunout se z jednoho místa na jiné. Výsledkem

je řada pohybových vzorců tvořící komplexní kinematický řetězec, který zahrnuje souhru kosterní, svalové a nervové soustavy. Aby mohl v kloubu pohyb nastat, svaly vytvoří síly, které působí na kosti. K řízení tohoto procesu slouží pokyny z nervové soustavy. Nervový systém zpracovává senzorické informace (somatosenzorické neboli proprioceptivní, vizuální a vestibulární) nutné pro zajištění neustálé adaptace vzhledem k okolnímu prostředí (Stergiou, 2020).

Lokomoce vzpřímeného těla (bipedální lokomoce) je hlavní funkcí dolní končetiny. Z tohoto důvodu jsou patrné značné odlišnosti od horní končetiny, které spočívají v mohutnějších svalových skupinách, robustnější kostře a v omezené pohyblivosti kloubů. Výsledkem postupného vývoje lokomoce je tedy vertikalizace páteře, těžiště těla se tím přesunulo před osový skelet, do roviny kyčelních kloubů. Postavení pánve, přesněji pánevní sklon, je zásadním problémem pro vzpřímenou pozici těla. Pánevní sklon má vliv na zakřivení páteře, hlavně na hrudní kyfózu a bederní lordózu (Dylevský, 2021a). Bipední lokomoce je individuální pro každého jedince, odvíjí se od věku a pohlaví. Probíhá optimální rychlostí s cílem vynaložení nejmenšího energetického výdeje (Dungl, 2014).

2.1.1 Funkční anatomie a kineziologie pánve a dolní končetiny

Z kineziologického hlediska je dolní končetina tvořena třemi segmenty: **proximální** – pletenec dolní končetiny a kyčel, **střední** – stehno, koleno a bérce, **distální** – hlezno a noha. Síly vertikalizovaného trupu se na pohybující se dolní končetiny přenášejí v pánvi. **Pánev** tvoří kaudální zakončení páteře a představuje oporu pro dolní končetiny. Sestává z kosti křížové a z kostí pletence dolní končetiny (Dylevský, 2021a). Pletenec dolní končetiny se skládá ze dvou pánevních kostí (*os coxae*), každá z nich je srostlá ze tří kostí: kyčelní (*os ilium*), sedací (*os ischii*) a stydké (*os pubis*). Všechny tři kosti osifikují v **acetabulu** (jamce kyčelního kloubu). Vpředu pánevní kosti spojuje nepohyblivá spona stydká, vzadu málo pohyblivé křížokyčelní klouby (Kachlík, 2018). **Kyčelní kloub** (*art. coxae*) reprezentuje pohyblivé propojení dolní končetiny s trupem. Je to nosný a balanční kloub. Hlavice kloubu je tvořena stehenní kostí, která zapadá do acetabula. Ačkoliv se jedná o kulovitý kloub, rozsah pohybu je omezen, čímž je stabilizována poloha vzpřímeného těla (Dylevský, 2021b). Kyčelní kloub umožňuje následující pohyby: **flexe** do 120 °, **extenze** jen do 13 °, **addukce** do 10 °, **abdukce** do 40 °, **zevní rotace** do 15 ° a **vnitřní** do 35 ° (Dylevský, 2021a).

Stehenní kost (*femur*) představuje nejdelší a nejmasivnější kost těla, která zastává nosnou funkci dolní končetiny. Proximální konec kosti přechází štíhlým krčkem do hlavice (*caput femoris*) kyčelního kloubu. Dorzálně se nachází malý chocholík (*trochanter minor*) a laterálně velký chocholík (*trochanter major*). Tělo *femuru* je silné a dlouhé, distálně se rozšiřuje ve dva kondyly (*condylus medialis et lateralis*), které dále vybíhají ve dva epikondyly (*epicondylus medialis et lateralis*) (Kachlík, 2018). Krček odstupuje od těla stehenní kosti pod tupým úhlem, což sehrává statický problém, který dále závisí na pružnosti a úpravě kostních trámců. **Kolenní kloub** (*art. genus*) je největším a zároveň nejsložitějším kloubem lidského těla. Kloubní hlavice je tvořena hrboly femuru, jamka horní rovnou plochou holenní kosti (Dylevský, 2021b). Bližší popis obsahuje kapitola 2.2 Kolenní kloub. Skelet **bérce** se skládá z **kosti holenní** (*tibia*) a **lýtkové** (*fibula*). Holenní kost se nachází na mediální straně bérce. Jedná se o nosnou dlouhou silnou kost s trojhranným tělem. Proximálně vybíhá ve dva kondyly a distálně ve vnitřní kotník (*malleolus medialis*). Dlouhá štíhlá lýtková kost je uložena na laterální straně bérce, která distálně vybíhá v zevní kotník (*malleolus lateralis*) (Kachlík, 2018).

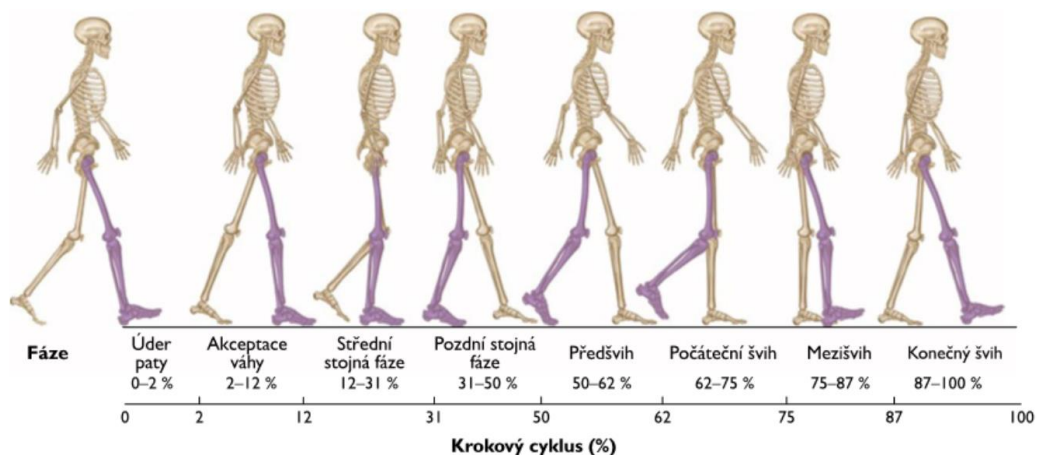
Hlezenní kloub (*art. talocruralis*) je zástupcem složeného, jednoosého a kladkového kloubu. Vytváří spojení mezi bérceovými kostmi a kostí hlezenní. Hlezenní kloub má slabé kloubní pouzdro, které se snadno trhá a dochází tak ke krvácení z porušených cév, což je typické při podvrknutí nohy (chybném došlápnutí) (Dylevský, 2021b). Rozsah pohybu kloubu je u **plantární flexe** 30–50° a **extenze** 50–60°. Plantární flexe je dále doprovázena inverzí nohy a dorzální flexe everzí nohy. Inverzi a everzi nohy umožňuje dolní zánártní kloub (*art. subtalaris*). **Noha** (*pes*) v chůzovém cyklu vystupuje jako transmisní článek. Díky příčnému a podélnému klenutím nohy je zajištěna pružnost chůze i stoje (Dylevský, 2021a). Noha je složena ze sedmi zánártních kostí, pěti nártních kostí a článků prstů. Kostra nohy principiálně odpovídá stavbě ruky, je však robustnější a jednotlivé kosti mají menší pohyblivost (Kachlík, 2018).

Svaly dolní končetiny se dělí do několika funkčních skupin, které vytvářejí pohyb v jednotlivých kloubech. Kyčelní svaly leží na zadní a vnitřní straně kyčelního kloubu, přecházejí přes kloub a upínají se na stehenní kost. Svaly kolenního kloubu se nacházejí na přední a zadní straně stehna. Svaly přední strany stehna napínají kolenní kloub (např. čtyřhlavý sval stehenní) a svaly zadní strany stehna kloub ohýbají. Svaly nohy a prstů se mohou vyskytovat na bérce i upínat se na kostru nohy a nebo se jedná o krátké svaly, které na kostře nohy začínají i končí (Dylevský, 2021b).

2.1.2 Krokový cyklus

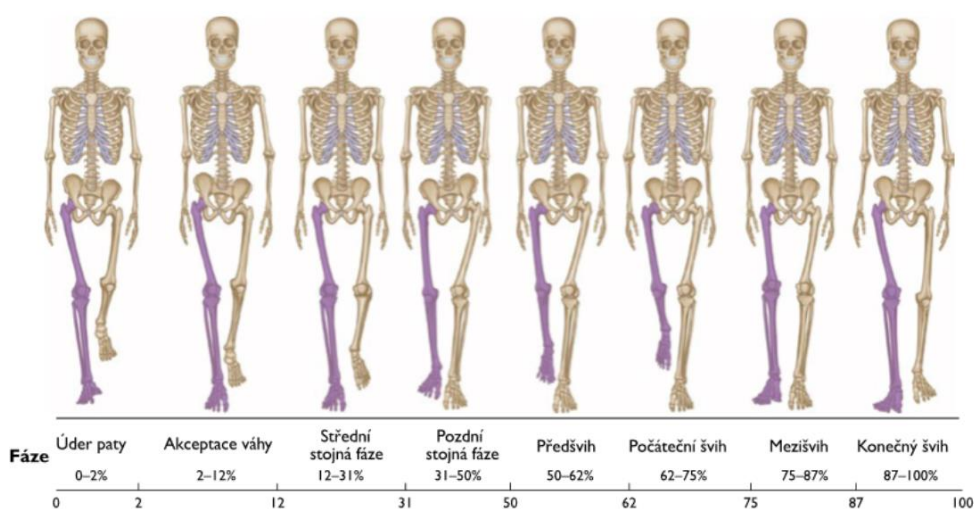
Znalost krokového cyklu je nedílnou součástí klinické analýzy chůze, jejíž výsledky mohou posloužit k sestavení efektivního rehabilitačního plánu. Krokový cyklus (*Gait Cycle*, GC) začíná kontaktem jedné nohy země a končí opětovným kontaktem země stejné nohy. Cyklus lze rozdělit na dvě fáze, **opornou** (*Stance*) a **švihovou** (*Swing*). Oporná fáze představuje 60 % krokového cyklu a odpovídá době, kdy je noha v kontaktu s podložkou. Švihová fáze tvoří 40 % krokového cyklu a jedná se o situaci, kdy se stejná noha nachází ve vzduchu. Součástí krokového cyklu je dále stoj na obou končetinách, tedy **fáze dvojí opory** reprezentující 10 % cyklu. Procentuální poměr jednotlivých fází se mění s rychlostí chůze, při běhu dochází k absenci fáze dvojí opory (Stergiou, 2020).

Obě dvě fáze se dále specifickými událostmi dělí na jednotlivá období. Opornou fázi zahajuje **iniciální kontakt nohy** (0–2 % GC, *Initial Contact*) nebo také **úder paty** (*Heel Strike*). Následuje akceptace váhy, tedy **období postupného zatížení** (2–12 % GC, *Loading Response*), které je ukončeno **kontaktem celé plosky** (*Foot Flat*). Při navazujícím **období střední opory** (12–31 % GC, *MidStance*) dochází ke **zvednutí palce** druhé nohy (*Toe Off*). Období střední opory, též střední stojná fáze, je zakončeno **zvednutím paty** (*Heel Off*). **Období aktivního odrazu** (31–50 % GC, *Terminal Stance*), nebo také pozdní stojná fáze, je následováno **obdobím pasivního odrazu** (50–62 % GC, *PreSwing*, předšvih), které uzavírá opornou fázi. **Období iniciálního švihu** (62–75 % GC, *Initial Swing*) zahajuje švihovou fázi. Následuje **období středního švihu** (75–87 % GC, *MidSwing*, mezišvih), jenž je doprovázeno **míjením nohou** (*Foot Clearance*). Navazující **období terminálního švihu** (87–100 % GC, *Terminal Swing*) ukončuje švihovou fázi a celý krokový cyklus (Vařeka, Vařeková, Janura, 2018). Krokový cyklus v sagitální rovině je schematicky znázorněn na Obr. 2.

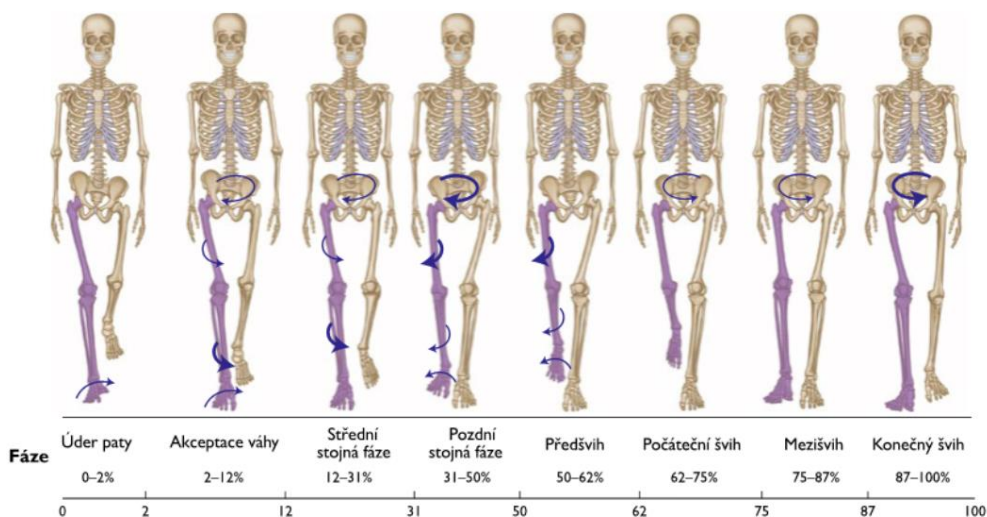


Obr. 2 Rozdělení krokového cyklu (Earls, 2021)

U krokového cyklu v transverzální rovině si lze povšimnout několika změn. Odemčení zánártních kostí je zahájeno posunem kosti patní a hlezenní. Tento posun po úderu paty (0–31 % GC) posílá rotaci směrem nahoru příslušnou končetinou. Dopředný švih druhé končetiny posílá dolů stojnou končetinou opačnou rotaci, aby mohla proběhnout opětovná supinace chodidla před odrazem palce (31–62 % GC). Po odrazu palce švih nohy vytváří rotaci směrem od dopředné končetiny, jež přísluhoje supinaci druhého chodidla (62–100 %). Dolní končetiny způsobují pánevní rotaci, která je shora vyrovnávaná pažemi (Earls, 2021). Na Obr. 3 a Obr. 4 jsou k dispozici schémata krokového cyklu ve frontální a transverzální rovině.



Obr. 3 Krokový cyklus ve frontální rovině (Earls, 2021)



Obr. 4 Krokový cyklus v transverzální rovině (Earls, 2021)

Při chůzi se horní část těla pohybuje vpřed, přičemž ramenní a pánevní pletenec rotuje v opačném směru a paže se pohybují vzhledem k dolním končetinám kontralaterálně (jedná se o fázový posun pohybu paží a dolních končetin neboli *out of phase*). Během lokomoce má pohyb paží vliv na efektivitu chůze, koordinaci a dynamickou posturální stabilitu (Whittle, 2007).

Lokomoci je také možné zkoumat z pohledu modelu „pružina – hmota“. Pružina se při zatížení prodlouží a při odstranění zátěže se vrátí do původního stavu. Takto principiálně fungují i „pružiny“ v těle jako např. nejznámější Achillova šlacha. Jedná se o pojivové tkáně, které obsahují kolagenová vlákna. Z fyzikálního hlediska pružinu popisují pojmy deformace a napětí. Napětí vystupuje jako síla aplikovaná na tkáň, jejíž výsledkem je deformace tkáně (změna v délce). Na tkáň působí následující síly: tíhová síla, reakční síla a hybnost. Tyto tři síly jsou kontrolovány čtvrtou silou, svalovou kontrakcí. Svaly reagují uzavřené do několika obalů, obsahujících kolagen, tzv. myofascií. Důležitou vlastností kolagenních tkání je elasticita (pružnost), tedy možnost zachytit energii a vložit ji do systému. Další vlastností tkání je jejich tuhost vyjadřující odpor vůči deformaci. Při chůzi se délka svalových vláken téměř nemění (jedná se o izometrickou kontrakci), ke změnám délky dochází ale ve fasciálních tkáních. Toto uspořádání je pro lokomoci energeticky výhodné (Earls, 2021).

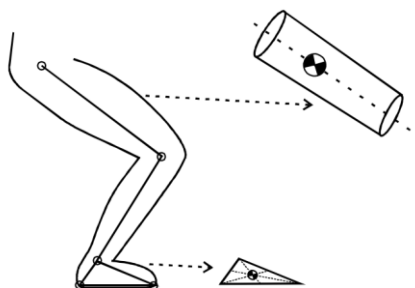
Samotná síla svalů není schopna vytvořit pohyb segmentů v prostoru, mění pouze vzájemné postavení vícero segmentů. K pohybu systému v prostoru je zapotřebí vnější síly jako je reakční síla podložky (GRF) (Vařeka a Vařeková, 2009). Z fyzikálního hlediska jde o aplikaci třetího Newtonova zákona, tedy pokud člověk stojí na podložce a působí na ni silou, podložka působí silou o stejné velikosti ale opačného směru. Jelikož jde o sílu, reakční síla podložky je reprezentována vektorem závisícím na úhlu, v kterém dochází k úderu o povrch (Adams a Cerny, 2018). Dalším příkladem vnější síly je druhý Newtonův zákon, jenž popisuje vztah mezi silou, hmotností a zrychlením, kde síla představuje příčinu a zrychlení důsledek. Z mechanického pohledu se při chůzi uplatňuje také zákon zachování hybnosti, který říká, že síla je součinem hmotnosti a rychlosti. Při pomalejší chůzi se hybnost ztrácí a musí se nahradit excentrickou a koncentrickou svalovou kontrakcí (Stergiou, 2020). Zapojení svalů se dále liší při otevřeném kinetickém řetězci, kdy se konečný segment pohybuje volně bez vnějšího odporu a při uzavřeném kinetickém řetězci, kterému brání v pohybu značný odpor. Označení kinematické řetězce se používají v případě zjednodušené definice, která rozlišuje uskutečnitelnost pohybu

pouze v jednom kloubu, či situaci, kdy pohyb kloubu je spřažen s pohyby i v jiných kloubech (Vařeka a Vařeková, 2009).

Dolní končetina sestává z jednotlivých segmentů, které mají určitou hmotnost. Naměřené hodnoty jsou ale u každého jedince individuální a v publikacích se tedy vyskytuje velká variabilita. Pro redukci chyb lze využít data z více zdrojů a přepočítat na relativní hmotnosti, jak je naznačeno v Tab. 1. Pro analýzu pohybu je možné segment nahradit hmotným bodem, přesněji těžištěm (COM). Při určování polohy těžiště dochází ke značnému zjednodušení. Segment je substituován geometrickým útvarem a těžiště se nachází na ose tohoto útvaru (viz Obr. 5) (Janura, 2011). Při chůzi se působením svalů mění moment jednotlivých kloubů, pro jehož určení je vyžadována znalost těžiště, hmotnosti segmentů a středů kloubů, ale také pozice a orientace segmentů v prostoru. Vynásobením momentu kloubu a úhlové rychlosti kloubu je dále vypočten výkon v kloubu (joint power) (Adams a Cerny, 2018). Výsledné těžiště těla při bipední lokomoci opisuje v ose z a y sinusoidu s minimální amplitudou. Při rychlejší chůzi je amplituda vyšší, v opačném případě se snižuje. Tyto změny výchylky těžiště mají vliv na zatížení chodidla během krokového cyklu (Dungl, 2014).

Tab. 1 Relativní hmotnost segmentů těla (Janura, 2011)

<i>Segment</i>	<i>Relativní hmotnost</i>	<i>Variační rozpětí u publikovaných údajů různých autorů</i>
Hlava	0,074	0,0568 – 0,0886
Trup	0,448	0,4028 – 0,5070
Stehno	0,124	0,0970 – 0,1473
Bérec	0,046	0,0399 – 0,0530
Noha	0,016	0,0114 – 0,0210
Nadloktí	0,029	0,0259 – 0,0336
Předloktí	0,017	0,0153 – 0,0228
Ruka	0,007	0,0054 – 0,0100



Obr. 5 Poloha těžiště stehna a nohy (Janura, 2011)

2.2 Kolenní kloub

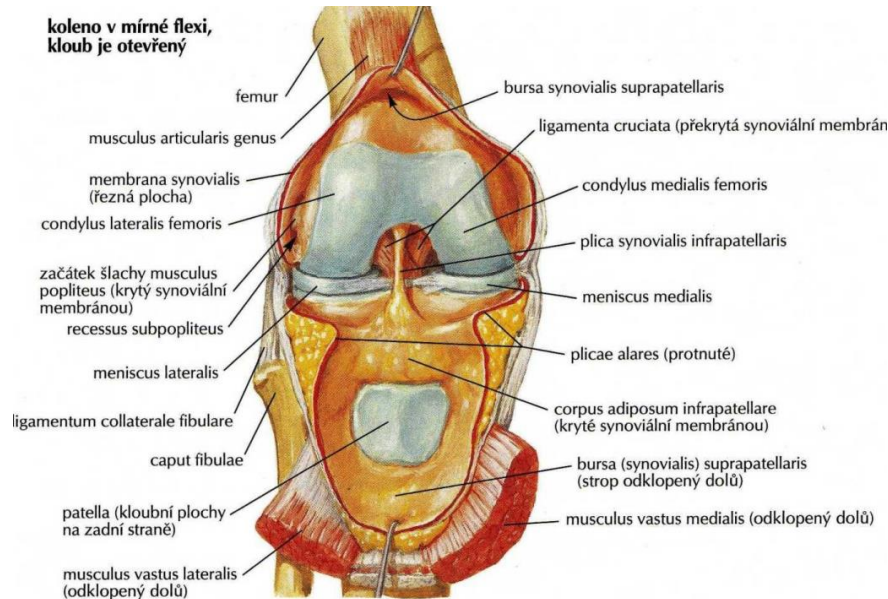
Tato kapitola pojednává o funkční anatomii a biomechanice kolenního kloubu. Dále zmiňuje vyšetření, onemocnění a úrazy kolena, především poranění ACL.

2.2.1 Funkční anatomie a biomechanika kolenního kloubu

Kolenní kloub (*art. genus*) je největším kloubem v lidském těle. Je to složený kloub, ve kterém dochází k artikulaci tří kostí, a to femuru, tibie a největší sezamské kosti česky (*patella*). Jak již bylo naznačeno kloubní hlavici tvoří hrboly femuru a jamku horní plocha tibie (Čihák, 2011). Hrboly femuru mají složité zakřivení, menší zevní kondyl vyčnívá téměř sagitálně dopředu, větší vnitřní kondyl se k němu přibližuje svým předním okrajem. Oproti tomu kloubní plocha tibie je téměř rovná a svým tvarem a velikostí neodpovídá kloubní ploše femuru. Při pohybu dochází k dotyku femuru a tibie jen na malé plošce a nerovnosti proto vyplňují chrupavčité menisky (Dylevský, 2021b). **Menisky** (*meniscus medialis et lateralis*) jsou tvořeny z vazivové chrupavky a liší se tvarem a velikostí. Konce srpečků neboli cípy menisků se upínají na interkondylární ploše tibie a obvod menisků je připevněn ke kloubnímu pouzdru. Během pohybu kloubu je přítomen posun menisků ze základní polohy dozadu a zpět, při kterém mění svůj tvar (Čihák, 2011). Poloměščitý mediální meniskus má fixované oba cípy i střední partii, a proto je méně pohyblivý. Díky malé pohyblivosti bývá častěji poškozen (tvoří 95 % zranění menisků). Kruhový laterální meniskus je takřka upevněn jen v jednom místě, což mu umožňuje větší pohyblivost, obzvláště při mírné flexi kolenního kloubu (15–30 °). Menisky musí odolat značné zátěži, při extenzi jsou namáhány 50 % působícího tlaku a při flexi hodnota stoupá až na 90 % (Dylevský, 2021a).

Korektní funkce kolenního kloubu vyžaduje zajištění jeho stability. Stabilizátory se mohou dělit na statické (vazy a již popsané menisky) a dynamické (svaly a jejich úpony). Topograficky se rozlišují stabilizátory kapsulární (kloubní pouzdro, svaly a úpony) a intraartikulární (zkřížené vazy a menisky) (Dungl, 2014). Pouzdro kolenního kloubu má odlišnou fibrózní a synoviální vrstvu a je zesíleno řadou vazů. Příkladem je vnitřní a zevní postranní vaz (*lig. collaterale tibiale et fibulare*). Dalšími vazy jsou: *retinacula patellae*, *lig. patellae*, *lig. popliteum obliquum* a *lig. popliteum arcuatum* (Čihák, 2011). Označení nejmohutnější stabilizátory kloubu náleží **přednímu** a **zadnímu zkříženému vaz** (*lig. cruciatum anterius et posterius*). Přední zkřížený vaz (angl. zkratka ACL) jde od vnitřní

plochy zevního kondylu femuru do přední interkondylární plochy. Zabezpečuje vnitřní rotaci bérce, při které je nejvíce zatížen. Dále omezuje posun kosti holenní směrem dopředu. Zadní zkřížený vaz (angl. PCL) začíná na zevní ploše vnitřního kondylu femuru a jde do zadní interkondylární plochy. Omezuje zevní rotaci a zabraňuje posunu bérce dozadu. Hlavní funkcí zkřížených vazů je především redukce rotačních pohybů v kolenní (Dylevský, 2021a). Mezi nitrokloubní vazy dále patří *lig. transversum genus* a *lig. meniscofemorale posterius et anterius* (Čihák, 2011).

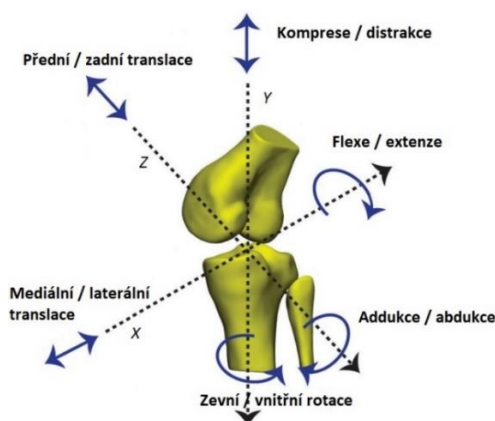


Obr. 6 Anatomická struktura kolena v mírné flexi: pohled zepředu (Netter, 2020)

Mezi svaly kolenního kloubu přední strany stehna se řadí *m. sartorius*, *m. quadriceps femoris* (čtyřhlavý sval stehenní). Zadní skupina obsahuje hlavní flexory kolenního kloubu: *m. biceps femoris*, *m. semitendinosus* a *m. semimembranosus*. Pomocnými flexory jsou *m. gracilis*, *m. sartorius*, *m. gastrocnemius* a *m. popliteus*. Mediální skupina se skládá z adduktorů stehna *m. pectineus*, *m. adductor longus*, *m. gracilis*, *m. adductor brevis*, *m. adductor magnus* a *m. obturatorius externus* (Čihák, 2011). **Čtyřhlavý sval stehenní** zajišťuje extenzi kolenního kloubu. Součástí extenzorového aparátu je dále česka, která leží v úponové šlaše čtyřhlavého stehenního svalu a funguje jako kladka měnící směr tahu tohoto svalu (Dylevský, 2021a). Zvláštním zařízením kolena je *musculus articularis genus*, který zabraňuje uskřinutí kloubního pouzdra mezi kloubní plochy. Koleno je také vybaveno synoviálními strukturami (viz Obr. 6), mezi něž patří *plica synovialis patellaris* (synoviální řasa), která je pokračováním synoviální membrány vystylající kloubní pouzdro. Řasa je za normálního stavu tenká jako hedvábný papír, ale v důsledku zranění může dojít k jejímu zesílení a zjizvení a způsobovat ankylózu. Synoviální bursy kolenního kloubu zaujímají pozici v místech tření a tlaku. Pouzdro je

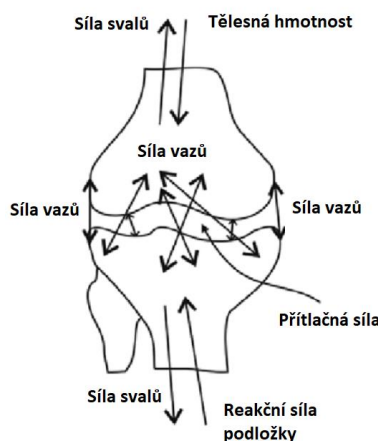
dále vybaveno tukovým tělesem (*corpus adiposum infrapatellare*, Hoffovo těleso), jenž obsahuje malou cévní arkádu a zajišťuje tak primární cévní zásobení předního zkříženého vazy (Flandry a Hommel, 2011).

Z hlediska mechaniky musí koleno plnit dva protichůdné požadavky. Jednak zajistit stabilitu v plné extenzi, kdy je koleno velice namáhané v důsledku hmotnosti těla. Dále disponovat velikou mobilitou ve flexi, která je zapotřebí při běhu a pro optimální orientaci chodidla v nepravidelném terénu. Pro zajištění nezbytné pohyblivosti je koleno díky své stavbě náchylné k vymknutí a dislokacím. Při flexi mají sklon ke zranění nejvíce vazy a menisky, v extenzi dochází k natržení vazů a zlomeninám (Kapandji, 2010). Před popisem rozsahů a typů pohybů je nutné podotknout, že kolenní kloub sestává ze dvou oddělených kloubů: tibiofemorální (TF) a patelofemorální (PF). Pohyb lze dále popsat prostřednictvím **šesti stupňů volnosti** (angl. DOF) vyjádřených v souřadnicovém systému kloubu (**tři rotace**: flexe – extenze, vnitřní – zevní rotace bérce, abdukce – addukce a **tři translace**: přední – zadní a mediální – laterální translace tibie, komprese – distrakce, viz Obr. 7). Primárním pohybem TF kloubu v sagitální rovině je flexe a extenze. Aktivní flexe dosahuje obvykle hodnoty 130 °, u pasivní flexe se může jednat až o 160 °. Během švihové fáze krokového cyklu roste hodnota flexe přibližně na 70 °, v období střední opory na 15 ° (Masouros, Bull, Amis, 2010). Flexi – extenzi doprovází rotační pohyby, jejichž osa se mění dle stupně flexe kolenního kloubu. Při flexi nejprve laterální kondyl femuru provádí otáčivý pohyb a mediální se posouvá. V této fázi dochází k odemčení kloubu. Navazuje valivý pohyb, kdy se femur valí po tibií a meniscích. Poté nastává klouzavý pohyb menisků po tibií směrem dozadu. Posun zevního menisku činí přibližně 12 mm a vnitřního 6 mm. Při extenzi se celý proces děje opačně a koleno se tak uzamyká. Během těchto fází patela distálně a proximálně klouže v rozsahu 5–7 cm (Dylevský, 2021a).



Obr. 7 Šest stupňů volnosti a pohyby kolenního kloubu (dle Shriram et al., 2019)

V transverzální rovině je přítomen vnitřní a zevní rotační pohyb, který je možný jen při flektovaném kolenu (v extenzi je koleno uzamčené). Rozsah zevní rotace se udává 40° a vnitřní 30° . Rozsah se liší dle velikosti flexe: 32° zevní rotace pro flexi 30° a 40° pro flexi 90° (Kapandji, 2010). Dle Dylevského hodnota zevní rotace odpovídá 21° a vnitřní 17° . Dále zmiňuje, že často uváděné hodnoty zevní rotace ($30\text{--}50^\circ$) a vnitřní rotace ($5\text{--}10^\circ$) nejsou zcela prokázány. V tomto ohledu se u různých autorů vyskytují nuance (Dylevský, 2021a). Ve frontální rovině dochází k abdukci a addukci, rozsah tohoto pohybu odpovídá $6\text{--}8^\circ$. Hodnoty translací, tedy vzájemného pohybu femuru a tibie, jsou: předozadní $5\text{--}10$ mm, mediální – laterální $1\text{--}2$ mm a komprese $2\text{--}5$ mm (Bawdekar et al., 2020). Dalším zajímavým údajem je tibio-femorální (TF) úhel, pomocí kterého se může určovat míra valgozity (vbočení) a varozity (vybočení) kolena. TF úhel svírá dlouhá osa femuru a tibie. Normální hodnota TF úhlu je 170° , v případě úhlu např. $180\text{--}185^\circ$ se jedná o varozitu a při menší hodnotě než 165° jde o valgozitu. Vbočení či vybočení kolena může časem vést k osteoartróze (Kapandji, 2010).



Obr. 8 Síly v kolenním kloubu (dle Bawdekar et al., 2020)

Síly přenášené kolenním kloubem mají značný klinický význam. Během stereotypní chůze kolenní kloub přenáší síly odpovídající dvoj až trojnásobku tělesné hmotnosti. Obezita proto zvyšuje celkovou velikost zátěže kolenního kloubu a je spojována s nárůstem incidence osteoartrózy a zrychlenou progresí tohoto onemocnění (D'Lima et al., 2012). Působící síly kolenního kloubu jsou znázorněny na Obr. 8. Velikost reakční síly roste s flexí kolenního kloubu a také závisí v jaké fázi krokového cyklu, stojné či švihové, se dolní končetina nachází. Během chůze po schodech směrem dolů hodnota reakční síly strmě narůstá a v TF kloubu dosahuje až pětinašobku tělesné hmotnosti (Malik a Malik, 2015).

2.2.2 Vyšetření kolenního kloubu

Klinické vyšetření by mělo být zahájeno sběrem **anamnestických údajů**. Následuje vyšetření kolenního kloubu **aspekci**, při kterém jsou obě dolní končetiny v extenzi a relaxaci. Jsou zkoumány deformity, barva kůže, osové postavení femuru a tibie atd. (Rychlíková, 2019). **Palpací** jsou zjišťovány otok nebo náplň kloubu (při vyšší náplni kloubu se objevuje tzv. ballottement pately), pohyblivost pately, bolestivost kloubní štěrbiny a tonus svalů (Kolář, 2009). Dále jsou vyšetřovány **aktivní pohyby**, kdy nemocný provádí flexi, extenzi, vnitřní a zevní rotaci, přičemž je sledován rozsah pohybů v kolenním kloubu. Zároveň je nemocný dotazován na bolestivost jednotlivých úkonů. **Pasivní pohyby** za nemocného provádí lékař a jsou vyšetřovány ve stejném pořadí a směrech jako pohyby aktivní. Lze také zkoumat kloubní vůli kolene, kdy je hodnocena pohyblivost tibie vůči kondylům femuru (Rychlíková, 2019).

Laboratorní vyšetření pomáhá upřesnit společně s klinickými příznaky diagnózu, stanovit rozsah onemocnění a také kontrolovat úspěšnost či nežádoucí účinky léčby. Součástí jest vyšetření kostního metabolismu (např. Ca, P, ALP, PTH), zánětu (např. sedimentace erytrocytů, C-reaktivní protein), kloubního punktátu a imunologické vyšetření (Dungl, 2014). Ze zobrazovacích metod se často využívá rentgenové vyšetření (RTG), magnetická rezonance (MR) a výpočetní tomografie (CT). RTG snímek se volí v případě podezření na zlomeninu a může být indikován v souladu s „Ottawa knee rules“. Použitím kontrastní látky lze i změnit diferenciaci absorpce měkkých tkání. U artrotického kolena se pořizuje snímek v zátěži pro určení výšky kloubní štěrbiny. CT pomáhá určit typ fraktury a poškození kostních struktur. MRI se používá pro své schopnosti zobrazit detaily měkkých tkání kolenního kloubu (vazy, menisky, kloubní chrupavky) (Ridley a Ridley, 2020). Dalšími možnými metodami jsou ultrazvuk či radionuklidové metody (SPECT, PET, SPECT/CT, PET/CT). Zajímavou jak diagnostickou, tak zároveň operativní metodou je artroskopie, která je nejčastěji prováděna právě u kolenního kloubu. Při artroskopii se do kloubu přes správně umístěné přístupy zavádí rigidní tubus s optikou a pracovní nástroje (Dungl, 2014).

2.2.3 Onemocnění a úrazy kolenního kloubu

Bolest kolena je častým příznakem a může být způsobena různými příčinami. Základní dělení zahrnuje dvě skupiny: posttraumatickou a skupinu bez traumatu (včetně artritidy). Ze všech kloubů je koleno nejčastěji postiženo sportovními úrazy. Ke zranění obvykle

dochází působením přímé síly na dolní končetinu nebo v důsledku náhlé změny směru pohybu. Nejčastějšími zraněními jsou ruptura ACL, poranění menisků a dislokace pately. Na podkladě traumatu vznikají i osteochondrální defekty, kdy je poškozena chrupavka (Ridley a Ridley, 2020). Při poranění vazivového aparátu se v užším slova smyslu myslí poranění zkřížených a postranních vazů kolenního kloubu. V následující podkapitole (2.1.6.1 Poranění předního zkříženého vazů) budou probrána poranění předního zkříženého vazů společně s mechanismem vzniku, klasifikací poranění a možnou léčbou. Poranění může také zasáhnout extenzorový aparát kolena, kam se řadí ruptura šlachy čtyřhlavého svalu stehenního, ruptura lig. patellae a zlomeniny česky. Zlomeniny v oblasti kolenního kloubu se dále týkají distálního konce femuru a proximální tibie. Dalším příkladem onemocnění kolene mohou být choroby z přetížení (Douša, Pešl, Džupa, 2021).

Artritida (zánětlivé onemocnění kloubů) může mít několik forem a vyskytovat se jako monoartikulární. Při dnové artritidě se do kloubních tkání ukládají krystaly sodné soli kyseliny močové, kolenní kloub však bývá méně často postižen. V případě revmatoidní artritidy se jedná o autoimunitní onemocnění projevující se chronickým zánětem, který je charakterizován synoviální hypertrofií, synovitiidou, erozemi kostí a tvorbou protilátek a proteinů akutní fáze. Septická artritida je neobvyklým ale vážným stavem (Ridley a Ridley, 2020). **Osteoartróza** (OA) patří celosvětově k nejčastějším onemocněním kloubů. Jde o nezářtlivé degenerativní onemocnění vyznačující se tvorbou osteofytů, subchondrální sklerózou, cystami a degradací kloubní chrupavky. Mezi rizikové faktory patří věk, pohlaví (výskyt je častější u žen), obezita a svou roli zde sehrávají i genetické faktory (Palazzo et al, 2016). Artróza kolene (gonartróza) omezuje pohyblivost kloubu, způsobuje bolest a osovou deformitu, díky níž dochází při zátěži k nerovnoměrné distribuci tlaku. Přetížení přispívá k progresi degenerativních změn (Dungl, 2014).

2.2.3.1 Poranění předního zkříženého vazů

K poranění vazivového aparátu kolene může dojít dvěma mechanismy: přímým nebo více častým nepřímým. Dle mechanismu vzniku jsou také klasifikovány akutní nestability kolene. **Mediální nestability** (90 %) jsou způsobené buď přímým násilím na laterální stranu kloubu nebo násilnou abdukci společně se zevní rotací bérce. Menší výskyt mají **laterální nestability**, jejichž vznik je v tomto případě podmíněn působením násilí na mediální stranu kloubu či násilnou addukci a rotací bérce. Závažnější poranění vznikající

hyperextenzí jsou příčinou **hyperextenzní nestability**. Dalšími typy nestabilit jsou **izolované léze předního a zadního zkříženého vazů**. Mezi zranění vazů patří: distenze (natažení vazů), parciální a totální ruptura (Dungl, 2014).

Výskyt poranění ACL u mladých sportujících **kontinuálně narůstá**, a to především u ženské populace. Dle systematického review a meta-analýzy autorů Bram et al. mají mladé sportovkyně během své kariéry na druhém stupni základní školy nebo střední školy 10% riziko poranění ACL. U sportující populace adolescentů se odhaduje četnost ruptur ACL přes 400 na 100 000 mladých sportovců. Zvyšující se incidence by mohla být důsledkem většího počtu sportujících dětí, neefektivního tréninku a nedostatečné prevence (Bram et al., 2021). **Ke zranění ACL dochází při dynamických aktivitách**, které například zahrnují náhlé otočení o 180 °. **Většina (80 %) poranění ACL vzniká nepřímým (nekontaktním) mechanismem** a nejvíce ohroženi jsou závodní a rekreační sportovci od 15 do 25 let. Sporty s rizikem poranění ACL se vyznačují vysokým dynamickým zatížením kolene a jedná se především o fotbal, basketbal, volejbal, házenou ale i alpské lyžování (Nessler, Denney, Sampley, 2017).

Při nekontaktním mechanismu působí na koleno několik sil a může docházet k zatížení kloubu ve více rovinách. Jedná se konkrétně o zatížení v sagitální a frontální rovině, v kombinaci s nevyváženými svalovými silami hamstringů a čtyřhlavého svalu stehenního. Typickým pohybem při nekontaktním mechanismu je násilná abdukce a zevní rotace bérce (Wetters et al., 2016). Pro zajímavost pevnost předního zkříženého vazů v tahu se pohybuje mezi 600 až 2300 N. Poranění ACL lze klasifikovat do tří stupňů. **První stupeň (grade I)** představuje natažení vazů, dále natržení vazů, kdy je poškozená méně než jedna třetina vláken a laxita kolene je do 5 mm. **Druhý stupeň (grade II)** zahrnuje poranění od jedné třetiny do dvou třetin vláken vazů a laxitu 5-10 mm. Při **třetím stupni (grade III)** dochází k natržení více než dvou třetin vazů s laxitou kolene 10-15 mm. U druhého a třetího stupně kolenní kloub ztrácí svou funkci (Marieswaran et al., 2018a).

Poranění ACL se vyznačuje časným hemartrosem a u 30 % pacientů se objevuje slyšitelné prasknutí (tzv. pop fenomén). Diagnostika akutní ruptury ACL zahrnuje následující klinické testy: Lachmanův test, přední zásuvkový test a shift test. Provádění testů může být obtížné kvůli bolesti, otoku kloubu a svalovému spazmu (Dungl, 2014). Nativní snímek RTG je prvotní zobrazovací metodou při podezření na rupturu ACL a používá se

k vyloučení zlomenin či poškození epifýzy. MRI dokáže kromě ruptury ACL také zobrazit přidružená poranění, která nelze odhalit při fyzikálním vyšetření, jako poranění postranních vazů, poranění menisků a bone bruise (zhmoždění kosti) (Smith, Smith, Kosko, 2014).

Léčba ruptury ACL zahrnuje dva různé přístupy: **konzervativní** a **chirurgickou terapii**. V akutní fázi je koleno fixováno za pomoci ortézy. Případná operace se provádí mezi 3. a 52. týdnem od úrazu (při rekonstrukci vazů do tří týdnů je zvýšené riziko artrofibrózy). Cílem konzervativní terapie je většinou posílit dynamické stabilizátory kolene a je indikována u částečných lézí, u kolene bez výraznější změny stability, u dětí a mladistvých či u pacientů, kteří jsou kontraindikováni k operačnímu výkonu. U sportovní populace dominuje chirurgická léčba v podobě plastiky ACL (Béřeš, 2022). Stále není jasné, kteří pacienti by měli podstoupit chirurgickou léčbu a u kterých může být aplikován konzervativní přístup. Nicméně po každé léčbě by měla následovat rehabilitace a návrat jedince k aktivnímu životu (Diermeier et al., 2020).

Chirurgická náprava vazů skýtá několik možností. Cílem **anatomické rekonstrukce ACL** je obnovení původních rozměrů, orientace kolagenu a umístění vazů. Zahrnuje častější jednosvazkovou a méně častou dvousvazkovou techniku (Diermeier et al., 2020). K rekonstrukci se používají různé štěpy. **Autogenní štěp** je získáván z ligamentum patellae s kostními bločky (**BTB**), ze šlach m. semitendinosus a m. gracilis (ST/G) nebo alternativně ze šlachy m. quadriceps femoris (Dungl, 2014). **Aloštěpy** (štěpy od dárce) se používají především u málo aktivní a starší populace. Fixace štěpu může být intraartikulární, a to například pomocí interferenčního šroubu. Jiným typem je ukotvení štěpu závěsnými systémy dále od nitrokloubního prostoru nebo cross-pin fixace. Umělé štěpy mají menší využití kvůli nežádoucí imunitní reakci a vysokým nákladům. Potenciálně stále rozvíjející se technikou je aplikace vnitřní ortézy (internal brace), jež má za úkol vaz ochránit a posílit (Béřeš, 2022).

Nedílnou součástí léčby je **rehabilitace** a **dodržování preventivních opatření**. Možnou hrozbu představuje opětovné poranění kolene a rozvoj posttraumatické osteoartrózy. Riziko opětovného zranění lze eliminovat dodržováním následujících doporučení: nezúčastňovat se sportů s náhlými směry pohybu, dokončit rehabilitaci (jejíž trvání je alespoň 9 měsíců) a splnit daná kritéria pro návrat ke sportu, začít s dynamickými aktivitami později než 9 měsíců po rekonstrukci ACL (Filbay a Grindem, 2019).

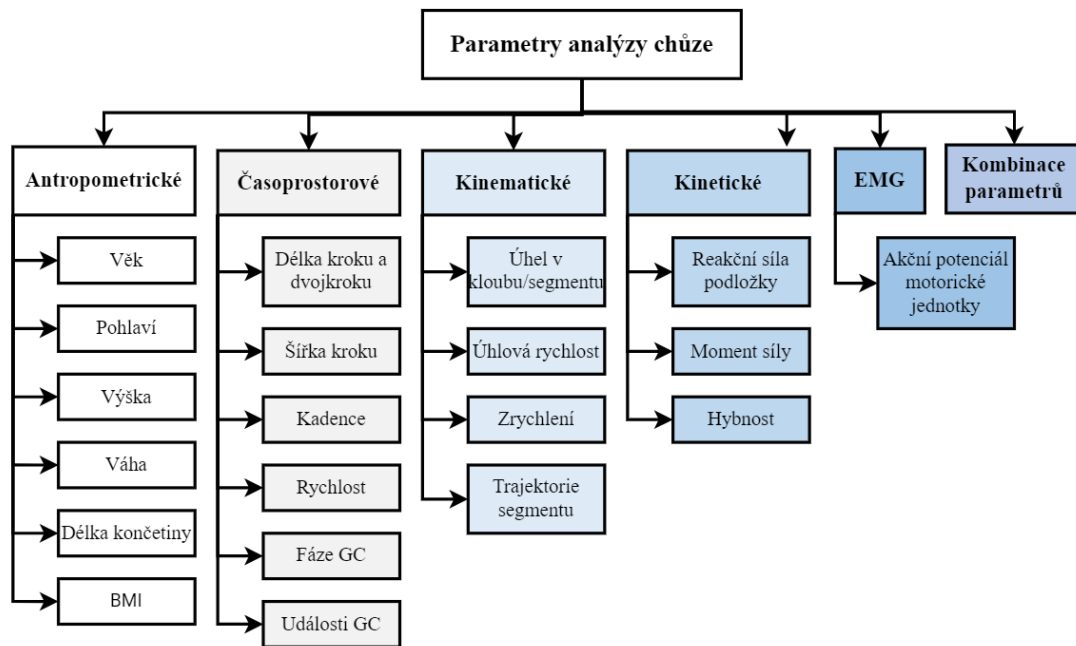
2.3 Pohybová analýza chůze

Chůzi lze hodnotit subjektivním pozorováním či pomocí kvantitativních měření. Klinické hodnocení chůze subjektivním pozorováním má v praxi své zastoupení, spolehlivost této metody je však nízká (Svoboda, Rosický, Janura, 2020). Pohybový vzor lidské chůze je individuální pro každého člověka a závisí na fyzických podmínkách, životních okolnostech, chování a také na vývoji vlastní techniky založené na kognitivních a motorických dovednostech. V důsledku patologií, jako je amputace, jsou změněny biomechanické vlastnosti a atypická chůze poté vyžaduje dvakrát až třikrát vyšší metabolickou energii (Bernhart et al., 2022). Příkladem abnormalit ve vzoru chůze může být boční ohýbání trupu směrem k opěrné končetině během stojné fáze, tato chůze se poté nazývá jako Trendelenburgova. Při chůzi s cirkumdukci vykonává švihová dolní končetina obloukovitý pohyb, švihová fáze druhé končetiny bývá obvykle normální (Whittle, 2007).

Pohybová analýza zahrnuje dle zkoumaných veličin dvě základní skupiny vyšetření, a to kinematické a kinetické. Kinematické metody dávají informaci o pohybu segmentů těla v prostoru a jejich vzájemné poloze. Měřenými veličinami jsou dráha, rychlost, zrychlení, úhel, úhlová rychlost, úhlové zrychlení či čas. Kinetické metody se orientují na měření sil. Nejčastěji se měří reakční síla podložky, ze které se dále odvozuje moment sil a výkon v kloubech (Svoboda, Rosický, Janura, 2020). V následující podkapitole budou nejprve uvedeny parametry chůze a dále budou probrány měřicí metody společně se senzory.

2.3.1 Parametry chůze

Při analýze chůze se sleduje několik parametrů, které lze rozdělit do šesti kategorií: časoprostorové, kinematické, kinetické, elektromyografické (EMG), antropometrické a jejich kombinace (Prakash, Kumar, Mittal, 2018). Přehled vybraných parametrů jednotlivých skupin je znázorněn v diagramu na Obr. 9. Poněkud stručnější dělení bylo naznačeno v předešlém odstavci na kinematické a kinetické metody a jejich veličiny, avšak pro účely této práce budou těmi esenciálními a společně s časoprostorovými parametry budou blíže popsány. V závislosti na zájmové oblasti (klinické vyšetření, sport, výzkum) jsou vybírány i příslušné veličiny. Pro klinické potřeby je vhodné doplnit následující aspekty: autonomie chůze, držení těla, přítomnost tremoru či záznam pádů (Muro-de-la-Herran, Garcia-Zapirain, Mendez-Zorrilla, 2014).



Obr. 9 Přehled parametrů pohybové analýzy chůze (dle Prakash, Kumar, Mittal, 2018)

Období a fáze krokového cyklu jsou vyhodnoceny na základě řady měření. Nejčastěji jsou využívány elementární časoprostorové parametry, které lze snadno získat v laboratoři a nemocnici. **Délka kroku** (step length) odpovídá vzdálenosti iniciálního kontaktu nohy a iniciálního kontaktu kontralaterální nohy. **Délka dvojkroku** (stride length) je definovaná jako vzdálenost dvou po sobě jdoucích iniciálních kontaktů téže nohy. Dále je měřen **čas kroku** (step time) a **dvojkroku** (stride time). **Kadence** (cadence) udává počet kroků za určitý časový interval. **Rychlost chůze** (gait velocity) je rovna podílu vzdálenosti a času a je doporučována jako jednoduchý a dostupný ukazatel zdraví starších osob. **Šířka kroku** je vzdáleností mezi středy nohou během fáze dvojitě opory. Mezi časoprostorové parametry se také řadí výška kroku, nastoupené metry, ujitá vzdálenost a čas zastavení, rychlost kroku (délka jednoho kroku za čas) a trvání švihové/oporné fáze (Stergiou, 2020).

Kinematické parametry představují geometrický popis pohybu segmentů těla. **Úhly kloubů** (joint angles) se určují na základě značek (markerů) umístěných na těle. Kromě úhlu kloubů je zjišťována **úhlová rychlost** a **zrychlení**. Kinetické parametry lze charakterizovat jako skupinu sil zahrnující **reakční sílu podložky** (GRF), **moment síly** (torque), **rozložení tlaku** (pressure pattern) a **síly v kloubu** (joint forces). K měření kinetických parametrů jsou používány především silové plošiny (Prakash, Kumar, Mittal, 2018). Hodnotu momentu a sil v kloubu je možné vypočítat na základě inverzní dynamiky, která využívá data z kinematické pohybové analýzy doplněné o měření vybraných

externích sil (např. reakční síly podložky). Silami v kloubu jsou přesněji v biomechanickém modelování myšleny reakční síly kloubu (net joint forces) a kontaktní síly kloubu (contact joint forces). Kontaktní síly kloubu odpovídají skutečné síle, kterou kloub zažívá, a lze je změřit za pomoci kloubního implantátu. Reakční síly kloubu jsou síly, které musí kloub vyvinout, aby čelil zatížení. Hodnoty sil se obvykle udávají v násobcích tělesné váhy (BW) (Stetter et al., 2019).

2.3.2 Typy senzorů a měřících metod analýzy chůze

Dle autorů Prakash, Kumar a Mittal se v současnosti objevují čtyři možnosti provedení analýzy chůze: 1. založené na počítačovém vidění či zpracování obrazu s použitím videokamer (optické systémy), 2. využívající senzory, 3. další technologie, kam lze zařadit MRI, CT a ultrazvuk a 4. kombinace výše zmíněných přístupů (Prakash, Kumar, Mittal, 2018). Jiné dělení poskytuje review autorů Muro-de-la-Herran, Garcia-Zapirain a Mendez-Zorrilla, kde se použité technologie klasifikují na senzory, které se dají nosit (WS) a na nenositelné senzory (NWS) či jejich kombinaci. WS systémy poskytují oproti NWS systémům výhodu analyzovat chůzi mimo laboratoř při běžných denních aktivitách. NWS systémy lze dále rozdělit do dvou podskupin: 1. systémy založené na zpracování obrazu a 2. na podlahových senzorech (Muro-de-la-Herran, Garcia-Zapirain, Mendez-Zorrilla, 2014).

Dnes se na trhu objevují optické systémy několika výrobců, např. VICON, Qualysis, BTS Bioengineering, CODA, SIMI či Ariel Dynamics. Jedná se o oblíbenou metodu k určení kinematických parametrů. Optické systémy se mezi sebou liší dle použitých kamer, které mohou být optoelektronické nebo pouze snímající pohyb značek a jeho okolí (Svoboda, Rosický, Janura, 2020). Optoelektronické systémy převádějí světelné signály na elektrické a zaznamenávají vyzářené nebo odražené světlo markerů. Markery vyzařující světlo se označují jako aktivní a k produkci světelného signálu využívají LED. Pasivní markery odrážejí infračervené světlo vysílané kamerami obsahující stroboskopy. Z tohoto důvodu markery pokrývá reflexní vrstva a jsou navrženy tak, aby dopadající světlo bylo odraženo přímo zpět do kamery (Prakash, Kumar, Mittal, 2018). Kamerové senzory jsou vybaveny filtrem, který propouští pouze infračervené záření odražené od markerů. Výsledkem jsou vysoce kontrastní obrazy, kde markery vystupují jako bílé tečky na tmavém pozadí. K zamezení vzniku artefaktů a redukci okolního světla využívají

pokročilejší metody synchronizaci určité frekvence stroboskopu a závěrky kamery (Ancillao, 2018).

Pro 2D analýzu je postačující jedna kamera a pohyb je obvykle snímán jen v sagitální rovině. 3D analýza vyžaduje dvě a více kamer (laboratoře používají čtyři až osm kamer) a umožňuje zkoumat pohyb ve všech rovinách (Prakash, Kumar, Mittal, 2018). K rekonstrukci 3D modelu subjektu je pohyb snímán z různých pohledů, přičemž každý marker by měl být viděn nejméně dvěma kamerami. Pro sledování pohybu jednotlivých segmentů jsou zapotřebí alespoň tři markery. Markery se obecně umísťují na anatomické body, na kterých dochází k minimálnímu posunu kůže vůči kosti (Ancillao, 2018). Dle studie Visscher et al. lze zlepšit snímání jednotlivých událostí chůze optimalizovanou lokalizací markerů, a to především u různých patologií jako je dětská mozková obrna (Visscher et al., 2021). Aby bylo možné určit polohu markerů a dále dopočítat polohu segmentů, je nutné definovat dva souřadné systémy: neměnný laboratorní (globální) souřadný systém, který vymezuje prostor měření, a lokální (anatomický), který je určován z umístěných markerů na jednotlivých segmentech těla. Cílem je najít vztah mezi lokálním a globálním souřadnicovým systémem (Svoboda, Rosický, Janura, 2020).

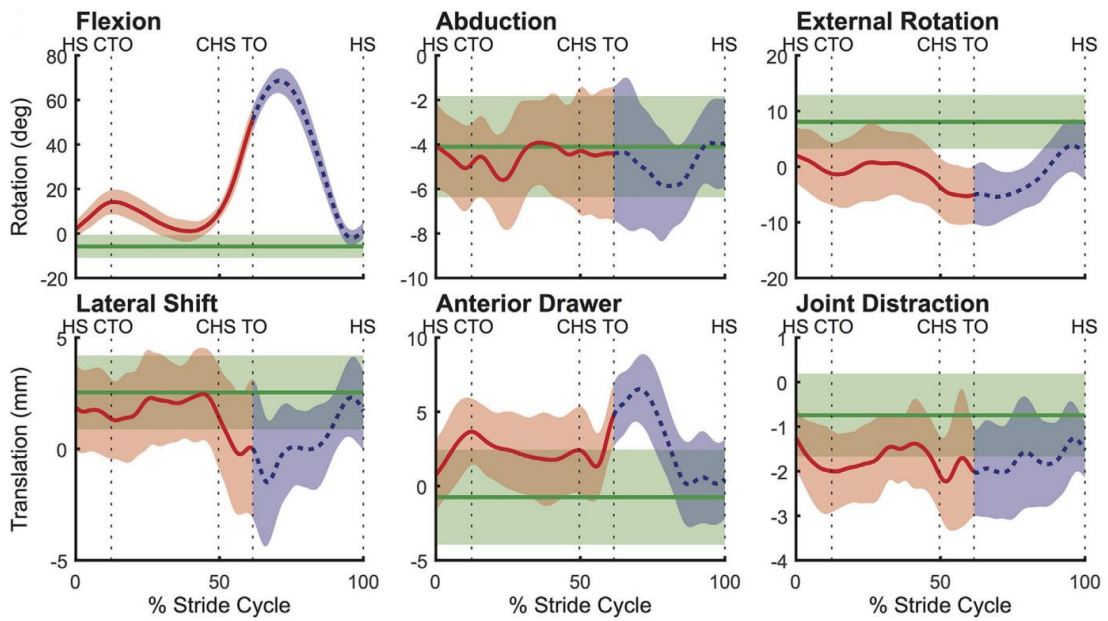
Obrazové zpracování dat z pohybové analýzy nabízí několik možných technik. Běžnou metodou je prahování (thresholding), při kterém dochází k převodu snímků na černobílý obraz, nebo segmentace (segmentation), jež ze scény odstraňuje pozadí a ponechává zájmové oblasti. Další stále častěji používanější technikou je range imaging (také depth measurement) poskytující lepší a rychlejší real-time zpracování (Muro-de-la-Herran, Garcia-Zapirain, Mendez-Zorrilla, 2014). Systémy používající markery vyžadují vhodné prostory, velké množství technického vybavení, spolupráci pacienta a jsou spojovány se značnou časovou náročností. Alternativou mohou být bezmarkerové systémy, které využívají metody zpracování obrazu pro rozpoznávání vzorů a extrakci siluety (Klöpfer-Krämer et al., 2020).

Pohybová analýza může být také provedena pomocí senzorů, které se umísťují na podlahu nebo přímo na tělo vyšetřovaného subjektu. EMG se používá ke zjištění elektrické aktivity svalů během chůze a umožňuje snímat fáze krokového cyklu (Prakash, Kumar, Mittal, 2018). Inerciální měřicí jednotky (IMUs) nebo také metody založené na akcelometru lze použít ke klasifikaci pozic a běžných denních pohybů. Magnetické a inerciální měřicí jednotky (MIMUs) kombinují několik senzorů dohromady, mezi něž

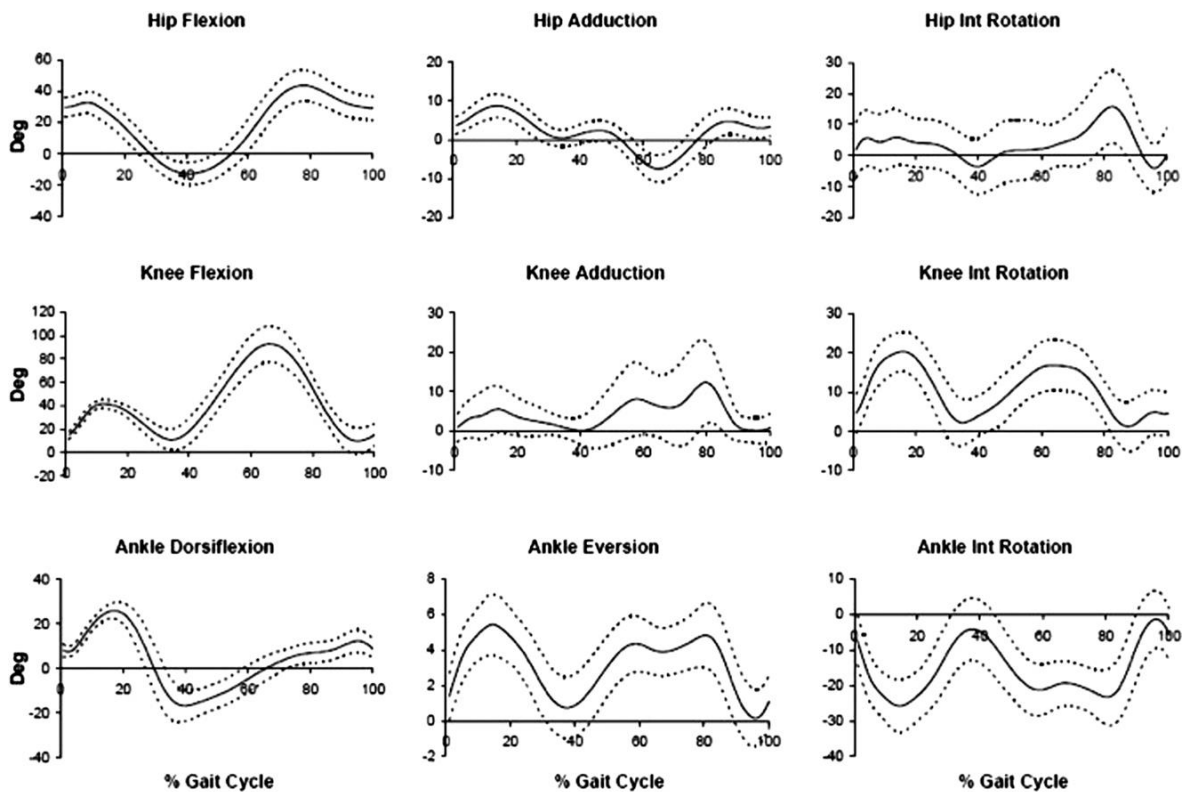
patří akcelerometry, gyroskopy a magnetometry. Pomocí těchto senzorů lze zjistit orientaci segmentů, délku kroku a dvojkroku, rychlost chůze, kadenci, čas oporné a švihové fáze atd. Pro správný sběr dat musí být vzorkovací frekvence senzorů dvakrát vyšší než frekvence nejrychlejšího provedeného pohybu (Klöpfer-Krämer et al., 2020).

Dalším typem senzorů jsou silové plošiny, které poskytují dvě základní charakteristiky, a to průběh GRF a trajektorii centra tlaku (COP, centroid vnějších sil působících na chodidlo) v průběhu oporné fáze krokového cyklu. Při vyšetření je zapotřebí mít alespoň dvě plošiny uspořádané v sérii za sebou. V průběhu měření je nutné, aby na silovou plošinu došláplo vždy celé chodidlo (Bizovská et al., 2017). Tlakové plošiny, též pedobarografie, sledují rozložení tlaku pod chodidlem. Tlak je definován jako síla na plochu. Rozložení tlaku lze vyjádřit v kPa nebo v N/cm². Kromě plošin je k dispozici druhá varianta v podobě tlakových vložek, které se vkládají do bot subjektu. Oproti tlakovým plošinám umožňují měření v různých terénech a po dobu několika krokových cyklů, avšak jejich rozlišení je menší (Klöpfer-Krämer et al., 2020). Příkladem výrobců silových/tlakových plošin a dalších senzorů jsou Biometrics France, Kistler, Tekscan, RSScan.Lab nebo Zebris (Muro-de-la-Herran, Garcia-Zapirain, Mendez-Zorrilla, 2014). Tlakové senzory lze také zakomponovat do oblečení a snímat tak fáze krokového cyklu, jak je ukázáno ve studii Milovic et al. Dle autorů v porovnání s IMUs přináší takto umístěné senzory mnoho výhod (Milovic, 2022).

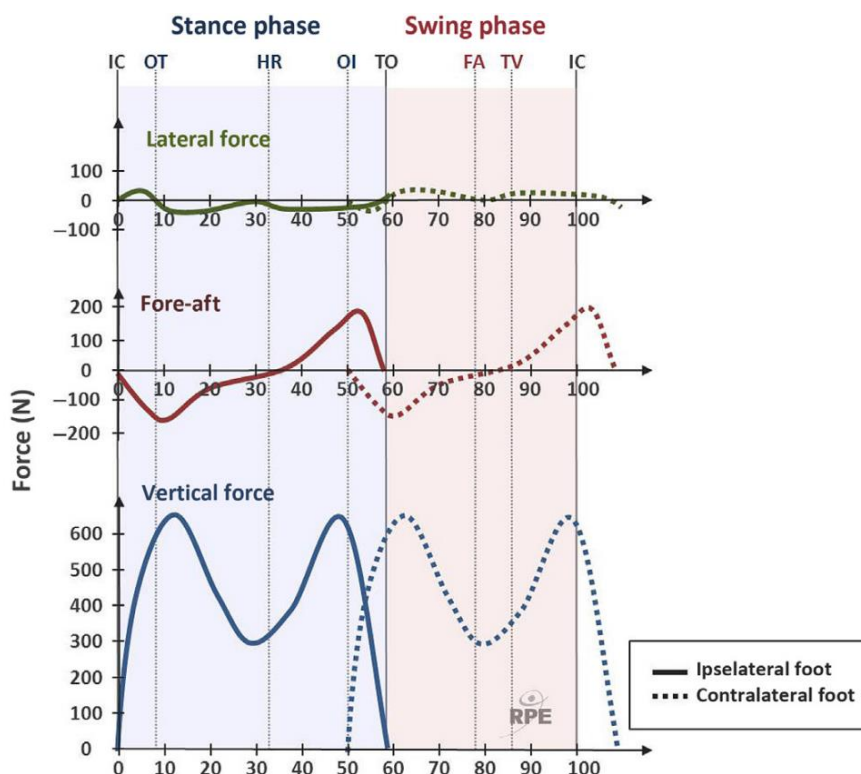
Dalšími doplňujícími možnostmi, jak provést analýzu chůze, je použití zobrazovacích metod typu MRI, CT, RTG a ultrazvuk (Prakash, Kumar, Mittal, 2018). Ve studii Gray et al. byl využit zobrazovací systém MoBIX (Mobile Biplane X-ray) pro zkoumání kinematiky kolenního kloubu při chůzi. U každého účastníka byl také proveden CT sken potřebný k vytvoření geometrických modelů kolena pomocí 3D Sliceru (Gray et al., 2019). Výsledky studie představuje Obr. 10, na Obr. 11, 12 a 13 jsou k dispozici možné výsledky kinematické a kinetické analýzy chůze zdravého jedince. Chůzi lze také analyzovat na základě mozkové aktivity. Autoři Bürki et al. například zjišťovali korelaci mezi výsledky analýzy chůze a aktivitou mozku za využití funkční magnetické rezonance (fMRI) (Bürki et al., 2017). Závěrem, analýza chůze představuje měřicí metodu, která je, jako každá jiná, zatížena nejistotami měření. Proto je vždy nutná kalibrace systému. Přesnost výsledných dat se dále odvíjí od umístění a viditelnosti markerů či použitého algoritmu ke zpracování dat (Soumar, 2011).



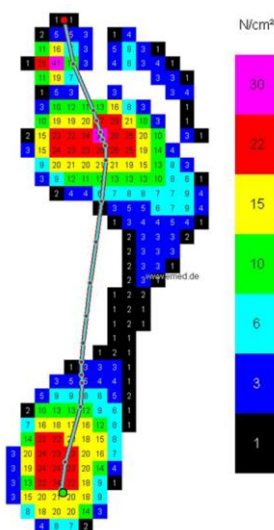
Obr. 10 Výsledné grafy kinematiky TF kloubu; *HS*, heel-strike; *TO*, toe-off; *CHS*, contralateral heel-strike; *CTO*, contralateral toe-off (Gray et al., 2019)



Obr. 11 Výsledné grafy kinematické analýzy chůze pro kyčelní, kolenní a hlezenní kloub ve třech anatomických rovinách (Dicharry, 2010)



Obr. 12 Průběh tří složek GRF během stojné fáze krokového cyklu (Stergiou, 2020)



Obr. 13 Výsledná data z pedobarografie zdravé nohy (Klöpfer-Krämer et al., 2020)

2.3.2.1 Protokoly pro nalepení markerů

Pohybová kinematická analýza, provedená optickými systémy, sbírá souřadnice markerů za využití různých zorných polí. Data markerů následně slouží k rekonstrukci trojrozměrného modelu subjektu. Proto je důležité značky správně umístit na konkrétní kostěné struktury dle daného protokolu, jehož výběr se odvíjí od vyšetřované anatomické oblasti a druhu pohybu. Návrh protokolu představuje nelehký úkol, segmenty těla jsou

modelované jako tuhá tělesa. Při pohybu tedy působením sil nedochází ke změně jejich tvaru nebo objemu, což ale neodpovídá skutečnosti (působením sil dochází k deformaci a ke změně vzájemného postavení segmentů lidského těla). Artefakty při snímání pohybu vycházejí ze špatného umístění značek či posunu kůže vůči kosti (tzv. soft tissue artifacts). Artefakty lze omezit redundancí použitých markerů, jejich korektním umístěním a přesnou definicí anatomické pozice v protokolu (Ancillao, 2018).

Při kinematické analýze se využívají tři typy markerů: anatomické markery, které jsou připevněné nad kostěnými strukturami, dále markery nacházející se na desce, jež je přichycena k tělnímu segmentu (tzv. clusters) a virtuální markery odvozené z výše zmíněných značek (Soumar, 2011). Clusters umožňují přesnější měření a výpočet rotace v kloubech, při chůzi totiž nedochází k vzájemnému pohybu markerů. Ve speciálních případech, které vyžadují vysokou přesnost měření, je možné clusters nebo samotné markery chirurgicky připevnit ke kosti (Razavian, Greenberg, McPhee, 2017). Jednotlivé markery a clusters se v protokolu mohou také kombinovat. K namodelování segmentu jsou zapotřebí tři markery, díky kterým je možné určit proximální a distální konec segmentu. Pro definování pohybu segmentu nacházejícím se v prostoru s 6 DOF musí být k dispozici tři nekolineární markery (Soumar, 2011).

Ve své podstatě se od použitého protokolu odvíjí vytvořený biomechanický model, postupy pro sběr, zpracování a analýzu dat. Nezávisle několika laboratořemi byly pro specifické klinické požadavky vyvinuty protokoly, mezi kterými se objevují odlišnosti, jež se týkají umístění a typů markerů, stupňů volnosti kloubů či stanovení rotace v kloubech biomechanického modelu. Původním a nejčastěji používaným modelem pro analýzu chůze je Newington model, který tvoří základ několika komerčních protokolů jako Plug-in Gait (**PiG**). Z následného vývoje vzešly další protokoly: Servizio di Analisi della Funzione Locomotoria (**SAFLo**), Calibration Anatomical System Technique (**CAST**), Laboratorio per l'Analisi del Movimento nel Bambino (**LAMB**), Istituti Ortopedici Rizzoli Gait (**IOR**), Oxford Foot či Rizzoli Foot model (Ferrari et al., 2008). Kinematiku kolenního kloubu při dynamickém pohybu za použití šesti různých setů markerů zkoumali autoři Kerkhoff, Wagner a Peikenkamp, jejichž výsledky poukazují na výrazné změny úhlů v transverzální a frontální rovině. Dle charakteru zkoumaného pohybu je tedy nutné použít vhodný protokol (Kerkhoff, Wagner, Peikenkamp, 2020).

2.4 Ortézy dolní končetiny

Ortézy dolní končetiny jsou v medicíně běžně využívány v mnoha různých situacích. Ortéza je definována jako zevně aplikovaná pomůcka, jejíž úlohou je zlepšení funkce, omezení nebo naopak posílení pohybu či podpora segmentů těla. V případě dolní končetiny jsou ortézy indikovány pro asistenci při chůzi, snížení bolesti a zátěže, kontrolu pohybu a minimalizaci růstu deformit (Cifu a Lew, 2018). Ortéza je funkčním výstupem oboru ortotika, který spadá do nadřazeného celku ortotika protetika. Ortéza narozdíl od protézy ovlivňuje jen funkční stránku poškození, nikoliv morfologii daného tělního segmentu (Dungl, 2014). Při aplikaci ortézy je nutno stanovit několik determinantů týkající se její správné funkce, účelu použití, načasování aplikace a mechanismu působení. Z tohoto důvodu je potřebná spolupráce napříč klinickými obory a v neposledním případě také poučení pacienta (Kočová, 2017).

2.4.1 Dělení ortéz

Ortézy lze dělit dle několika hledisek: 1. způsob výroby: sériová výroba, individuálně zhotovené výrobky, 2. materiál ortézy: kov, textilie, kůže, kompozit či nízkoteplotní a vysokoteplotní plasty, 3. konstrukce a ovlivnění jednotlivých segmentů: statické a dynamické ortézy, 4. lokalizace na těle: trupové a končetinové ortézy, 5. účel: léčebné, kompenzační a dočasně používané ortézy, 6. funkce: např. podpůrná, fixační, korekční (Kolář, 2009). Oblasti ortotiky protetiky se týkají normy ISO 8549 z roku 2020, které blíže vymezují základní terminologii. Dělení na základě funkčního hlediska nabízí několik úloh, které ortézy mohou zastávat. Při fixaci je tělní segment fixován v dané poloze. Retenční funkce zajišťuje udržení funkčního postavení segmentu a redresní vede daný tělní segment k funkčnímu či/a morfologickému postavení. Ortézy dále mohou mít podpůrný, derotační (nejčastěji u trupových ortéz), distrakční, odlehčující, stabilizační, mobilizační (zvětšení rozsahu pohybu) a reklinační efekt (Dungl, 2014).

Terapeutický účinek sériově vyráběných ortéz spočívá v elastické nebo rigidní fixaci, v zajištění korekčního postavení segmentu a dále mohou disponovat i tepelně izolačními vlastnostmi. Patří sem jednoduché elastické textilní bandáže, složitější typy (zpevňující ortézy) jsou doplněné výztuhami. Plastovými či kovovými dlahami jsou vybaveny ortézy pro stabilizaci kloubů a mohou být rigidní či díky kloubu zajistit limitovaný nebo volný pohyb. Sériové ortézy se řadí do tzv. kategorizačních skupin dle lokalizace, indikace

a funkční srovnatelnosti. Nevyvratitelnou výhodou těchto ortéz je rychlá dostupnost, avšak jejich adjustace je malá. Individuální ortézy jsou vyráběny pro potřeby konkrétního pacienta, a proto jsou zatíženy vyšší časovou i finanční náročností. Podle druhu individuální ortézy se odebírají dvojdimenzionální (např. nákresy, obrysy částí) nebo třídimenzionální podklady. 3D podklady se zhotovují u složitějších pomůcek ve formě sádrových odlitků, otisků či CAD modelů (Kočová, 2017).

Tab. 2 Dělení ortéz dolní končetiny dle mezinárodní klasifikace (ISO, 2020)

Zkratka	Anglický název	Český název
AFO	ankle-foot orthosis	hlezenní, nožní ortézy
FO	foot orthosis	nožní ortézy
HO	hip orthosis	kyčelní ortézy
HKAFO	hip-knee-ankle-foot orthosis	kyčelní, kolenní, hlezenní a nožní ortézy
HKO	hip-knee orthosis	kyčelní, kolenní ortézy
KAFO	knee-ankle-foot orthosis	kolenní, hlezenní a nožní ortézy
KO	knee orthosis	kolenní ortézy
TO	thumb orthosis	palcové ortézy

Všeobecně terminologie týkající se ortéz není uniformní a může být zdrojem nepochopení. V nomenklatuře se nejčastěji používá první písmeno každého kloubu, který ortéza zahrnuje (např. KO – knee orthosis, kolenní ortéza). Doplnující popis může obsahovat použitý materiál, funkci (např. RGO – reciprocating gait orthosis, reciproční chůzová ortéza) nebo dokonce eponym (Cifu a Lew, 2018). Dělení ortéz dolní končetiny dle ISO 8549-2 je uvedeno v Tab. 2. Ortézy lze také klasifikovat dle přítomnosti elektronických funkčních prvků. Jedná se poté o robotické ortézy, které nabývají velkého potenciálu v rehabilitační praxi. Ve své podstatě jde o mechanické zařízení řízené počítačem, které aktivně pomáhá pacientovi pohybovat postiženými končetinami během rehabilitačního cvičení (Veale a Xie, 2016). V současnosti lze aktivní ortézy považovat za modulární exoskeletony. Příkladem exoskeletonů dolních končetin jsou Lokomat, Alex III nebo LOPES (Shi et al., 2019). Dále existují i ortézy vnitřního typu (internal brace), které umožňují dřívější mobilizaci hojících se vazů. Vnitřní ortézy se dají aplikovat na vazy kolena, kotníku, ramena nebo lokte (Mackay, 2015).

2.4.2 Kolenní ortézy a jejich indikace

Jak bylo naznačeno v úvodu kapitoly, indikace ortézy zahrnuje posouzení několika faktorů. Je zapotřebí zhodnotit funkční postižení pacienta na základě stereotypu chůze, svalových testů i sebeobsluhy. V potaz musí být brána i další onemocnění (kognitivní a kardiorespirační funkce, stav kožního krytu, neurocirkulační poměry). Důležitou

součástí je také spolupráce a motivace pacienta. Neúspěch při používání ortézy většinou pramení z neúplně definovaného problému, nepřesně stanoveného funkčního požadavku i příliš velkého očekávání výsledku. Korektně indikovaná ortéza by měla plnit funkční požadavky, zabezpečit pacientovi komfort a nezpůsobovat sekundární problémy (přetížení v ostatních kloubech, bolestivost, iritaci kůže či navýšení energetického výdeje při chůzi) (Kolář, 2009). Aplikace ortéz v rehabilitační praxi by měla následovat zásady EBM (Evidence-based medicine), které sestávají ze tří pilířů: nejlepší dostupné důkazy, klinická odbornost, možnosti a hodnoty pacienta (Chui et al., 2019).



Obr. 14 Kolenní ortézy firmy Össur a) profylaktická KO, b) funkční KO, c) odlehčující KO, d) patelofemorální pásek (Chui et al., 2019)

Kolenní ortéza může poskytnout stabilitu, omezovat pohyb a kontrolovat mediální – laterální posuv kolenního kloubu. KO je obvykle používána v případech, kdy komplex hlezenní kloub – noha je plně funkční, a není tedy nutná aplikace KAFO (Webster a Murphy, 2019). Kolenní ortézy spadají do šesti základních kategorií: 1. profylaktické KO (prophylactic KO), 2. funkční KO (functional KO), 3. odlehčující KO (unloader braces), 4. patelofemorální KO (patellofemoral KO), 5. rehabilitační KO (rehabilitative KO) a 6. kolenní návleky (knee sleeves) (Kemker et al, 2021). Vybrané typy ortéz představuje Obr. 14. Mezi jednodušší ortézy se řadí infrapatelární pásy, zpevňující elastické KO a ortézy s kloubovými dlahami. Složitějšími typy jsou ortézy s konstantní rigidní flexí nebo s limitovaným pohybem. Dalším typem jsou korekční KO, jejichž působení se zakládá na třibodovém principu. Tyto KO korigují valgozitu a varozitu kolena či deformitu genu recurvatum (Kočová, 2017). Ortéza používající se ke korekci genu recurvatum nese také označení Swedish knee cage (Cifu a Lew, 2018). Jednotlivé typy kolenních ortéz, jejich popis, konstrukce a indikace jsou pro přehlednost zpracovány v následující tabulce (viz Tab. 3).

Tab. 3 Indikace a popis jednotlivých typů kolenních ortéz (dle Chew et al., 2007; Kemker et al., 2021; Premera, 2021; Webster a Murphy, 2019)

Typ kolenní ortézy	Indikace	Popis/ Mechanismus působení	Konstrukce
Profylaktické	Prevence zranění kolene, především kolenních vazů.	Často používané v kontaktních sportech. Prevence varózního/valgózního namáhání. Účinnost není prokázána.	Dvě základní konstrukce: mediální/laterální jednostranné/oboustranné vzpěry a výztuhy; vzpěra je jednoosá, dvouosá nebo polycentrická.
Funkční	Nestabilita kolene po poranění vazů (ACL, PCL), či po operaci vazů.	Poskytují stabilitu pro nestabilní poraněné koleno. Omezují rotaci a předozadní translaci tibie.	Sloupky se dvěma klouby s nastavitelným rozsahem pohybů, popruhy a manžety k uchycení.
Odlehčující	Osteoartróza, bolestivost kolene.	Mechanismus působení závisí na místě OA: mediální – valgózní moment, laterální – varózní moment.	Tříbodový princip, kloubové komponenty, popruhy, závěsy. Konstrukce přenáší sílu na nepostiženou oblast kolena.
Patelofemorální	Patelofemorální bolest.	Vzdorují laterálnímu posunu pately, stabilizují patelu, zlepšují distribuci sil.	Obvykle z elastického materiálu (neopren), doplněného o popruhy a výztuhy.
Rehabilitační	Po úrazech a operacích kolena.	Zajišťují imobilizaci kolene nebo kontrolují flexi-extenzi a rotaci.	Klouby (panty), popruhy, závěsy.
Kolenní návleky	Akutní poranění, bolest, OA.	Komprese, propioceptivní zpětná vazba.	Elastické materiály (např. neopren).

Uchycení KO na dolní končetinu může být provedeno pomocí popruhů, které jsou z elastického či neelastického materiálu. Elastické popruhy jsou sice více komfortní, ale s každou svalovou kontrakcí se jejich působení ztrácí. Řešením je anatomicky tvarovaný pevný rám, který je však méně pohodlný. Od počtu popruhů a jejich umístění se odvíjí rozložení zatížení působící na kolenní kloub. Doplněním suprapatelárního popruhu je zamezen pohyb ortézy směrem dolů. V konečném důsledku, funkčnost ortézy závisí také

na umístění pantů (v angl. hinge), které by mělo být ve správném postavení vzhledem k femorálním kondylům (Webster a Murphy, 2019). K dispozici jsou i různé možnosti provedení ortotických kloubů, které poskytují mechanickou stabilitu. Jednoosý kloub umožňuje plnou flexi a extenzi (většina zamezuje hyperextenzi) a zajišťují mediolaterální stabilitu. Dalším příkladem jsou jednoosé klouby s uzamykatelným mechanismem pro koleno v extenzi nebo s nastavitelným rozsahem pohybů (Chui et al., 2019). V příloze A (Obr. 15, 16 a 17) je k dispozici doplňující materiál obsahující flowchart indikací ortéz.

2.4.3 Efektivita kolenních ortéz

Efektivita kolenních ortéz je u některých typů a indikací stále předmětem diskuzí. Dle autorů Kemker et al. **profylaktické ortézy nesnižují počet poranění vazů** a chybí důkazy pro jejich rutinní používání v rámci prevence u neporaněných kolen. **Funkční ortézy naopak nacházejí uplatnění v mnoha případech**: poskytují stabilitu především po zranění ACL, po rekonstrukci ACL a lze je použít i při nestabilitě MCL (vnitřní postranní vaz) nebo PCL. **Odlehčující ortézy snižují bolest u pacientů s OA**, kteří nemohou či nechtějí podstoupit operativní léčbu. Použití ortéz u **OA postihující mediální kompartment kolena** je však **diskutabilní**. K dispozici jsou kohortové studie, které prokazují zlepšení kvality života pacientů s OA používající KO, **k zaručení efektivity je ale zapotřebí více studií a kvalitních dat**. Přesný mechanismus působení patelofemorálních ortéz není zcela objasněn, existuje více teorií, na kterých se odborníci nemohou dohodnout. Z tohoto důvodu účinnost patelofemorálních ortéz není jasná. **Dle studií rehabilitační ortézy zlepšují rozsah pohybů**, snižují otok, ztuhlost a bolest kolene. Důkazů prokazujících efektivitu je však nedostatek. **Kolenní návleky neposkytují žádnou strukturální podporu**, díky kompresi ale **mohou předcházet či redukovat kloubní výpotek** (Kemker et al., 2021).

Souhrnná práce Healy et al. zabývající se efektivitou protetických a ortotických intervencí zahrnující 12 různých případů indikace ortézy (např. mozkovou obrnu, stav po operaci ACL, podvrknutí kotníku) **nepotvrzuje signifikantní míru účinku**. Pozitivní výsledky byly nalezeny ve všech 12 případech ortotických intervencí, ale na základě metodologické kvality zkoumaných randomizovaných klinických studií nelze učinit závěry týkající se efektivity ortéz. Systematické review poukazuje také na nedostatek studií v oblasti ortotických intervencí u pediatrických pacientů (Healy et al., 2018). V knize Chui et al. je taktéž zmiňována efektivita kolenních ortéz různých typů.

U profylaktických KO nejsou studie, které by potvrzovaly účinnost ortéz u zdravých jedinců v případě prevence zranění vazů. Jsou však doporučovány u atletů s vysokým rizikem poranění ACL nebo po rekonstrukci ACL. Odlehčující ortézy u pacientů s OA kolene snižují bolest, zlepšují funkčnost a chůzi (Chui et al., 2019).

Ruptura ACL je nejčastějším vazivovým poraněním kolene, které se nejvíce objevuje u sportující populace. Ve studii Focke et al. autoři zkoumali vliv rigidních (ortéza s panty) a „soft“ (návlek s panty) ortéz u pacientů s poraněním ACL podstupující konzervativní léčbu. Kinematika kolene byla zkoumána v případě chůze bez a s ortézou. Ve výsledku obě ortézy stejně omezují vrcholový úhel abdukce v porovnání s chůzí bez ortézy. Obě ortézy také zvyšují hodnotu vrcholu vnitřní rotace, více v případě rigidní ortézy. Tento efekt autoři přisoudili snížené stabilitě kolena a nefyziologickému zatížení chrupavky. Z výsledků studie vyplývá, že soft ortéza stabilizuje koleno s menším dopadem na fyziologii chůze než rigidní ortéza. Příslušné výsledné grafy jsou k nahlédnutí na Obr. 18 (Focke et al., 2020). Chůze bez či s ortézou u jedinců po rekonstrukci ACL byla také předmětem zkoumání studie Evans-Pickett et al., která se skládala z biomechanické a biochemické analýzy. Při chůzi s ortézou se snížila flexe a zvýšil extenční moment kolenního kloubu. Výsledkem je možné zlepšení biomechaniky chůze s ortézou v sagitální rovině (Evans-Pickett et al, 2022).

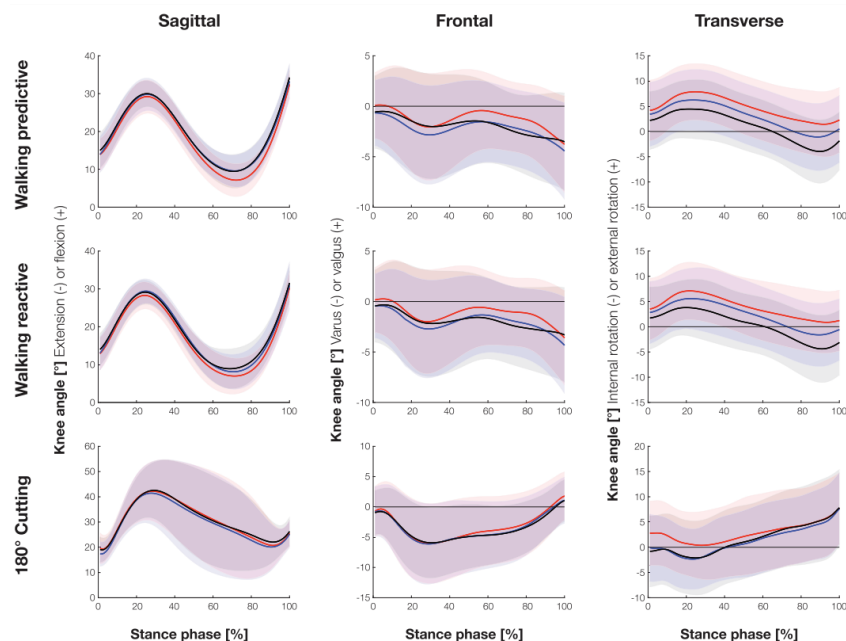


FIGURE 3 | Knee joint kinematics of all three movement tasks in the sagittal, frontal, and transverse planes during stance phase (mean \pm sd). Red = without brace, black = rigid brace, blue = soft brace.

Obr. 18 Výsledné grafy ze studie Focke et al. zabývající se efektivitou kolenních ortéz u pacientů s poraněním ACL (Focke et al., 2020); *Walking predictive* = chůze po nakloněné rovině; *Walking reactive* = v důsledku chůze se rovina naklonila; *180° Cutting* = otočení během chůze o 180°

Efekt kolenní ortézy nebo návleku na kolenní kloub a ACL byl zkoumán i ve studii autorů Moon et al. Výzkum zahrnoval kinematickou a kinetickou analýzu 19 alpských lyžařů provádějící cvik zvaný drop jump. Nošení kolenní ortézy i návleku během skoku zapříčinilo snížení flexe, abdukčního úhlu a addukčního momentu kolenního kloubu, **u zatížení ACL a vnitřní rotace však nebyly zjištěny žádné změny** (Moon et al., 2018). Metaanalýza a systematické review randomizovaných klinických studií autorů Yang et al. neprokázala zlepšení funkce a stability kolena s ACL rekonstrukcí po aplikaci ortézy. Tvrdí, že ortéza u pacientů léčených po rekonstrukci ACL by dokonce neměla být rutinně doporučována (Yang et al., 2019).

2.5 Popis programového prostředí OpenSim 4.3

Na základě studia biomechaniky a neuromuskulárního řízení, jež jsou esenciálními prvky pohybu, lze získat poznatky potřebné pro výzkum v oblasti předcházení zranění, k léčbě nemocí nebo zvyšování sportovních výkonů. Příkladem konkrétní aplikace může být optimalizace rehabilitace u pacientů po cévní mozkové příhodě, plánování ortopedických operací či návrh asistenčních pomůcek. Experimentální měření jednotlivých proměnných během pohybu, např. nervových signálů a zatížení kloubů, je náročné či dokonce nemožné. Proto se pro tyto účely využívají nástroje umožňující modelování a simulaci pohybu. Jedním z programových prostředí je OpenSim 4.3. Jedná se o open-source software, jenž disponuje čtyřmi základními funkcemi: stavba, manipulace a analýza biomechanických modelů, simulace muskuloskeletální dynamiky a neuromuskulárního řízení, predikce pohybu a adaptace na nové podmínky bez použití experimentů, a nakonec sdílení vytvořených modelů a numerických metod pro vylepšování funkcí softwaru (Seth et al., 2018).

Muskuloskeletální model se skládá z kostí, svalů a vazů. Správná aktivace každé svalové skupiny umožňuje pohyb v kloubu. K dispozici je několik dalších programů pro muskuloskeletální modelování, které jsou komerční nebo volně dostupné: SIMM, AnyBody, MSMS (Cardona a Cena, 2019). OpenSim poskytuje modely, které jednak disponují nízkým výpočetním časem a na druhé straně mají relativně složitou anatomickou stavbu. Důležitým prvkem charakterizující model je stupeň volnosti, který určuje možné pohyby (Marieswaran et al. 2018b). OpenSim je dostupný v podobě

desktopové aplikace a díky API (application programming interface) umožňuje přístup prostřednictvím skriptovacího rozhraní C++, Matlab, Java a Python. Desktopová aplikace obsahuje grafické uživatelské rozhraní (GUI) napsané v jazyce Java, které uživatelům poskytuje vizualizaci modelů a simulací. Modely a parametry simulace jsou ukládány v podobě XML souborech. Software OpenSim je napsán v C++ a je spustitelný na základních operačních systémech (Seth et al., 2018).

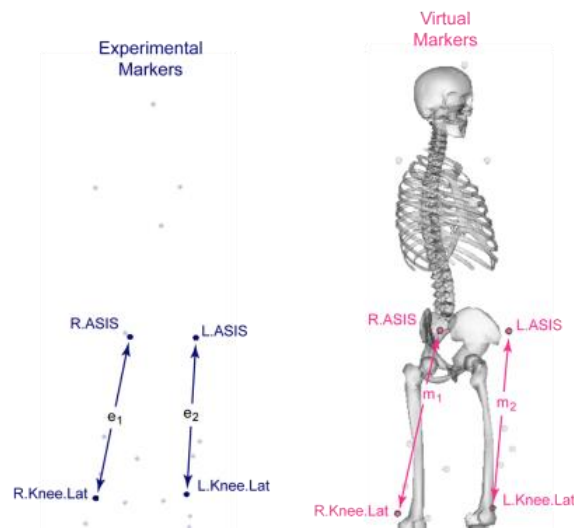
2.5.1 Příprava dat a modelu

Simulace v OpenSimu jsou generovány z pohybu a sil, které jsou experimentálně naměřeny a použity jako vstup pro inverzní kinematiku, inverzní dynamiku, statickou optimalizaci a výpočetní algoritmus svalové kontroly (CMC). Pro kvalitní výsledky je zásadní správný sběr vstupních dat. Je doporučováno data zaznamenávat do laboratorního protokolu, který definuje sadu markerů, umístění kamer, silových plošin, a dodržet následující pravidla. K trasování 6 DOF pohybu (pozice a orientace) tělního segmentu jsou zapotřebí minimálně tři markery, které nejsou kolineární. Během experimentu by mělo být pořízeno velké množství fotografií a videí především kvůli ověření umístění markerů. Je žádoucí pořídit i snímky subjektu ve statické pozici, jenž následně pomohou s vyhodnocováním výsledků škálování modelu. Pro analýzu dynamiky je zapotřebí změřit všechny vnější síly působící na subjekt jako například GRF. U sil by měla být zaznamenána jejich velikost, směr a působiště a také stanoven souřadnicový systém, aby případně mohla být při importu dat do OpenSimu provedena jeho transformace (OpenSim, 2010-2017a).

Prostorové souřadnice markerů získané z pohybové analýzy musí být do OpenSimu importované v .trc souboru. Formát .trc (Track Row Column) byl vytvořen pro uchování souřadnic markerů v časových okamžicích snímání během pohybové analýzy. První tři řádky .trc souboru tvoří hlavičku následovanou dvěma řádky popisků sloupců, poté je vynechán jeden řádek a dále jsou k dispozici již samotná data. Každý řádek dat obsahuje číslo snímku, čas, x, y, z souřadnice každého markeru. Soubory s příponou .mot (motion) slouží v OpenSimu k nahrání dat reakčních sil, případně úhlů kloubů. Soubor .mot se skládá opět ze dvou částí a to hlavičky a dat. Hlavička obsahuje jméno, počet sloupců a řádků. Typickým formátem souboru používaným v biomechanice je C3D. C3D představuje flexibilní formát, který dokáže dohromady uchovat data markerů, silových plošin, EMG a další informace. Pro nahrání .c3d souboru do OpenSimu je ale zapotřebí

data upravit do .trc a .mot formátu. Nejjednodušeji lze tento úkon provést pomocí Matlabu (OpenSim, 2010-2017b).

Kromě převedení a úpravy dat do kompatibilního formátu je také důležitá příprava muskuloskeletálního modelu. Muskuloskeletální modely je možné stáhnout z otevřené knihovny a lze je dále upravovat dle vlastní potřeby. Naskýtá se i varianta vytvořit model zcela nový. V předchozím textu byl v kontextu modelu zmíněn pojem škálování. Cílem škálování je upravit stávající model tak, aby co nejvíce odpovídal antropometrii měřeného subjektu. Tato operace je provedena na základě naměřených vzdáleností mezi souřadnicemi markerů a manuálně zadanými faktory škálování. Muskuloskeletální model obsahuje sadu virtuálních markerů, které mají stejnou anatomickou lokalizaci jako markery experimentální. Snahou je, aby si vzdálenosti obou sad značek odpovídaly a mohly být tak přizpůsobeny rozměry tělních segmentů modelu (viz Obr. 19). V prvním kroku je pro každý segment těla vypočten škálovací koeficient (poměr délek mezi experimentálními markery a virtuálními markery), který lze zadat i ručně. Ve druhém algoritmus aplikuje škálovací koeficient na geometrii modelu. Třetí krok zahrnuje adaptaci hmotnosti segmentu dle požadovaných hodnot. Nakonec jsou škálovány svaly a další komponenty modelu závislé na délce (např. vazy) (OpenSim, 2010-2017c).



Obr. 19 Znárodnění vzdáleností dvou experimentálních a virtuálních markerů pro potřeby škálování modelu (OpenSim, 2010-2017c)

2.5.2 OpenSim workflows

Dle charakteru experimentu jsou doporučeny a vyvinuty různé pipelines. V zásadě se jedná o dvě varianty, a to zda se řeší inverzní či dopředný problém. Pokud jsou k dispozici data o pohybu a cílem je stanovit úhly kloubů, momenty a síly kloubů, aktivitu svalů atd., jde o inverzní problematiku. Dopředná problematika je použita v případě generování nového pohybu či k odhadnutí změny v kinematice například při simulaci patologie nebo účinku chirurgického zákroku. Pokud ani jeden z postupů není vyhovující, lze vytvořit a přidat nové funkce. Příkladem může být kombinace OpenSimu a metody konečných prvků (OpenSim, 2010-2017d).

Řešení inverzního problému zahrnuje několik možných metod. Inverzní kinematika (IK) se používá k výpočtu úhlů kloubů. Nástroj IK OpenSimu v každém časovém okamžiku pohybu spočte zobecněné hodnoty souřadnic, jenž uvádějí model do pozice, která nejlépe odpovídá experimentálním souřadnicím markerů. Matematicky je pro nalezení nejlepší shody použita metoda vážených nejmenších čtverců. Výsledkem inverzní dynamiky (ID) jsou síly a momenty kloubů. ID analýza používá jako vstupní hodnoty kinematická a kinetická data a výpočet provádí na základě pohybových rovnic. V klasické mechanice rovnice odpovídá vztahu, kde síla je rovna součinu hmotnosti a zrychlení tělesa. Nástroj statické optimalizace (SO) je rozšířením inverzní dynamiky. Statická optimalizace v každém časovém okamžiku rozkládá reakční síly kloubu do jednotlivých sil svalů. Síly svalů jsou určeny minimalizací součtu svalových aktivací. Výpočet svalové kontroly (CMC) je optimalizační metoda, jejíž výsledkem je sada svalových vzruchů, které řídí muskuloskeletální model pro dosažení naměřených kinematických veličin. Prekurzorem CMC metody je algoritmus zbytkové redukce (RRA), který se používá k minimalizaci dopadu chyb vznikajících při modelování a zpracování dat markerů. Tyto chyby vedou k velkým kompenzačním silám, které se nazývají jako rezidua (OpenSim, 2010-2017d).

3 Praktická část

Praktická část se zabývá metodikou výzkumu, zpracováním a analýzou získaných dat. Dále jsou zde nastíněné různé pohledy, jak lze k dané problematice přistupovat.

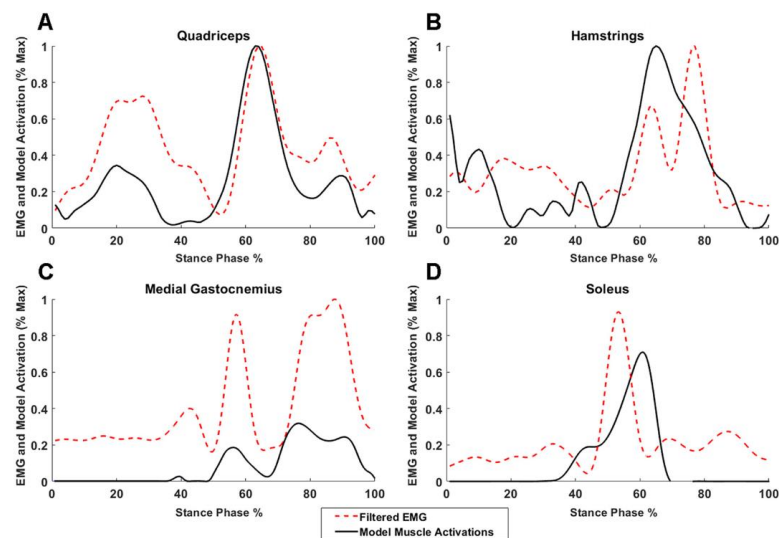
3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

Cíle práce se týkají teoretické i praktické části. V případě teoretické části se jedná o popis biomechaniky lidské chůze s bližším zaměřením na kolenní kloub. Dalším úkolem je provést rešerši možných provedení pohybové analýzy chůze a uskutečnit rešerši kolenních ortéz a případy k jejich indikaci. Cílem praktické části práce je návrh postupu a ověření efektivity kolenních ortéz za využití pohybové analýzy a muskuloskeletálního modelování. Dílčí úlohy představují realizaci pohybové analýzy chůze bez/s kolenní ortézou a vytvoření muskuloskeletálního modelu v programu OpenSim pro simulaci pohybu. Jak již bylo naznačeno, cílem práce je tedy na základě vytvořených modelů a naměřených dat ověřit funkčnost, efektivitu a vliv kolenních ortéz na pohybový aparát dolní končetiny. V prvním výzkumném předpokladu je řečeno, že vybrané kolenní ortézy budou ovlivňovat chůzi a pohyblivost kolena. Dále se předpokládají odlišnosti ve funkčnosti a přesnosti nastavených parametrů kolenních ortéz různých výrobců. Práce je koncipována jako pilotní studie, jejímž účelem je především návrh a realizace postupu v problematice efektivity kolenních ortéz. Výsledky studie vztahující se k hodnocení ortéz nelze brát z hlediska počtu respondentů jako směrodatné a závazné. Co se týče výrobců testovaných ortéz, není zde střet zájmů, zkoumané ortézy vycházejí z indikace lékaře pro konkrétního pacienta.

3.2 Metody

Metod, jak zkoumat efektivitu a funkčnost kolenních ortéz, je několik. Nicméně výsledky studií, zda ortézy mají slibovaný efekt, se liší. Z toho plynou zcela protichůdné názory, jak je nastíněno v kapitole 2.4.3 Efektivita kolenních ortéz. Jednou z možností je využít kinematická a kinetická data z pohybové analýzy, kdy případné změny lze nejlépe

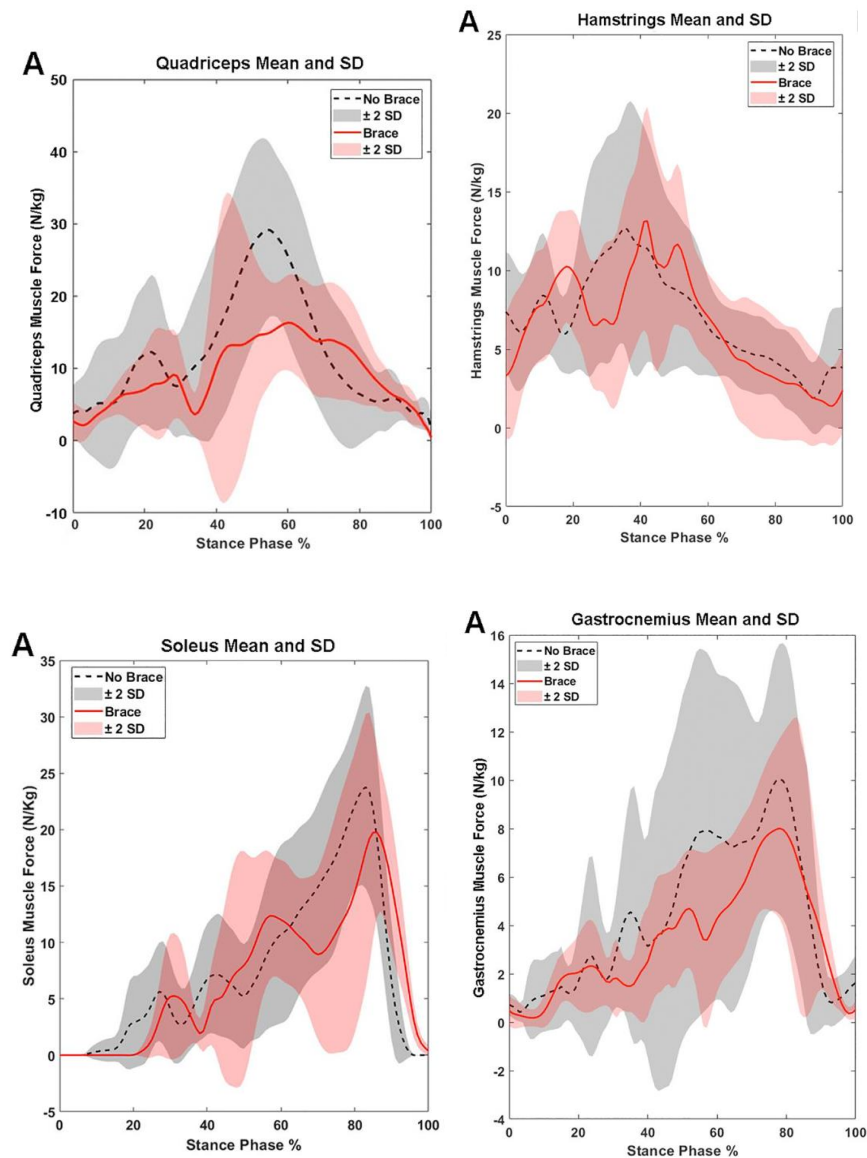
pozorovat při dynamických aktivitách. K tomuto účelu se používají balanční plošiny, naklonění silových desek či různé typy cviků (např. drop jump). Data je ale možné dále využít pro muskuloskeletální simulaci, která může poskytnout i parametry, které nelze běžným měřením získat. Při poranění zkřížených vazů a po jejich rekonstrukci dochází ke kompenzaci tohoto stavu, a to neuromuskulární, kinematické a kinetické. Určité svaly a jejich síla napomáhá k zajištění stability kolena. Proto je součástí léčby po poranění zkřížených vazů nezastupitelná rehabilitace. Příkladem je studie autorů Catalfamo et al., kteří na základě simulace zkoumali velikost aktivace hamstringů potřebné pro kompenzaci přední translace tibie po poranění ACL (Catalfamo et al., 2010).



Obr. 20 Porovnání svalové aktivace získané ze simulace s normovanými hodnotami EMG dle studie Haddara, Harandi a Lee (Haddara, Harandi, Lee, 2021)

Inspirací pro tuto práci byl článek autorů Haddara, Harandi a Lee, jenž pojednává o efektivitě ortéz a jejich dopadu na svalové síly, které ovlivňují přední translaci tibie, a tedy jsou důležité pro mechanismus poranění ACL. *M. quadriceps femoris* a *m. gastrocnemius* pravděpodobně představují antagonisty ACL, prostřednictvím přední translace tibie přispívají k poranění ACL. *Hamstringy* a *m. soleus* naopak vystupují jako agonisti ACL, tedy omezují přední translaci tibie. Výzkum zahrnoval pohybovou analýzu a zpracování dat v Opensimu: IK, RRA a SO. Studie se zúčastnilo 20 zdravých participantů. Pohyb představoval chůzi na běžeckém pásu, který se při došlapu dominantní nohy na pás zastavil, nečekaně pro respondenta. Autoři chtěli nasimulovat podmínky pro poranění ACL, které většinou vzniká při náhlém, nečekaném dynamickém pohybu. K vyhodnocení výsledků statické optimalizace autoři využili porovnání svalové aktivace a normované hodnoty EMG pro konkrétní sval (viz Obr. 20). Hypotéza autorů

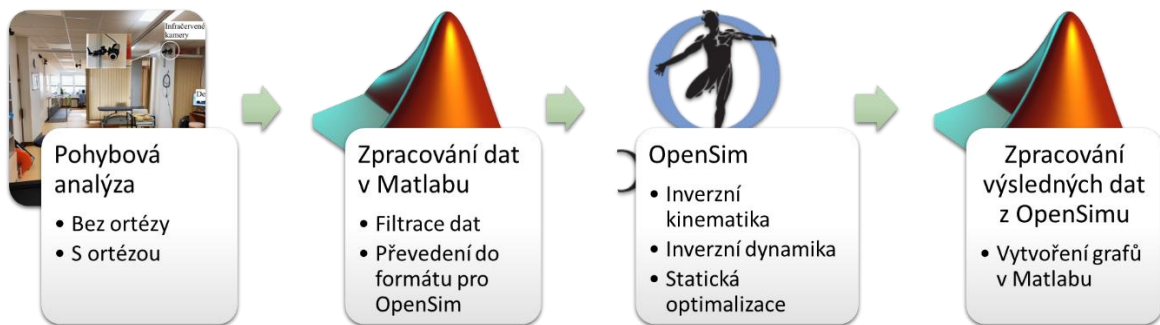
předpokládá zvýšení svalové síly agonistů ACL, a naopak snížení síly antagonistů ACL při chůzi s profylaktickou ortézou. Výsledkem je signifikantní snížení síly čtyřhlavého svalu stehenního, u ostatních svalů nebyly ale pozorovány významné změny. U m. soleus došlo dokonce ke snížení svalové síly (Haddara, Harandi, Lee, 2021). Jednotlivé výsledné grafy jsou k dispozici na Obr. 21.



Obr. 21 Grafy svalové síly vybraných svalů při chůzi bez/s ortézou ve stejné fázi krokového cyklu dle studie Haddara, Harandi a Lee (Haddara, Harandi, Lee, 2021)

V této práci bude výzkum realizován podobným způsobem. Nejprve bude provedena pohybová analýza chůze dvou respondentů, kteří jsou po rekonstrukci ACL. Chůze bude nasnímaná pro dva případy, a to bez a s ortézou. Získaná data budou dále převedena pomocí programu Matlab a toolboxu MOTO-NMS 2.2 do kompatibilního formátu pro software Opensim. V OpenSimu bude nejprve uskutečněna rozměrová adaptace

muskuloskeletálního modelu pro oba participanty. Následně proběhne simulace pohybu pomocí nástrojů inverzní kinematika, inverzní dynamika a statická optimalizace. Výstupem z OpenSimu by měly být soubory obsahující síly a aktivace jednotlivých svalů během jednoho krokového cyklu pro chůzi bez/s ortézou. Výsledky měření budou zpracovány do grafické podoby opět s využitím Matlabu. Pro přehled jsou postupné kroky metodiky výzkumu k dispozici na Obr. 22.



Obr. 22 Diagram metodiky výzkumu (Zdroj: autor)

3.2.1 Charakteristika výzkumného vzorku

Výzkumu se účastnili dva respondenti mužského pohlaví ve věkovém rozmezí 30–40 let. První subjekt měřil 193 cm a vážil 90 kg. Jedná se o profesionálního sportovce, který v letech 2010–2013 podstoupil na levé končetině rekonstrukci ACL s následnou rehabilitací. Nadále se věnuje sportu na vrcholové úrovni, přičemž aktivně používá ortézu. Druhý respondent je taktéž sportovec po rekonstrukci levého předního zkříženého vazy, která byla provedena v únoru 2023. Nyní se nachází ve stádiu rekonvalescence. Byla mu indikována ortéza, pohybuje se o berlích, je ale schopný i chůze bez ortézy. Subjekt byl vysoký 186 cm a vážil 88 kg. Respondenti nebyli vybráni náhodou. Zkoumání efektivity ortéz po takto odlišné době podstoupení zákroku by mohlo být zajímavým aspektem a vznést doporučení pro budoucí měření. V souladu s GDPR je nutná anonymita obou respondentů. Oba participanty souhlasili s účastí ve výzkumu a zpracováním dat podpisem formuláře FZS TUL Souhlas respondenta s účastí ve výzkumu, který je k nahlédnutí v příloze B.

3.2.2 Testované ortézy

V prvním případě se jednalo o sériovou ortézu Össur CTi-OTS s biomechanickými kloubovými dlahami (viz Obr. 23 a)). Ortéza je indikována při nestabilitě předního a zadního zkříženého vazy, při zranění postranních vazů a pro aktivity s různou úrovní

rázů. V manuálu výrobce zmiňuje, že ortéza neslouží jako prevence poranění kolene (Össur, 2016). Z tohoto důvodu ji lze zařadit mezi funkční ortézy. Při chůzi byla ortéza nastavená pro plný rozsah pohybu. Druhý respondent měl indikovanou sériovou pooperační ortézu DonJoy TROM Advance Telescoping Full (viz Obr. 23 b)), jenž je vybavena teleskopickými bočními peloty, a tedy umožňuje individuální upravení rozměrů. Ortéza je používána po operacích menisků, zkřížených a postranních kolenních vazů a poskytuje znehybnění či omezení rozsahu pohybu. Ortéza odpovídá z hlediska rozdělení rehabilitačnímu typu (DonJoy, 2019). Při chůzi opět umožňovala plný rozsah pohybu.



Obr. 23 a) Kolenní ortéza Össur CTi-OTS (Zdroj: autor)

b) Kolenní ortéza DonJoy TROM Advance Telescoping Full (Zdroj: autor)

3.2.3 Popis vybavení laboratoře a provedení pohybové analýzy chůze

Výzkum byl uskutečněn v laboratoři analýzy pohybu nacházející se v Krajské nemocnici Liberec a.s. na rehabilitačním oddělení. Laboratoř disponuje třemi systémy, jak znázorňuje Obr. 24, které umožňují provedení jak kinematické, tak kinetické analýzy chůze a také měření EMG. Kinematická data jsou získávána za pomoci deseti infračervených kamer, dvou videokamer a softwaru pro nalezení jednotlivých markerů a výpočet úhlů a momentů kloubů. Výše popsané vybavení pochází od švédské firmy Qualisys, která se zabývá vývojem Motion Capture systémů. Kromě analýzy chůze, Qualisys nabízí systémy i pro další typy pohybu (sportů) jako je například běh, baseball či cyklistika. Aplikace pohybové analýzy může poskytnout cenná klinická data pro odhalení patologií či důsledků chirurgického zákroku, nebo tato data mohou posloužit k analýze sportovních výkonů a sestavení individuálního tréninku.

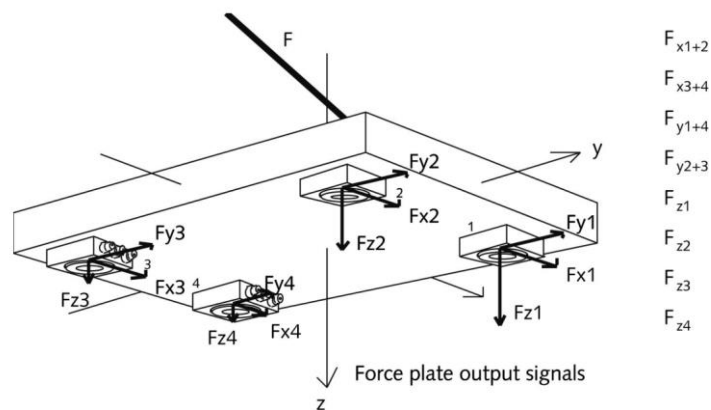


Obr. 24 Vybavení laboratoře analýzy pohybu (Zdroj: autor)

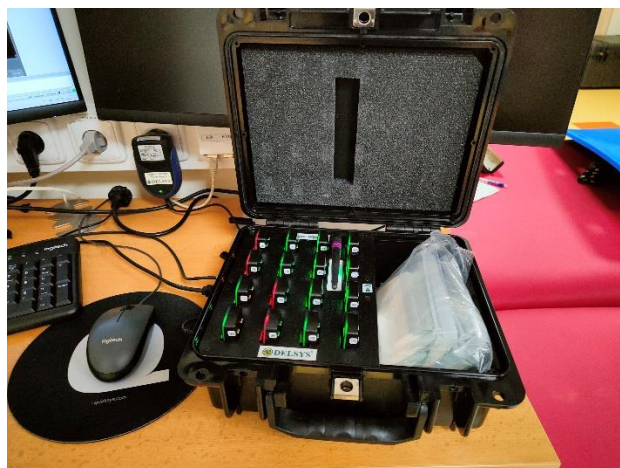
Princip snímání dat za pomoci infračervených kamer byl již popsán v teoretické části. Jedná se o získávání kontrastních obrazů, které jsou tvořeny odraženým infračerveným zářením od reflexních markerů, toto záření poté dopadá na detektor kamery. Qualisys ke sběru dat používá vysokorychlostní kamery vícero typů v rozmezí snímkovacích frekvencích 85 až 1400 fps. V laboratoři se konkrétně nacházejí kamery typu Miquis M3 o snímkovací frekvenci 340 Hz (jedná se o běžnou frekvenci, kterou lze nastavovat) a rozlišení 2 Mpx. Dvě videokamery slouží k záznamu pohybu v sagitální a frontální rovině. Nahraný pohyb je následně možné zobrazit a použít při vyhodnocování kvality dat, například zda nedošlo k došlapu chodidla na dvě desky zároveň. Videozáznam může případně poskytnout doplňující informace pro lékaře.

Kinetické vyšetření využívá k získání potřebných parametrů silové desky. V pohybové laboratoři se nacházejí tři silové desky švýcarského výrobce Kistler. Blíže se jedná o přenosné silové desky 9260AA6. Tyto desky disponují měřicím rozsahem 0 až 5 kN a jsou konstruované na přetížení až do 8 kN. Každá deska je opatřena čtyřmi zabudovanými piezoelektrickými snímači, díky kterým je možné určit složky reakční síly F_x , F_y , a F_z . Měření ale poskytuje i další důležité veličiny pro analýzu chůze, jako COP a směr vektoru GRF. Silové desky lze také využít pro kvantifikaci sportovních výkonů. K tomuto účelu je software MARS vybaven několika testy. Každý test obsahuje předdefinovaný cvik, jako například laterální či vertikální skok. Je samozřejmě možné definovat i cvik vlastní.

Pro následné zpracování dat ze silových desek je žádoucí znát formát naměřených veličin. Elektrické náboje, jež vznikly v důsledku působení mechanické síly na piezoelektrické senzory, jsou převedeny na analogové napětí. Uvedené silové plošiny značky Kistler obsahují zesilovač s osmi kanály. Každý kanál je vymezen pro konkrétní složku síly, a to F_{x1+2} , F_{x3+4} , F_{y1+4} , F_{y2+3} , F_{z1} , F_{z2} , F_{z3} a F_{z4} . Výstupní signály desky jsou pro bližší představu znázorněny na Obr. 25. Toto uspořádání výstupních dat odpovídá silovým plošinám typu 3. Mimo to existují 3 další možné typy. Ze získaných dat jsou poté spočteny pomocí jednoduchých vzorců hodnoty momentů, jednotlivé složky GRF a souřadnice COP. Sběrnice dále převádí signál do DAQ systému a poté do počítače (Kistler Group, 2008).



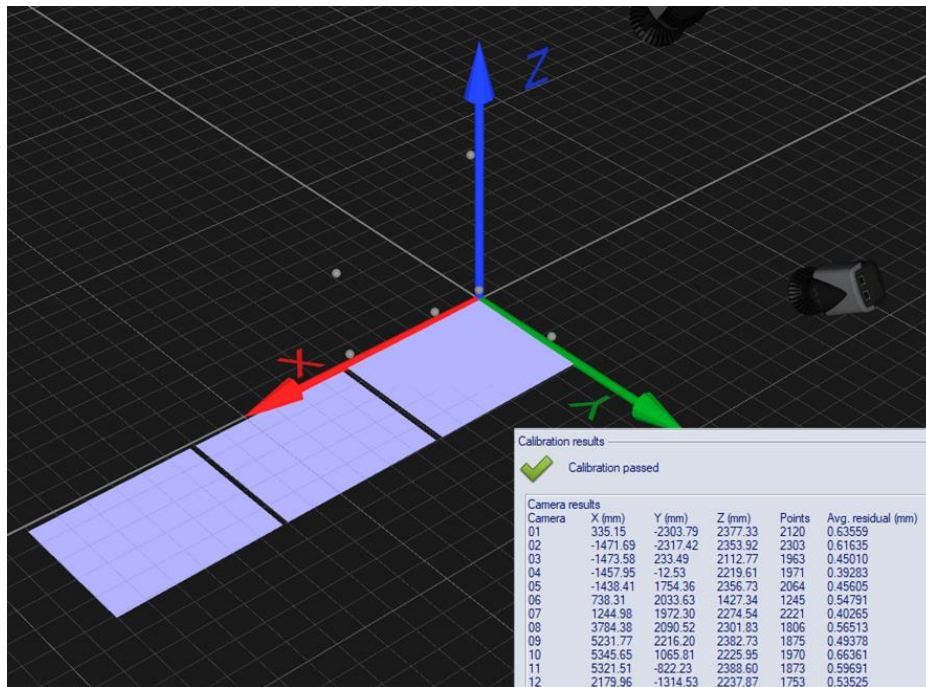
Obr. 25 Znárodnění sil desky tvořící výstupní signál (Kistler Group, 2008)



Obr. 26 Napájecí stanice s EMG senzory firmy Delsys (Zdroj: autor)

Třetí komponentu celkového vybavení laboratoře představuje stanice a software firmy Delsys pro EMG analýzu. Jedná se o bezdrátový systém, tedy přenos signálu z EMG senzorů je realizován za pomoci radiofrekvenčního vlnění. Systém se skládá z napájecí

stanice, kde je uloženo 16 EMG senzorů typu Trigno Avanti (viz Obr. 26). Stanice současně slouží jako komunikační kanál a pomocí USB je propojena s počítačem. EMG senzory jsou vybaveny světelnou signalizací, jenž definuje různé stavy: nabíjení, aktivaci či umístění senzoru na tělo subjektu. Před nalepením senzorů je nutná jejich aktivace přiložením k magnetu zabudovaném ve stanici. Přenos signálu ze senzoru do napájecí stanice lze uskutečnit na vzdálenost až 20 m za předpokladu ideálních podmínek (v cestě signálu nejsou žádné překážky či se v okolí nevyskytují rušivé zdroje).

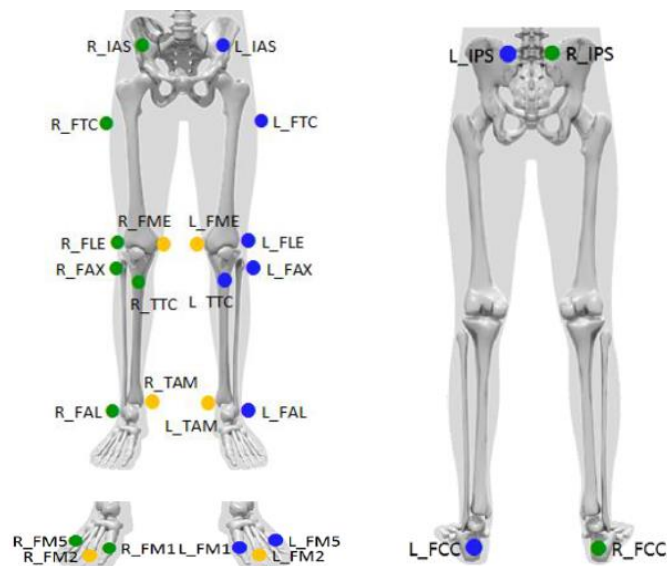


Obr. 27 Detekované markery v QTM a výsledek kalibrace (Zdroj: autor)

Ke kompletní pohybové analýze je nutné spárovat všechny tři systémy dohromady, data z jednotlivých komponent jsou dále zobrazována v softwaru Qualisys Track Manager (QTM). Před samotným měřením musí být provedena kalibrace systému. Jde o vymezení prostoru, ve kterém bude docházet ke sběru dat. V případě analýzy dolních končetin stačí definovat prostor do výše pasu, nad a v okolí silových desek. Kalibrace je realizována pomocí konstrukce ve tvaru T, na tyči orientované horizontálně jsou umístěny dva markery v přesně stanovené vzdálenosti, která je pro software známa. Na okraj silové desky je přiložena konstrukce ve tvaru L, jenž je opět osázena reflexními markery o známých vzdálenostech. Po spuštění kalibrace je zapotřebí pohybem tyče s dvěma markery vymežit měřicí prostor. S tyčí by se mělo pohybovat v rovině x, y i z a pokud možno konzistentně v celém požadovaném prostoru. Kamery registrují páry markerů a z jejich hodnot vzdáleností v obraze jsou získány rovnice, ze kterých jsou vypočteny

potřebné parametry. Kalibrací je docíleno transformace souřadnicového systému laboratoře do souřadnicového systému kamer. Kalibrace je považována za úspěšnou, jestliže každá z kamer zaregistrovala minimálně 300 bodů a celková odchylka naměřené vzdálenosti není větší než 1–2 mm. Během kalibrace nesmí kamery vidět jiné odrazy než od reflexních markerů. Pokud jsou ve scéně přítomny i jiné odrazové plochy, je možné je v náhledu jednotlivých kamer odfiltrovat. Při následném měření není scénu již nutno upravovat. Detekované markery rámu a kalibrační tyče a také výsledky kalibrace znázorňuje obrázek Obr. 27.

Po kalibraci zařízení pohybové laboratoře je již možné pozvat a připravit pacienta na měření. Před vstupem pacienta je dobré si nachystat sadu markerů, to znamená nalepit jednotlivé terčíky na oboustrannou lepicí pásku. Páska je dermatologicky testovaná a nevyvolává alergické reakce. Pro potřeby tohoto výzkumu bylo zvoleno umístění markerů na dolní končetiny dle modelu IOR. V tomto modelu je použito 26 markerů, které se nejprve všechny aplikují na tělo vyšetřovaného subjektu. Z celkového souboru markerů, 6 slouží k nasnímání statické polohy (viz dále) a před měřením chůze se odstraňují. Poté jsou tedy sbírány trajektorie 20 markerů. Terčíky se umísťují na definované kostěné struktury (viz Obr. 28). V případě terčků R_FTC a L_FTC se jedná o trasovací markery a ty lze nalepit distálně od trochanteru do 1/3 femuru. Správné nalepení markerů je důležité, software je poté schopný automaticky přiřadit názvy jednotlivým terčíkům. Markery mají danou konkrétní polohu na těle jednak z důvodu jejich minimálního posunu při chůzi, ale také kvůli výpočtu středů kloubů pro následnou simulaci pohybu a zpracování dat v programu Visual 3D.



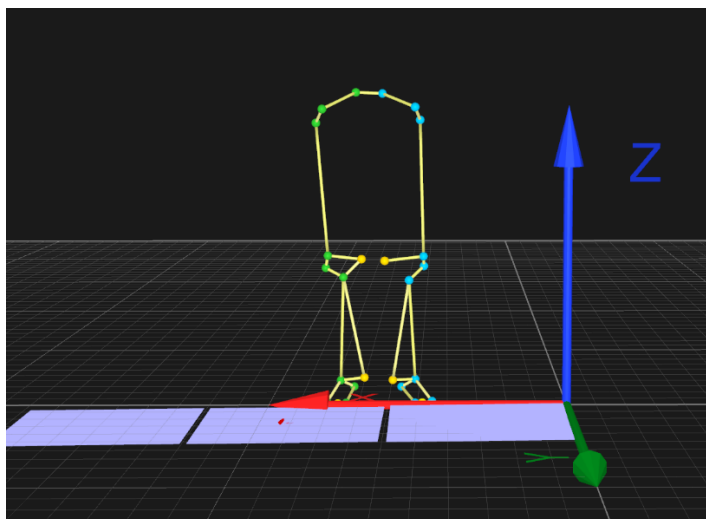
Obr. 28 Umístění markerů dle modelu IOR (součást softwaru QTM)

Respondent byl nejprve obeznámen s principy měření, se zpracováním získaných dat a s očekávanými výsledky. Dále byl vyzván ke svléknutí do spodního prádla. Pro potřeby nalepení markerů byl subjekt nejprve usazen, markery nacházející se na pánvi a trochanterech byly následně aplikovány ve stoje. Sadu terčů by měla lepit vždy pouze jedna osoba, jelikož i přes jasně definované umístění markerů má každý svůj cit a nelze aby dvě osoby nalepily markery na stoprocentně shodná místa. Před měřením je dobré zhodnotit nalepení terčů, zda je jejich umístění symetrické na obou dolních končetinách. Výsledné nalepení markerů na těle subjektu je možné vidět na Obr. 29. Dále byly nad požadovanými svaly (*rectus femoris*, *biceps femoris*, *semitendinosus*, *gastrocnemius*) přichyceny EMG senzory. Senzory byly opět opatřeny speciálními proužky lepicí pásky a jejich naprogramování proběhlo již před příchodem respondenta.



Obr. 29 Umístění markerů a senzorů EMG na dolních končetinách subjektu (Zdroj: autor)

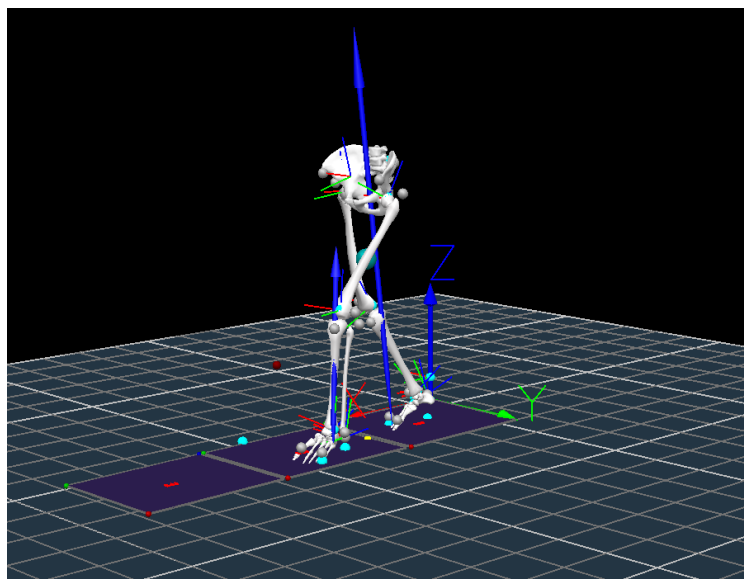
Dalším krokem je nasnímání subjektu ve statické poloze. Statická poloha odpovídá sběru dat, kdy subjekt stojí mimo silové desky, a to nehybně a s mírně rozkročenými končetinami. Záznam statické polohy nemusí být dlouhý, stačí cca 5–10 s. Význam tohoto úkonu spočívá v automatické identifikaci markerů v softwaru QTM a získání středů kloubů a dalších parametrů, který program potřebuje k vyřešení kinematických a kinetických úloh. Záznam byl poté zkontrolován, zda byly detekovány správně a všechny markery, vodičkem jsou spojnice mezi jednotlivými markery (viz Obr. 30). Pokud terč byl nalezen, ale nebyla k němu přiřazena jeho trajektorie, lze ji spárovat manuálně.



Obr. 30 Detekované markery ze statické polohy v softwaru QTM (Zdroj: autor)

Po statickém sběru dat následuje dynamické měření, pro které bylo odstraněno 6 statických markerů z dolních končetin subjektu. Respondent byl požádán, aby se prošel po silových deskách. Před samotným měřením si mohl chůzi zkusit několikrát nanečisto, jelikož je žádoucí, aby chůze byla přirozená a byl eliminován psychologický aspekt, tedy pacient si uvědomuje, že je na vyšetření a tomu může přizpůsobit i svou lokomoci. Při ostrém měření bylo získáno několik záznamů, subjekt započal chůzi přibližně dva metry před deskami a zastavil se taktéž v podobné vzdálenosti za silovými deskami, zde se otočil a prošel se v opačném směru. Pořídit více záznamů je výhodné, pro zpracování se využijí jen ty, kde jsou viditelné všechny markery a jsou nasnímány jejich trajektorie po celou dobu chůze na silových deskách, a kde nejsou patrné přešlapy na dvě silové desky zároveň (jedno chodidlo musí došlápnout vždy jen na jednu desku). Chůze byla zaznamenána pro oba případy: chůze bez/s ortézou.

Simulace pohybu a výsledky celkové analýzy chůze jsou k dispozici v programu Visual 3D. Nachází se zde skeletální model (viz Obr. 31), který je vytvořen na základě vzdáleností a trajektorií markerů. Tento model slouží spíše k ukázce než k samotnému hodnocení pohybu. Zajímavým prvkem je ale vyobrazení směru vektoru GRF během chůze, který se dá považovat za klinicky významný. Díky směru reakční síly lze odhadnout, který kompartment kolenního kloubu je více zatěžován. Vyhodnocení chůze probíhá především na základě grafů, které jsou k nahlédnutí v reportu chůze. Jsou zde zaznamenány úhly v jednotlivých kloubech ve třech rovinách, taktéž momenty kloubů a velikost amplitudy aktivace měřených svalů v závislosti na čase.



Obr. 31 Skeletální model a vektory GRF v programu Visual 3D (Zdroj: autor)

3.2.4 Simulace pohybu v OpenSimu

Pro simulaci pohybu a výpočet síly svalů byl tedy vybrán program OpenSim 4.3. V této podkapitole bude nastíněn postup jeho použití a zmíněn princip výpočtu statické optimalizace. Bližší popis jednotlivých kroků bude pro přehlednost uveden v následující kapitole, jelikož se jedná již o zpracování dat, u kterého budou rovnou uvedeny dílčí výsledky. V OpenSimu nejprve proběhne rozměrová adaptace muskuloskeletálního modelu pro oba respondenty. Dále bude následovat realizace inverzní kinematiky a dynamiky. Tím budou získány úhly v kloubech a jejich momenty v závislosti na čase. Výsledek z inverzní kinematiky je spolu s reakčními silami podložky vstupem pro statickou optimalizaci. Data z inverzní dynamiky lze využít pro kontrolu a nastavení statické optimalizace. Statická optimalizace by měla poskytnout data o aktivaci a silách svalů obsažených v modelu. Navíc bude do modelu pro vizualizaci přidána jednoduchá ortéza.

Jak již bylo řečeno, statická optimalizace v každém časovém okamžiku rozkládá reakční síly kloubu do jednotlivých sil svalů. Síly svalů jsou určeny minimalizací součtu svalových aktivací. Pohyb muskuloskeletálního modelu je zcela popsán polohou, rychlostí a zrychlením. Nástroj statické optimalizace tedy za použití definovaného pohybu modelu řeší pohybové rovnice pro neznámé zobecněné síly subjektu (např. moment kloubů) za jedné z následujících podmínek a převádí svalovou aktivaci na sílu:

- ideální generátory síly:

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

- nebo přidáním omezení pro sílu-délku-rychlost:

$$\sum_{m=1}^n [a_m f(F_m^0, l_m, v_m)] r_{m,j} = \tau_j \quad (2)$$

- při minimalizaci funkce:

$$J = \sum_{m=1}^n (a_m)^p \quad (3)$$

kde n je počet svalů v modelu, a_m odpovídá úrovni aktivace svalu m v daném diskrétním časovém kroku, F_m^0 představuje maximální izometrickou sílu svalu, l_m délku svalu, v_m rychlost kontrakce svalu, $f(F_m^0, l_m, v_m)$ je závislostí síla-délka-rychlost povrchu svalu, r_{mj} odpovídá ramenu momentu svalu kolem osy j -tého kloubu, τ_j je zobecněná síla působící kolem osy j -tého kloubu a p je konstanta definovaná uživatelem. Výše uvedený výpočet zanedbává paralelní elastický element Hillova modelu svalu a šlachy zde vystupují jako pasivní prvek s konstantní délkou (OpenSim, 2012).

Modelování není dokonalé, šum a chyby naměřených dat zapříčiňují dynamickou nekonzistenci. Reziduální síly a momenty představují odchylku mezi simulací a naměřenými kinematickými daty a silami (Hicks et al., 2015). Statická optimalizace se snaží vypočítat aktivace a síly svalů odpovídající zrychlení, které je určeno ze souřadnic markerů. Za situace, kdy aktuátory modelu nejsou schopny vygenerovat síly tak velké, aby bylo dosaženo požadovaného zrychlení, je reportována chyba. To lze napravit přidáním rezervních aktuátorů do modelu, díky kterým je společně s rezidui splněn druhý Newtonův zákon. Rezervní síly by neměly být příliš velké, aby nedošlo k ovlivnění výsledků simulace. Maximální hodnota rezervního momentu aktuátoru by měla být menší než 10 % maximální hodnoty momentu kloubu. Pro použití statické optimalizace je dále žádoucí filtrace vstupních dat, která je volitelnou

funkcí v samotném nástroji statické optimalizace (OpenSim, 2012). K vyhodnocení kvality statické optimalizace lze využít porovnání svalové aktivity a normované hodnoty EMG pro vybrané svaly. Může nastat situace, kdy svalová aktivace neodpovídá experimentálně naměřeným EMG datům. V tomto případě někteří výzkumní pracovníci svalové aktuátory „vypnou či zapnou“ dle EMG signálu. EMG křivky poté slouží spíše ke kalibraci než k validaci simulace (Hicks et al., 2015).

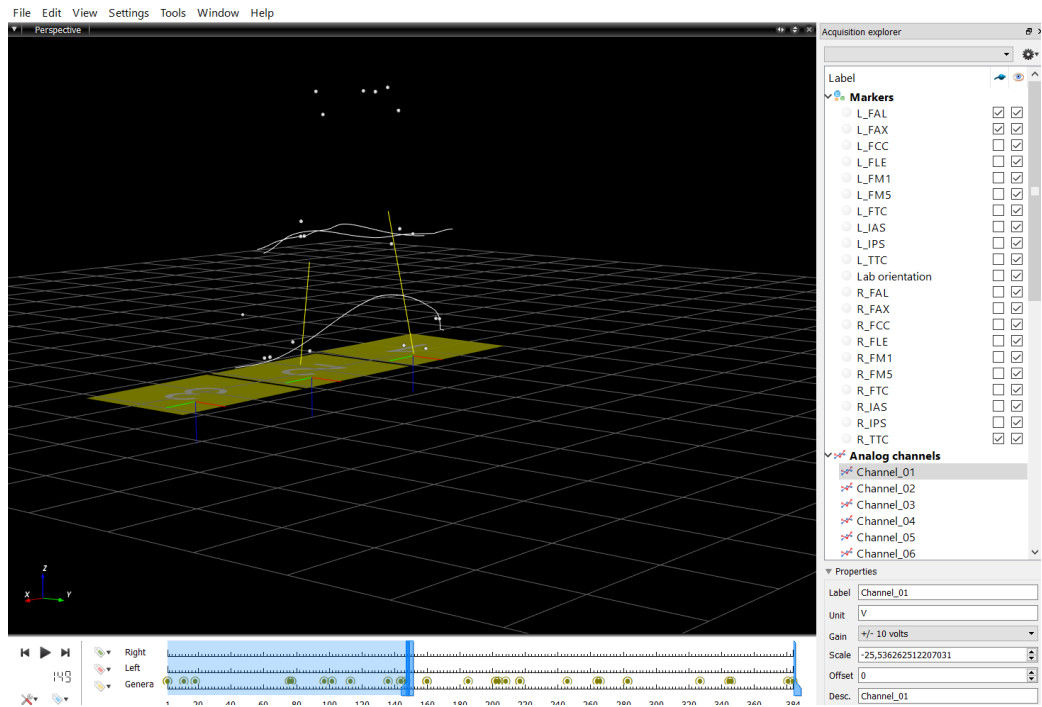
3.3 Analýza výzkumných dat a vyhodnocení cílů

V této části práci bude předložen způsob zpracování dat z pohybové analýzy chůze a provedení pohybové simulace v OpenSimu. U jednotlivých úkonů budou uvedeny dílčí výsledky.

3.3.1 Zpracování dat z pohybové analýzy pro simulaci v OpenSimu

Cílem zpracování dat z pohybové analýzy je vytvořit soubory formátu .trc a .mot, které jsou kompatibilní s programem OpenSim. Data lze z QTM vyexportovat v několika různých formátech jako například .tsv či .c3d. V tomto případě byl využit .c3d formát. C3D je typickým formátem pro sběr pohybových dat. Uchovává dohromady data z měření, informace o markerech, silových deskách, EMG a událostech krokového cyklu. Jsou zde k dohledání jednotky měřených veličin, počet analogových kanálů, vzorkovací frekvence atd. Pro otevření .c3d formátu je zapotřebí instalace příslušného programu. Jedním z nich je volně dostupný VBC3DEditor, který byl využit pro rychlou kontrolu dat, zobrazení sil, trajektorií markerů a dohledání parametrů o měření. Tento editor umožňuje přidávat či mazat data, další zpracování jako filtrace ale není k dispozici.

Dalším užitečným programem pro rychlé zobrazení, kontrolu ale i zpracování dat je Mokka 0.6.2. Jedná se opět o volně dostupný software, jenž dokáže číst, upravovat a zobrazit data z Motion Capture systémů. Program umožňuje i filtraci dat a nastavení offsetu. Veliká výhoda byla spatřena v možnosti vizualizace pohybu markerů v prostoru s možností zobrazení jejich trajektorie. Přínosem bylo i vyobrazení souřadnicového systému jednotlivých silových desek. Prostředí programu s nahranými daty společně s viditelnými trajektoriemi vybraných markerů představuje Obr. 32.



Obr. 32 Ukázka zobrazení dat z pohybové analýzy v Mokka (Zdroj: autor)

Samotné zpracování dat bylo provedeno za pomoci Matlabu R2021b. OpenSim knihovna nabízí různé toolboxy, které mohou posloužit k úpravě dat a jejich převedení do požadovaného formátu. Pro účel tohoto experimentu byl vybrán toolbox MOtoNMS 2.2 autorů Mantoan et al. (Mantoan et al., 2015). Tento nástroj obsahuje mnoho funkcí. Jeho použití vyžaduje přípravu protokolů v .xml formátu, definující laboratoř, soubor markerů a umístění EMG senzorů. K dispozici jsou ukázkové protokoly, které lze upravit pomocí textového editoru, v tomto případě byl využit Notepad++ 8.4.7. Protokol o laboratoři obsahuje uspořádání souřadnicového systému laboratoře a informace o silových deskách. Správné zadání souřadnicového systému je důležité kvůli transformaci dat do OpenSimu. Jednotlivé silové desky mají vlastní souřadnicový systém, který se nemusí shodovat s tím, jenž je nastavený v QTM. Nejrychleji si lze dané uspořádání ověřit v softwaru Mokka. Jak je patrné z předešlého obrázku (viz Obr. 32), desky mají stejný souřadnicový systém, který je ale pootočen vůči systému v QTM. V protokolu bylo tedy nutné provést rotaci souřadnicového systému každé silové desky dle příslušných os. Výhodou toolboxu je možnost zadání i typu silové desky, program tedy automaticky spočte složky GRF.

Dále bylo nutné zaznamenat přesné názvy markerů pro statické a dynamické měření. Upravit bylo samozřejmě zapotřebí i protokol pro určení středů kloubů, a to přidáním názvu párů markerů, které dle modelu IOR k tomuto účelu slouží. Po aktualizaci protokolů bylo již možné nahrát data z pohybové analýzy do Matlabu a s využitím skriptů

toolboxu je převést do .mot a .trc formátu. Součástí zpracování dat bylo i jejich ořezání odpovídající zhruba dvěma až třem krokovým cyklům. Bylo využito i možnosti filtrace dat ze silových desek. V toolboxu je naprogramovaná dolní propust typu Butterworth druhého řádu. Filtrace dat ze silových desek byla tedy provedena dolní propustí s mezní frekvencí 8 Hz. Tato hodnota se zdá být příliš malá, ale pro potřeby simulace je žádoucí hladký průběh vstupních veličin. Nutno podotknout, že pro rychlejší chůzi či běh by měla mezní frekvence vyšší hodnotu, jinak by mohlo dojít k tzv. aliasingu, tedy k podvzorkování signálu.

Toolbox vytvoří signálové obálky EMG (součástí jsou i obálky normované dle maximální naměřené hodnoty EMG), data jsou uložena do formátu .txt a .mat. EMG signály byly nasbírány za účelem ověření výsledků simulace nikoliv pro její realizaci. Jedná se především o kontrolu času aktivace svalu. Amplituda EMG signálu nemusí být pro hodnocení funkčnosti ortéz směrodatná, jelikož povrchové EMG senzory mohou sbírat sumační aktivitu z více svalových skupin. Dalšími proměnnými parametry může být i teplota či odpor kůže. Výsledkem zpracování dat v toolboxu MOtoNMS 2.2 jsou tedy tři soubory: .trc pro provedení inverzní kinematiky, .mot pro inverzní dynamiku a .mat s EMG obálkami pro kontrolu simulace svalové síly.

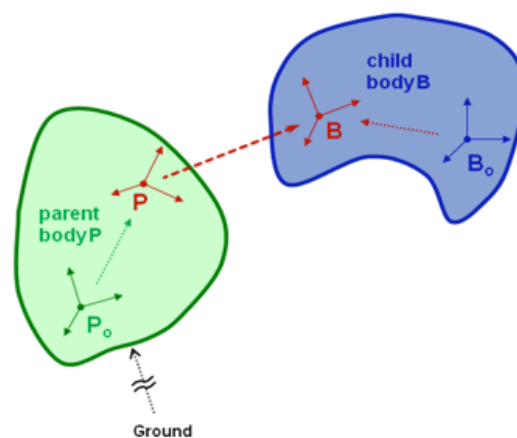
3.3.2 Příprava muskuloskeletálního modelu a integrace ortézy do modelu

Příprava muskuloskeletálního modelu je esenciálním prvkem pro kvalitní provedení simulace pohybu. Jak již bylo naznačeno v teoretické části, OpenSim disponuje knihovnou muskuloskeletálních modelů, jež představuje interaktivní prostředí pro sdílení projektů členů komunity OpenSim. Naskýtá se také možnost vytvořit vlastní model, což mimo jiné zahrnuje mít k dispozici data z celotělového CT či MR (lze ale také využít vysegmentované prvky již vytvořených modelů a hodnoty nezbytných parametrů nalézt v literatuře). OpenSim GUI neumožňuje samotnou tvorbu modelů, je tedy zapotřebí využít jiné programové prostředí (Matlab, Python, C++, Notepad++) či uživatelsky přívětivý nástroj OpenSim Creator nebo například skript ModelBuilder.py. Z podstaty složitosti vytvoření vlastního muskuloskeletálního modelu, bylo přistoupeno k variantě využití již hotového a testovaného modelu, do kterého bude pro vizualizační účely implementována jednoduchá kolenní ortéza.

Pro potřeby této práce byl vybrán muskuloskeletální model gait2392_simbody autorů Delp et al., který je již součástí instalace softwaru. Tento model představuje subjekt

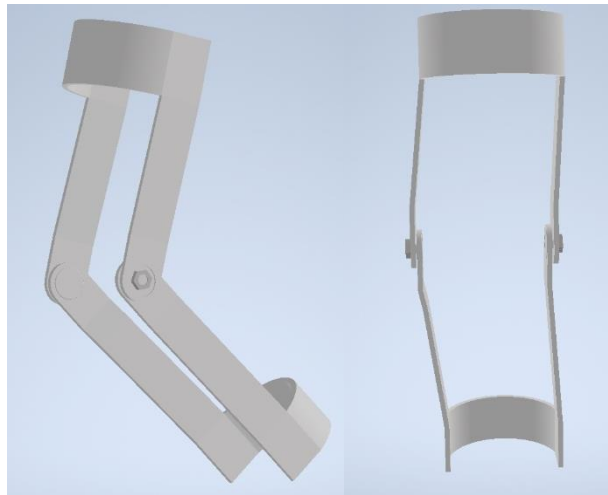
měřící 180 cm o hmotnosti 75,16 kg a skládá se z dolních končetin, trupu a hlavy. Dále je charakterizován 23 stupni volnosti a obsahuje 92 svalově-šlachových aktuátorů. Jednotlivých 76 svalů se nachází převážně na dolních končetinách, model je totiž určený pro analýzu pohybu vykonávaného svaly dolních končetin. Model je vhodný pro kinematickou i dynamickou analýzu, limitací mohou být pohyby s vysokou hodnotou flexe kolenního kloubu (Delp et al., 1990).

Integrace kolenní ortézy na segment stehna a bérce vyžaduje znalost základních principů stavby muskuloskeletálního modelu. Model se skládá z komponent, které odpovídají prvkům fyzického systému a kombinací těchto prvků lze generovat či popsat pohyb. Komponentami jsou: reference frames (vztažné soustavy), bodies (segmenty), joints (klouby), constraints (vazby), forces (síly), contact geometry (kontaktní geometrie), markers (markery) a controllers (regulátory). Skeletální systém sestává z rigidních segmentů propojených pomocí kloubů. Kloub spojuje segmenty, které se označují jako rodičovské (parent) a podřízené (child). Typ kloubu určuje, jak se tyto segmenty mohou vůči sobě pohybovat. Přidává tedy do modelu vazbu, která může být také použita k omezení vybraného pohybu segmentu. Na Obr. 33 je červeně vyznačena vazba definující kloub mezi dvěma strukturami. Je nutné určit referenční soustavu rodičovského (P_o) a podřízeného (B_o) segmentu, dále jejich souřadnice, orientaci a translaci. Svaly jsou připevněné ke skeletálnímu systému a velikost jejich síly závisí na místě působení, délce svalových vláken a šlach, na rychlosti změny této délky a na úrovni svalové aktivace (podrobněji se lze o stavbě modelu dočíst v OpenSim dokumentaci (OpenSim, 2010-2017e)).



Obr. 33 Principiální zobrazení kloubu mezi dvěma segmenty (OpenSim, 2010-2017e)

S využitím výše zmíněných poznatků bylo přistoupeno k aplikaci kolenní ortézy do modelu. Jelikož ortéza slouží v simulaci pouze pro vizuální efekt, byla zvolena zjednodušená konstrukce. K vytvoření 3D modelu kolenní ortézy posloužil software Autodesk Inventor Professional 2023. Kolenní ortéza je určena pro levou končetinu a předlohou pro hodnoty rozměrů byla ortéza firmy Medi, M.4 X-lock. Výsledný model je k dispozici na Obr. 34. Jednotlivé díly bylo poté potřeba vyexportovat do vhodného formátu, který je kompatibilní s OpenSimem, zde byl vybrán formát .obj. Ještě před vytvořením 3D sítě byla v Inventoru zvolena jako výchozí jednotka délky metr, jelikož odpovídá defaultnímu nastavení OpenSimu. Nakonec do formátu .obj byly přeneseny jen dva hlavní díly ortézy situovaných na stehně a bérce. Importovat další prvky jako například axiální ložiska je z hlediska výsledného efektu zcela zbytečné.



Obr. 34 3D model zjednodušené kolenní ortézy (Zdroj: autor)

Pro integraci vytvořené ortézy a muskuloskeletálního modelu byla využita možnost přístupu k OpenSimu pomocí API. Jako software pro napsání skriptu byl vybrán program Matlab R2021b. Stačilo jen nastavit skriptovací prostředí Matlabu za využití konfiguračního skriptu. Díly ortézy (child body) byly pomocí volného kloubu (free joint) připojeny k pravému femuru a tibii (parent body). Volný kloub disponuje 6 stupňů volnosti a umožňuje tři rotace a tři translace. Do původního modelu tedy nebyla přidána vazba, která by omezovala simulovaný pohyb. Dále byla definována pozice a orientace dílů vůči parent a child body (viz Obr. 35). Byla také určena hodnota setrvačnosti a hmotnosti dílů ortézy. Jelikož je nežádoucí, aby ortéza ovlivnila průběh simulace, hmotnost byla nastavena na 0,1 kg a hodnota setrvačnosti jako vektor (0,001; 0,001; 0,001; 0; 0; 0;) $\text{kg}\cdot\text{m}^2$. Případně je možné tyto parametry dohledat v Inventoru v kolonce iVlastosti. Konečný produkt je předveden na Obr. 36.

```

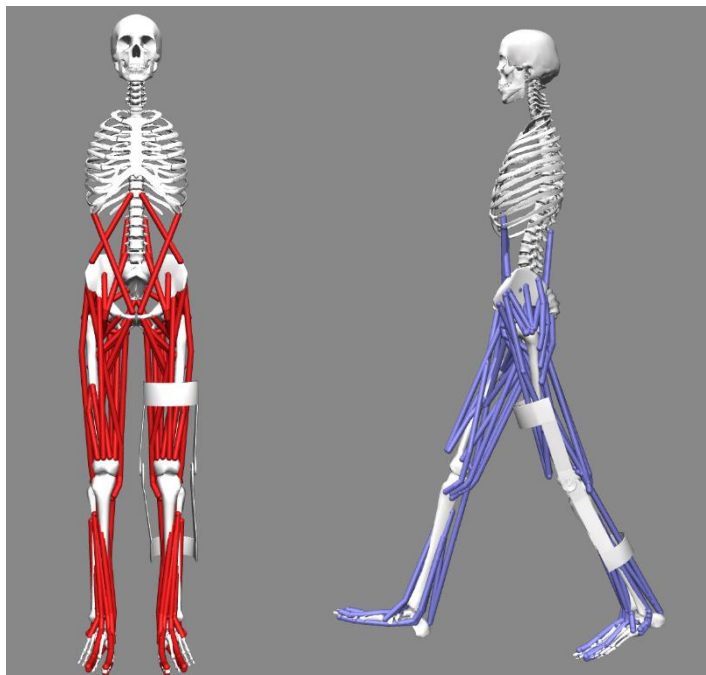
ort_hor=Body();
ort_hor.setName('ort_hor');
ort_hor.setMass(0.1);
ort_hor.setMassCenter(Vec3(0.01,0.02,0.09));
ort_hor.setInertia(Inertia(0.001, 0.001, 0.001,0,0,0))

femur_1=myModel.getBodySet.get('femur_1');

ort_hor_klob = FreeJoint('ort_hor_klob', ...
    femur_1, ... % Parent body
    Vec3(0.010, -0.18, 0.026), ... % Location in parent
    Vec3(11*pi/180, 95*pi/180,0), ... % Orientation in parent
    ort_hor, ... % Child body
    Vec3(0, 0, 0), ... % Location in child
    Vec3(-90*pi/180,5*pi/180,0)); % Orientation in child

```

Obr. 35 Ukázka části kódu implementace horního dílu ortézy na segment femuru (Zdroj: autor)



Obr. 36 Výsledný model s kolenní ortézou (Zdroj: autor, původní model: Delp et al., 1990)

Takto připravený model byl doplněn o marker set, který obsahuje stejné markery a jejich názvy jako vyexportovaná data z pohybové analýzy. Pro potřeby škálování byly do modelu přidány virtuální markery, představující středy kloubů. Výpočet pozice středů kloubů z pohybových dat není součástí OpenSimu, je nutné použít jiný prostředek, zde již dříve zmiňovaný toolbox MOTO-NMS. Rozměrová adaptace modelu je neoptimálnější při použití škálovacích faktorů, které jsou vypočtené z markerů jejichž spojnice je kolmá s osou x,y nebo z souřadnicového systému. Z tohoto důvodu je vhodné mít k dispozici hodnoty středů kloubů. Parametry, dle kterých proběhla rozměrová adaptace modelu, představuje Obr. 37. Kvalitu škálování lze zhodnotit dle maximální chyby umístění markeru a chyby RMS markeru. V prvním případě (respondent A) nabývala hodnota

maximální chyby 3,3 cm pro R_FM5 a RMS odpovídala 2 cm. U rozměrové adaptace modelu druhého respondenta (respondent B) byla maximální chyba rovna 3,8 cm pro L_IAS a RMS 1,9 cm. V nastavení byly dále přiřazeny vyšší váhy markerům, u kterých se předpokládalo přesnější umístění na modelu (tedy na daných kostěných strukturách). Pro chůzi s ortézou nebyla pořízena nová statická poloha, v modelu stačilo posunout pouze markery na laterální straně kolena dle jejich nalepení na ortéze. Nutno podotknout, že proces škálování a další operace proběhly na modelu bez ortézy. U modelu s ortézou byl znemožněn hladký průběh statické optimalizace (viz dále v textu).

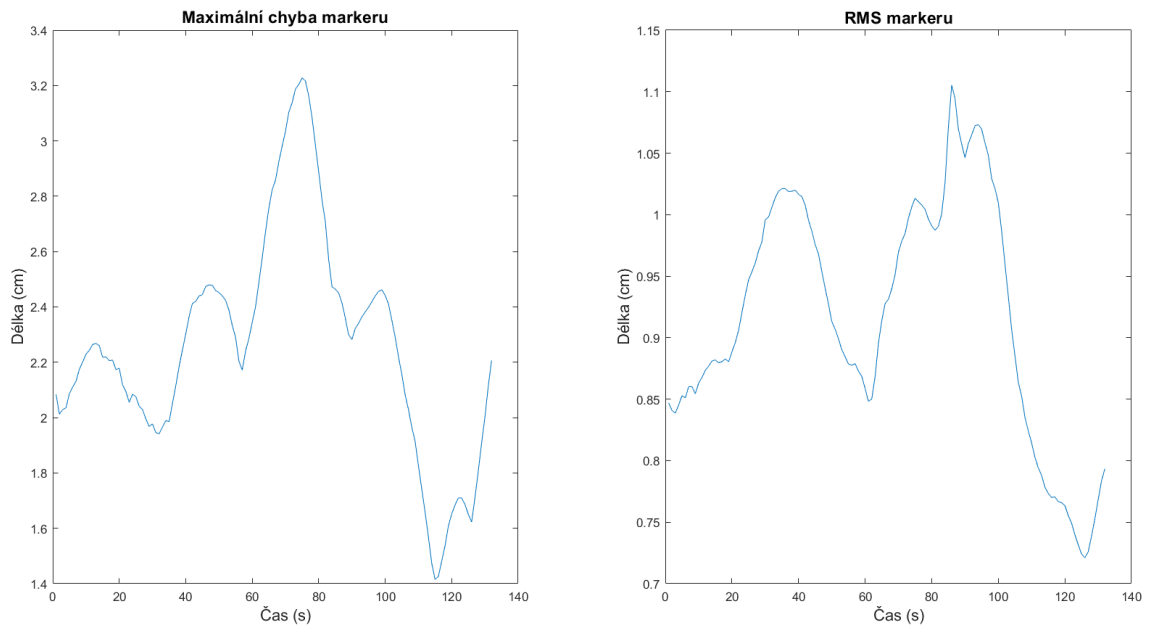
Body Name	Measurement(s) Used	Applied Scale Factor(s)
pelvis	pelvis	1.256566
femur_r	thigh	1.101892
tibia_r	shank	1.155258
talus_r	shank	1.155258
calc_r	foot	0.888978
toes_r	foot	0.888978
femur_l	thigh	1.101892
tibia_l	shank	1.155258
talus_l	shank	1.155258
calc_l	foot	0.888978
toes_l	foot	0.888978
torso	MANUAL SCALES	1.100000

Measurement Set						
Measurements		Marker Pairs				
<input checked="" type="checkbox"/> pelvis	+	LHJC	RHJC	<input checked="" type="checkbox"/>		
<input checked="" type="checkbox"/> thigh	+	LHJC	LKJC	<input checked="" type="checkbox"/>	RHJC	RKJC
<input checked="" type="checkbox"/> shank	+	LKJC	LAJC	<input checked="" type="checkbox"/>	RKJC	RAJC
<input checked="" type="checkbox"/> foot	+	R_FCC	R_FM1	<input checked="" type="checkbox"/>	L_FCC	L_FM1
<input type="checkbox"/> unnamed						

Obr. 37 Parametry rozměrové adaptace modelu u prvního subjektu (Zdroj: autor)

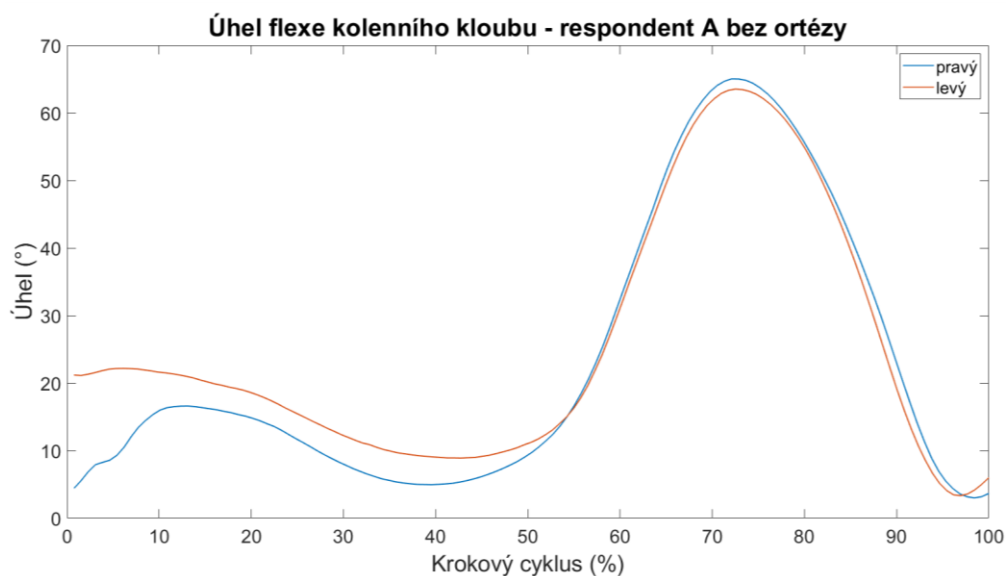
3.3.3 Realizace inverzní kinematiky, dynamiky a statické optimalizace v OpenSimu

Vstupem inverzní kinematiky jsou trajektorie markerů uložené v souboru .trc. V nastavení lze opět zadat různé váhy jednotlivým markerům dle konfidence umístění. Tedy pokud váha markeru bude například 1 a váha jiného markeru 10, znamená to, že u druhého markeru je poloha experimentálního a virtuálního terčičku desetkrát přesnější. Inverzní kinematika v každém časovém okamžiku pohybu spočte zobecněné hodnoty souřadnic, jenž uvádějí model do pozice, která nejlépe odpovídá experimentálním souřadnicím markerů. V programovém prostředí OpenSimu jsou pro každý snímek v okně zprávy vypsané maximální chyby a RMS chyby markerů. Obecně hodnota maximální chyby by neměla přesáhnout 2–4 cm a u RMS 2 cm. Na ukázkou jsou chyby markerů zpracovány do podoby grafů (viz Graf 1) odpovídající jednomu krokovému cyklu respondenta A bez ortézy.

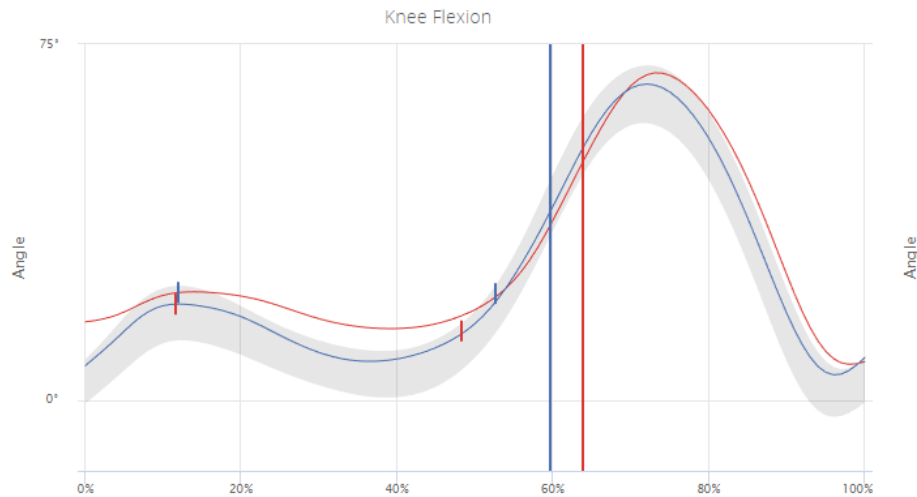


Graf 1 Maximální a RMS chyba markerů pro každý snímek v průběhu simulace chůze (Zdroj: autor)

Úhly kloubů získaných pomocí inverzní kinematiky (viz Graf 2) lze porovnat s výsledky z reportu chůze (viz Graf 3) a ověřit si tak kvalitu simulace pohybu. V grafu simulace byl eliminován fázový posun pravé a levé končetiny během jednoho krokového cyklu, počátek grafu představuje úder paty pro každou končetinu. Příloha C obsahuje zbylé grafy (Graf 4, 5, 6, 7, 8, 9) výsledků kinematiky chůze pro oba respondenty.

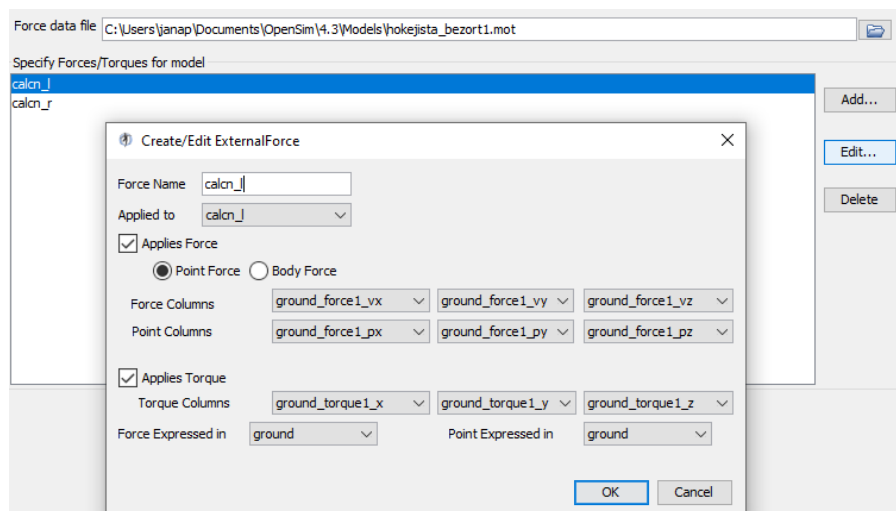


Graf 2 Úhel flexe kolenního kloubu respondenta A při chůzi bez ortézy získaný z inverzní kinematiky (Zdroj: autor)



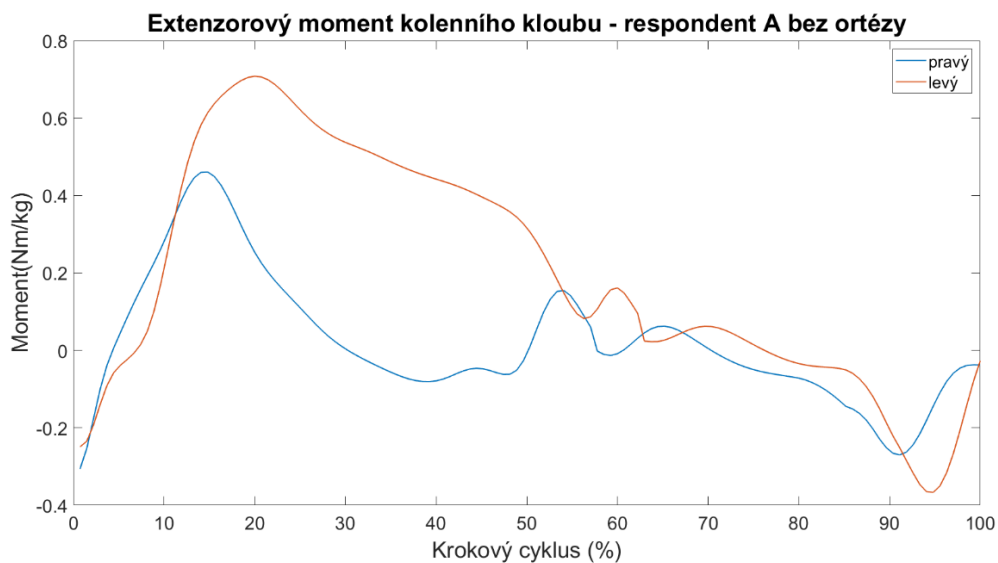
Graf 3 Úhel flexe kolenního kloubu respondenta A při chůzi bez ortézy získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)

Po inverzní kinematice následuje provedení inverzní dynamiky. Vstupem nástroje inverzní dynamiky je výsledek inverzní kinematiky, tedy závislost úhlů kloubů na čase, a soubor .mot obsahující síly naměřené pomocí silových desek. V nastavení inverzní dynamiky je zapotřebí definovat všechny vnější síly působící na tělo subjektu. V tomto případě se jedná pouze o reakční síly podložky. Dle nášlapné končetiny (pravá/levá) na desku byla aplikována bodová síla GRF na pravou a levou kost patní (*calcaneus*), viz Obr. 38. V nástroji inverzní dynamiky byla využita filtrace výstupu IK dolní propustí s defaultní mezní frekvencí 6 Hz. Tím je zajištěn hladký průběh momentů jednotlivých kloubů.

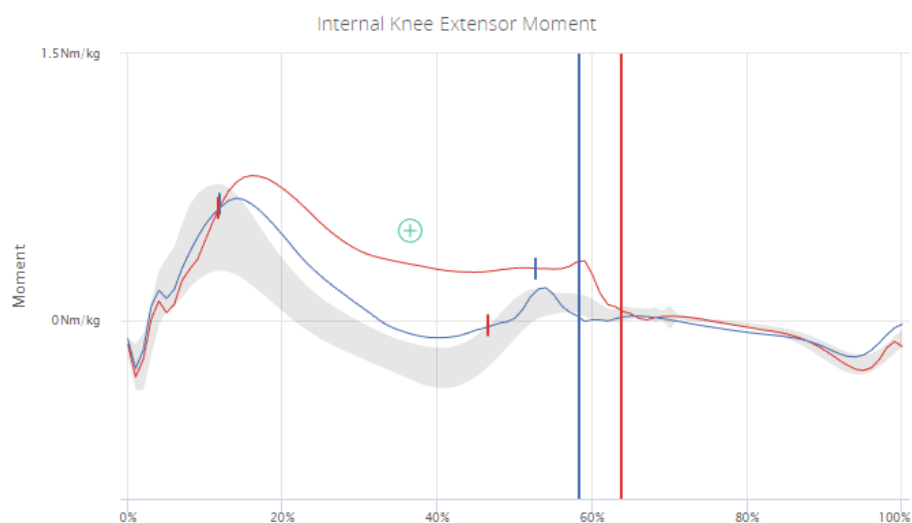


Obr. 38 Nastavení vnějších sil v nástroji inverzní dynamiky OpenSimu (Zdroj: autor)

Momenty kolenního kloubu pro chůzi bez/s ortézou v závislosti na fázi krokového cyklu byly graficky zpracovány. Byl zde eliminován fázový posuv pravé a levé končetiny, počátečnímu bodu odpovídá úder paty obou končetin. Hodnoty momentů byly převedeny dle hmotnosti subjektu na jednotku Nm/kg. Úpravy byly provedeny kvůli opětovnému porovnání kvality simulace s daty obsažených v reportu. Velikosti momentů lze dále využít i ke kontrole výsledků statické optimalizace. Níže je k nahlédnutí ukázka grafu výsledku inverzní dynamiky respondenta A bez ortézy (viz Graf 10) a grafu z reportu chůze (viz Graf 11). V příloze D jsou k dispozici zbylé grafy (Graf 12, 13, 14, 15, 16, 17) výsledků dynamiky chůze pro oba respondenty.



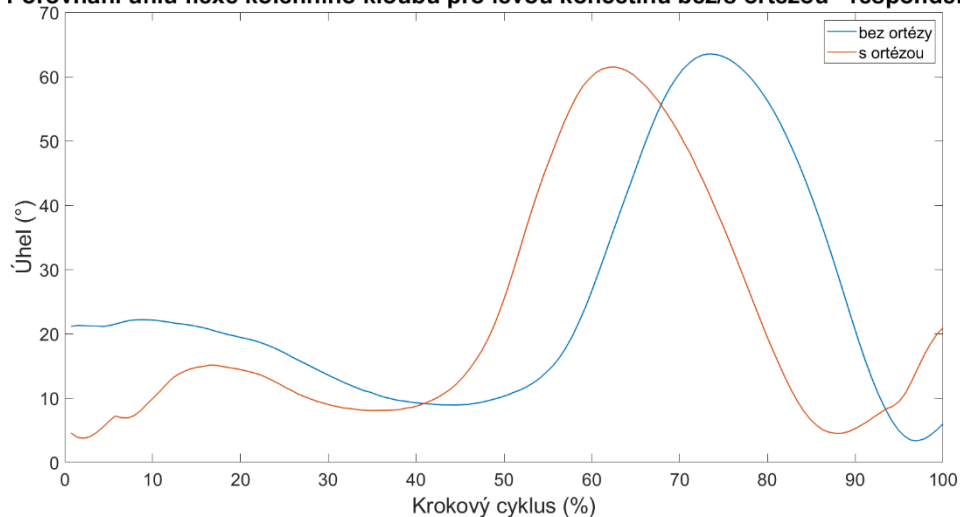
Graf 10 Extenzorový moment kolenního kloubu respondenta A při chůzi bez ortézy získaný z inverzní dynamiky (Zdroj: autor)



Graf 11 Extenzorový moment kolenního kloubu respondenta A při chůzi bez ortézy získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)

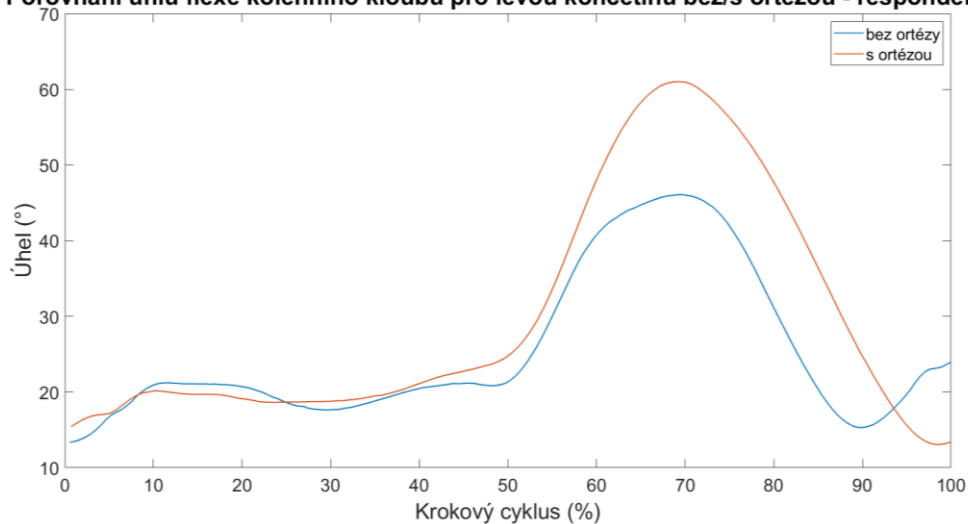
Data z inverzní kinematiky a dynamiky je samozřejmě také možné použít pro hodnocení funkčnosti kolenních ortéz. Nevýhodou je, že kolenní kloub muskuloskeletálního modelu gait2392 disponuje jen jedním stupněm volnosti, lze tedy zkoumat pohyb pouze v sagitální rovině. V následujících grafech (Graf 18, 19, 20 a 21) je zpracované porovnání kinematických a dynamických dat pro chůzi bez/s ortézou během jednoho cyklu pro oba respondenty.

Porovnání úhlu flexe kolenního kloubu pro levou končetinu bez/s ortézou - respondent A



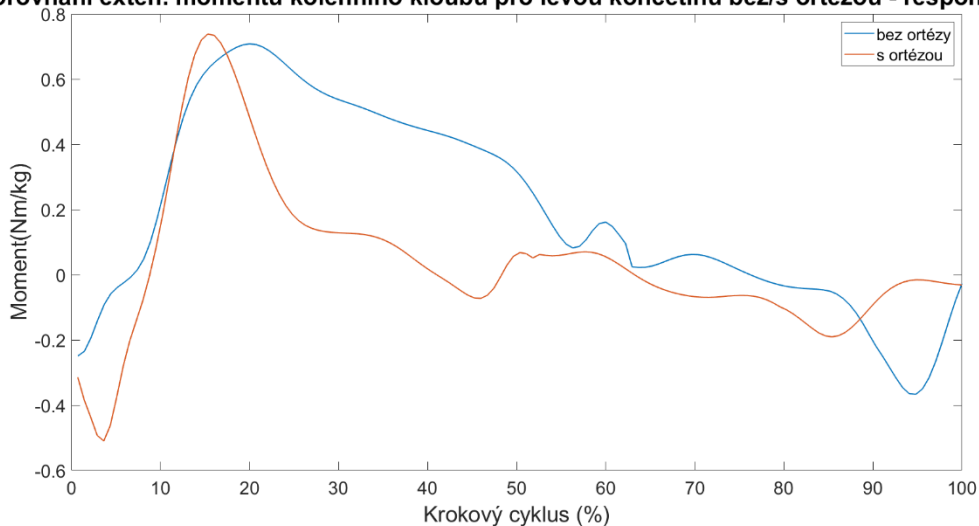
Graf 18 Úhel flexe kolenního kloubu při chůzi bez/s ortézou – respondent A (Zdroj: autor)

Porovnání úhlu flexe kolenního kloubu pro levou končetinu bez/s ortézou - respondent B



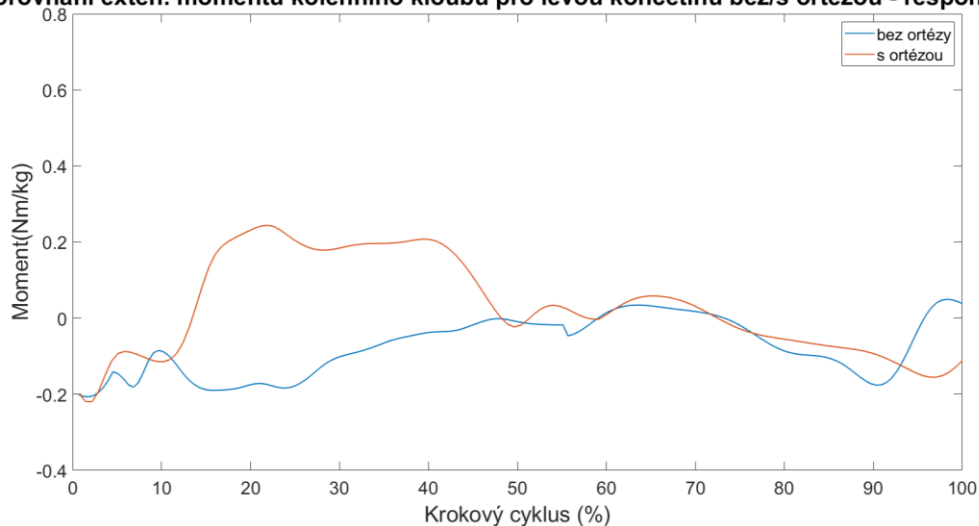
Graf 19 Úhel flexe kolenního kloubu při chůzi bez/s ortézou – respondent B (Zdroj: autor)

Porovnání exten. momentu kolenního kloubu pro levou končetinu bez/s ortézou - respondent A



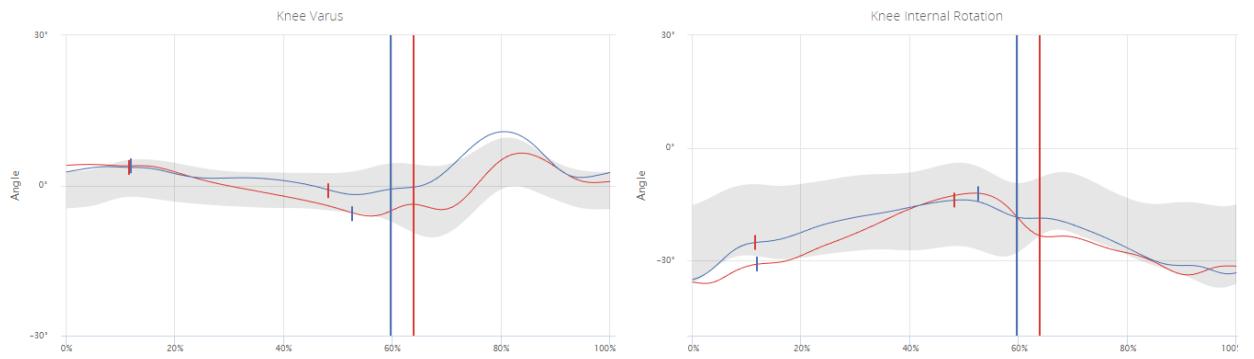
Graf 20 Extenzorový moment kolenního kloubu při chůzi bez/s ortézou – respondent A (Zdroj: autor)

Porovnání exten. momentu kolenního kloubu pro levou končetinu bez/s ortézou - respondent B

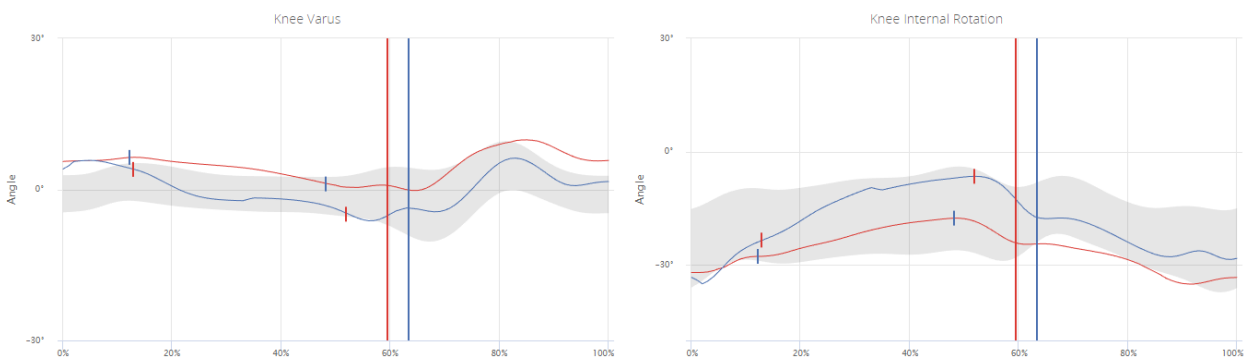


Graf 21 Extenzorový moment kolenního kloubu při chůzi bez/s ortézou – respondent B (Zdroj: autor)

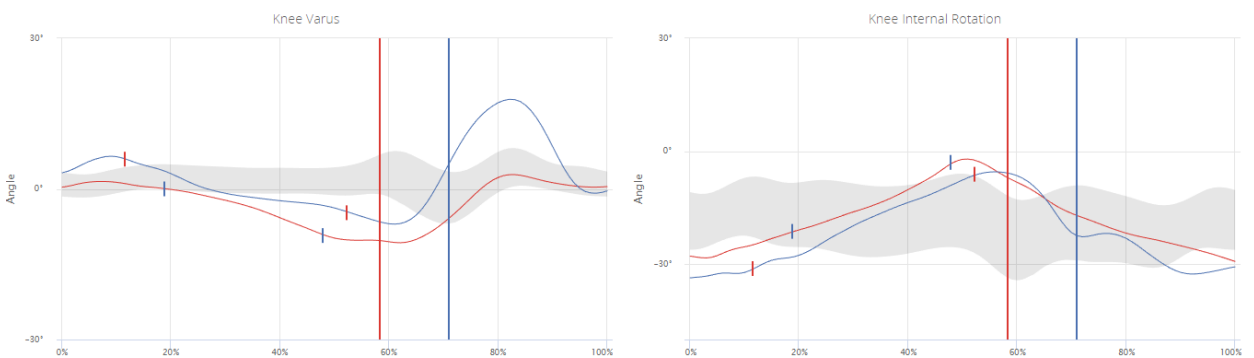
Výsledky kinematiky a dynamiky nejen v sagitální rovině jsou ale k dispozici v reportu chůze bez/s ortézou pro oba subjekty. Pro úplnost jsou uvedeny v následujících grafech: Graf 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28 a 29.



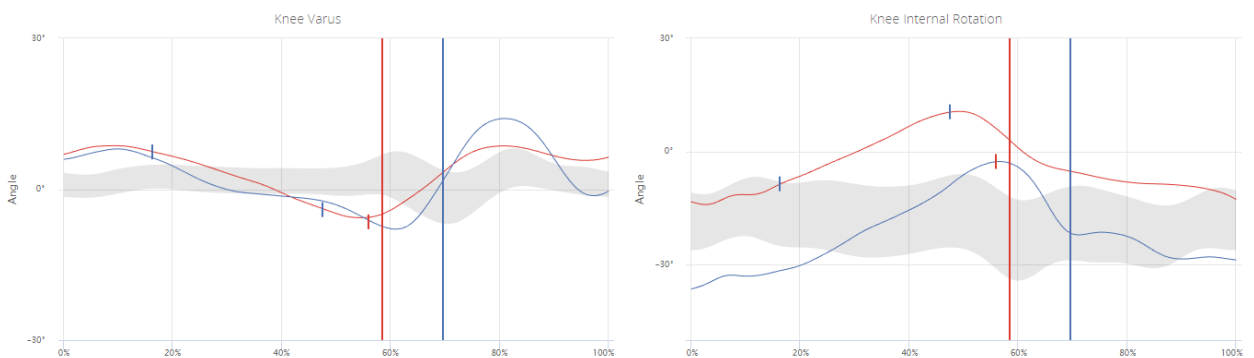
Graf 22 Abdukce/addukce a vnitřní rotace kolenního kloubu respondenta A při chůzi bez ortézy získaná z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)



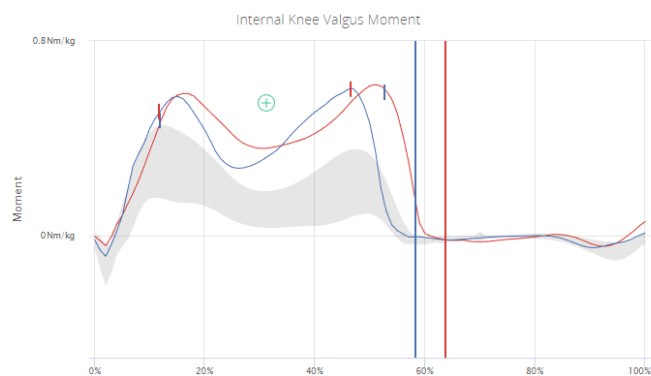
Graf 23 Abdukce/addukce a vnitřní rotace kolenního kloubu respondenta A při chůzi s ortézou získaná z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)



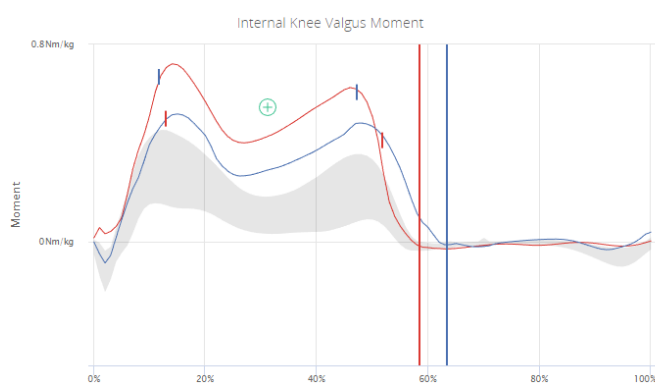
Graf 24 Abdukce/addukce a vnitřní rotace kolenního kloubu respondenta B při chůzi bez ortézy získaná z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)



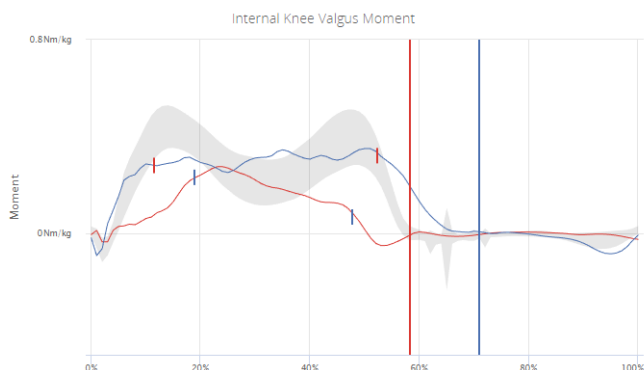
Graf 25 Abdukce/addukce a vnitřní rotace kolenního kloubu respondenta B při chůzi s ortézou získaná z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)



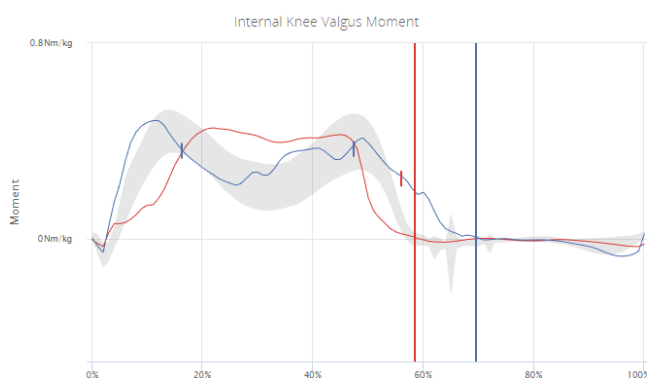
Graf 26 Addukční moment kolenního kloubu respondenta A při chůzi bez ortézy získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)



Graf 27 Addukční moment kolenního kloubu respondenta A při chůzi s ortézou získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)

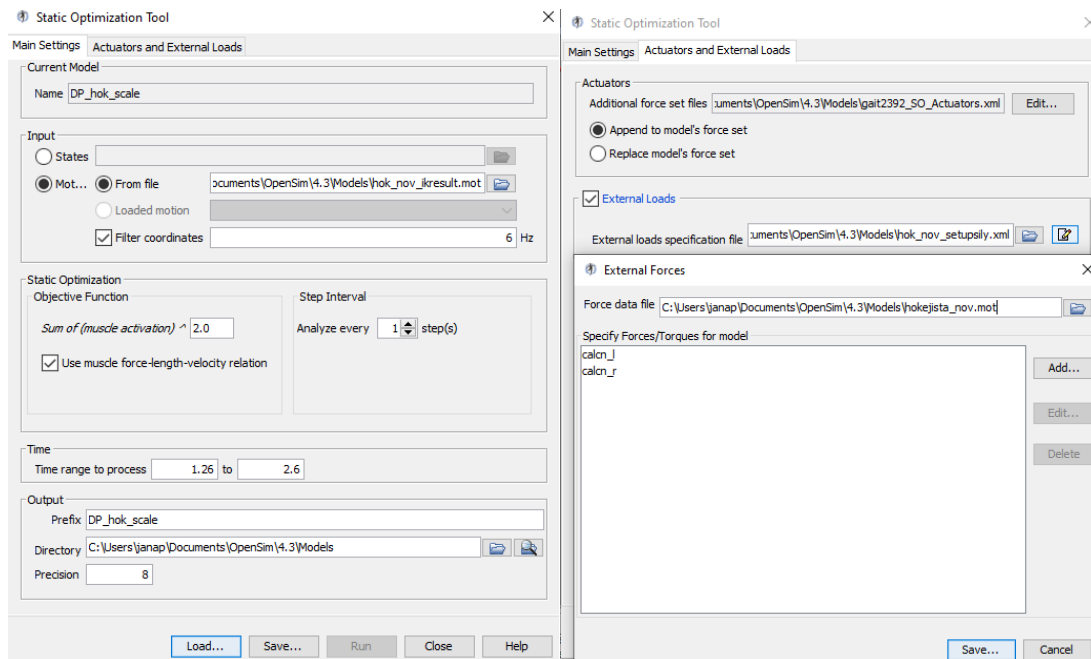


Graf 28 Addukční moment kolenního kloubu respondenta B při chůzi bez ortézy získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)



Graf 29 Addukční moment kolenního kloubu respondenta B při chůzi s ortézou získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)

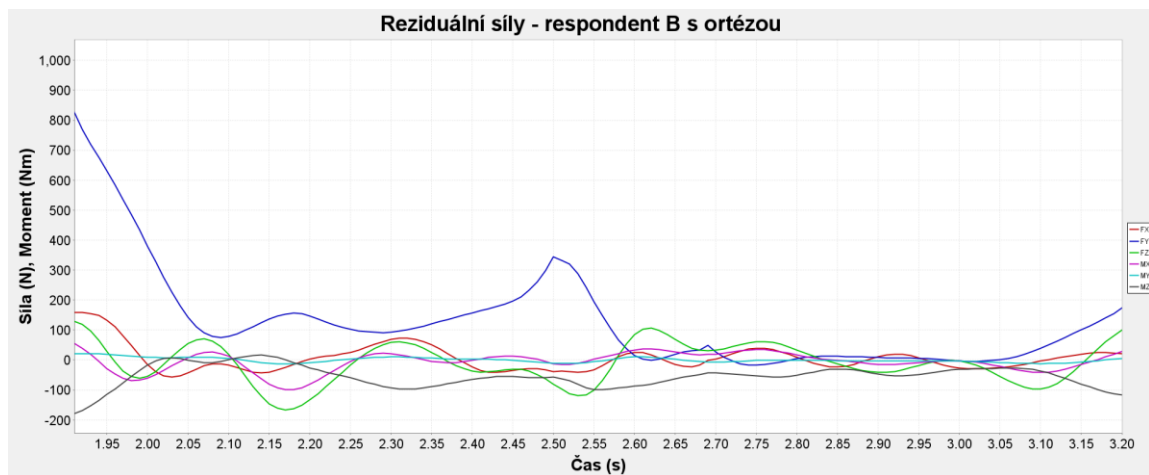
Posledním krokem simulace je provedení statické optimalizace. Vstupními hodnotami nástroje statické optimalizace jsou reakční síly podložky, výsledek inverzní kinematiky a soubor s rezervními silami a momenty. Nastavení vnějších sil (GRF) bylo stejné jako u inverzní dynamiky. Dále byla využita filtrace IK dat dolní propustí s mezní frekvencí 6 Hz. Ostatní volitelné parametry byly ponechány s defaultními hodnotami (viz Obr. 39). V této fázi došlo také k ořezání dat, které odpovídalo jednomu kokovému cyklu.



Obr. 39 Nastavení nástroje statická optimalizace (Zdroj: autor)

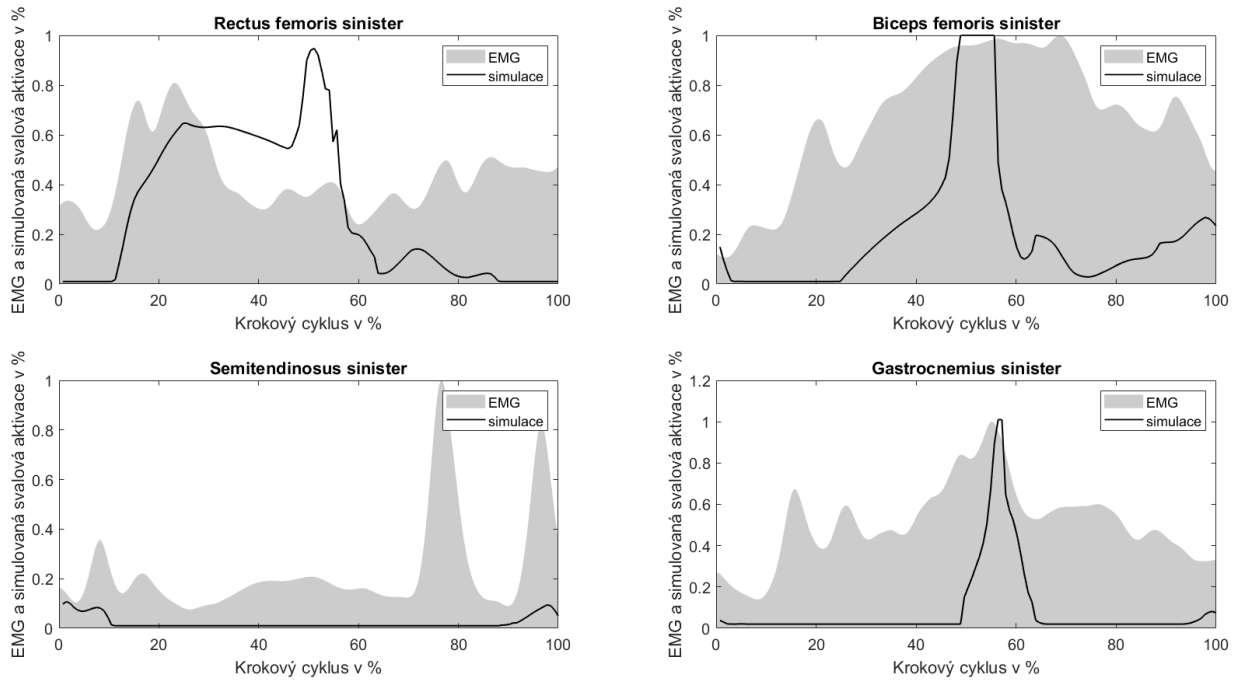
Při spuštění statické optimalizace se v okně zprávy objeví v každém analyzovaném časovém okamžiku hodnoty parametrů Performance a Constraint violation. Performance vypovídá o schopnosti svalových aktuátorů vygenerovat dostatečnou sílu k pohybu modelu a Constraint violation udává rozdíl mezi momenty spočtených pomocí inverzní dynamiky a momenty stanovené optimalizátorem statické optimalizace. Pokud jsou svaly muskuloskeletálního modelu příliš slabé, optimalizátor pro daný časový okamžik nenajde řešení. Proto je nutné do modelu přidat rezervní síly a momenty, které by měly mít co nejmenší hodnoty, jenž umožní proběhnutí statické optimalizace bez reportu chybové hlášky, tedy kdy optimalizátor nalezne v každém časovém okamžiku řešení. V případě respondenta A byly aplikovány síly $F_x = 4\text{ N}$, $F_y = 20\text{ N}$, $F_z = 5\text{ N}$ a momenty M_x, M_y, M_z byly rovny 3 Nm . U respondenta B byly hodnoty stejné, až na sílu $F_y = 8\text{ N}$. Parametr Performance se u obou subjektů pohyboval v řádu sto až jednotek desetitisíců a průměrná hodnota Constraint violation fluktovala kolem 10^{-9} . Rezervní síly

a momenty byly aplikované na pánev, jejíž pohyb je definován vůči zemi (*parent body je ground*). K hodnocení reziduí se používají právě síly a momenty pánve. Reziduální síly jsou důsledkem především pohybu horní části těla modelu, který představuje složitou strukturu. V této práci jsou předmětem zkoumání pouze dolní končetiny (z tohoto důvodu byl vybrán i příslušný muskuloskeletální model), k trasování pohybu horní části těla nebyly nalepeny příslušné markery, proto lze očekávat velké reziduální síly, které ale nejsou překážkou. Velké reziduální síly a momenty tedy plynou z nekontrolovaného pohybu horní části těla (trupu). Ověření, že horní část těla nikterak neovlivňuje simulaci pohybu dolních končetin, je možné demonstrovat jednoduchým pokusem. Pokud je váha torza dvakrát větší či nulová, výsledné momenty v kloubech budou stejné, budou se měnit jen hodnoty reziduí. Na Grafu 30 jsou ukázány reziduální síly a momenty u simulace chůze respondenta B s ortézou, k rychlému náhledu byla využita funkce plot OpenSimu. Statická optimalizace dále probíhala na modelu bez integrované ortézy, protože optimalizátor nebyl schopný najít řešení pro ortézu, jakožto součást těla modelu. Nejspíše je to způsobené nízkou hmotností částí ortézy a hodnotou setrvačnosti (nepomohlo ani navýšení parametrů). Jak již ale bylo naznačeno, ortéza v modelu slouží jen pro vizualizační potřeby a simulaci je tedy možné provést i bez ní.

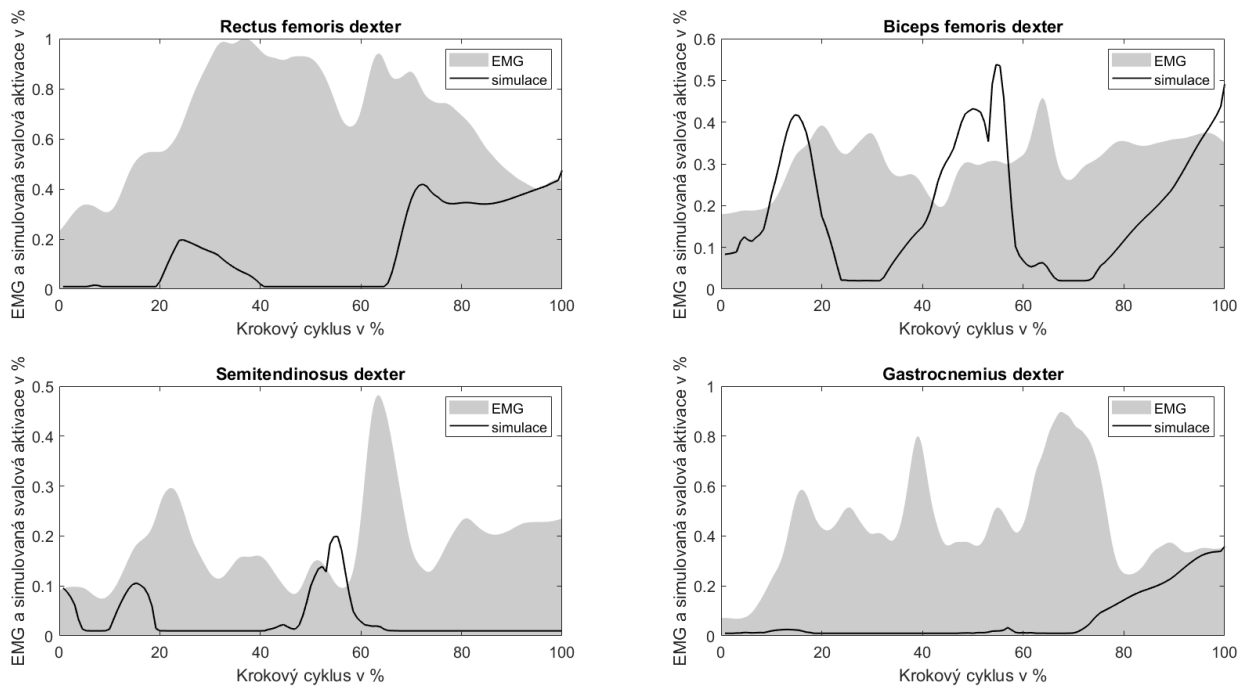


Graf 30 Reziduální síly u chůze respondenta B s ortézou (Zdroj: autor)

Výstupem statické optimalizace jsou tři soubory: historie svalových aktivací, aktivace všech svalů v modelu a síly svalů. Svalové aktivace byly porovnány s experimentálně naměřenými hodnotami, jak znázorňují Grafy 31 a 32. Grafy odpovídají jednomu krokovému cyklu chůze (bez eliminace fázového posunu končetin) respondenta A bez ortézy. U respondenta B nejsou EMG data k dispozici, při měření došlo k přílišnému zarušení signálu.

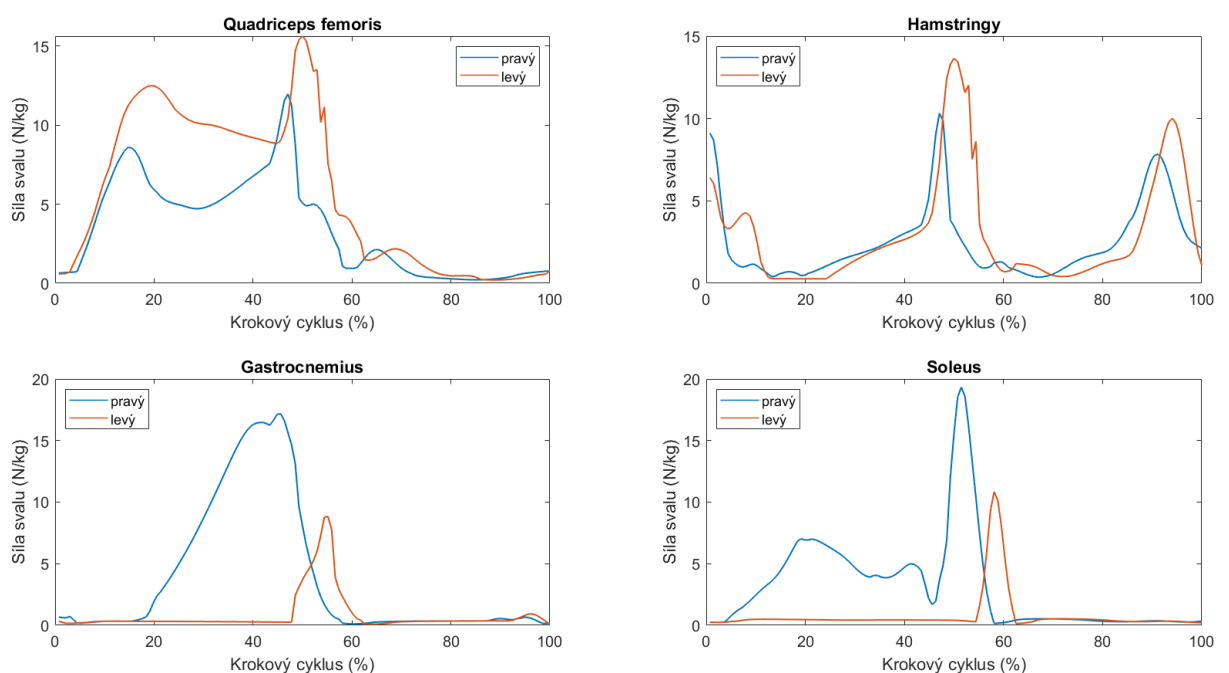


Graf 31 Porovnání EMG a simulované svalové aktivity pro levou končetinu při chůzi
respondenta A bez ortézy (Zdroj: autor)



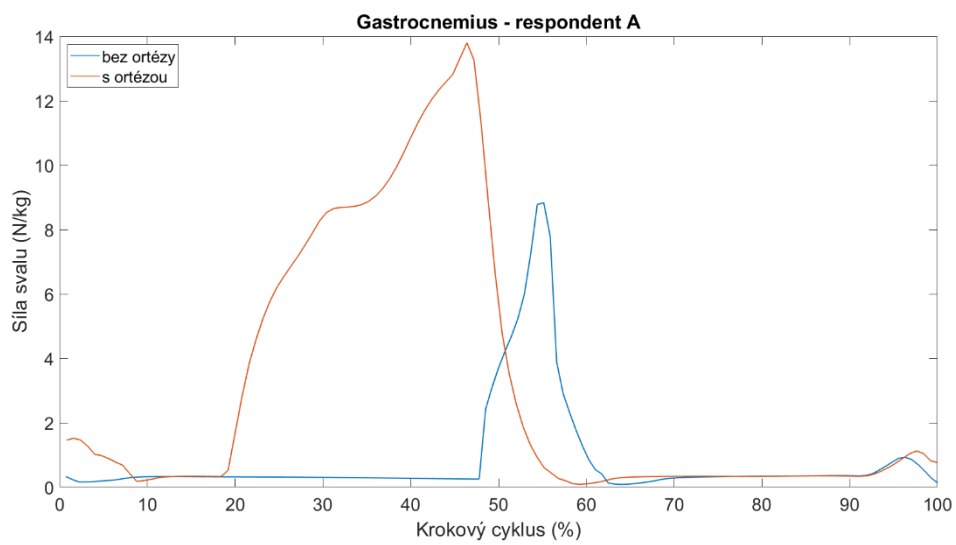
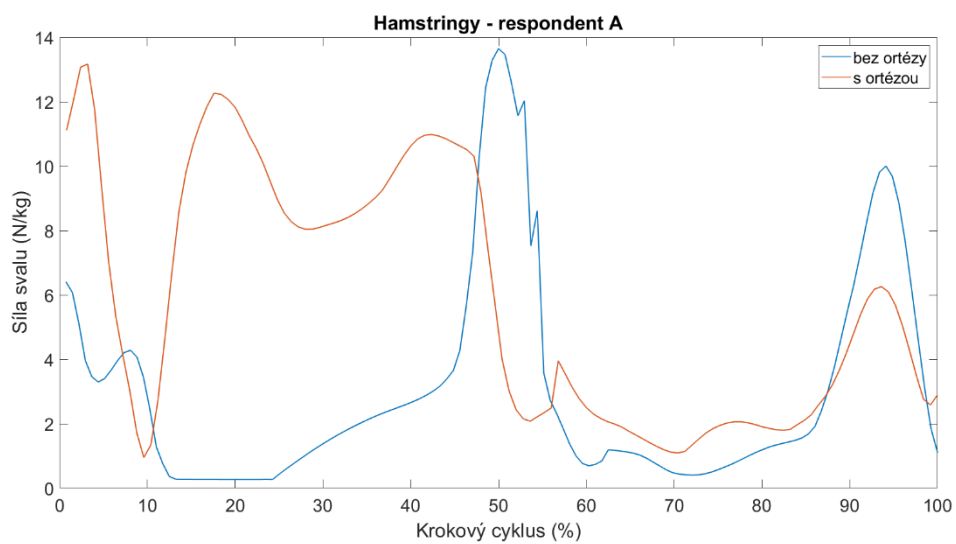
Graf 32 Porovnání EMG a simulované svalové aktivity pro pravou končetinu při chůzi
respondenta A bez ortézy (Zdroj: autor)

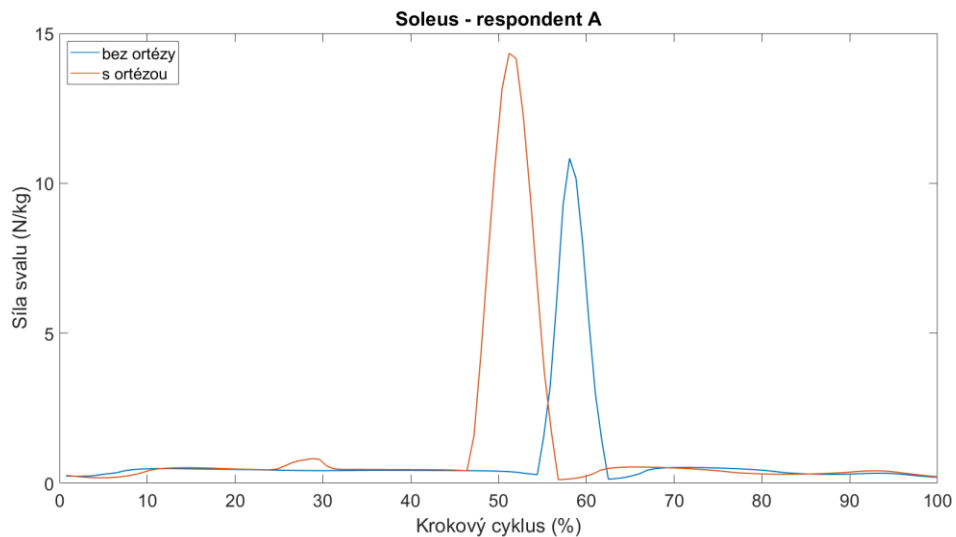
Na následujícím grafu (viz Graf 33) jsou na ukázkou vyobrazené síly vybraných svalů (přepočtené na kg váhy) pro případ chůze subjektu A bez ortézy. Jedná se o jeden krokový cyklus, který začíná a končí úderem paty levé nohy pro levou končetinu a údery pravé paty pro pravou končetinu. Z křivek je patrné, že svaly quadriceps femoris a hamstringy levé končetiny vykonaly převážně větší sílu, stejně tak m. soleus a gastrocnemius pravé končetiny. Tento jev je nejpravděpodobněji způsoben drobným schodem při došlapu na silovou desku a následným sejítím z poslední silové desky. Pro porovnání chůze bez/s ortézou bylo tedy nutné vybrat záznamy, kdy subjekt provedl nášlap na první desku stejnou končetinou.



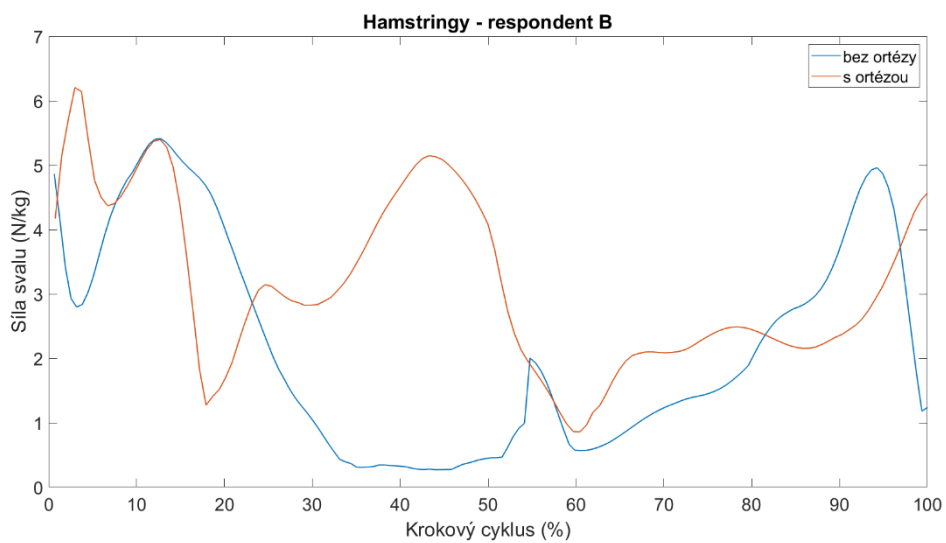
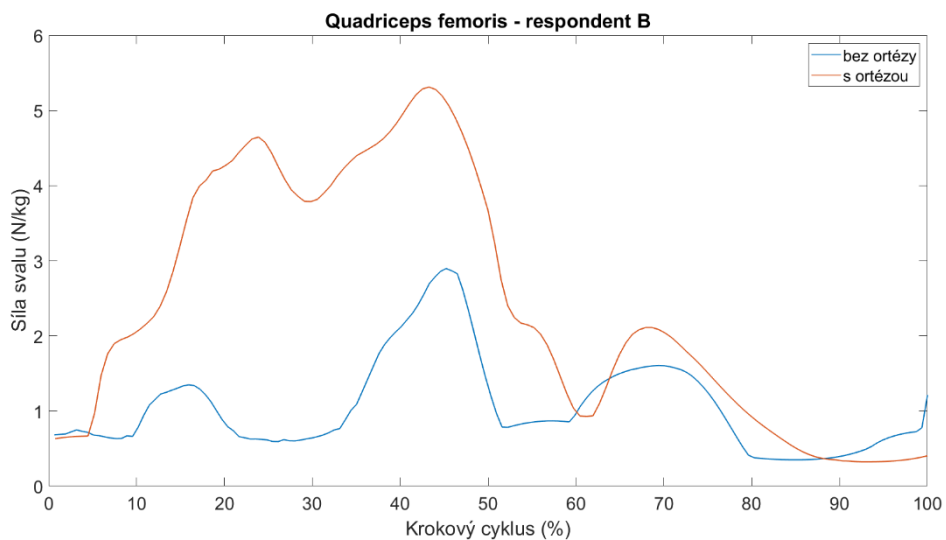
Graf 33 Porovnání sil vybraných svalů pravé a levé končetiny při chůzi respondenta A bez ortézy (Zdroj: autor)

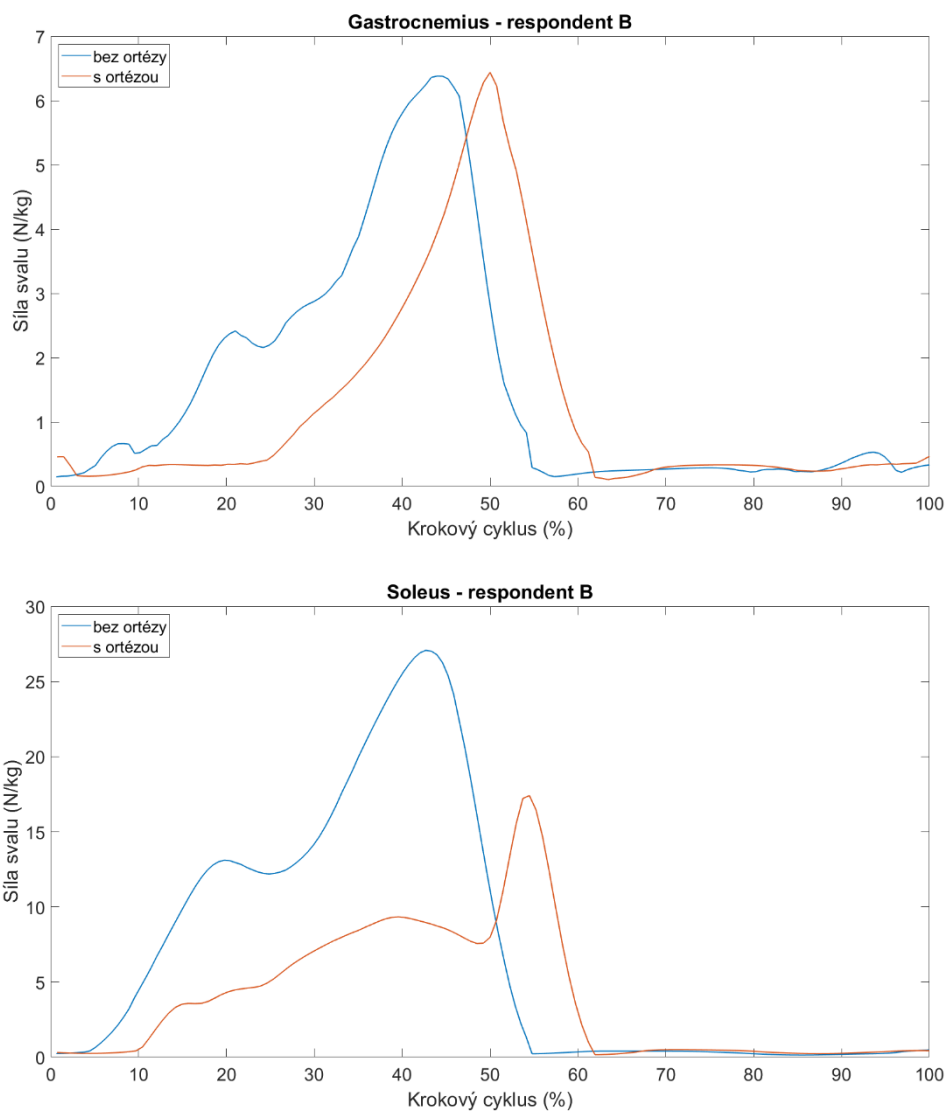
Po realizaci statické optimalizace pro každý případ bylo možné porovnat svalovou sílu při chůzi bez/s ortézou. Graf 34 odpovídá porovnání svalové síly levé končetiny při chůzi bez a s ortézou u respondenta A. Krokový cyklus začíná nášlapem levé nohy na první silovou desku a končí úderem levé paty na třetí silovou desku. Na Grafu 35 jsou potom vyobrazené síly svalů levé končetiny pro chůzi bez/s ortézou u respondenta B. Krokový cyklus je započat dopadem levé paty na druhou silovou desku a je ukončen úderem paty o zem.





Graf 34 Porovnání sil vybraných svalů při jednom krokovém cyklu chůze bez/s ortézou u respondenta A (Zdroj: autor)

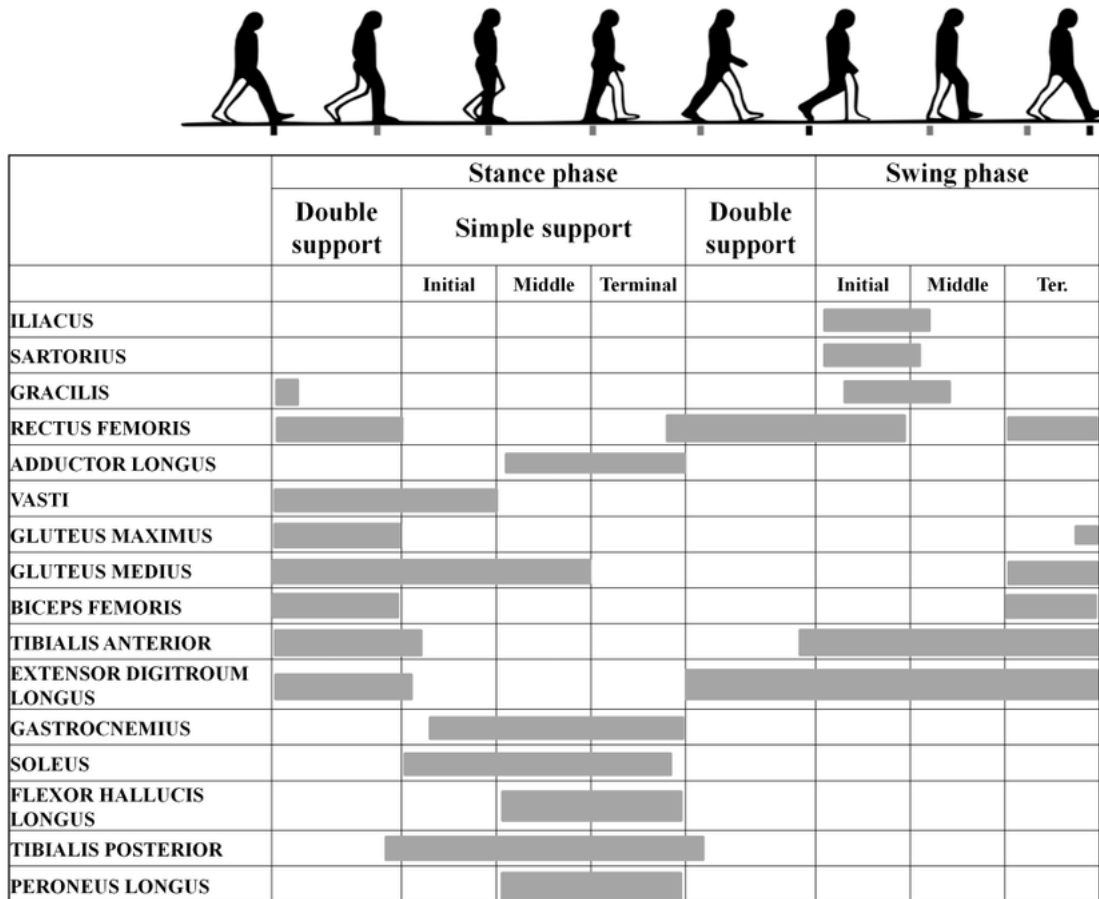




Graf 35 Porovnání sil vybraných svalů při jednom krokovém cyklu chůze bez/s ortézou u respondenta B (Zdroj: autor)

V případě respondenta A došlo při chůzi s ortézou ke snížení síly m. quadriceps femoris, ale také k větší aktivaci hamstringů. Svalová síla u m. gastrocnemius vzrostla, což platí i pro m. soleus. U respondenta B došlo při chůzi s ortézou ke zvýšení síly m. quadriceps femoris a hamstringů. Hodnota síly svalu m. gastrocnemius se nelišila od pokusu chůze bez ortézy. Svalová síla m. soleus byla nižší než při chůzi s ortézou.

Pro vyhodnocení načasování aktivace jednotlivých svalů je kromě EMG možné použít i výsledky z jiných studií. Na Obr. 40 jsou schematicky naznačeny aktivace (šedou barvou) vybraných svalů během jednoho krokového cyklu.



Obr. 40 Aktivace vybraných svalů během jednoho krokového cyklu (Canavese a Deslandes, 2015)

3.4 Vyhodnocení výsledků práce

Cíle vztahující se k teoretické části práce se považují za splněné. Konkrétně byla popsána biomechanika lidské chůze s bližším zaměřením na kolenní kloub. Dále byla uskutečněna rešerše možných metod pohybové analýzy chůze. Následovalo provedení rešerše kolenních ortéz a případy k jejich indikaci, ve které podkapitola 2.4.3 věnovaná efektivitě kolenních ortéz poskytla ucelený náhled na danou problematiku. Inspirací pro stanovení metodiky praktické části práce byl článek autorů Haddara, Harandi a Lee (Haddara, Harandi, Lee, 2021), který pojednává o efektivitě ortéz a jejich dopadu na svalové síly, jež ovlivňují přední translaci tibie, a jsou tedy důležité pro mechanismus poranění ACL.

Praktická část sestávala z několika úkolů. Prvním cílem bylo uskutečnit pohybovou analýzu chůze bez/s kolenní ortézou. Pro tyto účely byli vybráni dva pacienti, kteří podstoupili rekonstrukci ACL v rozdílných časových intervalech. Výsledkem pohybové analýzy bylo získání kinematických, kinetických dat a EMG signály vybraných svalů. Pro následnou simulaci pohybu v OpenSimu bylo zapotřebí realizovat rozměrovou adaptaci muskuloskeletálního modelu pro oba subjekty. Z hlediska časové náročnosti a složitosti bylo přistoupeno k využití již vytvořeného muskuloskeletálního modelu, který byl pro názornost obohacen o jednoduchou kolenní ortézou. Tento model byl použit pouze k vizualizaci pohybu, samotné kroky simulace proběhly na stejném modelu bez ortézy. Jednotlivé kroky simulace v Opensimu byly provedeny v následujícím pořadí: inverzní kinematika, inverzní dynamika a statická optimalizace. Konečným produktem simulace v OpenSimu jsou soubory obsahující časové závislosti svalových sil a aktivací.

Pro účely splnění posledního cíle, tedy na základě vytvořených modelů a naměřených dat ověřit funkčnost, efektivitu a vliv kolenních ortézy na pohybový aparát dolní končetiny, byly v programovém prostředí Matlab vytvořeny příslušné grafy. Na Grafu 34 a 35 jsou k dispozici porovnání sil vybraných svalů při jednom krokovém cyklu chůze bez/s ortézou pro oba respondenty. Z grafů je patrné že, v případě respondenta A došlo při chůzi s ortézou ke snížení síly m. quadriceps femoris, ale také k větší aktivaci hamstringů. Svalová síla u m. gastrocnemius vzrostla, což platí i pro m. soleus. U respondenta B došlo při chůzi s ortézou ke zvýšení síly m. quadriceps femoris a hamstringů. Svalová síla m. soleus byla naopak nižší než při chůzi s ortézou. Hodnota síly svalu m. gastrocnemius se nelišila od pokusu chůze bez ortézy. Analýzou chůze byla získána i kinematická

a kinetická data, která lze taktéž využít pro hodnocení efektivity kolenních ortéz. Úhel flexe kolenního kloubu v sagitální rovině při chůzi bez/s ortézou představuje Graf 18 a 19. Extenzorový moment kolenního kloubu v sagitální rovině při chůzi bez/s ortézou znázorňuje Graf 20 a 21. Z výše zmíněných grafů je patrné, že u lokomoce bez/s ortézou respondenta A nebyly zaznamenány významné změny, hodnota flexe odpovídá fyziologickým hodnotám. Z Grafů reportu 22 a 23 je viditelná snížená valgozita kolenního kloubu při chůzi s ortézou. Graf reportu 27 naznačuje zvýšení addukčního momentu při lokomoci s ortézou. Respondent B při chůzi s ortézou vykonal výrazně vyšší flexi kolenního kloubu v sagitální rovině (viz Graf 19) a i vyšší extenzorový moment (viz Graf 21). Při porovnání Grafu reportu 24 a 25 je opět patrná snížená valgozita kolenního kloubu a dále zvýšená vnitřní rotace. Na Grafu 29 je viditelné zvýšení addukčního momentu při chůzi s ortézou. Tímto byly naplněny cíle praktické části práce.

V prvním výzkumném předpokladu je řečeno, že vybrané kolenní ortézy budou ovlivňovat chůzi a pohyblivost kolena. Z výše zmíněných poznatků lze konstatovat, že ortézy mají vliv na síly svalů, kinematiku a kinetiku kolenního kloubu při lokomoci. Dále se předpokládaly odlišnosti ve funkčnosti a přesnosti nastavených parametrů kolenních ortéz různých výrobců. Vzhledem k ponechání nastavení ortéz od ošetřujícího lékaře, kdy ortézy umožňovaly plný rozsah pohybu, nebylo možné tento předpoklad ověřit. Avšak v obou případech došlo ke snížení valgozity kolenního kloubu a k zvýšení addukčního momentu. Jednotlivá úskalí, aspekty a validace měření, simulací a výsledných dat budou probrány v následující kapitole 4 Diskuze.

4 Diskuze

Navrhovaná metodika ukázala možnosti hlubšího zkoumání biomechaniky kolenního kloubu, a to využitím dat z pohybové analýzy chůze pro simulaci pohybu v OpenSimu. Toto propojení pro budoucnost představuje obrovský potenciál, a proto je potřebné realizovat podobné pilotní studie jako je tato práce. Zatím nebyla nalezena studie, která byla provedena identickým způsobem. Přínos výzkumu spočívá především v zahrnutí pacientů, kteří podstoupili operaci ACL před různě dlouhou dobou a lze tedy sledovat efektivitu ortéz při zcela odlišných podmínkách.

V teoretické části byla popsána biomechanika chůze, možná provedení pohybové analýzy a problematika týkající se kolenních ortéz. V kapitole 2.4.3 Efektivita kolenních ortéz byly nastíněny výsledky různých studií, ze kterých plyne nejednoznačný závěr. Autoři mnohdy zastávají protichůdné názory. Z tohoto důvodu je žádoucí pokračovat v hlubším prozkoumání vlivu ortéz na biomechaniku kolenního kloubu (viz odstavec výše). Jak bylo naznačeno v praktické části diplomové práce, k dispozici je několik metod umožňující ověření efektivitu ortéz. V tomto případě byla inspirací studie autorů Haddara, Harandi a Lee, kteří použili muskuloskeletální modelování ke stanovení síly svalů, jenž mají pravděpodobně vliv na přední translaci tibie. U tohoto přístupu bylo spatřeno několik výhod. Respondent B byl v době měření zhruba měsíc po rekonstrukci ACL. Chůzi dle indikace lékaře vykonával s ortézou a o berlích. Při lokomoci bez asistenčních pomůcek a ortézy bylo patrné odlehčování levé končetiny, jednalo se o antalgickou chůzi. Respondent tedy nemohl vykonávat dynamické pohyby či se procházet po nestabilních/nakloněných silových deskách kvůli možnému zhoršení stavu a delší následné rekonvalescenci. Další výhodou je objevení změn při chůzi s ortézou, kdy se kinematické a kinetické výsledky shodují či jsou zpozorovány jen drobné odchylky. Samotná chůze tedy nemusí ukázat významné odchylky v kinematice a kinetice jako je tomu při dynamickém pohybu či pohybu s náhlou změnou směru.

Aktivace vybraných svalů na základě měření EMG nemusí být vždy směrodatná. EMG senzor může snímat signály z více svalů (tzv. crosstalk). Signál může být dále ovlivněn samotnou impedancí snímacích elektrod a také vlastnostmi kůže: například teplotou, potem, tloušťkou. Problematické je i rušení EMG signálu vnějšími zdroji, jak tomu nejspíše bylo u respondenta B. Na Grafech 31 a 32 je vyobrazené porovnání normovaného

signálu EMG a svalové aktivace získané pomocí simulace u respondenta A. Na první pohled je patrné, že se křivka simulace v některých případech EMG signálu přibližuje a v některých případech nelze konstatovat shodu. Limitací je nepřítomnost konvence, která by určovala jakousi kalibrační jednotku, díky které by bylo možné posoudit aktivaci jednotlivých svalů naměřenou EMG senzory při nepatologické chůzi a po rekonstrukci ACL. Toto pochopitelně není zcela realizovatelné v důsledku individuality každého jedince, různých přístrojů a metod pro zpracování dat. Zapojení svalů během jednoho krokového cyklu při fyziologické chůzi představuje Obr. 40. Porovnání Obr. 40 s Grafy 34 a 35, ve kterých je vyobrazená síla vybraných svalů a kde zhruba do 60 % krokového cyklu bude uvažována oporná fáze, je patrná shodná doba aktivace příslušných svalů. Ale jak již bylo naznačeno, v literatuře se nacházejí různé vzory načasování svalové aktivace.

Zajímavým aspektem by bylo také objevení svalové síly kompenzující poranění ACL při chůzi bez ortotických pomůcek. Ideálním případem by bylo získání dat z pohybové analýzy před a po rekonstrukci ACL. V tomto případě bylo vyzkoušeno porovnání vybraných svalů pravé a levé končetiny při chůzi bez ortézy u respondenta A (viz Graf 33). Nicméně změna amplitudy sil svalů u levé a pravé končetiny byla přisouzena drobným schodem při nášlapu na silovou desku i následnému sejítí z poslední desky. Tuto tezi si lze ověřit i velikostí momentu kolenního kloubu (viz Graf 10 či 11), u levé končetiny je hodnota momentu vyšší. Proto bylo nutné pro analýzu vybrat ty záznamy, ve kterých proběhlo nášlápnutí na první desku stejnou nohou. Poté je možné díky identickým podmínkám porovnat měření bez a s ortézou, ačkoliv velikost síly může být lehce zkreslená.

Zhodnocení výsledků a kvality pohybové simulace je kapitolou samo o sobě. Kvalita simulace se odvíjí již od samotného provedení pohybové analýzy chůze. Proto je zásadní dodržování příslušných doporučených postupů, především korektní nalepení markerů na vybrané kostěné struktury. Při následném zpracování dat z pohybové analýzy byla využita možnost filtrace GRF získané ze silových desek, a to dolní propustí s mezní frekvencí 8 Hz. Tato frekvence byla zvolena dle doporučení z důvodu potřeby hladkého průběhu signálu, který byl vstupem pro nástroj inverzní dynamika. Při takto nízké mezní frekvenci je možným negativním efektem i ztráta části frekvencí užitečného signálu. Dalším krokem ovlivňující výsledek simulace je škálování muskuloskeletálního modelu v Opensimu. U tohoto úkonu se vyplatí mít k dispozici fotografie detailního umístění markerů na subjektu ve více rovinách. K dosažení vyšší přesnosti umístění terčíku na

modelu byl ale počet fotografií nedostatečný, bylo tedy nutné posouvat markery na základě odhadu, což celý proces značně zpomalilo. Pro potřeby inverzní dynamiky byla výsledná data z inverzní kinematiky filtrována dolní propustí s defaultně nastavenou mezní frekvencí 6 Hz, což mohlo opět zapříčinit ztrátu užitečného signálu. K porovnání výstupů inverzní kinematiky a dynamiky a výsledků z reportu chůze jsou určeny Grafy 2, 3, 10, 11 a dále Grafy v přílohách C a D. Z grafů jsou patrné drobné odchylky mezi simulací a reportem z QTM. Přesnějších výsledků by se dalo dosáhnout snížením chyby umístění markerů na modelu při jeho rozměrové adaptaci. Jak již bylo napsáno, pro simulaci byl zásadním požadavkem nášlap stejné končetiny na desku pro chůzi bez i s ortézou. Dále bylo nutné vybrat záznamy, kde se nevyskytoval přešlap na dvě desky zároveň a ve kterém byly viditelné všechny markery. Možné vzniklé nejistoty měření mohou dále ovlivnit průběh statické optimalizace, proto je žádoucí pokusit se o jejich snížení. Pro účely statické optimalizace bylo nutné použít rezervní aktuátory, které umožnily svalům vygenerovat potřebnou sílu k pohybu skeletu dle kinematických dat. Jejich hodnota byla stanovena na mez, kdy optimalizace byla schopna ještě proběhnout. K validaci statické optimalizace nemohly posloužit velikosti reziduálních sil a momentů v důsledku absence markerů trasujících pohyb torza. Tato skutečnost by ale nikterak neměla ovlivňovat výsledky simulace. Parametry Performance a Constraint violation vypovídají o kvalitě simulace, avšak nebyly nalezeny hodnoty, dle kterých by bylo možné výsledky posoudit.

K hodnocení efektivity ortéz byly využity grafy svalové síly, ale i kinematická a kinetická data z reportu chůze. Graf sil vybraných svalů 34 a 35 znázorňuje porovnání levé končetiny při chůzi bez/s ortézou. Je patrné, že krokový cyklus v obou případech trval jiný časový úsek, křivky jsou vůči sobě posunuté, tedy rychlost chůze respondenta byla odlišná. Pro unifikaci podmínek lze zvážit i chůzi na běžeckém páse, který ale musí být vybaven integrovanou silovou plošinou. Velikosti svalových sil nenabývají extrémních hodnot vzhledem k výsledkům studie autorů Haddara, Harandi a Lee. V předchozí kapitole 3.4 Vyhodnocení výsledků práce jsou popsány výsledné grafy. Lze konstatovat, že ortézy ovlivňují biomechaniku chůze. V případě respondenta A se dá hovořit o snížení síly m. quadriceps femoris a vyšší aktivaci hamstringů. Došlo ale i ke zvýšení síly m. gastrocnemius a zároveň zvýšení síly agonisty ACL m. soleus. Je možné usuzovat pozitivní efekt ortézy na m. quadriceps femoris a hamstringy. Subjekt A byl 10 let po rekonstrukci ACL a aktivně se vrátil k profesionálnímu sportu. U respondenta B byla

situace jiná, z Grafu 35 je patrné zvýšení síly m. quadriceps femoris i hemstringů, hodnota síly m. gastrocnemius zůstala nezměněná a u m. soleus dokonce poklesla. Při prozkoumání kinematických a kinetických dat hodnota flexe kolenního kloubu vzrostla k fyziologickým hodnotám a dle extenzorového momentu byl kolenní kloub více zatížen. Respondent B si byl totiž při chůzi s ortézou mnohem jistější a nebál se operovanou končetinu více zatížit. V obou případech došlo ke snížení valgozity kolenního kloubu a k zvýšení addukčního momentu. Ortézám lze tedy přisoudit spíše pozitivní efekt, avšak z hlediska počtu respondentů a postavení práce jako pilotní studie není možné učinit závazný závěr. Ve výzkumu není zahrnuté statistické zpracování dat, grafy byly hodnoceny okometricky a například střední hodnota či maximum nebyly pro popis kvantifikovány. Toto zpracování výsledků má smysl od určitého počtu respondentů. Dále je nutné si uvědomit, že muskuloskeletální model nezohledňuje individuální stavbu ani věk jedince. Pro neoptimálnější výsledky by bylo zapotřebí na základě dat z CT či MRI vytvořit muskuloskeletální model pro každého respondenta zvlášť. Limitací je také zanedbání paralelního elastického elementu Hillova modelu svalu a reprezentace šlach jako pasivního prvku s konstantní délkou.

5 Návrh doporučení pro praxi

Výzkumu se zúčastnili dva respondenti, kteří podstoupili rekonstrukci ACL, a to před různě dlouhou dobou. Co se týká efektu kolenních ortéz na sílu vybraných svalů, je doporučeno provádět výzkum u jedinců, u kterých je přítomna již fyziologická chůze. U respondenta B došlo při chůzi s ortézou k většímu zatížení kolenního kloubu i změně stereotypu chůze. I v tomto případě je ale možné zkoumat svalovou sílu, ale na základě zahrnutí těchto faktorů. Nejcennější informací jsou nasbíraná data velkého počtu respondentů, které mohou posloužit k hodnocení výsledků. Bylo by tedy výhodné v konkrétní laboratoři vytvořit průměrný průběh křivek kinematiky, kinetiky a EMG vybraných svalů pro pacienty před a po rekonstrukci ACL v daném časovém rozmezí. V reportu chůze je standardní průběh fyziologické chůze naznačen šedivým pruhem.

Muskuloskeletální modelování má své výhody i svá úskalí. V dalším výzkumu by bylo dobré vyzkoušet kromě OpenSimu i další programy a výsledné simulace mezi sebou porovnat. Pilotní studie tedy poskytla ověření realizovatelnosti předložené metodiky. Budoucí šetření by zahrnovalo více respondentů a statistické zpracování dat.

6 Závěr

Hlavním cílem diplomové práce bylo navrhnout metodiku pro ověření efektivity kolenních ortéz za využití pohybové analýzy a muskuloskeletálního modelování. V teoretické části byly shrnuty poznatky z oblasti biomechaniky lidské chůze s bližším zaměřením na kolenní kloub. Dále byly uvedeny různé možnosti provedení pohybové analýzy chůze. V neposlední řadě byla zpracována rešerše týkající se kolenních ortéz a případů k jejich indikaci. Součástí bylo i nastínění výsledků studií zaobírajících se vlivem kolenních ortéz na biomechaniku kolenního kloubu. Rešerše přispěla také ke stanovení metody výzkumu, tedy určit síly svalů, jenž mají vliv na přední translaci tibie, pro případ chůze bez a s ortézou. Pro výzkum byli vybráni dva respondenti, kteří byli po rekonstrukci ACL. Respondent A podstoupil operaci před 10 lety, subjekt B byl teprve měsíc po zákroku.

Praktická část sestávala z několika dílčích cílů, které vedly k zhodnocení funkčnosti, efektivity a vlivu kolenních ortéz na pohybový aparát dolní končetiny. Nejprve byla uskutečněna pohybová analýza chůze bez a s ortézou. Následovala rozměrová adaptace muskuloskeletálního modelu za využití softwaru OpenSim. Do modelu byla dále pro účel vizualizace pohybu přidána jednoduchá ortéza. Simulace v Opensimu zahrnovala realizaci inverzní kinematiky, inverzní dynamiky a statické optimalizace. Výsledkem statické optimalizace byla závislost aktivací a sil svalů na čase zpracovaná do grafické podoby. K samotnému vyhodnocení byly využity i grafy kinematiky a kinetiky kolenního kloubu nacházejících se v reportu chůze. V obou případech byly zaznamenány změny sil zkoumaných svalů při chůzi bez/s ortézou. Obě ortézy také přispěly ke snížení valgozity kolenního kloubu a k zvýšení addukčního momentu. Závěrem, funkční a rehabilitační kolenní ortézy mají vliv na biomechaniku kolenního kloubu a lze jim přisoudit spíše pozitivní efekt. Nicméně se jednalo pouze o pilotní studii zahrnující dva respondenty a výsledky nelze brát jako směrodatné. Důležitým aspektem byla proveditelnost navrhované metodiky a nalezení případných limitací. V budoucím zkoumání by bylo možné zapojit dostatečný počet subjektů a využít statistického zpracování dat. Zatím nebyla nalezena studie, která byla provedena zcela stejným způsobem. Kombinace pohybové analýzy společně se simulačními programy má pro budoucnost velký význam. Diplomová práce tedy řeší aktuální problematiku a pro potřeby dalšího výzkumu může být přínosem.

Seznam použité literatury

ADAMS, M. Janet a Kay CERNY. 2018. *Observational gait analysis: a visual guide*. Thorofare: SLACK Incorporated. ISBN 978-16-309-1042-6.

ANCIALLAO, Andrea. 2018. *Modern Functional Evaluation Methods for Muscle Strength and Gait Analysis*. Rome: Springer. ISBN 978-3-319-67436-0.

BAWDEKAR, Kavita L. et al. 2020. A Review on Biomechanics of Knee Joint. *International Research Journal of Engineering and Technology*. **7**(1), 1035-1038. ISSN 2395-0056.

BERNHART, Severin et al. 2022. Ground Contact Time Estimating Wearable Sensor to Measure Spatio-Temporal Aspects of Gait. *Sensors*. **22**(9), 1-14. DOI 10.3390/s22093132.

BÉREŠ, Maroš. 2022. *Vliv rekonstrukce předního zkříženého vazů kinematiku chůze*. Olomouc. Disertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Lékařská fakulta. Dostupné také z: https://theses.cz/id/fw4oxm/DP_finalni_verze_Vliv_rekonstrukce_predniho_zkrizeneho_va.pdf.

BIZOVSKÁ, Lucia et al. 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5259-3.

BRAM, Joshua T. et al. 2021. Anterior Cruciate Ligament Injury Incidence in Adolescent Athletes: A Systematic Review and Meta-analysis. *American Journal of Sports Medicine*. **49**(7), 1962-1972. DOI 10.1177/0363546520959619.

BÜRKI, Céline N. et al. 2017. Imaging gait analysis: An fMRI dual task study. *Brain and behavior*. **7**(8), 1-13. DOI 10.1002/brb3.724.

CANAVESE, Federico a Jacques DESLANDES, eds. 2015. *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy*. Clermont Ferrand: Nova Science Publishers. ISBN 978-1-63483-318-9.

CARDONA, Manuel a Cecilia E. G. CENA. 2019. Biomechanical Analysis of the Lower Limb: A Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation. *IEEE Access*. **7**, 92709-92723. DOI 10.1109/ACCESS.2019.2927515.

CATALFAMO, Paola F. et al. Anterior Cruciate Ligament Injury: Compensation during Gait using Hamstring Muscle Activity. *Open Biomedical Engineering Journal*. **4**, 99-106. DOI 10.2174/1874120701004010099.

CIFU, X. David a Henry L. LEW. 2018. *Braddom's Rehabilitation Care: A Clinical Handbook*. Philadelphia: Elsevier. ISBN 978-0-323-47904-2.

Collecting Experimental Data. KOLEKTIV PRACOVNÍKŮ OPENSIM. *OpenSim Documentation* [online]. 2010-2017a, [cit. 2022-10-08]. Dostupné také z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Collecting+Experimental+Data>.

ČIHÁK, Radomír. 2011. *Anatomie 1*. 3. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3817-8.

DELP, Scott L. et al. 1990. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. **37**(8), 757–767. ISSN 1558–2531.

DICHARRY, Jay. 2010. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. *Clinics in sports medicine*. **29**(3), 347–364. DOI 10.1016/j.csm.2010.03.013.

DIERMEIER, Therasa et al. 2020. Treatment after anterior cruciate ligament injury: Panther Symposium ACL Treatment Consensus Group. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. **28**(8), 2390-2402. DOI 10.1007/s00167-020-06012-6.

D'LIMA, Darryl D. et al. 2012. Knee joint forces: prediction, measurement, and significance. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of engineering in medicine*. **226**(2), 95-102. DOI 10.1177/09544119111433372.

DONJOY. 2019. *Příbalový leták: DonJoy TROM Advance Telescoping Cool, Dlaha kolenní rehabilitační teleskopická*. Hannover: DonJoy. Dostupné také z: <https://www.sanomed.cz/files/upload/945/produkty/DonJoy/TROMAdvanceTelescopingCool.pdf>.

DOUŠA, P., T. PEŠL a V. DŽUPA. 2021. *Vybrané kapitoly z ortopedie a traumatologie pro studenty medicíny*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-4828-6.

- DUNGL, Pavel. 2014. *Ortopedie*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4357-8.
- DYLEVSKÝ, Ivan. 2021a. *Klinická kineziologie a patokineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0230-3.
- DYLEVSKÝ, Ivan. 2021b. *Základy funkční anatomie*. 2. vyd. Olomouc: Poznání. ISBN 978-80-88395-08-9.
- EARLS, James. 2021. *Zrození k chůzi: proč a jak chodíme po dvou: myofasciální výkonnost a tělo v pohybu*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-1749-9.
- EVANS-PICKETT, Alyssa et al. 2022. Immediate Effects of Walking with a Knee Brace following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Biomechanical, Biochemical, and Structural Approach. *Journal of athletic training*. DOI 10.4085/1062-6050-0700.20.
- FERRARI, Alberto et al. 2008. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait & Posture*. **28**(2), 207-216. DOI 10.1016/j.gaitpost.2007.11.009.
- FILBAY, Stephanie R. a Hege GRINDEM. 2019. Evidence-based recommendations for the management of anterior cruciate ligament (ACL) rupture. *Best Practice & Research: Clinical Rheumatology*. **33**(1), 33-47. DOI 10.1016/j.berh.2019.01.018.
- FLANDRY, Fred a Gabriel HOMMEL. 2011. Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports medicine and arthroscopy review*. **19**(2), 82-92. DOI 10.1097/JSA.0b013e318210c0aa.
- FOCKE, Anne et al. 2020. Effect of Different Knee Braces in ACL-Deficient Patients. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. **8**, 1-12. DOI 10.3389/fbioe.2020.00964.
- GRAY, Hans A. et al. 2019. Three-dimensional motion of the knee-joint complex during normal walking revealed by mobile biplane x-ray imaging. *Journal of orthopaedic research*. **37**(3), 615-630. DOI 10.1002/jor.24226.
- HADDARA, R., V. J. HARANDI a P. V. S. LEE. 2021. Effect of Prophylactic Knee Bracing on Anterior Cruciate Ligament Agonist and Antagonist Muscle Forces During Perturbed Walking. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. **9**(2), 1-10. DOI 10.1177/2325967120981641.

- HEALY, Aoife et al. 2018. A systematic review of randomised controlled trials assessing effectiveness of prosthetic and orthotic interventions. *PLOS Computational Biology*. **13**(3), 1-42. DOI 10.1371/journal.pone.0192094.
- HICKS, Jennifer L. et al. 2015. Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of Biomechanical Engineering*. **137**(2), 1-24. DOI 10.1115/1.4029304.
- How Scaling Works. KOLEKTIV PRACOVNÍKŮ OPENSIM. *OpenSim Documentation* [online]. 2010-2017c, [cit. 2022-10-09]. Dostupné také z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Scaling+Works>.
- CHEW, Kelvin T. et al. 2007. Current evidence and clinical applications of therapeutic knee braces. *American journal of physical medicine and rehabilitation*. **86**(8), 678–686. DOI 10.1097/PHM.0b013e318114e416.
- CHUI, Kevin K. et al. 2019. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 4th ed. St. Louis: Elsevier. ISBN 978-0-323-60913-5.
- ISO 8549-3. 2020. *Prosthetics and orthotics – Vocabulary – Part 3: Terms relating to orthoses*. Ženeva: International Organization for Standardization, 16.
- JANURA, Miroslav. 2011. *Biomechanika II*. Ostrava: Ostravská univerzita. ISBN 978-80-7464-044-5.
- KACHLÍK, David. 2018. *Anatomie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-4058-7.
- KAPANDJI, Adalbert I. 2010. *Physiology of the Joints: Volume 2 Lower Limb*. 6th ed. Elsevier. ISBN 978-07-020-3942-3.
- KEMKER, Bernard P. et al. 2021. Hip and Knee Bracing: Categorization, Treatment Algorithm, and Systematic Review. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. Global research and reviews*, **5**(6), 1-12. DOI 10.5435/JAAOSGlobal-D-20-00181.

- KISTLER GROUP. 2008. *Instruction Manual: Portable Multicomponent Force Plate for Gait and Balance Analysis in Biomechanics Type 9260AA*. Švýcarsko: Kistler. Dostupné také z: http://analisedemarcha.com/papers/manutencao/manuais/Kistler_Portable%20Multicomponent%20Force%20Plate%20for%20Gait%20and%20Balance%20Analysis%20in%20Biomechanics.pdf.
- KLÖPFER-KRÄMER, Isabella et al. 2020. Gait analysis: Available platforms for outcome assessment. *Injury*. **51** (Suppl. 2), 90-96. DOI 10.1016/j.injury.2019.11.011.
- KOČOVÁ, Helena. 2017. *Spinální svalová atrofie v souvislostech*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5705-6.
- KOLÁŘ, Pavel. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLEKTIV PRACOVNÍKŮ OPENSIM. 2012. *User's Guide: Release 2.4*. Stanford University. Dostupné také z: [file:///C:/Users/janap/Downloads/OpenSimUsersGuide04042012%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/janap/Downloads/OpenSimUsersGuide04042012%20(1).pdf).
- MACKAY, Gordon M. et al. 2015. A review of ligament augmentation with the InternalBrac: the surgical principle is described for the lateral ankle ligament and ACL repair in particular, and a comprehensive review of other surgical applications and techniques is presented. *Surgical Technology International*. **26**, 239–255. ISSN 1090-3941.
- MALIK, Sheraz S. a Shahbaz S. MALIK. 2015. *Orthopaedic Biomechanics Made Easy*. Cambridge: Cambridge University Press. ISBN 978-11-076-8546-8.
- MANTOAN, Alice et al. 2015. MOtoNMS: A MATLAB toolbox to process motion data for neuromusculoskeletal modeling and simulation. *Source Code for Biology and Medicine*. **10**(1), 1-14. DOI 10.1186/s13029-015-0044-4.
- MARIESWARAN, M. et al. 2018a. A Review on Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament and Materials for Reconstruction. *Applied Bionics and Biomechanics*. **2018**, 1-14. DOI 10.1155/2018/4657824.

MARIESWARAN, M. et al. 2018b. An extended OpenSim knee model for analysis of strains of connective tissues. *BioMedical Engineering OnLine*. **17**(42), 1-13. DOI 17. 10.1186/s12938-018-0474-8.

MASOUROS, S. D, A. M. J. BULL a A. A. AMIS. 2010. Biomechanics of the knee joint. *Orthopaedics and Trauma*. **24**(2), 84-90. DOI 10.1016/j.mporth.2010.03.005.

MILOVIC, Matko et al. 2022. Detection of Human Gait Phases Using Textile Pressure Sensors: A Low Cost and Pervasive Approach. *Sensors*. **22**(8), 1-15. DOI 10.3390/s22082825.

MOON, Jeheon et al. 2018. Effect of wearing a knee brace or sleeve on the knee joint and anterior cruciate ligament force during drop jumps: A clinical intervention study. *The knee*. **25**(6). DOI 10.1016/j.knee.2018.07.017.

MURO-DE-LA-HERRAN, A., B. GARCIA-ZAPIRAIN a A. MENDEZ-ZORRILLA. 2014. Gait analysis methods: an overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors*. **14**(2), 3362–3394. DOI 10.3390/s140203362.

NESSLER T., L. DENNEY a J. SAMPLEY. 2017. ACL Injury Prevention: What Does Research Tell Us? *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*. **10**(3), 281-288. DOI 10.1007/s12178-017-9416-5.

NETTER, Frank H. 2020. *Netterův anatomický atlas člověka*. Brno: CPress. ISBN 978-80-264-3212-8.

OpenSim Models. KOLEKTIV PRACOVNÍKŮ OPENSIM. *OpenSim Documentation* [online]. 2010-2017e, [cit. 2023-03-04]. Dostupné také z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/OpenSim+Models>.

ÖSSUR. 2016. *Návod k použití: CTi OTS Ortéza kolenního kloubu*. Reykjavík: Össur. Dostupné také z: <https://docplayer.cz/20347030-Navod-k-pouziti-cti-ots-orteza-kolenniho-kloubu-kod-vzp-04-0093847.html>.

Overview of OpenSim Workflows. KOLEKTIV PRACOVNÍKŮ OPENSIM. *OpenSim Documentation* [online]. 2010-2017d, [cit. 2022-10-08]. Dostupné také z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Overview+of+OpenSim+Workflows>.

PALAZZO, Clémence et al. 2016. Risk factors and burden of osteoarthritis. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. **59**(3), 134-138. DOI 10.1016/j.rehab.2016.01.006.

PRAKASH, C., R. KUMAR a N. MITTAL. 2018. Recent developments in human gait research: parameters, approaches, applications, machine learning techniques, datasets and challenges. *Artificial Intelligence Review*. **49**, 1-40. DOI 10.1007/s10462-016-9514-6.

PREMERA BLUE CROSS. 2021. *Knee Orthoses (Braces), Ankle-Foot-Orthoses, and Knee-Ankle-Foot-Orthoses*. Dostupné také z: <https://www.premera.com/medicalpolicies/1.03.501.pdf>.

Preparing Your Data. KOLEKTIV PRACOVNÍKŮ OPENSIM. *OpenSim Documentation* [online]. 2010-2017b, [cit. 2022-10-08]. Dostupné také z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Preparing+Your+Data>.

RAZAVIAN, R. S., S. GREENBERG a J. MCPHEE. 2017. Biomechanics Imaging and Analysis. In: RIVIERE, Jim E. a Nancy A. MONTEIRO-RIVIERE. *Reference Module in Biomedical Sciences*. Kansas: Elsevier. ISBN 9780128012383.

RIDLEY, Ursula a Lloyd RIDLEY. 2020. Imaging of the knee: Common acute presentations to general practice. *Australian journal of general practice*. **49**(6), 344–349. DOI 10.31128/AJGP-10-19-5120.

RYCHLÍKOVÁ, Eva. 2019. *Funkční poruchy kloubů končetin: diagnostika a léčba*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-2096-3.

SETH, Ajay et al. 2018. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLOS Computational Biology*. **14**(7), 1-20. DOI 10.1371/journal.pcbi.1006223.

SHI, Di et al. 2019. A Review on Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robots. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*. **32**(74), 1-11. DOI 10.1186/s10033-019-0389-8.

SHRIRAM, Duraisamy et al. 2019. Biomechanical Evaluation of Isotropic and Shell-Core Composite Meniscal Implants for Total Meniscus Replacement: A Nonlinear Finite Element Study. *IEEE Access*. **7**, 140084-140101. DOI 10.1109/ACCESS.2019.2943689.

SMITH, A. M, W. T. SMITH a P. KOSKO 2014. Anterior cruciate ligament tears: reconstruction and rehabilitation. *Orthopaedic Nursing*. **33**(1), 14-24. DOI 10.1097/NOR.0000000000000019.

STERGIOU, Nicholas. 2020. *Biomechanics and Gait Analysis*. San Diego: Elsevier. ISBN 978-01-281-3372-9.

STETTER, Bernd J. et al. 2019. Estimation of Knee Joint Forces in Sport Movements Using Wearable Sensors and Machine Learning. *Sensors*. **19**(17), 1-12. DOI 10.3390/s19173690.

SOUMAR, Libor. 2011. *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně. ISBN 978-80-7414-399-1. Dostupné také z: http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf.

SVOBODA, Z., J. ROSICKÝ a M. JANURA. 2020. *Chůze osob s transtibiální amputací*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury. ISBN 978-80-244-5634-8.

VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.

VAŘEKA, I., R. VAŘEKOVÁ a M. JANURA. 2018. Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **25**(2), 81-86. ISSN 1805-4552.

VEALE, Allan J. a Shane Q. XIE. 2016. Towards compliant and wearable robotic orthoses: A review of current and emerging actuator technologies. *Medical engineering and physics*. **38**(4), 317–325. DOI 10.1016/j.medengphy.2016.01.010.

VISSCHER, Rosa et al. 2021. Impact of the Marker Set Configuration on the Accuracy of Gait Event Detection in Healthy and Pathological Subjects. *Frontiers in human neuroscience*. **15**, 1-7. DOI 10.3389/fnhum.2021.720699.

WEBSTER, Joseph B. a Douglas P. MURPHY. 2019. *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier. ISBN 978-0-323-48323-0.

WETTERS, Nathan et al. 2016. Mechanism of Injury and Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Operative Techniques in Sports Medicine*. **24**(1), 2-6. DOI 10.1053/j.otsm.2015.09.001.

WHITTLE, Michael W. 2007. *Gait Analysis: An Introduction*. 4th ed. Philadelphia: Elsevier. ISBN 978-0-7506-8883-3.

YANG, Xiong-Gang et al. 2019. The effect of knee bracing on the knee function and stability following anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*. **105**(6), 1107–1114. DOI 10.1016/j.otsr.2019.04.015.

Seznam příloh

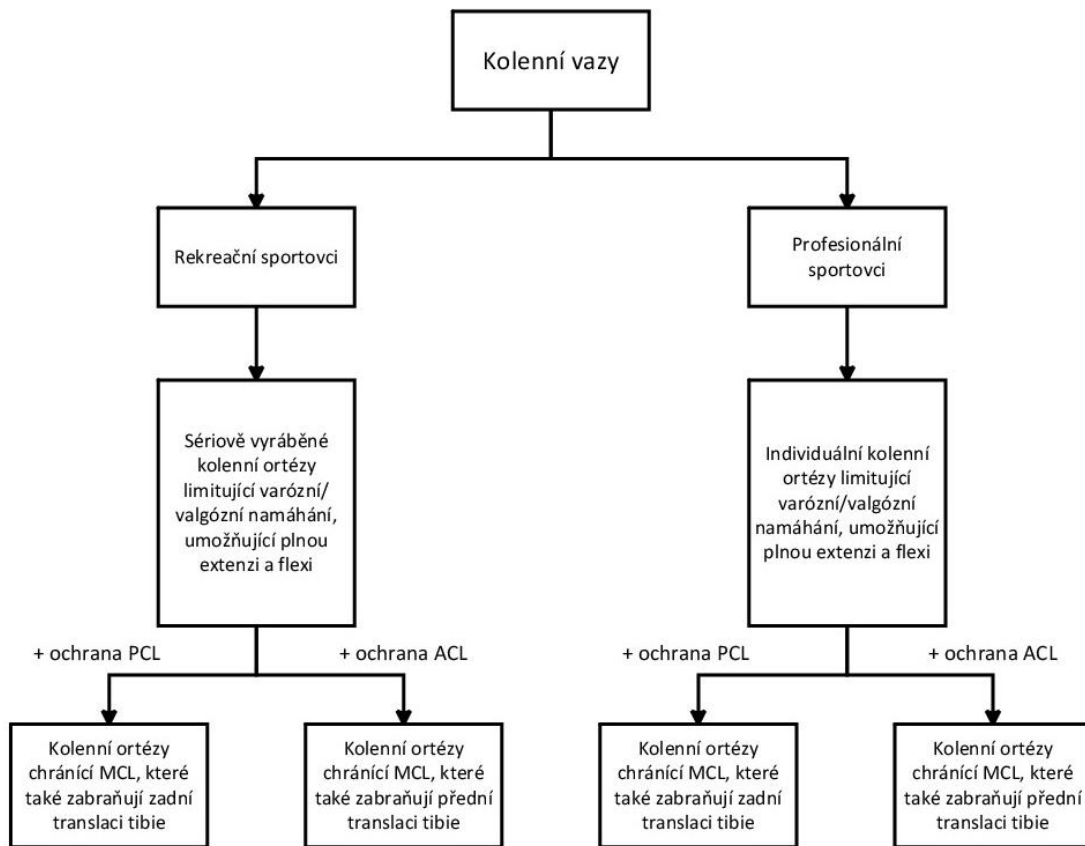
Příloha A Vybrané typy kolenních ortéz a postup při jejich indikaci

Příloha B Souhlas respondenta s účastí ve výzkumu

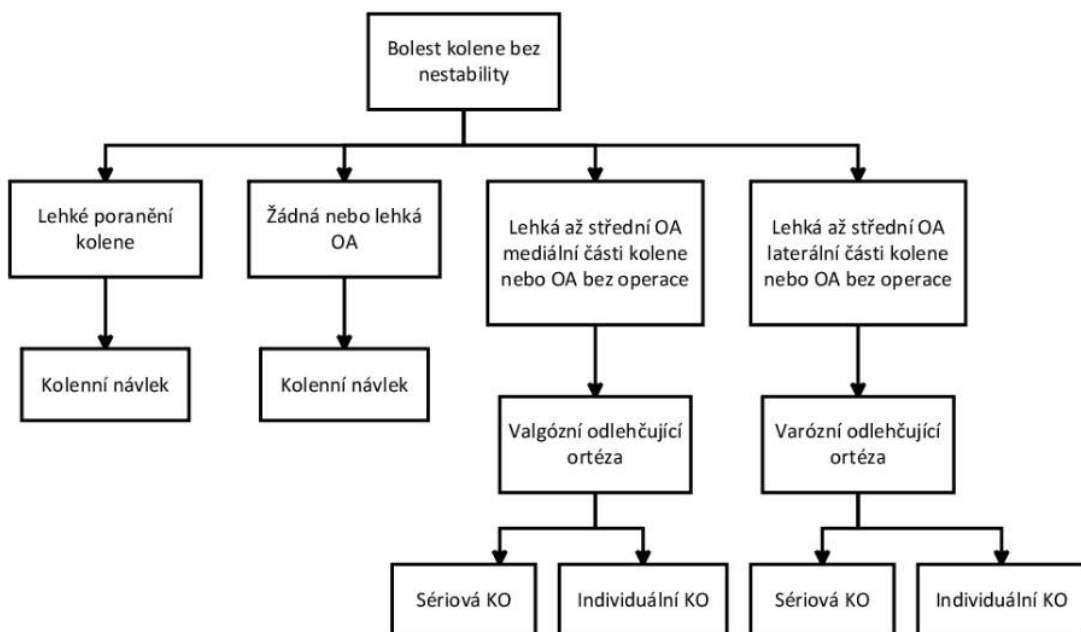
Příloha C Výsledné grafy úhlu kolenního kloubu v závislosti na fázi krokového cyklu

Příloha D Výsledné grafy extenzorového momentu kolenního kloubu v závislosti na fázi krokového cyklu

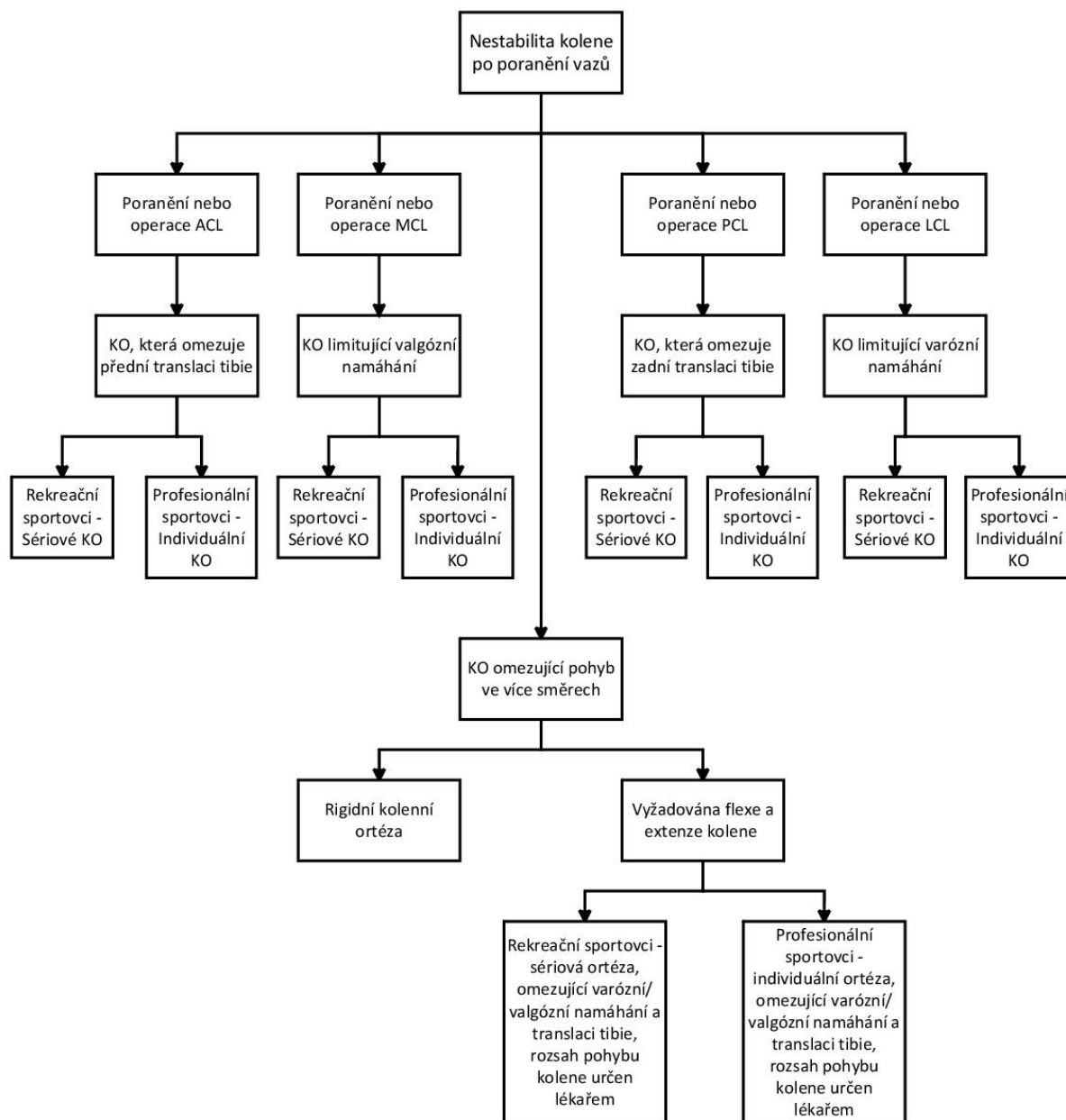
Příloha A Vybrané typy kolenních ortéz a postup při jejich indikaci



Obr. 15 Postup při indikaci profylaktické kolenní ortézy (dle Kemker et al., 2021)



Obr. 16 Postup při indikaci ortézy u stabilního kolena s bolestí (dle Kemker et al., 2021)



Obr. 17 Postup při indikaci funkční kolenní ortézy (dle Kemker et al., 2021); LCL – laterální postranní vaz

Příloha B Souhlas respondenta s účastí ve výzkumu

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ TUL



Souhlas respondenta s účastí ve výzkumu

Jméno a příjmení studenta:	Jana Pospíchalová
Osobní číslo studenta:	██████████
Univerzitní e-mail studenta:	██████████
Studijní program:	Biomedicínské inženýrství
Ročník:	2.
Kvalifikační práce:	<input type="checkbox"/> bakalářská <input checked="" type="checkbox"/> diplomová
Téma kvalifikační práce:	Biomechanická analýza chůze se zevní kolenní ortézou
Technika	Sběr dat z pohybové analýzy, simulace pohybu v OpenSimu

Dobrý den,

v souvislosti se zpracováním kvalifikační práce bych Vás tímto chtěla požádat o udělení souhlasu s podílením se na výzkumu jako respondent. Kdykoliv máte možnost odstoupit od realizace výzkumu. Výzkum bude realizován technikou sběru kinematických a kinetických dat z pohybové analýzy s následným použitím na simulaci pohybu v OpenSimu.

V rámci kvalifikační práce bude zajištěna anonymita respondentů a mlčenlivost výzkumníka o všech zjištěných skutečnostech při zpracování zjištěných údajů. Výstupy výzkumu budou též uváděny anonymně.

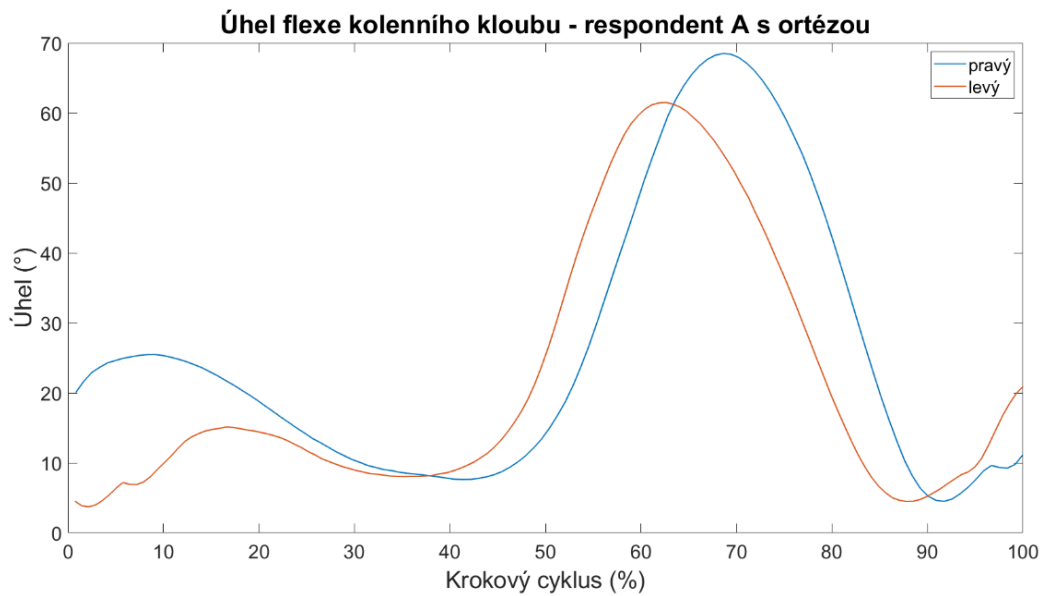
Svým podpisem souhlasím s účastí ve výzkumu za výše zmíněných podmínek v rámci zpracování kvalifikační práce.

Jméno a příjmení respondenta: _____

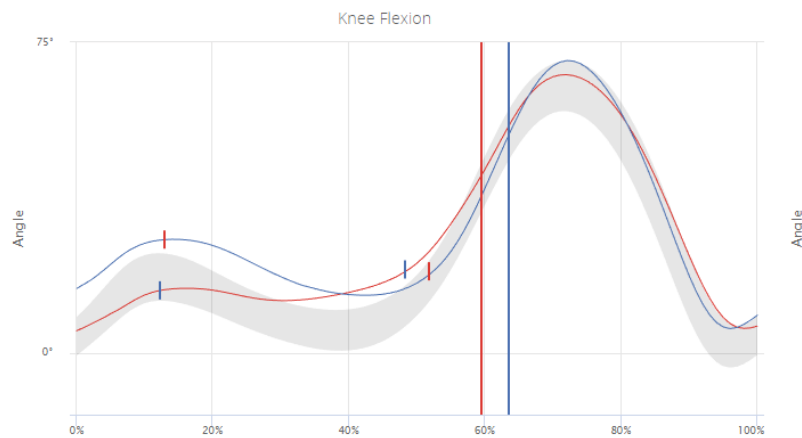
Podpis respondenta: _____

Dne: _____

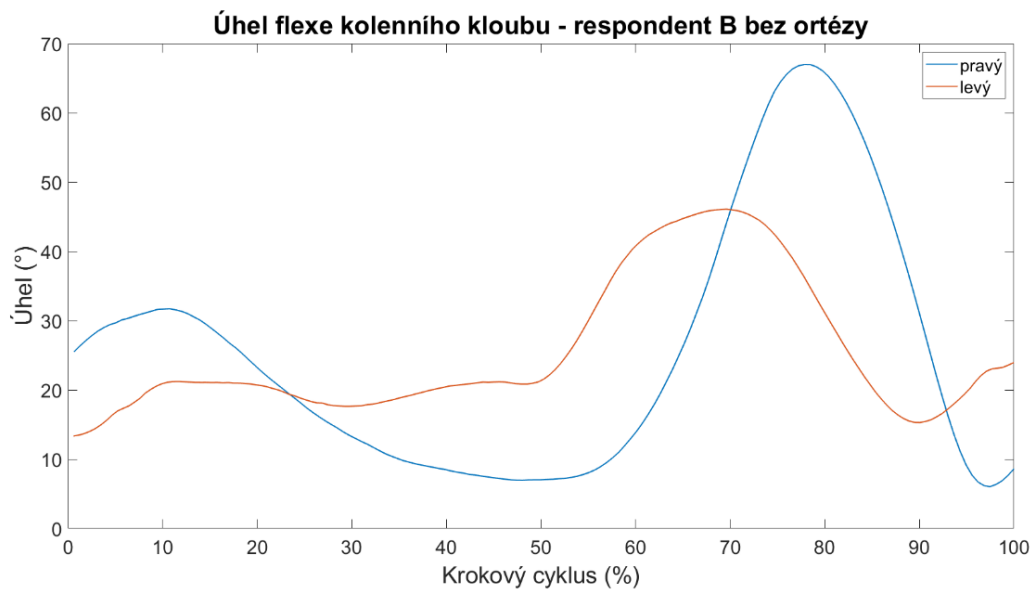
Příloha C Výsledné grafy úhlu kolenního kloubu v závislosti na fázi krokového cyklu



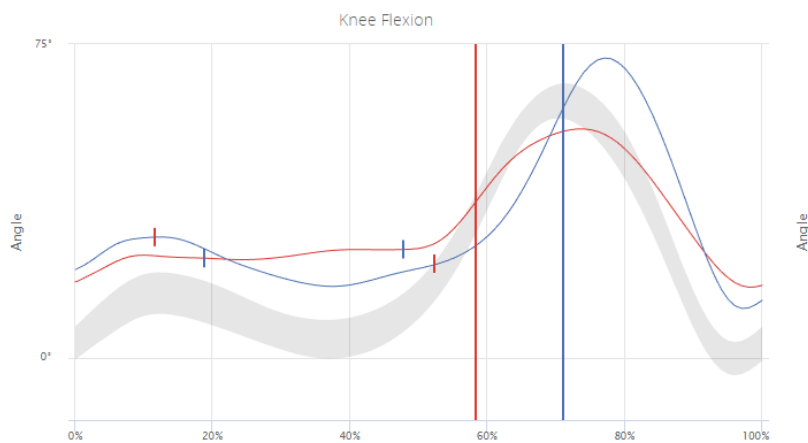
Graf 4 Úhel flexe kolenního kloubu respondenta A při chůzi s ortézou získaný z inverzní kinematiky (Zdroj: autor)



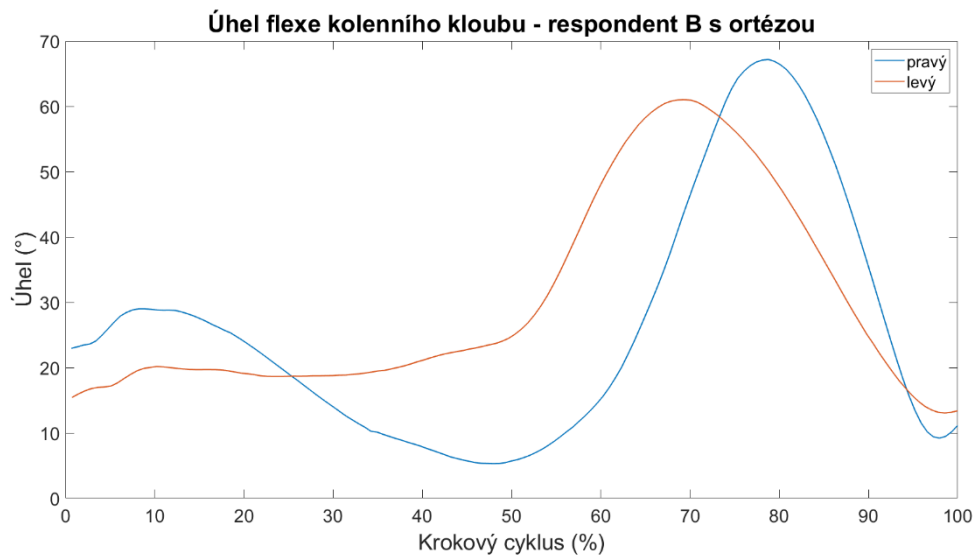
Graf 5 Úhel flexe kolenního kloubu respondenta A při chůzi s ortézou získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)



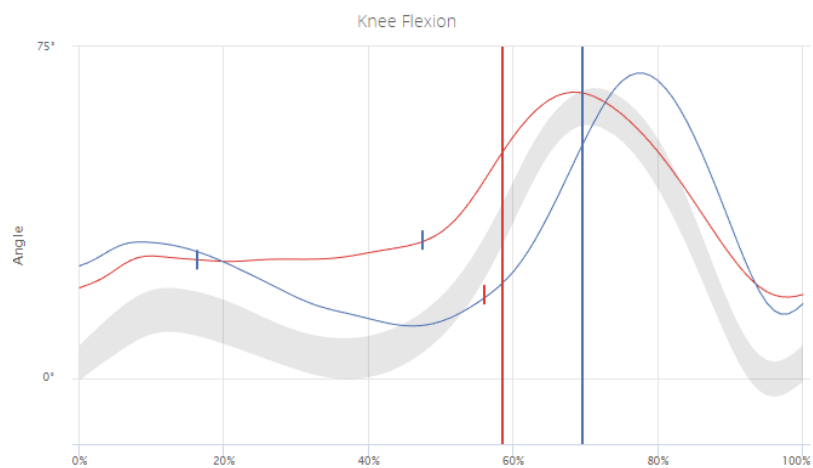
Graf 6 Úhel flexe kolenního kloubu respondenta B při chůzi bez ortézy získaný z inverzní kinematiky (Zdroj: autor)



Graf 7 Úhel flexe kolenního kloubu respondenta B při chůzi bez ortézy získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)

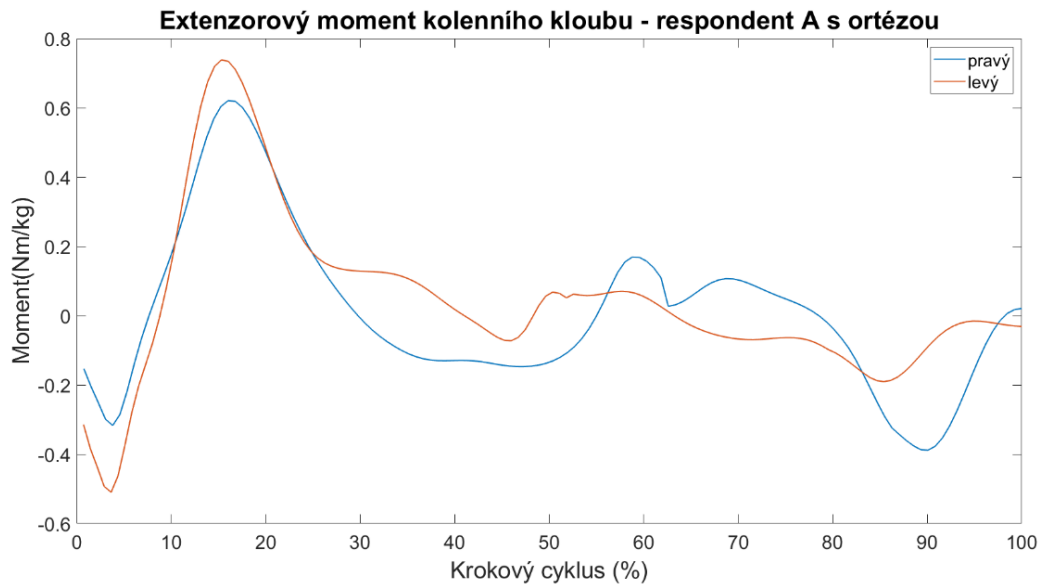


Graf 8 Úhel flexe kolenního kloubu respondenta B při chůzi s ortézou získaný z inverzní kinematiky (Zdroj: autor)

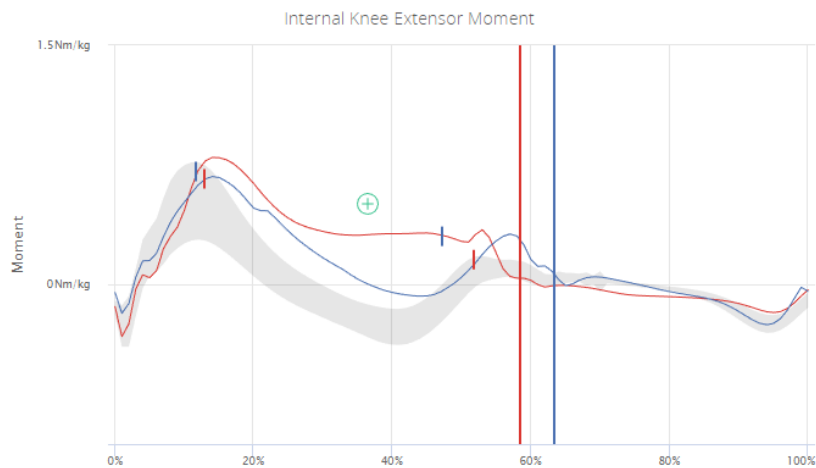


Graf 9 Úhel flexe kolenního kloubu respondenta B při chůzi s ortézou získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)

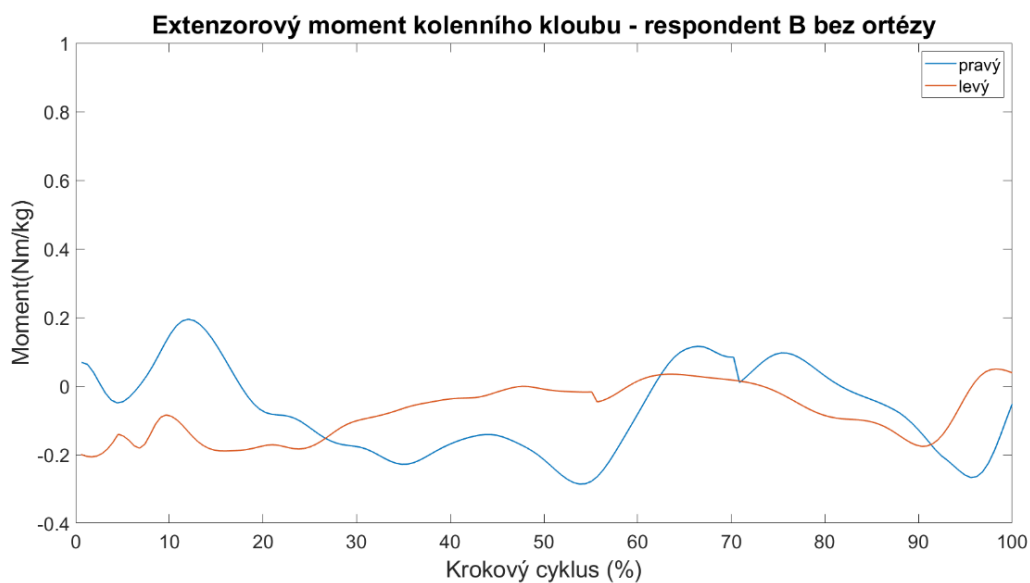
Příloha D Výsledné grafy extenzorového momentu kolenního kloubu v závislosti na fázi krokového cyklu



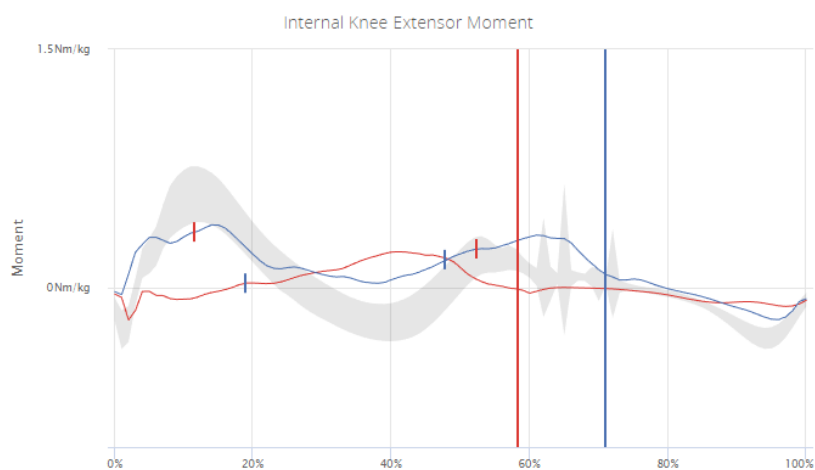
Graf 12 Extenzorový moment kolenního kloubu respondenta A při chůzi s ortézou získaný z inverzní dynamiky (Zdroj: autor)



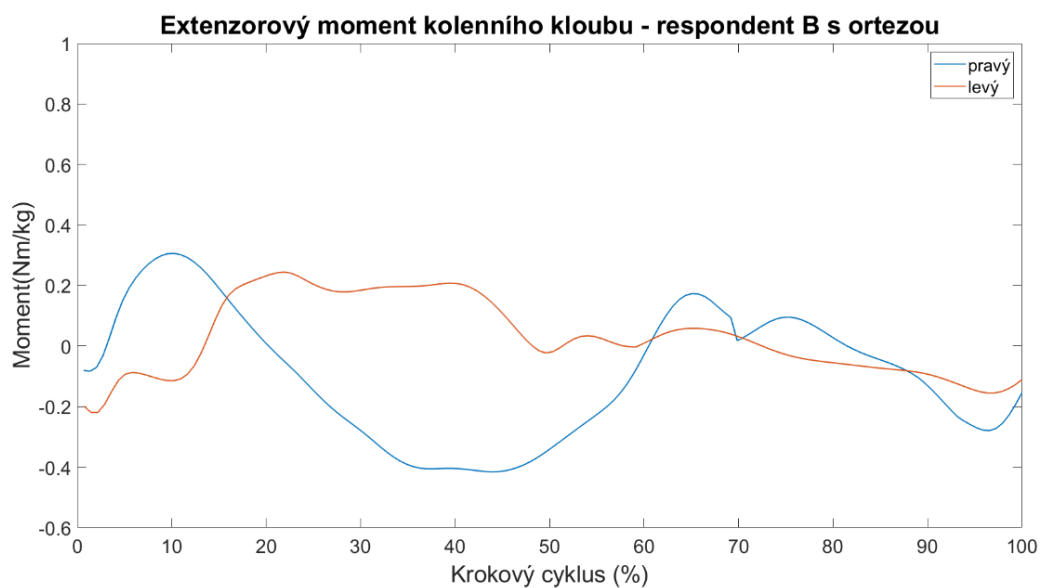
Graf 13 Extenzorový moment kolenního kloubu respondenta A při chůzi s ortézou získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)



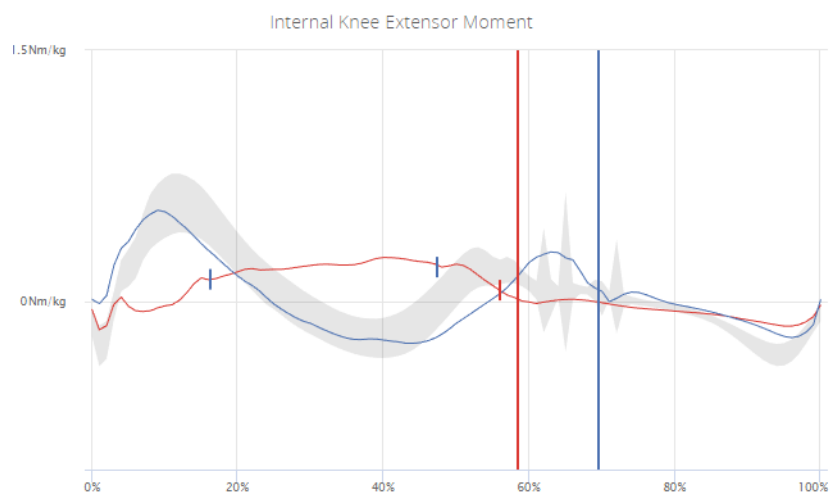
Graf 14 Extenzorový moment kolenního kloubu respondenta B při chůzi bez ortézy získaný z inverzní dynamiky (Zdroj: autor)



Graf 15 Extenzorový moment kolenního kloubu respondenta B při chůzi bez ortézy získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)



Graf 16 Extenzorový moment kolenního kloubu respondenta B při chůzi s ortézou získaný z inverzní dynamiky (Zdroj: autor)



Graf 17 Extenzorový moment kolenního kloubu respondenta B při chůzi s ortézou získaný z reportu chůze (červená křivka odpovídá levé končetině, modrá pravé) (Zdroj: autor)