



**FAKULTA STROJNÍ
ZÁPADOČESKÉ UNIVERZITY
V PLZNI**

Studijní program: Konstruování strojů a technických zařízení
Číslo studijního programu: N0715A270017S03
Studijní specializace: Konstruování zdravotnické a kooperativní techniky

KOLENNÍ EXOSKELETON PRO STABILIZACI CHŮZE A REHABILITAČNÍ ÚČELY

Diplomová práce

Autor práce: Bc. Pavla Lisnerová
Vedoucí práce: Ing. Roman Čermák, Ph.D.

Plzeň 2024

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta strojní

Akademický rok: 2023/2024

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Bc. Pavla LISNEROVÁ**
Osobní číslo: **S22N0035P**
Studijní program: **N0715A270017 Konstruování strojů a technických zařízení**
Specializace: **Konstruování zdravotnické a kooperativní techniky**
Téma práce: **Kolenní exoskeleton pro stabilizaci chůze a rehabilitační účely**
Zadávací katedra: **Katedra konstruování strojů**

Zásady pro vypracování

Základní požadavky:

Navrhněte kolenní exoskeleton pro stabilizaci chůze a rehabilitační účely. Provedte rešerši literárních zdrojů a přehled aktuálně nabízených řešení na trhu. Navrhněte varianty řešení především s ohledem na použité sensory a aktuátory. Rámcově navrhněte architekturu celého systému. Provedte detailní konstrukční návrh zvoleného řešení.

Základní technické údaje:

Technické parametry jsou uvedeny v příloze zadání.

Osnova:

1. Literární rešerše a přehled současného stavu.
2. Návrh variant řešení a jejich porovnání.
3. Detailní návrh vybrané varianty.

Konzultant: Ing. Václav Mašek

Rozsah diplomové práce: **40-60 stran**
Rozsah grafických prací: **podle potřeby**
Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

- [1] Shuo Gao, Junliang Chen, Yanning Dai, Boyi Hu. Wearable Systems Based Gait Monitoring and Analysis, Springer, 2022, ISBN 978-3-030-97332-2
[2] Pons, J., L. Wearable Robots: Biomechatronics Exoskeletons, Wiley, 2008, ISBN 978-0-470-51294-4

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Roman Čermák, Ph.D.**
Katedra konstruování strojů

Datum zadání diplomové práce: **16. října 2023**
Termín odevzdání diplomové práce: **24. května 2024**

L.S.

Doc. Ing. Vladimír Duchek, Ph.D.
děkan

Ing. Zdeněk Chval, Ph.D.
vedoucí katedry

Prohlášení o autorství

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě diplomovou práci zpracovanou na závěr studia na Fakultě strojní Západočeské univerzity v Plzni. Byl/a jsem seznámen/a s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval/a samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v Seznamu použitých zdrojů, který je součástí této práce a na základě konzultací s vedoucím práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

V Plzni dne:

podpis autora

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala svému vedoucímu práce, panu Ing. Romanu Čermákovi, PhD. za odborné vedení, pomoc při zpracování praktické části, cenné rady a přátelské prostředí u konzultací. Rovněž děkuji i svému konzultantovi Ing. Václavu Maškovi za ochotu a trefné připomínky při zpracování. Dále děkuji panu Ing. Janu Krystkovi, Ph.D. a Ing. Janu Heczkovi, Ph.D. za pomoc při experimentálním měření. Děkuji také panu Ing. Františku Sedláčkovi, Ph.D. a Ing. Martinu Stejskalovi za pomoc se simulačním modelem. V neposlední řadě patří velký dík mému příteli a rodině za materiální a duševní podporu po celou dobu studia.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zaměřuje na návrh a experimentální ověření kolenního exoskeletonu určeného pro stabilizaci chůze a rehabilitační účely. Vzhledem k rostoucímu počtu pacientů s kolenními problémy, jako je poranění vazů, které doprovází vrcholové sportovce i starší populaci, je nezbytné vyvinout efektivní rehabilitační pomůcky, které usnadní jejich návrat k běžným aktivitám a zlepší kvalitu života. V práci je popsána složitost kolenního kloubu z biomechanického hlediska, ať už se jedná o kinematiku, statiku nebo dynamiku. Následuje průzkum trhu nositelných zařízení a studií dosavadních konstrukčních řešení s rozdílnou technologií ovládání. Kvůli značné tuhosti současných konvenčních exoskeletonů tato práce vychází z nových požadavků týkajících se pohodlného nošení, splynutí s nositelem a dalších ergonomických aspektů. Inspirací se stal nedávný výzkum pneumatické soft robotiky zaměřený na nositelné aplikace. Postupnými kroky k dosažení hlavního cíle bude návrh senzorké a akční části celé nositelné jednotky s ohledem na funkčnost a ergonomii. Zařízení snímá pohyby kolena a vyhodnocuje rizikové stavy a kritické situace vedoucí ke kolenní nestabilitě. Součástí praktické části je vybrat vhodnou metodu měření kolenního kloubu a zvolenou variantu otestovat. Klíčovou součástí exoskeletonu jsou pneumatické aktuátory, které včasně zareagují a umožní nastavit tuhost zařízení a tím zajistí potřebnou stabilizaci kolenního kloubu při různých úhlech ohybu. V rámci experimentů je provedeno několik měření, která mají za cíl analyzovat mechanické vlastnosti použitého materiálu pro pneumatické aktuátory a jeho chování při aplikaci různých tlaků. Experimentálním měřením je ukázáno, že navržené aktuátory jsou schopny efektivně stabilizovat koleno a bude představena výsledná konfigurace. Závěrem práce jsou zhodnoceny výsledky a je nastíněno několik možných kroků dalšího vývoje a zkoumání.

Klíčová slova

Kolenní exoskeleton; stabilizace kolenního kloubu; soft robotika; pneumatický aktuátor; hyperelastická; silikon; Arduino

Abstract

This thesis focuses on the design and experimental verification of an exoskeleton intended for gait stabilization and rehabilitation purposes. Due to the increasing number of patients with knee problems, such as ligament injuries, which accompany elite athletes and the elderly population, it is necessary to develop effective rehabilitation aids that facilitate their return to normal activities and improve their quality of life. The thesis describes the complexity of the knee joint from a biomechanical point of view, whether it is kinematics, statics or dynamics. This is followed by a market survey of wearable devices and studies of current design solutions with different control technologies. Due to the significant stiffness of current conventional exoskeletons, this work is based on new requirements regarding comfortable wear, fusion with the wearer and other ergonomic aspects. The inspiration was recent research in pneumatic soft robotics focused on wearable applications. In successive steps to achieve the main goal, the sensory and action parts of the entire wearable unit will be designed with regard to functionality and ergonomics. The device will sense knee movements and evaluate risk conditions and critical situations leading to knee instability. Part of the practical part will be choosing a suitable method of measuring the knee joint and testing the chosen option. A key part of the exoskeleton are pneumatic actuators, which react in time and allow the stiffness of the device to be adjusted, thereby ensuring the necessary stabilization of the knee joint at different bending angles. As part of the experiments, several measurements will be made with the aim of analyzing the mechanical properties of the material used for pneumatic actuators and its behavior when applying different pressures. Experimental measurements show that the designed actuators are able to effectively stabilize the knee and the resulting configuration will be presented. At the end of the work, the results are evaluated and several possible steps for further development and research are outlined.

Key words

Knee exoskeleton; stabilization of the knee joint; soft robotics; pneumatic actuator; hyperelasticity; silicone; Arduino

Obsah

1	Úvod.....	14
2	Kloub	15
3	Kinematika kolenního kloubu	15
3.1	Flexe – extenze	16
3.1.1	Vzájemný pohyb kluzného a valivého pohybu během flexe	16
3.1.2	Poloha vazů během flexe	17
3.1.3	Rozsah pohybu flexe – extenze a rotace.....	19
3.1.4	Svaly konající flexi – extenzi a rotaci	19
4	Statika kolenního kloubu	20
4.1	Určení tahové síly svalem m. quadriceps na tibii a síly tibiofemorálního kloubu	21
4.2	Určení tlakové síly v patellofemorálním kloubu.....	24
5	Dynamika kolenního kloubu	25
6	Poranění měkkých struktur kolenního kloubu.....	26
7	Rešerše kolenních ortéz a exoskeletonů.....	26
7.1	Kolenní ortézy a stabilizátory	27
7.2	Kolenní exoskeletony.....	27
7.2.1	Motorizované exoskeletony	27
7.2.2	Pasivní exoskeletony	27
7.2.3	Využití exoskeletonů	27
7.2.4	Specifikace a úskalí exoskeletů.....	28
7.3	Přehled konstrukčních návrhů poháněných exoskeletonů kolen	29
7.3.1	Zjednodušený návrh konstrukce	29
7.3.2	Návrh založený na biologických geometriích kolena.....	29
7.4	Návrh ovládání.....	30
7.4.1	Konvenční aktuátory	30
7.4.2	Pneumatické svalové aktuátory.....	31
7.4.3	Pohony s proměnnou tuhostí.....	31
7.4.4	Pohony s jinými akčními členy	32
7.5	Shrnutí.....	32
7.6	Závěr zkoumání a příklon k soft robotice	32

7.7	Požadavky na kolenní exoskeleton	34
8	Metody pro studium deformačního chování vazů	34
9	Metody monitorování a měření kolenního kloubu	35
9.1	Optické vláknové senzory.....	35
9.2	System pro sledování obrazu a videa	35
9.3	Textilní senzory	36
9.4	IMU senzory	36
10	Experimentální měření kolenního úhlu.....	37
10.1	IMU senzor MPU-6050	37
10.1.1	Akcelerometr a gyroskop v modulu MPU-6050	37
10.1.2	Schéma zapojení.....	37
10.1.3	Stabilizace modulu MPU-6050	38
10.1.4	Měření úhlu natočení – integrace a trigonometrie	41
10.1.5	Vliv vibrací na měření úhlu náklonu	43
10.1.6	Kalmanův filtr	43
10.1.7	Převody jednotek	45
10.1.8	Měření úhlu flexe mezi dvěma senzory	45
11	Analýza kritických situací pro koleno	46
12	Návrh aktuátoru	49
12.1	Simulace aktuátoru.....	49
12.2	Výroba	51
12.3	Experiment 1 – mechanické vlastnosti silikonu	52
12.3.1	Zpracování výsledků	53
12.3.2	Materiálové modely hyperelasticity.....	54
12.3.3	Určení materiálových parametrů z programu MatEditor	54
12.4	Experiment 2 – tuhost aktuátoru.....	55
12.5	Experiment 3 – chování aktuátoru v ortéze.....	59
12.6	Návrh řešení tvaru a umístění aktuátorů	63
12.7	Navržené možnosti dalšího výzkumu	66
13	Analýza pohybu postupem OpenSense z IMU senzorů.....	66
13.1	Model kontaktních sil mediálního a laterálního kolenního kloubu.....	67

13.2	Rozšířený model kolena OpenSim pro analýzu kmenů pojivových tkání.....	67
13.3	Práce v OpenSense	68
13.3.1	Jednotkový kvaternion	68
13.3.2	Řešení kvaternionů Arduinem	69
14	Pneumatický systém	70
14.1	Specifikace požadavků.....	70
14.2	Vzduchový kompresor	71
14.2.1	Variety nalezených kompresorů.....	72
14.3	Dostupná zařízení pro pneumatické aplikace	72
14.3.1	FlowIO	73
14.3.2	Programmable-Air	73
14.4	Návrh elektrického a pneumatického obvodu nositelného zařízení a bezpečnostní opatření	74
15	Závěr	76

Seznam obrázků

Obrázek 1 Kineziologie kolenního kloubu [6].....	15
Obrázek 2 Artikulující plochy kolenního kloubu [6].....	17
Obrázek 3 Změna tvaru a polohy menisků při flexi [9].....	17
Obrázek 4 Poloha vazů při flexi [9]	18
Obrázek 5 Průběh osy flexe vzhledem ke zkříženým a postranním vazům [6]	19
Obrázek 6 Silové účinky na koleno [7].....	20
Obrázek 7 Cvičící osoba [18]	21
Obrázek 8 Síly zatěžující dolní končetinu [18].....	22
Obrázek 9 Složky sil na dolní končetině ve směru x a y [18]	22
Obrázek 10 Diagram volného těla česky (a), síly působící na česku (b) a síly po přenesení do bodu Q [18]	24
Obrázek 11 Síly působící na česku pro druhou variantu vyjádření [19]	25
Obrázek 12 Oblek Onyx [114]	28
Obrázek 13 Exoskeleton založený na elektroeologické kapalině[38].....	29
Obrázek 14 Exoskeleton s převodovým systémem [39]	30
Obrázek 15 Hydraulický [41] (a) a pneumatický (b) aktuátor [42].....	30
Obrázek 16 Exoskeleton s McKibben svaly [45].....	31
Obrázek 17 Exoskeleton vybavený dvěma pružinami [47]	31
Obrázek 18 Soft aktuátor v elastomeru [61] (a), soft aktuátor z fluidní textilie [62] (b)	33
Obrázek 19 MKP model kolenního kloubu v programu FEBio	35
Obrázek 20 a) optický, b) textilní, c) IMU senzor	36
Obrázek 21 Schéma zapojení IMU senzorů k Arduino UNO	38
Obrázek 22 Zapojení IMU senzorů k Arduino UNO	38
Obrázek 23 Hodnota gravitačního zrychlení vzhledem k poloze senzoru [76]	39
Obrázek 24 Ukázka odstranění offsetových hodnot	39
Obrázek 25 Ukázka kalibrace úhlu natočení v kódu	40
Obrázek 26 Ukázka kalibrace kódu – úhly natočení s využitím kalibrační odchylky	40
Obrázek 27 Ukázka výpisu na obrazovku z kódu s kalibrační funkcí.....	41
Obrázek 28 Úhly natočení senzoru [76]	42

Obrázek 29 Vliv velikosti úhlu náklonu na vibracích.....	43
Obrázek 30 Aplikace Kalmanova filtru [80].....	44
Obrázek 31 Úhel flexe α	46
Obrázek 32 Kritické polohy pravého kolena při a) flexi 0° s rotací 30°, b) flexi 80° s rotací 30°, c) valgusové defromaci u pacientů s osteoartrózou kolena	47
Obrázek 33 Znázornění hranice kritického rozsahu pohybu kolene (červené přímký) ve a) flexi, b) rotaci, c) addukci dle [33]	47
Obrázek 34 velikost úhlu flexe v rámci jednotlivé fáze chůze [87]	47
Obrázek 35 Výsledky posuvu v axiálním směru při zatěžování tlakem 50 kPa – NX Samcef (vlevo) vs Abaqus (vpravo)	50
Obrázek 36 Výsledky napětí při zatěžování tlakem 50 kPa – NX Samcef (vlevo) vs Abaqus (vpravo)	50
Obrázek 37 Forma a odlitek pro pokus nafukování.....	51
Obrázek 38 Forma a odlitky vzorků pro zjištění materiálových vlastností, příprava silikonu.....	52
Obrázek 39 Trhací stroj	53
Obrázek 40 Vzorek před a po zatížení do 1/3 deformace.....	53
Obrázek 41 Určené materiálové konstanty modelu Ogden v programu MatEditor	54
Obrázek 42 Graf závislosti napětí a deformace silikonu	55
Obrázek 43 Část pneumatického systému a umístěná redukční vložka v aktuátoru	56
Obrázek 44 Nafouknutý aktuátor tlakem 75 kPa v obinadle a bez, zpevněný aktuátor páskou.....	56
Obrázek 45 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou	57
Obrázek 46 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou opleteného lepící páskou	57
Obrázek 47 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 3 mm stěnou	57
Obrázek 48 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou zpevněného obinadlem... ..	58
Obrázek 49 Aktuátor umístěný v ortéze na umělém kolenu	59
Obrázek 50 Upínací mechanismus umělého kolena, aktuátor umístěný na skutečném kolenním kloubu	59
Obrázek 51 Trhliny vzniklé při pokusu u nezpevněného a zpevněného vzorku	60
Obrázek 52 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou v ortéze zpevněného obinadlem – var. 1.....	60
Obrázek 53 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou v ortéze zpevněného obinadlem – var. 2.....	60
Obrázek 54 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou v ortéze zpevněného obinadlem – var. 3.....	61

Obrázek 55 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 3 mm stěnou v ortéze – var. 1	61
Obrázek 56 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 3 mm stěnou v ortéze – var. 2	62
Obrázek 57 Myšlenkový vývoj zvolené varianty: aktuátory dle inspirace tejpováním [101] v látkové kolenní ortéze [102]	63
Obrázek 58 Vektory směru plnění aktuátorů tlakem	64
Obrázek 59 Deformace a napětí aktuátoru X zatíženého tlakem 50 kPa	64
Obrázek 60 Deformace kruhového aktuátoru zatíženého tlakem 50 kPa	65
Obrázek 61 Napětí kruhového aktuátoru zatíženého tlakem 50 kPa	65
Obrázek 62 Ukázka prostředí v OpenSIM [94].....	67
Obrázek 63 Model OpenSIM kontaktních sil (a), model OpenSIM pro analýzu kmenů pojivových tkání (b)	67
Obrázek 64 Formát textového souboru předložený OpenSimu	69
Obrázek 65 Kompresor vybavený malým vzdušníkem a akumulátorem [112].....	72
Obrázek 66 Zařízení FlowIO s ukázkou aplikace [103].....	73
Obrázek 67 Zařízení Programmable-Air s ukázkou aplikace [104].....	73
Obrázek 68 Elektrické a pneumatické schéma zapojení navrženého zařízení v softwaru Fritzing	75

Seznam tabulek

Tabulka 1 Výsledky srovnání návrhů ovládání stávajících poháněných exoskeletonů kolena dle [3].....	32
Tabulka 2 Tabulka z katalogu modulu MPU-6050 - parametry gyroskopu [71]	45
Tabulka 3 Tabulka z katalogu modulu MPU-6050 - parametry akcelerometru [71]	45
Tabulka 4 Nalezené kritické stavy pro koleno.....	48
Tabulka 5 Naměřené roll a pitch úhly ze dvou IMU senzorů	48
Tabulka 6 Zkušební hodnoty ze studie [89] pro Ogdenův model	49
Tabulka 7 Srovnání výsledků NX Samcef vs Abaqus	49
Tabulka 8 Varianty nalezených kompresorů.....	72
Tabulka 9 Hodnoty tlaku a průtoku nabízených variant FlowIO dle katalogového listu [103].....	73

Přehled použitých zkratk a symbolů

IMU	Inertial Measurement Unit
DMP	Digital Motion Processor
MEMS	Micro Electro-Mechanical Systems
ACL, LCA	Anterior Cruciate Ligament (přední zkřížený vaz)
PCL	Posterior Cruciate Ligament (zadní křížový vaz)
LCL	Ligamentum collaterale laterale (zevní postranní vaz)
PL	Patella luxation (luxace pately)
MCL	Medial Collateral Ligament (vnitřní/mediální postranní vaz)
m.	Musculus (sval)
EMG	Elektromyografické měření

1 Úvod

Celosvětovým socioekonomickým problémem je expanze stárnoucí populace s četnými fyzickými a zdravotními problémy. Zvláště závažná je ztráta mobility v důsledku muskuloskeletálních poruch. Monitorování kloubů lidského těla a včasná diagnostika těchto poruch představuje účinné řešení tohoto problému. Inteligentní systém monitorování kloubů dokáže identifikovat a zaznamenat důležité parametry týkající se pohybového aparátu. Taková zařízení lze také využít pro kontinuální sledování pohybů kloubů při běžných denních aktivitách a procesu hojení kloubů v pooperačním období. Monitorovací systém lze vyvinout kombinací miniaturních, odolných, levných a kompaktních senzorů s pokročilými komunikačními technologiemi zpracování dat [1]. Zrovna tak využívají obdobného monitorování sportovci pro sledování sportovní aktivity a adaptaci jedince na zátěž, kde již pro efektivitu a zlepšení nestačí pocitové vyhodnocení pohybu.

Kolenní kloub spolu s kolenními vazy patří k jednomu z nejvíce namáhaným a zraňovaným částem těla. Hrozí zde vyšší riziko poranění, onemocnění nebo ztuhlosti než u jiných kloubů, a proto vzniklo mnoho studií a prototypů kolenních exoskeletonů [2]. Kvůli složitosti tohoto kloubu by měla být před návrhem struktury bionického exoskeletu kolenního kloubu plně zvážena kinematika, jinak může navržené zařízení s nedostatečnou znalostí pohybu narušit a dokonce poškodit koleno [3]. Podle zamýšleného použití lze tato poháněná zařízení kolenního kloubu rozdělit na nositelné exoskeletony jako pomůcky při chůzi a terapeutické exoskeletony pro rehabilitaci [3]. Cílem moderních exoskeletonů je vyhodnotit závažnost situace (např. nestabilita kolena nebo možný pád uživatele), pro kterou je nutné koleno stabilizovat, zpevnit oblast kolenních vazů, zmírnit následky případného úrazu či monitorovat průběh pohybu a analyzovat proces uzdravování.

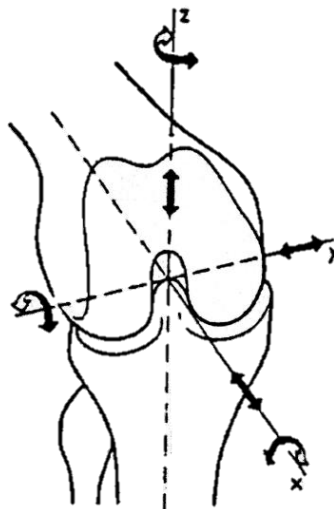
Cílem této práce je navrhnout nositelný kolenní exoskeleton složený ze senzorické a akční části. Senzorická jednotka slouží ke snímání pohybu kolena, dokáže měřit a vyhodnocovat rizikové stavy vedoucí k nežádoucímu pádu jedince, náchylné ke kolenní nestabilitě nebo jiným kritickým situacím. Na základě výstupních hodnot ze senzorů program vyhodnotí stavy, kdy se aktuátor aktivuje. Aktuátor je akční prvek, jehož principem je vhodně zareagovat a zajistit tak požadovaný stabilizační stav. Použití exoskeletu by předcházela konzultace se specialistou, který by posoudil stav pohybového aparátu jedince a na základě toho by na míru personifikoval závažné situace, které by se programově ošetřily. Smyslem tohoto nositelného zařízení není ochránit jedince před pádem nebo úrazem, ale v určitých mezích zamezit a zmírnit jeho následkům. Nejedná se o návrh konvenčního tuhého exoskeletu, ale o podpůrné zařízení, jehož samotné konstrukční provedení je dostatečně jednoduché, z dostupných materiálů i technologií, aby ekonomická hodnota odpovídala jeho funkční stránce. Přidanou hodnotou je pohodlné nošení bez překážení, malé rozměry i váha. Jak bude později představeno, celá navrhovaná nositelná jednotka v této práci vychází z principu pneumatické soft robotiky.

2 Kloub

Kloub je spojení umožňující pohyb vzájemně se stýkajících členů určitého mechanismu. Typy kloubů se liší počtem stupňů volnosti. Např. posuvný či otočný kloub mají jeden stupeň volnosti, kardanový kloub dva atd. Uvnitř kloubu působí určité mechanické namáhání. Lze rozlišit mechanické klouby vytvořené člověkem (např. v aplikovaných mechanismech nebo robotech), organické či biologické klouby (např. klouby živých organismů) nebo klouby uměle vložené do existujícího organismu. Pro zjednodušení matematického popisu při analýze pohybu je možné idealizovat mechanické vlastnosti kloubu, např. nahrazení kloubu bodem nebo zanedbání vlivu tření [4]. V případě kolenního kloubu se jedná o největší, nejtěžší a také nejkomplexnější kloub v lidském těle, čemuž odpovídá i jeho stavba, která má oproti ostatním velkým nosným kloubům řadu zvláštností. Spojují se v něm kost stehenní (femur), kost holenní (tibia), česka (patela) a funkčně s ním úzce souvisí i spojení hlavičky lýtkové kosti s kostí holenní [5, 6]. Na stavbě kloubu se podílejí artikulující kosti, kloubní pouzdro, vazy a svaly (společně označované jako stabilizátory) a v neposlední řadě cévy a nervy [6].

3 Kinematika kolenního kloubu

Pokud se středem kolenního kloubu proloží tři základní roviny (frontální, sagitální a transverzální), protnou se ve třech přímkách označených na obr. 1 jako X, Y a Z, které jsou zároveň osami možných pohybů v kolenním kloubu. Okolo a podél těchto os je možné provést celkem šest druhů pohybu – tři rotace a tři posuvy. Rotační pohyb kolem osy Y vzniká při běžném ohýbání kolena a označuje se jako flexe (ohnutí, zmenšení úhlu mezi dvěma kostmi) – extenze (natažení, zvětšení úhlu) [6]. Pohyb okolo osy Z je vnitřní – vnější rotace, která nastává vlivem různých tvarů kondyl femuru na koleno [7]. Pohyb okolo osy X je označován jako abdukce (odtáhnutí končetiny, pohyb od střední osy těla) – addukce (přitáhnutí, pohyb ke střední ose těla). Translační pohyb ve směru osy X se označuje jako přední a zadní zásuvkový příznak. K translaci podél osy Z (tedy ke kompresi a distrakci) dochází působením tlakových sil. Translační pohyb podél osy Y není za normálních okolností téměř možný, může ale k němu dojít při poranění vazivového aparátu kloubu. Z hlediska kinematiky jsou podstatné jen aktivní pohyby, tedy ty, které jsou proveditelné přímo v kloubu prostřednictvím svalů. Jedná se o flexi – extenzi a rotační pohyby předkolení. Ostatní pohyby jsou jen pasivní a lze je vyvolat např. při vyšetření [6].



Obrázek 1 Kineziologie kolenního kloubu [6]

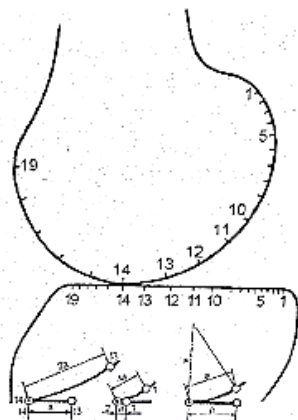
3.1 Flexe – extenze

Přestože tento pohyb probíhá v převážné míře v sagitální rovině, nejedná se o jednoduchý pohyb. Vzhledem ke geometrickému tvaru kloubních ploch, tvaru menisků, uspořádání a napětí vazů dochází ke kombinaci tří pohybů, jejichž koordinovanost zabezpečují zkřížené vazy: iniciální rotace (na začátku flexe) a terminální rotace (na konci extenze), valivý a kluzný pohyb kondylů femuru po tibiálním plató [6, 8]. Základní postavení kolene je v plné extenzi, při níž jsou napjaty oba postranní vazy a všechny vazy v zadní části kolenního kloubu. V této pozici na sebe vzájemně naléhají femur, tibia a menisky. Tento stav se nazývá uzamčené koleno [9]. Jak již bylo zmíněno, počátek flexe (prvních 5°) zahajuje mírná vnitřní rotace tibie a zevní rotace femuru. Laterální kondyl femuru se tedy začne otáčet a mediální posouvat. Při této malé rotaci se uvolní postranní ligamenta, vazy a LCA. Tento pohyb je označován jako odemknutí kolene. Po uskutečnění počáteční rotace následuje válivý pohyb femuru po tibií a obou meniscích. Od 20° flexe přechází valivý pohyb v pohyb posuvný, nejdříve v mediálním femorotibiálním kloubu. Menisky mění svůj tvar a spolu s kondylu femuru kloužou po tibií dozadu [9], viz obr. 2. Ke konci flexe se zmenšuje kontakt femuru s tibií a menisky se po ní posouvají dozadu. Flexe se dokončuje v meniskotibiálním spojení, přičemž laterální meniskus se po tibií posouvá mnohem více (asi 12 mm) než meniskus mediální (asi 6 mm). Větším posunům kostí brání zkřížené vazy. Patela se při flexi posouvá asi o 5–7 cm distálně. Při extenzi kolene probíhá celý proces opačně. Extenze začíná posuvným pohybem, patela se posouvá proximálně dopředu, následuje valivý pohyb s dokončením malé rotace (opačným směrem než při flexi), kdy se extendovaný kloub znovu uzamkne [10, 11, 12, 13].

3.1.1 Vzájemný pohyb kluzného a valivého pohybu během flexe

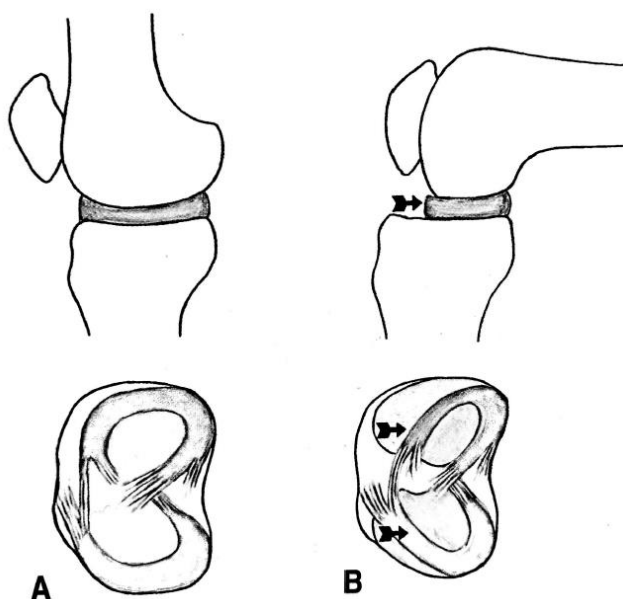
V podélné – sagitální rovině má kondyl femuru tvar spirály. Zakřivení se směrem dozadu zmenšuje. Důsledkem tohoto tvarování a různého poloměru křivosti jednotlivých částí kondylů femuru není stálá osa středu otáčení. Osa je závislá na úhlu ohnutí kolena, tedy na stupni flexe. Tato skutečnost je označována jako instantní centrum rotace [6]. Střed ohybu se pohybuje po plochách, které tvoří kruh o průměru 20–25 mm. V důsledku tohoto tvarování kondylů femuru a rozdílu mezi velikostí mediálních a laterálních kondylů dochází ke kombinaci jejich vytváření a klouzání po plochách kondylů tibie při flexi kloubu. Toto zjištění je důležité pro určení příčin degenerativních změn kontaktních ploch kolenního kloubu [7].

Čísla na obvodu kloubních ploch na obr. 2 označují body odpovídající vzájemnému kontaktu obou kostí během pohybu, tyto body byly získané geometrickou metodou. Na začátku flexe je poměr mezi valivým a kluzným pohybem 1:2, na konci flexe 1:4. Tento poměr je určený vzájemným poměrem délek kloubních ploch na femuru a tibií, které vstoupily během určitého rozsahu úhlu flexe do vzájemného kontaktu. To znamená, že když dojde na začátku flexe k posunu místa vzájemného kontaktu obou kostí na tibií z bodu 14 do bodu 13, musí kondylu femuru překonat dvojnásobnou dráhu, na konci flexe však už šestinásobnou. Čím více převládá složka kluzného pohybu, tím méně se posouvá okamžitý střed rotace. V případě, že by mezi dvěma kostmi existoval jen valivý pohyb, musela by se délka kloubních ploch shodovat [6].



Obrázek 2 Artikulující plochy kolenního kloubu [6]

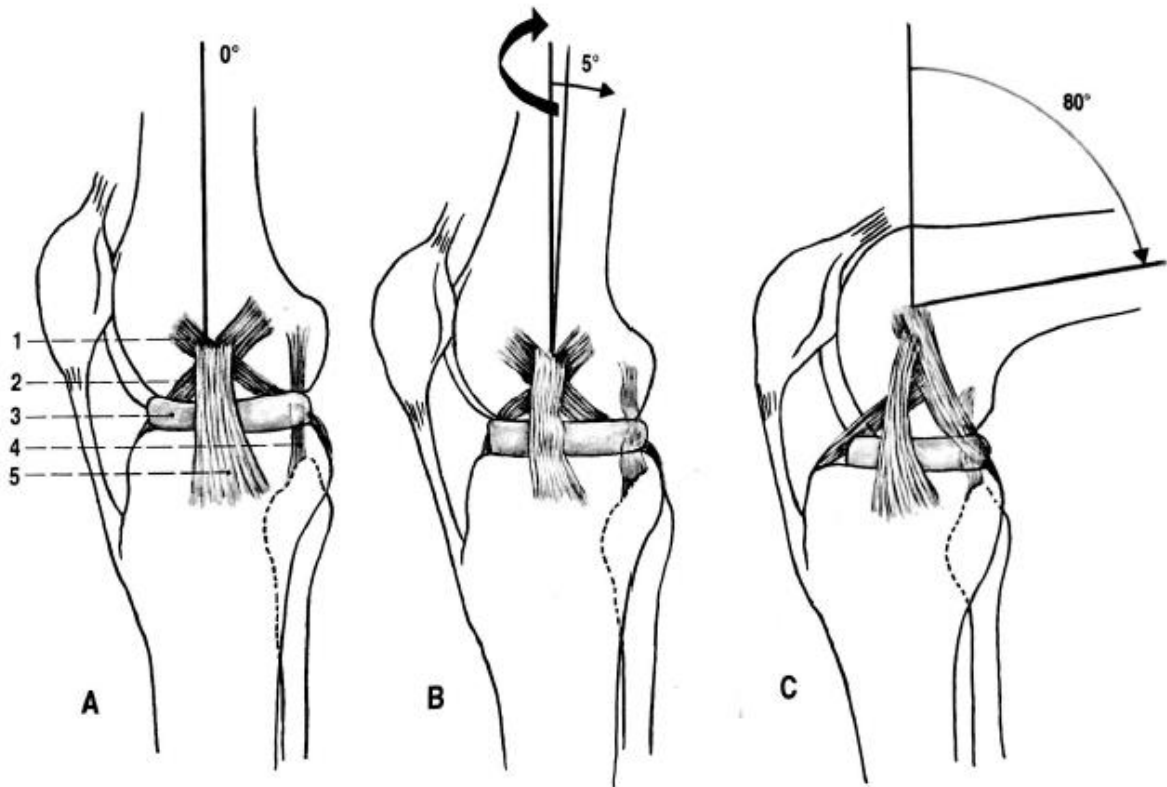
Pro tvar artikulujících ploch je charakteristické zakřivení kondylů femuru, kde vnější kondyl je méně zakřivený. Nestejné zakřivení silně konvexních kondylů femuru oproti skoro plochým kondylům tibie je vyrovnáváno menisky [6]. Schéma na obr. 3 znázorňuje změnu tvaru a polohy menisků za pohybu kolena, kde A je tvar menisků za plné extenze kolena a B zobrazuje deformaci menisků a posun dozadu při flexi [9].



Obrázek 3 Změna tvaru a polohy menisků při flexi [9]

3.1.2 Poloha vazů během flexe

Na obr. 4 je pohled z vnitřní strany na postavení postranních a zkřížených vazů kolena za extenze a v průběhu flexe kolena. V plné extenzi jsou napjaté postranní i zkřížené vazy (A), při flexi do 15° (B) spojené s počáteční rotací se uvolňují postranní vazy a přední zkřížený vaz (odemknutí kolene). Při pokračující flexi se opět napíná postranní vnitřní vaz a přední zkřížený vaz a zajišťují pevnost kloubu při flekčním pohybu [9].



Obrázek 4 Poloha vazů při flexi [9]

Popis vazů na obr. 4:

1 = zadní zkřížený vaz

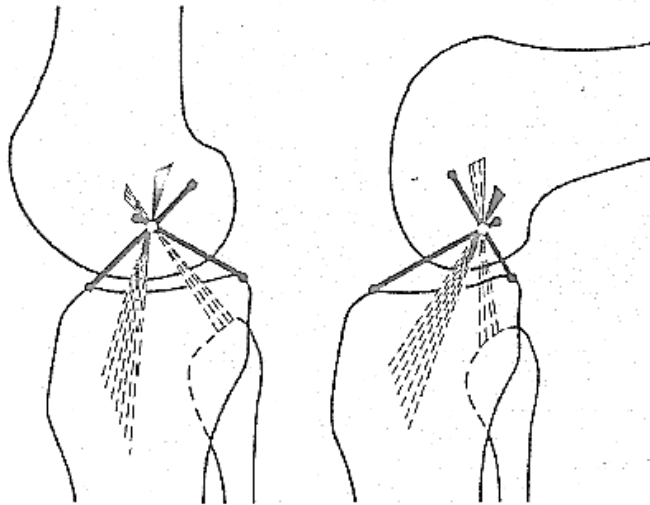
2 = přední zadní zkřížený vaz

3 = meniscus

4 = postranní vnější vaz

5 = postranní vnitřní vaz

Postranní vazy spolu s vyvýšeninou tibie zajišťují především průběh flexe v sagitální rovině. Hlavní význam mají zkřížené vazy, které zajišťují vzájemnou koordinaci všech pohybů, hlavně kluzného a valivého [6]. Při porušení jednoho vazu (obvykle předního zkříženého vazů) dojde ke změně poměrů a to ve prospěch valivého pohybu. Následkem toho je změna poměrů vzdáleností a předčasné opotřebení kloubní chrupavky [6]. Z kinematického hlediska tvoří femuro – tibiální skloubení křížený čtyřkloubový mechanismus, který je dán průběhem úponů zkřížených a postranních vazů. Na obr. 5 je vidět posun okamžitého středu rotace během flexe, který vznikne v boční projekci jako průmět všech křížících se vazů [6].



Obrázek 5 Průběh osy flexe vzhledem ke zkříženým postranním vazům [6]

3.1.3 Rozsah pohybu flexe – extenze a rotace

Rozsah pohybu se liší podle různých autorů. Rozsah pohybu je za normálních okolností možný z extenze 0° do flexe 135° [14], flexe $120\text{--}150^\circ$, do 140° u aktivního pohybu [11], aktivní flexe je možná do 140° a flexe pasivní do 160° [15]. Rozsah flexe limituje svalová hmota na zadní straně stehna. Ze základního postavení je možná i hyperextenze 5° . U jedinců s větší kloubní laxitou může být tento pohyb větší, obvykle však nepřesáhne 15° [15]. Rozsahy rotace jsou dle [9] uváděny jako $5\text{--}10^\circ$ u vnitřní rotace a u zevní $30\text{--}50^\circ$. Dle [16] lze maximální rotaci provést při 80° flexi kolena.

3.1.4 Svaly konající flexi – extenzi a rotaci

Svaly provádějící flexi kolenního kloubu jsou m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus. Tyto svaly se klinicky označují jako hamstringy. Pomocnými svaly jsou m. sartorius, m. gracilis, m. gastrocnemius a m. popliteus. Jejich flekční síla je závislá na postavení pánve [12].

Na extenzi se podílejí m. rectus femoris, m. vasti a ligamentum patellae. Při vzpřímení, kdy se extenduje koleno tímto extenzorovým aparátem, se současně aktivují i flexory kolena, které by naopak tomuto pohybu měly bránit. Jejich funkce by se měla rušit, ale přesto se podporují a dochází ke vzpřímení. Tento fenomén se označuje jako „Lombardův paradox“. Tato kontrakce je důležitá pro stabilizaci a je řízena centrálně. Při selhání tohoto mechanismu dochází k destabilizaci kolena [16].

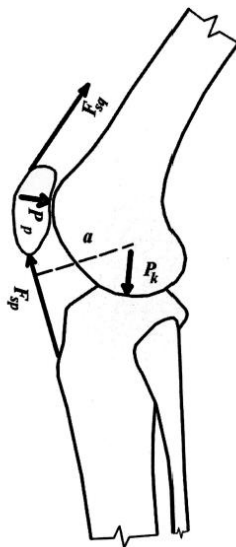
Zevní rotaci provádějí m. biceps femoris a tensor fasciae latae. Na vnitřní se podílejí svaly pes anserinus, m. semimembranosus, ale především m. popliteus [17].

4 Statika kolenního kloubu

V této kapitole je popsána aplikace principu statiky k vyšetřování vnitřních silových účinků ve svalových skupinách kloubu. Ve statických úlohách zahrnujících pohybový aparát jsou obecně neznámé kloubní reakční síly a svalová napětí. Mechanická analýza kloubu vyžaduje znalost vektorových charakteristik napětí ve svalu, včetně správného umístění svalových úponů, hmotnosti segmentů těla, střediska hmotnosti jednotlivých částí a anatomické osy rotace kloubu. Kompletní analýza svalových sil potřebných k udržení různých pozic je komplikovaná kvůli složitému uspořádání svalů v lidském těle a omezeným informacím. Obecně platí, že relativní pohyb segmentů těla kolem daného kloubu je řízen více než jednou svalovou skupinou. Aby bylo možné redukovat specifický problém biomechaniky na problém staticky určitý a aplikovat rovnice rovnováhy, lze vzít v úvahu pouze svalovou skupinu, která je primárním zdrojem kontroly nad kloubem. Možné příspěvky jiných svalových skupin k nosnému mechanismu kloubu jsou ignorovány. Aproximace účinků jiných svalů může být odhadnuta s uvážením jejich průřezových ploch a jejich relativní polohy ve vztahu ke kloubu. Odhadnout napětí ve svalových skupinách lze také pomocí elektromyografického (EMG) měření svalových signálů. Pro aplikaci principů statiky na analýzu mechaniky lidských kloubů jsou uvažovány následující předpoklady [18]:

- Anatomické osy rotace jsou známy.
- Umístění svalových úponů je známo.
- Linie působení svalového napětí je známa.
- Segmentová závaží a jejich linie je známa.
- Třecí faktory v kloubech jsou zanedbatelné.
- Dynamické aspekty problémů jsou ignorovány.
- Budou uvažovány pouze dvourozměrné problémy [18].

Jak již bylo uvedeno, kolenní kloub je tvořen kontaktem tří kostí – femuru, tibie a pately. Na obr. 6 jsou popsány silové účinky od jednotlivých složek [7].



Obrázek 6 Silové účinky na koleno [7]

Popis silových účinků na obr. 6:

P_k = tlaková síla

F_{sp} = tahová síla

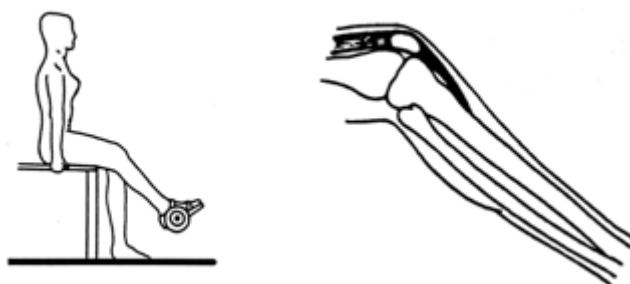
F_{sq} = síla od svalu m. quadriceps

P_p = akční síla od patello-femorálního kontaktu

a = rameno od silového účinku patelární šlachy [7]

4.1 Určení tahové síly svalem m. quadriceps na tibií a síly tibiofemorálního kloubu

Působení statických účinků kolenního kloubu bude demonstrováno na modelu člověka cvičícího se zatěžovací botou pro posílení svalu m. quadriceps, který provádí flexi – extenzi kloubu, viz obr. 7, kde jsou znázorněny i zatěžované svaly [18].



Obrázek 7 Cvičící osoba [18]

Jednoduchý mechanický model dolní končetiny se zatěžovacími silami je zobrazen na obr. 8. Popis silových účinků:

W_1 – váha dolní končetiny

W_o – váha závažové boty

F_M – tahová síla vyvinutá svalem m. quadriceps na tibií přes patelární šlachu

F_j – velikost reakční síly tibiofemorálního kloubu při působení femuru na tibiální plató

O – střed otáčení tibiofemorálního kloubu

A – místo připojení patelární šlachy k tibií

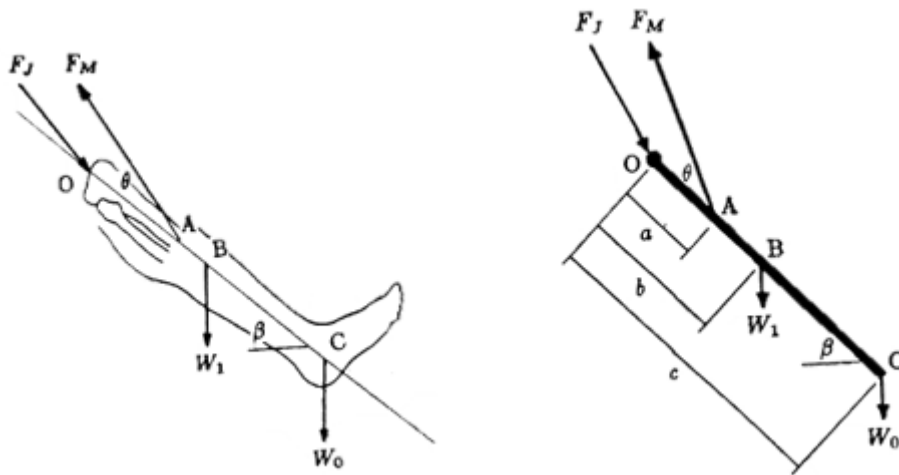
B – střed hmotnosti dolní končetiny

C – střed hmotnosti závažové boty

a, b, c – vzdálenosti mezi body $O - A, B, C$

β – úhel natočení tibie od horizontální osy

θ – úhel natočení síly od svalu m. quadriceps od linie tibie [18]

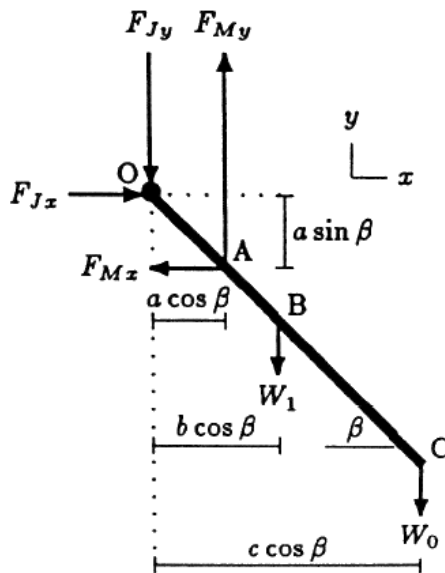


Obrázek 8 Síly zatěžující dolní končetinu [18]

Na obr. níže jsou znázorněny složky sil ve směru x a y. Složky síly vyvinuté svalem jsou

$$F_{Mx} = F_M \cdot \cos(\theta + \beta) \quad (1)$$

$$F_{My} = F_M \cdot \sin(\theta + \beta). \quad (2)$$



Obrázek 9 Složky sil na dolní končetině ve směru x a y [18]

Neznámé jsou F_M , F_{Jx} a F_{Jy} . Pro řešení rovinného problému je využito třech podmínek rovnováhy. Následující momentová podmínka kolem bodu O uvažuje kladný moment proti směru hodinových ručiček [18].

$$\sum M_O = 0: (a \cdot \cos \beta) \cdot F_{My} - (a \cdot \sin \beta) \cdot F_{Mx} - (b \cdot \cos \beta) \cdot W_1 - (c \cdot \cos \beta) \cdot W_0 = 0 \quad (3)$$

Dosazením rovnic (1), (2) do (3) lze získat vztah pro sílu F_M , tedy velikost síly vynaložené svaelem m. quadriceps pro podepření natažené nohy o úhel β . Za předpokladu splnění podmínky [18]

$$[\cos \beta \cdot \sin(\theta + \beta) - \sin \beta \cdot \cos(\theta + \beta)] = 0 \quad (4)$$

platí

$$F_M = \frac{(b \cdot W_1 + c \cdot W_0) \cdot \cos \beta}{a \cdot [\cos \beta \cdot \sin(\theta + \beta) - \sin \beta \cdot \cos(\theta + \beta)]} \quad (5)$$

Podmínky silové rovnováhy mají složky

$$\sum F_x = 0: F_{Jx} = F_{Mx} = F_M \cdot \cos(\theta + \beta) \quad (6)$$

$$\sum F_y = 0: F_{Jy} = F_{My} - W_0 - W_1 \quad (7)$$

$$F_{Jy} = F_M \cdot \sin(\theta + \beta) - W_0 - W_1.$$

Velikost výsledné tlakové síly působící na tibiální plató v kolenním kloubu je

$$F_J = \sqrt{(F_{Jx})^2 + (F_{Jy})^2}. \quad (8)$$

Dosazením konkrétních hodnot do (5) a (8) lze získat pro představu výsledné velikosti sil ($W_1 = 150 \text{ N}$, $W_0 = 100 \text{ N}$, $a = 12 \text{ cm}$, $b = 22 \text{ cm}$, $c = 50 \text{ cm}$, $\beta = 45^\circ$, $\theta = 15^\circ$) [18].

$$F_J = 1171 \text{ N} \quad (9)$$

$$F_M = 1381 \text{ N} \quad (10)$$

4.2 Určení tlakové síly v patellofemorálním kloubu

Lidské koleno má dvojí kloubní strukturu složenou z tibiofemorálního a patellofemorálního kloubu. Čtyřhlavý sval přechází přes česku a česka a sval tvoří kladkové uspořádání. Čím vyšší je napětí ve svaly, tím větší tlakovou silou působí česka na patellofemorální kloub [18]. Byly analyzovány síly působící kolem tibiofemorálního kloubu. Po určení napětí v českové šlase a za předpokladu, že napětí je rovnoměrné v celém kvadricepsu, je možné vypočítat tlakovou sílu působící na patellofemorální spoj tím, že se vezme v potaz diagram volného těla česky (obr. 10a). Popis použitých veličin [18]:

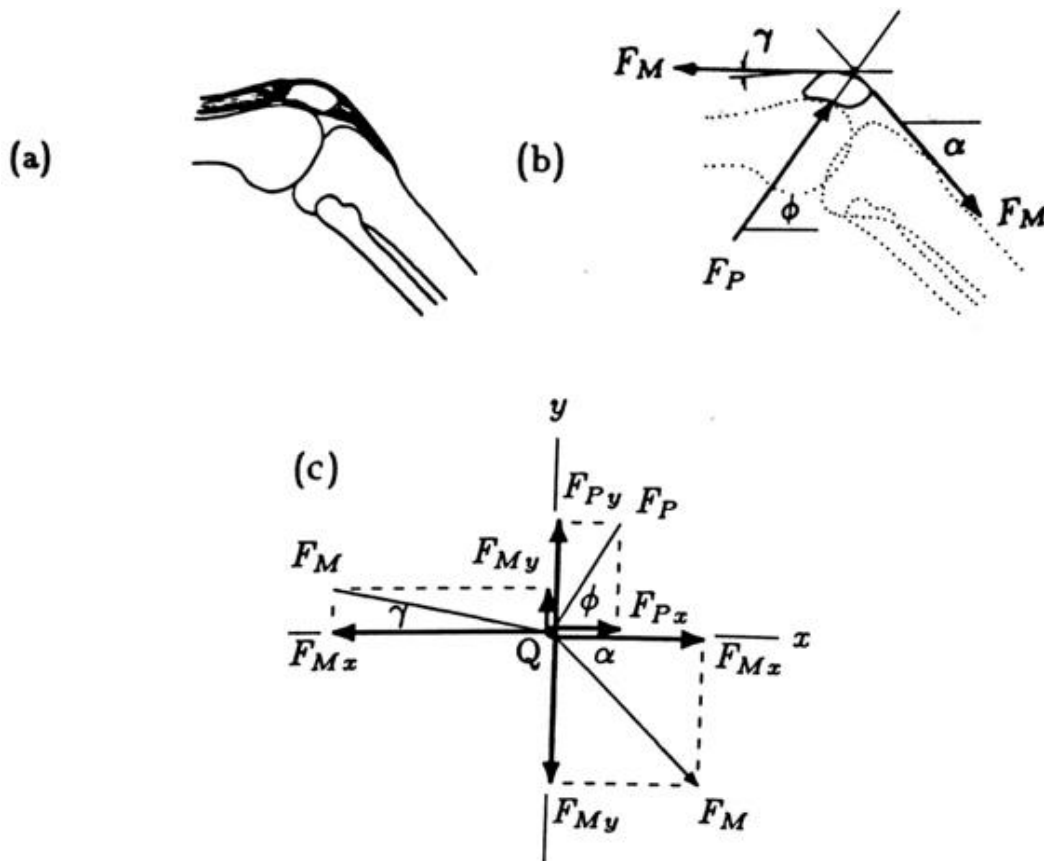
F_M = stejnoměrná velikost tahové síly ve šlachách česky a kvadricepsu

F_P = velikost tlakové síly působící femurem na patellu v patellofemorálním kloubu

α = úhel mezi šlachou česky a horizontální osou

γ = úhel mezi šlachou kvadricepsu a horizontální osou

θ = neznámý úhel mezi linií působení tlakové reakční síly v kloubu [18].



Obrázek 10 Diagram volného těla česky (a), síly působící na česku (b) a síly po přenesení do bodu Q [18]

Obr. 10b zobrazuje systém tří sil, pro rovnováhu česky musí být souběžný. Nejprve bude určen společný průsečík Q prodloužením akčních linií sil od patelární šlasy a šlasy od kvadricepsu. Osa spojující bod Q a bod působitě síly F_P odpovídá linii působení síly F_P . Síly mohou být přeneseny do bodu Q (obr. 10c) a podmínky rovnováhy ve směru x a y jsou [18]

$$\sum F_x = 0: \quad F_P \cdot \cos \theta = F_M \cdot (\cos \gamma - \cos \alpha) \quad (11)$$

$$\sum F_y = 0: \quad F_P \cdot \sin \theta = F_M \cdot (\sin \gamma - \sin \alpha). \quad (12)$$

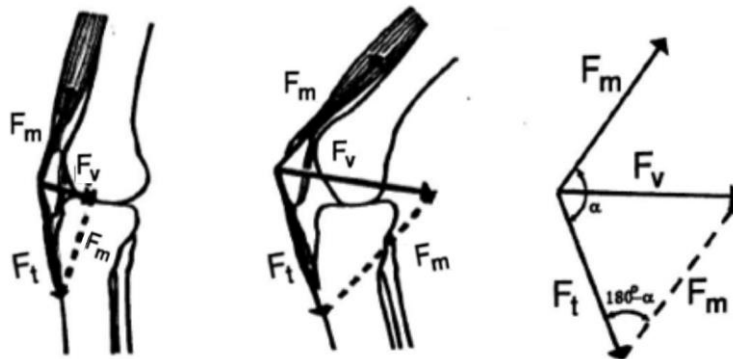
Tyto podmínky mohou být řešeny pro úhel θ a zároveň pro velikost tlakové síly F_p .

$$F_P = \left(\frac{\cos \gamma - \cos \alpha}{\cos \theta} \right) \cdot F_M \quad (13)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{\sin \alpha - \sin \gamma}{\cos \gamma - \cos \alpha} \right) \quad (14)$$

Při znalosti úhlu flexe α sevřeného mezi tibiofemorálním a patellofemorálním kloubem lze odvodit vztah z kosinové věty. Na obr. 11 jsou znázorněné silové poměry v kloubu při různých úhlech flexe a nárůst velikosti výslednice bočních sil [6, 19].

$$F_V^2 = F_m^2 + F_t^2 - 2 \cdot F_m \cdot F_t \cos(180^\circ - \alpha) \quad (15)$$



Obrázek 11 Síly působící na čěšku pro druhou variantu vyjádření [19]

5 Dynamika kolenního kloubu

Jak již bylo zmíněno, kolenní kloub je největším a nejsložitějším kloubem v těle. Nese téměř polovinu tělesné váhy [20], avšak síla působící na koleno může být v určitých situacích v důsledku biomechanických faktorů a fyziky pohybu i větší. Podle [21, 22, 23] zažívá tento kloub 200–300% tělesné hmotnosti při různých pohybových aktivitách, jako je vstávání, sezení, stání na jedné noze, rovná chůze, stoupání do schodů, sestupování ze schodů, atd. Studie [24] prokazuje 1,3 násobek tělesné hmotnosti při chůzi, 3,3 při chůzi po schodech, 5,6 při běhu a dokonce 7,8 násobek během hlubokého pokrčení nebo dřepu.

Síla je ovlivněna několika faktory včetně hmotnosti těla, úhlu kloubu a sil působících na kloub během pohybu. Kolenní kloub funguje v těle jako pákový systém. Síla vyvíjená na koleno je ovlivněna nejen hmotností těla, ale také pákou a kroutícím momentem vytvářeným polohou a pohybem kloubu. Např. při chůzi, běhu nebo skákání vytvářejí svaly kolem kolena síly, které mohou být výrazně větší než tělesná hmotnost. Během těchto činností dochází ke zrychlování a zpomalování. Náhlé změny rychlosti mohou mít za následek působení vyšších sil na klouby, např. při přistání po skoku, síly mohou být dokonce několiknásobkem tělesné hmotnosti v důsledku náhlého zpomalení. Ke zvýšenému namáhání kloubů může dojít při neoptimální biomechanice nebo nerovnováze svalové síly. Mezi vnější faktory ovlivňující velikost nárazových sil pak patří měkkost/tvrdost povrchu a typ nošené obuvi. Je důležité si uvědomit, že zatímco síly působící na koleno mohou být při určitých činnostech vyšší než tělesná hmotnost, lidské tělo je navrženo tak, aby zvládlo značné množství namáhání. Nesprávná biomechanika, špatná kondice nebo nadměrné síly v průběhu času však mohou přispět ke zraněním kloubů [25].

6 Poranění měkkých struktur kolenního kloubu

Kolenní kloub spolu s kolenními vazy patří k jedněm z nejvíce zraňovaným kloubům, zejména u sportovců a aktivních jedinců [2]. Bolesti kolenního kloubu trpí lidé z několika důvodů. Mladí lidé mají obtíže obvykle po nějakém úrazu nebo při vrcholovém sportu, starší lidé trpí přirozenými problémy pohybového aparátu [2]. Pro zaměření této práce mají vliv poranění spojená s měkkými strukturami kolenního kloubu. Tyto struktury se nejčastěji (až 70%) poškodí právě zmiňovaným sportovním úrazem. Studie ukazují, že jedním z hlavních faktorů vzniku poranění měkkých struktur kolena je narušení kontroly dynamické stabilizace kolenního kloubu [26]. Při poranění měkkého kolena se může poškodit pouzdro, vazivový aparát nebo meniskus, a to izolovaně nebo ve vzájemné kombinaci. Nejzávažnější jsou poranění kombinovaná s poškozením více struktur včetně skeletu a chrupavek. Při poranění skeletu bývají vždy postižena měkká vaziva [6]. Několikačetné šlachy a vazy drží složitý kloub pohromadě. Dojde-li k narušení, kolenní mechanismus přestává fungovat a dochází k bolestem a obtížím. [2]. Z několika vazů v kolenním kloubu se přední zkřížený vaz (ACL) setkává s nejvyšší frekvencí poranění při dynamických událostech (podvrtnutí nebo natržení), a proto je studium poranění ACL často prozkoumávaným předmětem zájmu [27]. Nachází se uprostřed kolena a zabraňuje vyklouznutí holenní kosti před kostí stehenní [28], viz obr. 4. Většina publikovaných studií o poranění ACL se zabývá diagnózou a chirurgickou léčbou, pooperačními rehabilitačními programy, postupy usnadňujícími rychlé zotavení a poúrazovou biomechanikou [29, 30, 31, 32]. Mechanické chování ACL a dalších vazů v souladu s reálnou kinematikou a podmínkami zatížení pomůže lépe porozumět vztahu napětí a deformace, mechanismům poranění atd. [33].

7 Rešerše kolenních ortéz a exoskeletonů

Ortézy a bandáže poskytují úlevu při akutní bolesti a poranění, slouží jako preventivní ochrana při nadměrném zatěžování kloubu či k urychlení rekonvalescence po úrazu. Ortéza danou část znehybní (pevná ortéza) nebo upevní bez toho, aby omezovala v pohybu (s vymezeným rozsahem pohybu) [2].

7.1 Kolenní ortézy a stabilizátory

Ortéza je léčebná zdravotnická pomůcka, která chrání a podporuje pohyblivé části těla, pomáhá je udržovat ve zpevněné či stabilizované poloze a tím je chrání před dalším namáháním. Hlavním účelem těchto pomůcek je snížit bolest, zlepšit fyzické funkce a případně zpomalit progresi onemocnění. Ortéza se používá také jako prevence například při sportovní činnosti. Pevná ortéza nebo návlek vytváří vnější tlak na bolestivé místo a poskytnou tak úlevu nebo slouží jako správná mechanická opora. Ortézu doporučí lékař nebo fyzioterapeut, aby účinně podpořila rehabilitaci po zranění nebo pomáhala při chronických bolestech kloubů. Výběr ortézy závisí na druhu poranění. Kromě funkčnosti je důležitý i design a provedení ortézy, kdy je prokázáno, že díky atraktivnímu vzhledu se zvyšuje ochota ortézu nosit. Mezi běžné kolenní ortézy patří pevné s postranní výztuhou, návleky, kompresní bandáže nebo infrapatelnární pásek. Ortéza má pomocné výztuhy a většinou slouží k řešení pooperačních stavů, bývá předepisována lékařem. Oproti tomu bandáž má jednodušší provedení a lze ji běžně zakoupit v ortopedických či zdravotnických potřebách [2].

7.2 Kolenní exoskeletony

Robotický exoskeleton je mechanické zařízení složené z pevného rámu s klouby, které je nositelné na těle. Slouží k podpoře a asistenci nebo zlepšení fyzických schopností lidského těla. Exoskeletony lze rozdělit jako motorizované a pasivní [34].

7.2.1 Motorizované exoskeletony

Motorizované exoskeletony mohou využívat hydraulický, elektrický, pneumatický nebo jiný typ pohonu. Tyto exoskeletony mohou být propojeny např. s řídicím počítačem a hydraulickým systémem nebo být zcela autonomní. Klasifikují se jako asistenční nebo posilující. Asistenční exoskeletony mohou postiženému pomoci chodit, protože jsou sami schopné chůze. Funkce těchto exoskeletonů je odlehčit fyzickou zátěž při určité činnosti. Mohou například poskytnout část potřebné energie, takže uživatel musí na chůzi vynaložit menší úsilí. Pokud jde o exoskeletony posilující, jejich funkce je více orientována na zvýšení síly uživatele. Mohou také pomoci zlepšit fyzickou odolnost, tedy např. při delší chůzi nebo delším provádění těžkých úkolů [34].

7.2.2 Pasivní exoskeletony

Pasivní exoskeletony nemají žádný typ motoru a k ukládání energie využívají pružiny. Slouží k poskytnutí mechanické podpory při sezení, dlouhém stání nebo k podpoře pohybu. Pomáhají lidem vykonávat fyzicky náročné úkoly, ale samy o sobě nezvyšují lidské schopnosti [34].

7.2.3 Využití exoskeletonů

Nejčastěji se exoskeletony používají ve zdravotnictví a zejména v rehabilitační medicíně. Toto je původní myšlenka exoskeletonů: pomáhat lidem, kteří utrpěli nějakou nehodu, mrtvici nebo jiný druh zranění a potřebují se znovu vrátit k běžným činnostem. V průběhu let byla tato zařízení vylepšována a optimalizována tak, aby se dala snáze používat [34]. Další oblast použití exoskeletonů je v armádě, kde pomáhají snižovat fyzickou zátěž vojáků. Jako příklad lze uvést prototyp vyvinutý agenturou DARPA na přelomu století nebo oblek ONYX společnosti Lockheed Martin (obr. 12), jehož cílem je pomáhat vojákům provádět úkoly náročné na kolena, jako je např. přecházení těžkého terénu. Předpokládá se, že tyto exoskeletony zlepšují ochranu a fyzickou zátěž vojáka, ale také pomocí senzorů kognitivní zátěž [34].



Obrázek 12 Oblek Onyx [114]

Exoskeletony se využívají také v průmyslu. Továrny, montážní linky a sklady jsou místa, kde se vyskytují těžké, opakující se úkoly nebo úkoly, které mají za následek nepohodlné držení těla. Některé společnosti začleňují robotické rámy pro celé tělo nebo končetiny. Je tak možné je osvobodit od velké zátěže, přetěžování a také je činí odolnějšími vůči nucenému držení těla po celý pracovní den. Tato řešení nejsou dostupná pro každou společnost, protože jsou velmi nákladná [34].

7.2.4 Specifikace a úskalí exoskeletů

Exoskeletony jsou přenosná zařízení. Nemusejí být fyzicky připojena k pevnému napájecímu zdroji, ale tento zdroj musí být lehký, spolehlivý a odolný, což je kombinace požadavků, které je obtížné dosáhnout při nízkých nákladech. Pro uživatele s omezením mobility jsou překážkou příliš vysoké náklady. V případě lékařských exoskeletů se cena pohybuje v desítkách tisíc eur za kus, a to i u těch nejdostupnějších variant. V současné době mohou tyto náklady ospravedlnit pouze nejpokročilejší lékařská centra s největšími rozpočty a také velká průmyslová odvětví, kde může být cestou k postupné demokratizaci pro průmyslové aplikace obchodní model Robots-as-a-service [34]. V tomto modelu nabízejí robotické společnosti použití svých robotických zařízení prostřednictvím smlouvy založené na předplatném. Jiná společnost zakoupí licence pro fyzického průmyslového nebo servisního robota. Nevlastní tedy robotickou jednotku ani technologii, která ji provozuje, ale místo toho licencují používání robota pro svou společnost za opakovaný poplatek [35]. I když exoskeletony pomáhají překonávat fyzické bariéry uživatele, nejsou zdaleka kvůli těžké váze pohodlné a jejich použití je těžkopádné. Připevnění exoskeletu k tělu může způsobit nepříjemné a někdy i bolestivé tření, což je i přes jejich přednosti významná překážka. Současné exoskelety mají navíc omezený rozsah pohybu rozdílný od rozsahu pohybu kloubů lidských končetin, takže pohyblivost uživatelů při nošení exoskeletu neodráží přirozený pohyb. Zmíněné faktory jsou hlavní aspekty, které je třeba zlepšit, aby se tato podpůrná zařízení stala univerzálním řešením dostupným pro všechny [34].

7.3 Přehled konstrukčních návrhů poháněných exoskeletonů kolen

Tato rešerše dosavadních konstrukčních řešení a technologie ovládání vychází z přehledové studie z roku 2023 [3]. Podle přenosu síly a konstrukčních charakteristik zahrnuje tento výzkum exoskeletony z konvenčních hnacích aktuátorů, pneumatických svalových, aktuátorů s proměnnou tuhostí a dalších. Mimo jiné je analyzována poddajnost řízení, obtížnost přesné kontroly, rozpoznávání záměrů pohybu nebo strategie řízení [3].

7.3.1 Zjednodušený návrh konstrukce

Přestože je lidské koleno komplexní kloub, většinu stupně volnosti lze ignorovat a v určitých biomechanických studiích se uvažuje pouze jediný pohyb. Jedná se o flexi/extenzi pohybu v sagitální rovině a biologický kloub je zjednodušen na inženýrský [36, 37]. Jako příklad lze uvést přenosný mechanismus pro cvičení kolena, kde je zařízení poháněno rotačním aktuátorem na bázi elektroeologické kapaliny [38], jak je znázorněno na obr. 13.



Obrázek 13 Exoskeleton založený na elektroeologické kapalině[38]

7.3.2 Návrh založený na biologických geometriích kolena

Pro exoskeleton je obzvláště obtížné napodobit pohyb kolenního kloubu kvůli jeho složité struktuře a s jediným otočným kloubem se nelze vyhnout problému nesouososti. Další návrhy pak uvažují kloub jako strukturu založenou na biologických geometriích [3]. Ukázkou tohoto přístupu může být studie [39], kde byl vyvinut mechanismus kloubu ve spojení s dvoustupňovým převodovým systémem rozvodového řemene pro zajištění účinné podpory bez narušení přirozené chůze, jak je znázorněno na obr. 14.



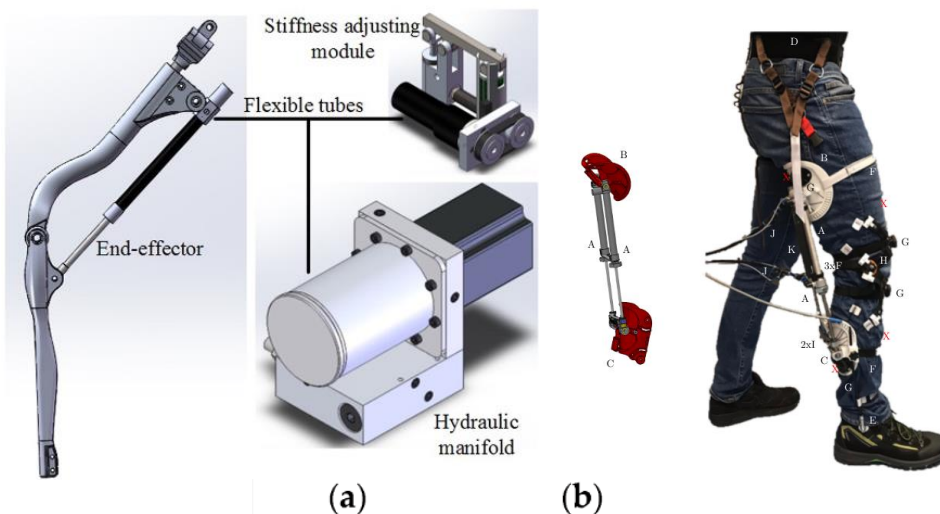
Obrázek 14 Exoskeleton s převodovým systémem [39]

7.4 Návrh ovládání

Režim řízení přímo ovlivňuje konstrukční návrh a způsob ovládání. Zařízení pro interakci člověka s exoskeletonem by mělo splňovat dostatečný točivý moment, spolehlivost, mechanickou poddajnost a adaptabilitu vůči nositeli [40].

7.4.1 Konvenční aktuátory

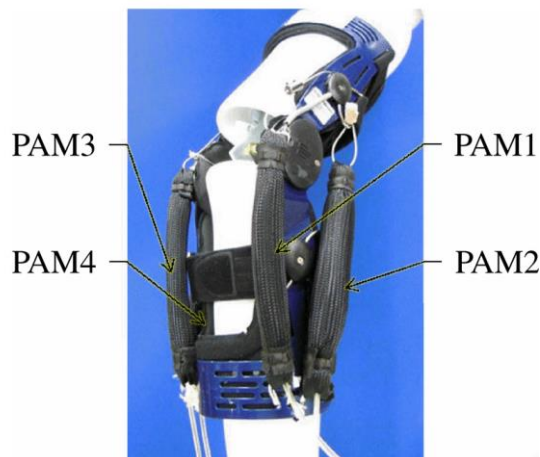
Mezi konvenční hnací pohony patří převážně lineární hydraulické, pneumatické a elektrické pohony [3]. Jak je znázorněno na obr. 15a, Zhu J et al. [41] navrhli hydraulický aktuátor s proměnnou tuhostí, který dokáže napodobit efektivní pasivní chování kolenního kloubu a poskytnout aktivní pomoc při lokomoci. Kromě toho Klein Rot JE et al. [42] zavedli aktivní exoskelet kolena využívající pneumatický válec, jak je znázorněno na obr. 15b.



Obrázek 15 Hydraulický [41] (a) a pneumatický (b) aktuátor [42]

7.4.2 Pneumatické svalové aktuátory

Pneumatické umělé svaly jsou zařízení napodobující chování přirozených svalů (natahování a stahování) ovládané stlačeným vzduchem, který plní pneumatický měchýř. Poprvé byly použity pod názvem McKibben umělé svaly [43]. Při expanzi se podélně smršťují a lze měnit jejich tuhost. Výhodou tohoto přístupu je nízká hmotnost (hlavním prvkem je membrána), jednoduchá struktura a vnitřní poddajnost [44]. Maeda D et al. [45] vyvinuli robotický exoskeleton kolena s měkkými pneumatickými umělými svaly McKibbenova stylu. Jak je znázorněno na obr. 16, aktuátor by mohl zlepšit poddajnost exoskeletonu řízením vnitřních tlaků vzduchu agonistů-antagonistů a nastavením tuhosti.



Obrázek 16 Exoskeleton s McKibben svaly [45]

7.4.3 Pohony s proměnnou tuhostí

Aktuátory proměnné tuhosti umožňují přizpůsobení se změnám prostředí a požadavkům úlohy prostřednictvím změny výstupní tuhosti aktivního kloubu [46]. Použití těchto předností je však za cenu vyšší hmotnosti, složitosti a nedostatku robustnosti [3]. Shamaei K a kol. [47] navrhli modul s proměnlivou tuhostí vybavený dvěma pružinami namontovanými na nastavitelné kolenní ortéze, který umožňuje volný pohyb kolenního kloubu v koncovém postoji (obr. 17).



Obrázek 17 Exoskeleton vybavený dvěma pružinami [47]

7.4.4 Pohony s jinými akčními členy

Inteligentní a kompozitní materiály prokázaly obrovský potenciál v exoskeletech kolena, včetně aktuátorů ze slitin s tvarovou pamětí [48], vakuově ovládaných rotačních aktuátorů [49] a měkčených PVC gelových aktuátorů [50]. Tyto inovace mají své vlastní jedinečné prostředky k efektivnímu napodobování nelineárních charakteristik lidských kolenních kloubů. Nicméně jsou známy některé zásadní problémy, jako je nelineární hysterezní efekt, vysoká technická náročnost a složité řízení [3].

7.5 Shrnutí

Charakteristiky výše zmíněných typů exoskeletonů jsou shrnuty v následující tabulce.

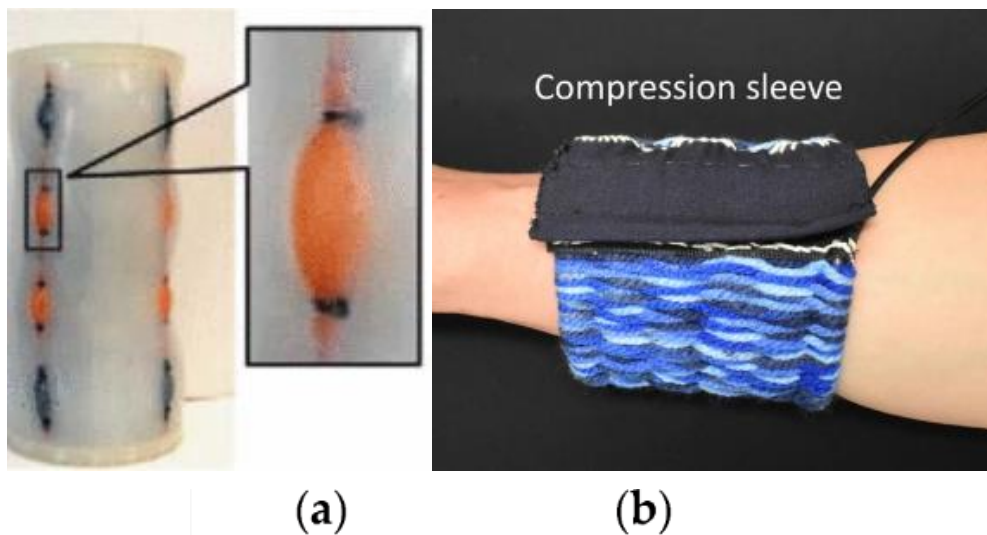
Tabulka 1 Výsledky srovnání návrhů ovládaných stávajících poháněných exoskeletonů kolena dle [3]

Typ aktuátoru	Zařízení	Výhody	Nevýhody
Konvenční	Lineární pneumatický Lineární hydraulický Kombinace s ostatními přenosovými mechanismy	Rychlost odezvy Jednoduché řízení Velký pohon Pomocný točivý moment	Velká tuhost Špatná interakce člověk-stroj Vady hmotnosti a pružnosti pohonu
Pneumatické svaly	Antagonistický plisovaný McKibben style Typ s přímým vláknem	Jednoduchá struktura Uspokojující řízení Malá pohybová setrvačnost	Pomalá rychlost odezvy Pevný pohyb Nízká přesnost ovládaní
Proměnná tuhost	Pružiny, elektoreologické, magnetoreologické	Podobné chování jako biologické svaly Přizpůsobitelný pro více aplikací Uživatelsky přívětivé	Více komponent a složitá struktura Poměrně objemný pohonný systém Nedostatek robustnosti
Ostatní	SMA Soft robotika EAP ---	Měkké, lehké a flexibilní Inspirace přírodou Vysoký poměr síla/hmotnost	Nutno přesné geometrie Obtížné řízení Nelineární hysterezní efekt

7.6 Závěr zkoumání a příklon k soft robotice

V minulosti byly tuhé robotické systémy hlavním výzkumným zaměřením tradiční robotiky díky jejich schopnosti poskytovat vysoké výstupní síly s vysokou opakovatelností a provádět rychlé a přesné řízení polohy. Nicméně současné konvenční exoskeletony mají značnou tuhost a mnohdy pasivní oporu. Interakce robotických systémů s lidmi si žádá nové požadavky na pohodlí a splynutí s nositelem [51]. Jedním z prvních úvah, které vyvstávají pro zlepšení pohodlí a bezpečnosti při fyzické interakci s lidským tělem, se stal nedávný výzkum soft robotiky zaměřený na vývoj nových zařízení v nositelných aplikacích [52]. Soft robotika je rychle se rozvíjející obor robotiky, který zahrnuje návrh a vývoj robotů vyrobených z pružných a deformovatelných materiálů. Tito roboti, na rozdíl od svých tradičních pevných protějšků, mají schopnost přizpůsobit se svému prostředí, pohybovat se ve složitých a dynamických prostorech a bezpečně interagovat s lidmi. Měkké roboty mohou být vyrobeny z materiálů, jako je silikon, pryž a dalších flexibilních polymerů v široké škále tvarů a struktur [53].

Soft robotika se využívá i v implantovatelných lékařských aplikacích a protetice, kde je potřeba materiálů s mechanickými vlastnostmi podobnými biologickým tkáním [52]. V případě nositelných aplikací by měla tato zařízení splňovat ideální fyzické rozhraní člověk-stroj, umožnit nenápadné biomechanické spojení s uživatelem a výsledkem by mohla být jakási podoba „druhé kůže“ [54]. Tyto návrhy vykazují velké výhody, zejména pokud jde o fyzickou interakci bez nutnosti přesného zarovnání s přirozenými klouby uživatele a odstranění omezení pohybu kvůli váze a zatížení [52]. V případě použití pneumatiky překoná soft robotika současné drahé komerční mechatronické komponenty pro pneumatické systémy [55]. V oblasti designu pak vyvstává otázka, jak mechanicky připevnit zařízení k tělu, aby efektivně padlo a drželo na místě a nošení bylo pohodlné [56], tedy splnilo jakýsi ergonomický aspekt. Ortézy by měly umožnit bezpečný přenos síly, vyhnout se kinematické nekompatibilitě a omezení pohybu [52] a v podstatě jsou více podobné oblekům než robotům [57]. Koncept robotického zařízení umí integrovat výpočetní a komunikační komponenty, senzory a pohony ve stále kompaktnějších a těsnějších provedeních [59]. Princip je založen na využití miniaturizovaných technologií, které dokážou snímat vlastnosti, zpracovat je a spustit požadované akce [58]. Celá struktura je schopna vnímat a vyměňovat si informace s uživatelem a samo se přizpůsobit v reálném čase celému spektru jeho potřeb [52]. Tento přístup je na počátku vývoje, ale otevřel několik nových cest. Zvláštní potenciál má prolnutí měkké robotiky, materiálové vědy a také textilního inženýrství (fluidní textilie) [58], což umožňuje vytvořit nositelná rozhraní s novými schopnostmi založenými především na laditelnosti mechanických vlastností (tuhost, tlumení) programovatelným způsobem a morfologické adaptabilitě jejich struktur [60]. Příkladem je studie [61], kde je řešeno měkké zařízení v podobě válcové objímky (obr. 18a) se zapuštěnými pneumatickými umělými svaly a snímači napětí v elastomeru. Dalším představitelem nositelné soft robotiky je aktivní fluidní textilie založena na bázi umělých svalových vláken [62], obr. 18b.



Obrázek 18 Soft aktuátor v elastomeru [61] (a), soft aktuátor z fluidní textilie [62] (b)

Celá navrhovaná nositelná jednotka v této práci vychází z principu soft robotiky a skládá se z akční a sensorické části. Akčním prvkem je pneumatický soft aktuátor a smyslem je aktivovat požadovaný stabilizační stav. Sensorická jednotka slouží ke snímání pohybu kolena.

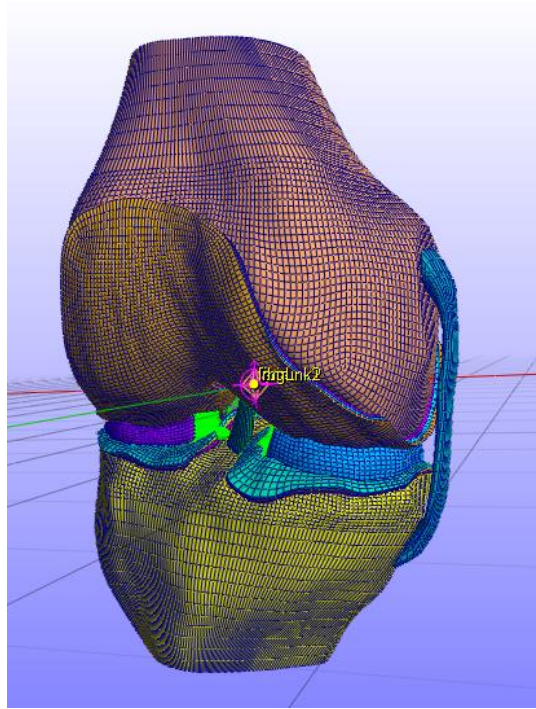
7.7 Požadavky na kolenní exoskeleton

Pro příjemné a účelné používání nositelného kolenního exoskeletonu by měla tato ortéza uživateli zajistit:

- funkčnost, tedy stabilizaci kolenního kloubu při kritických situacích a na správných místech (přesné zachycení a vyhodnocení závažného stavu správnými senzory),
- zajištění správné kinematiky kolenního kloubu (bez bránění přirozenému pohybu),
- pohodlné nošení (např. měkký materiál bez ostrých nebo hrubých prvků, volnost v pohybu při běžných denních aktivitách),
- kompaktnost,
- nízkou hmotnost pro každodenní nošení při běžných denních aktivitách,
- nízkou hlučnost,
- rozměry ortézy a elektronického a pneumatického zařízení vhodné/adekvátní k nošení,
- nízkou cenu,
- vysokou účinnost,
- nositelnost (nositelný zdroj energie/nabíjení bez potřeby např. připojení k elektrické zásuvce),
- pokud možno nenápadnost při nošení,
- jednoduché používání (např. pro seniory),
- nastavitelnost dle potřeb uživatele (např. při zlepšení funkce kolene možnost usměrnit podmínky pro jeho fixaci),
- zdravotní nezávadnost,
- bezpečnost při používání.

8 Metody pro studium deformačního chování vazů

Jedním z přístupů studia deformace vazů bylo využití povrchového elektromyogramu při dynamickém chování (měření elektrické aktivity svalu a nervu [63]). Dynamický pohyb během sportu má však za následek prostorovou změnu orientace senzoru a senzory také vytvářejí překážku pro přirozený pohyb subjektu během sportovních aktivit [16, 17, 18, 19]. Dalším přístupem je testování pomocí chirurgicky implantovaných měřicích zařízení. Tyto studie [13, 15, 20] byly použity k odhadu napětí ACL během lidské chůze a dalších aktivit. Tento přístup je však invazivní a přináší řadu složitostí limitující kinematické studie, jako je dostupnost vzorků, povolení etického hlediska atd., [19, 21, 22, 23, 24, 25]. Z tohoto důvodu je potřeba muskuloskeletálních modelů. Přesné analýzy nabízí modelování metodou konečných prvků. Příkladem může být model OpenKnee otevřený v programu FEBio, viz obr. 19. Analýza je však složitá, výpočetně časově náročná a pro cíle této práce zbytečně komplexní. Alternativou je pak využití programu OpenSim a obdobných, které poskytují modely diskrétních prvků.



Obrázek 19 MKP model kolenního kloubu v programu FEBio

9 Metody monitorování a měření kolenního kloubu

Senzory jsou základními prvky monitorování kloubů pro měření fyziologických parametrů kloubů: úhlu, rozsahu pohybu a držení těla. Výběr senzorů je zásadní při vývoji přesného a spolehlivého monitorovacího systému [64]. Klíčové vlastnosti jsou vysoká účinnost a přesnost, dobrá spolehlivost, vysoká citlivost, malá velikost, nízká hmotnost a nižší spotřeba energie [65]. V této kapitole jsou stručně shrnuty nejběžnější technologie měření.

9.1 Optické vláknové senzory

Základním principem systémů na bázi optických vláken je detekce útlumu přenášeného výkonu optického signálu v důsledku ohýbání optického vlákna [66]. Optické vláknové senzory (obr. 20a) jsou vyrobeny z ohebných plastových optických vláken, kterými jsou přenášeny optické signály. Základními částmi jsou světelný zdroj, flexibilní optické vlákno a fotodetektor. Světelný zdroj generuje optický signál, který prochází flexibilním optickým vláknem a je přijímán fotodetektorem na konci vlákna. Měřením útlumu optického signálu je možné určit úhel ohybu vlákna. Hlavními výhodami jsou vysoká rozlišení, flexibilita, nízká hmotnost a odolnost vůči elektromagnetickému rušení [67].

9.2 Systém pro sledování obrazu a videa

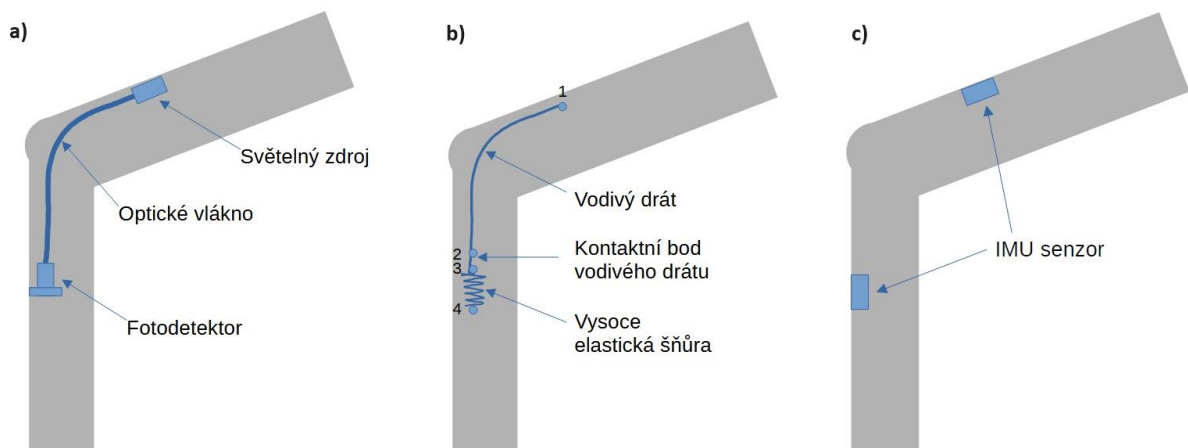
Jedna nebo více kamer jsou základní prvky této metody, kdy lze na základě videa sestavit trojrozměrný model kostry člověka a sledovat jeho pohyby. Vyznačuje se širokou použitelností a spolehlivostí. Procesem této metody je zachytit vizuální data a poté sledovat klouby pomocí antropometrických omezení (velikost, tvar a složení lidského těla) a známá místa spoju v referenčních snímcích se stejnou akcí. Tyto aplikace zahrnují různé oblasti výzkumu, jako je biomechanika, zpracování obrazu, strojové učení a rozpoznávání vzorů [68].

9.3 Textilní senzory

Senzory na bázi textilu (např. senzory z ohebného vodivého drátu, senzory ohybu, tahu atd.) jsou vhodné pro vývoj nositelného systému monitorování kloubů. Ve všech případech se měří změny odporu a tyto změny přímo souvisí s odpovídajícími kloubovými úhly [69]. Pro vývoj dlouhodobého a pravidelně nositelného monitorovacího zařízení mohou být textilní senzory dobrou volbou díky jejich flexibilitě a jednoduchému principu snímání [64]. Obr. 20b ukazuje implementaci systému, kdy byl jeden konec ohebného vodivého drátu upevněn k látce nad kolenem v bodě 1 a druhý konec byl spojen elastickým lankem v bodě 3. Elastická šňůra byla připevněna k látce pod kolenem v bodě 4 a pomáhala vodivému drátu volně klouzat při ohýbání a natahování. Mezi bodem 2 a 3 byl podél vlákna připevněn kontaktní bod drátu, který byl trvale všitý do tkaniny v bodě 2, aby zůstal fixovaný. Vlákno klouže s pohybem kolena, což způsobuje změnu délky vodivé nitě mezi 2 a 3 a také odpor v této části [70]. Velikost odporu je přímo úměrná hodnotě úhlu kolena.

9.4 IMU senzory

IMU (Inertial Measurement Unit) je měřicí jednotka složená kombinací tří senzorů, a sice akcelerometru, gyroskopu a magnetometru. Používá se k měření trojrozměrného zrychlení, úhlové rychlosti a vektoru magnetického pole ve vlastních souřadnicových systémech. Existují některé komerčně dostupné IMU senzory s vestavěnými algoritmy pro fixaci orientace senzorů s ohledem na globální pevný souřadnicový systém, který může být reprezentován rotační maticí, kvaterniony (viz kap. 13.3.1) nebo Eulerovými úhly. Pro vývoj nositelného měřicího systému pro pohyb lidských kloubů jsou IMU nejslibnější a nejkompaktnější zařízení pro klinické hodnocení i výzkumné studie, protože mají malou velikost a schopnost měřit pohyb kloubu s velkou přesností. Většina systémů monitorování kloubů založených na IMU používá dvě kalibrované IMU umístěné pod a nad kloubem. Relativní data z těchto dvou IMU se porovnávají pro sledování úhlu a pohybu kloubu [64].



Obrázek 20 a) optický, b) textilní, c) IMU senzor

10 Experimentální měření kolenního úhlu

Na základě rešerše byl vybrán do měřicího řetězce pro měření pohybu kolenního kloubu IMU modul MPU-6050. Je vyroben technologií MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems). Tento modul používá pro komunikaci protokol I2C [71]. Podle [72] je přesnější než použití samostatných akcelerometrů nebo gyroskopů. Oproti ostatním sensorům je MPU-6050 spolehlivější, výrazně levnější a pro účely této práce dostačující.

10.1 IMU senzor MPU-6050

MotionInterface je technologie využívaná výrobci chytrých telefonů a tabletů díky přidané hodnotě, kterou vnáší do zážitku koncového uživatele. Využití najde v aplikacích, jako jsou příkazy gest pro aplikace a ovládání (technologie MotionTracking pro přesné sledování pohybu uživatelů), pokročilé hraní her, rozšířená realita, pořizování panoramatických fotografií, monitorování zdraví a kondice nebo navigace pro chodce a vozidla. Klíčovými požadavky na zařízení s podporou MotionInterface jsou malé velikosti balení, nízká spotřeba energie, vysoká přesnost a opakovatelnost, vysoká odolnost proti otřesům a programovatelnost výkonu specifická pro aplikaci – to vše za nízkou cenu pro spotřebitele. MPU-6050 je jedno z prvních MotionTracking zařízení na světě, které kombinuje tříosý gyroskop, tříosý akcelerometr a Digital Motion Processor (DMP), který zjednodušuje zpracování dat a kombinuje hodnoty z akcelerometru a gyroskopu [71].

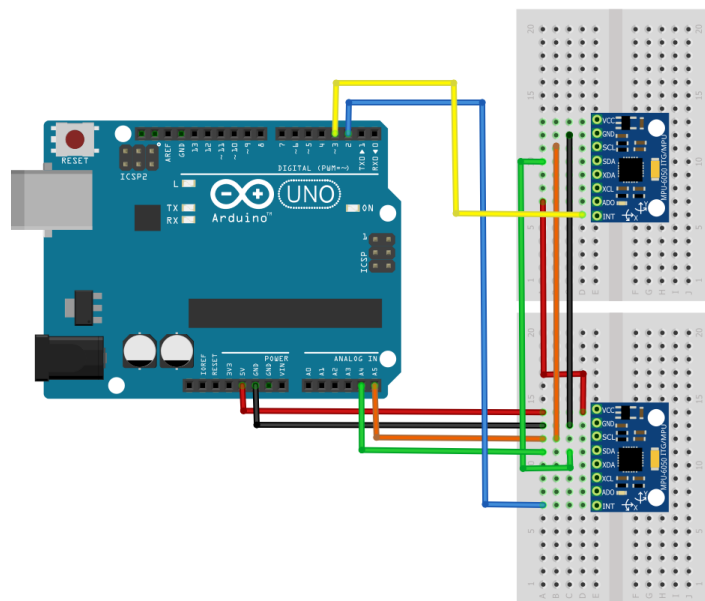
10.1.1 Akcelerometr a gyroskop v modulu MPU-6050

Modul MPU-6050 obsahuje tři nezávislé vibrační gyroskopy detekující rotaci kolem os X, Y a Z. Toto zařízení se používá v navigaci a obsahuje setrvačnický, který zachovává polohu osy rotace a určuje polohu celého modulu vůči ploše Země [73]. Pootočením gyroskopu způsobí Coriolisův efekt vibraci, která je detekována kapacitním snímačem [71].

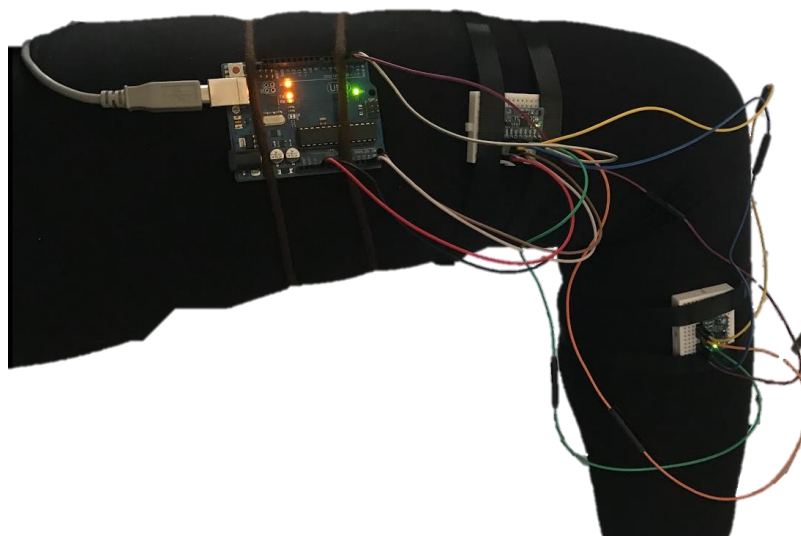
Akcelerometr je zařízení, které měří gravitační zrychlení a můžeme s ním tedy měřit náklon či vibrace modulu [73]. Tříosý akcelerometr používá samostatné kontrolní hmoty pro každou osu. Zrychlení podél určité osy vyvolává posun na odpovídající zkušební hmotě a kapacitní senzory detekují diferencially posun. Architektura modulu MPU-6050 snižuje náchylnost akcelerometrů k výrobním odchylkám. Když je zařízení umístěno na rovném povrchu, naměří 0 g na ose X a Y a +1 g na ose Z. Faktor stupnice akcelerometrů je kalibrován ve výrobě a je nominálně nezávislý na napájecím napětí [71].

10.1.2 Schéma zapojení

Mikrokontrolérem pro elektronickou konstrukci bylo zvoleno Arduino jakožto nejpoužívanější a nejrozšířenější komunikační jednotka. Jedná se o otevřenou platformu s grafickým vývojovým prostředím, které vychází z prostředí Wiring [74]. Tato komunikační jednotka je levná, má univerzální uplatnění a je jednoduchá na programování, kdy lze desku přes USB kabel připojit k počítači a přímo programovat ve vývojovém prostředí Arduino IDE [75]. Řídící program je vyvíjen zvlášť (na stolním počítači) a do Arduino je posléze nahrán. Uvnitř Arduino je pak spuštěn a program typicky obsahuje smyčku, která se neustále opakuje. Arduino neustále zjišťuje stav svého okolí a na změny reaguje. Díky tomu má nízkou spotřebu (je možné napájení malou baterií) a hodí se například pro řízení dronů, robotů a podobně [74]. IMU senzory byly připojeny k jednotce Arduino UNO (obr. 22) dle následujícího schéma zapojení (obr. 21).



Obrázek 21 Schéma zapojení IMU senzorů k Arduino UNO



Obrázek 22 Zapojení IMU senzorů k Arduino UNO

10.1.3 Stabilizace modulu MPU-6050

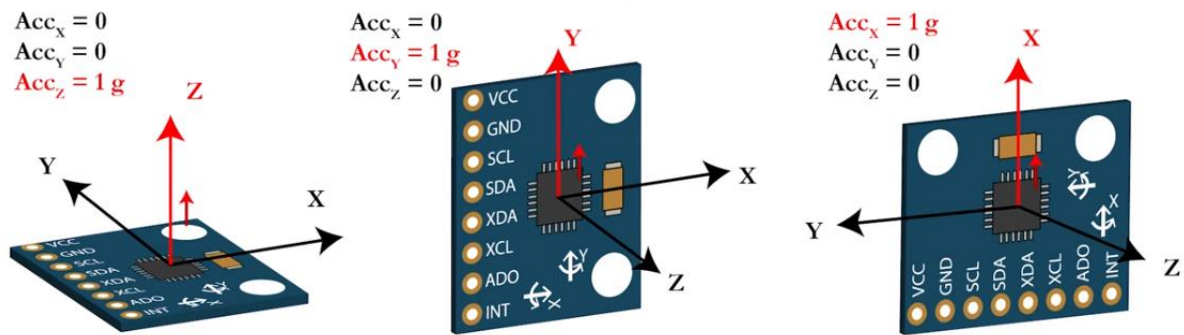
Při testování hodnot rotace v klidovém stavu na nehybné podložce lze spatřit, že hodnoty úhlu natočení kolem os X, Y a Z nejsou vždy rovny nule. Je nutné určit fyzikální referenční bod. Úprava hodnot senzoru do podoby odpovídající reálným fyzickým hodnotám se nazývá kalibrace. V případě gyroskopu je nejjednodušší stanovit referenční hodnotu jako hodnotu nehybného senzoru [76].

Ruční kalibrace

Ruční kalibraci je vhodné udělat pro každý modul před prvním spuštěním a provádět průběžně její kontrolu. Jelikož jsou rozdílné dostupné kódy pro práci s MPU-6050 a udávají odlišné výsledky v závislosti na převodech, datových typech proměnných či použitých knihovnách, pro relevantnost výsledku se využije hodnot zrychlení. Kód se připraví do podoby, aby výsledky hodnot zrychlení byly v jednotkách g. Pro gravitační zrychlení platí rovnost [76]

$$1g = 9,81 \text{ m/s}^2. \tag{16}$$

Gravitace ve směru osy Z senzoru ležícího na desce rovnoběžné se zemí je rovna zrychlení 1 g, zrychlení podél os X a Y je potom 0 g. Obdobně je tomu pak při natočení senzoru o 90° v ose X a Y ve směru naznačeném na senzoru, viz obr. 23 [77].



Obrázek 23 Hodnota gravitačního zrychlení vzhledem k poloze senzoru [76]

Senzor se umístí na rovnou podložku v rovině XY a po spuštění připraveného kódu lze s ohledem na obr. 24 určit offsety, tedy odchylky od fyzikálních hodnot (24a). Po implementaci těchto hodnot (obr. 24b) již vycházejí výsledky přesné (obr. 24c).

<p>a)</p> <pre>Accel = 0.04 -0.03 0.97 Accel = 0.04 -0.03 0.97 Accel = 0.04 -0.03 0.97 Accel = 0.04 -0.03 0.97 Accel = 0.04 -0.03 0.97</pre>	<p>b)</p> <pre>AccX=(float)AccXLSB/4096 - 0.04; AccY=(float)AccYLSB/4096 + 0.03; AccZ=(float)AccZLSB/4096 + 0.03;</pre>	<p>c)</p> <pre>Accel = 0.00 -0.00 1.00 Accel = 0.00 -0.00 1.00 Accel = 0.00 -0.00 1.00 Accel = 0.00 -0.00 1.00 Accel = 0.00 -0.00 1.00</pre>
--	---	--

Obrázek 24 Ukázka odstranění offsetových hodnot

Kalibrace vlastní implementací v kódu

Kalibrace kódem je vhodnější varianta, protože hodnoty gyroskopu mají tendenci kolísat kvůli malým vibracím okolí. Proto se v následujícím kódu určí průměrná hodnota z největší hodnoty nekorektního měření nehybného senzoru, která se odečte od všech dalších měřených hodnot. Kalibrace se implementuje do kódu a po spuštění mikrokontroléru musí senzor setrvat po dobu několika vteřin v klidové referenční poloze pro načtení offsetů v ose X, Y a Z [76]. Příklad takového zápisu kódu je uveden na obr. 25. Hodnoty odchylek se dále aritmeticky zprůměrují. Při náklonu senzoru se od příslušných naměřených hodnot natočení v jednotlivých směrech odečte zprůměrovaná odchylka, obr. 26.

```
for (int i = 0; i < 500; i++) {
    Wire.beginTransaction(MPU_addr);
    Wire.write(0x3B); // starting with register 0x3B (ACCEL_XOUT_H)
    Wire.endTransmission(false);
    Wire.requestFrom(MPU_addr, 14); // request a total of 14 registers
    AcX = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // 0x3B (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)
    AcY = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // 0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
    AcZ = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // 0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)
    Tmp = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // 0x41 (TEMP_OUT_H) & 0x42 (TEMP_OUT_L)
    GyX = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // 0x43 (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L)
    GyY = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // 0x45 (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L)
    GyZ = Wire.read() << 8 | Wire.read(); // 0x47 (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L)

    gx += GyX;
    gy += GyY;
    gz += GyZ;
}
gx = gx / 500.0;
gy = gy / 500.0;
gz = gz / 500.0;
```

Obrázek 25 Ukázka kalibrace úhlu natočení v kódu

```
for (int j = 0; j < 5; j++) {
    averageGyrosX += GyXToDeg - gxToDeg;
    averageGyrosY += GyYToDeg - gyToDeg;
    averageGyrosZ += GyZToDeg - gzToDeg;
    averageAccX += AccXToG;
    averageAccY += AccYToG;
    averageAccZ += AccZToG;
}
```

Obrázek 26 Ukázka kalibrace kódu – úhly natočení s využitím kalibrační odchylky

Kalibrace knihovní funkcí

Knihovna MPU6050.h pro zvolený senzor obsahuje funkci setXAccelOffset(0), setXGyroOffset(0) atd. pro zjednodušení práce s offsety. Postup může být takový, že se v odděleném kódu určí kalibrace modulu (viz ukázka výpisu na obr. 27), načtené hodnoty senzoru uživatel zkontroluje, zda se blíží k údajům ze senzoru a hodnoty offsetů lze zaznamenat do pracovního kódu. Výhodou tohoto přístupu by mohla být úspora paměti mikrokontroléru a přehlednost mezi významy kódů.

```
Sensor readings with offsets: 3      4      16387  0      0      0
Your offsets: -1792 -2982  944    113    -7     53
```

```
Data is printed as: acelX acely acelZ giroX giroY giroZ
Check that your sensor readings are close to 0 0 16384 0 0 0
If calibration was succesful write down your offsets so you can set them in
your projects using something similar to mpu.setXAccelOffset(youroffset)
```

Obrázek 27 Ukázka výpisu na obrazovku z kódu s kalibrační funkcí

Vliv teploty na kalibraci

Přesnost kalibrace závisí na teplotě, a proto je nejlepší kalibrovat pokaždé v místnosti se stejnými teplotními podmínkami. V případě zahrnutí tohoto faktu do kalibrace je vhodné zařízení kalibrovat před každým spuštěním pro získání platných parametrů bez ohledu na teplotě zařízení. Druhým způsobem je použití zabudovaného teplotního senzoru v čipu, který obsahuje i MPU-6050. Kódem se určí teplota, změří se offsety za dané teploty a po změně teploty se proces opakuje. Pokud změna teploty trvá příliš dlouho (30 sekund), kalibraci uživatel zastaví. Dále se dle postupu senzor umístí do mrazáku a poté se vloží do horkého prostředí (cca 50°C) spustí se opět měření kalibrace. Tímto způsobem lze vypsát tabulku hodnot offsetů pro konkrétní teplotu a upravit tak původní kód pro monitorování teploty a přiřazení konkrétních hodnot offsetů [78]. Pro kalibraci jsou i knihovní funkce [79].

10.1.4 Měření úhlu natočení – integrace a trigonometrie

Pro postavení stabilního režimu kontroléru je nutné měřit přesný úhel, který lze získat ze zlaté rovnice kinematiky [77].

$$Angle[^\circ] = \int_0^{k \cdot T_s} Rotation\ rate[^\circ/s] dt \quad (17)$$

k je číslo aktuální iterace, T_s je délka iterace, která činí 4 ms v 250 Hz smyčce. Rotation Rate je úhel rotace změřen gyroskopem [77].

$$Angle(k) = Angle(k - 1) + Rotation\ rate(k) \cdot T_s \quad (18)$$

Pro diskretizaci integrálu v kódu je potřeba přidat úhlovou rychlost vynásobenou délkou iterace a úhel předchozí iterace pro získání aktuálního úhlu iterace. Dva hlavní problémy tohoto přístupu je vnášení dál iterační chyby z předchozích iterací, která způsobuje velmi rychlý posun spočteného úhlu. Dalším problémem je změna úhlu během pohybů. Příkladem může být senzor umístěný v poloze s konstantním úhlem sklonu 45°. Po natočení senzoru kolem osy Z se úhel natočení v ose Y sníží nebo zvýší, protože osa Y také mění svůj směr. Totéž platí pro rychlost rotace, proto je nutné použít zcela odlišný přístup k měření úhlů, pro který bude potřeba používat vestavěný akcelerometr. Jak již bylo zmíněno, akcelerometr měří zrychlení senzoru ve směru X, Y a Z [77]. θ_{roll} , resp. θ_{pitch} je úhel natočení senzoru kolem osy X, resp. Y (viz obr. 28). Z goniometrických funkcí lze tyto úhly určit jako [77]

$$\operatorname{tg}(\theta_{roll}) = \frac{Acc_y}{s} \quad (19)$$

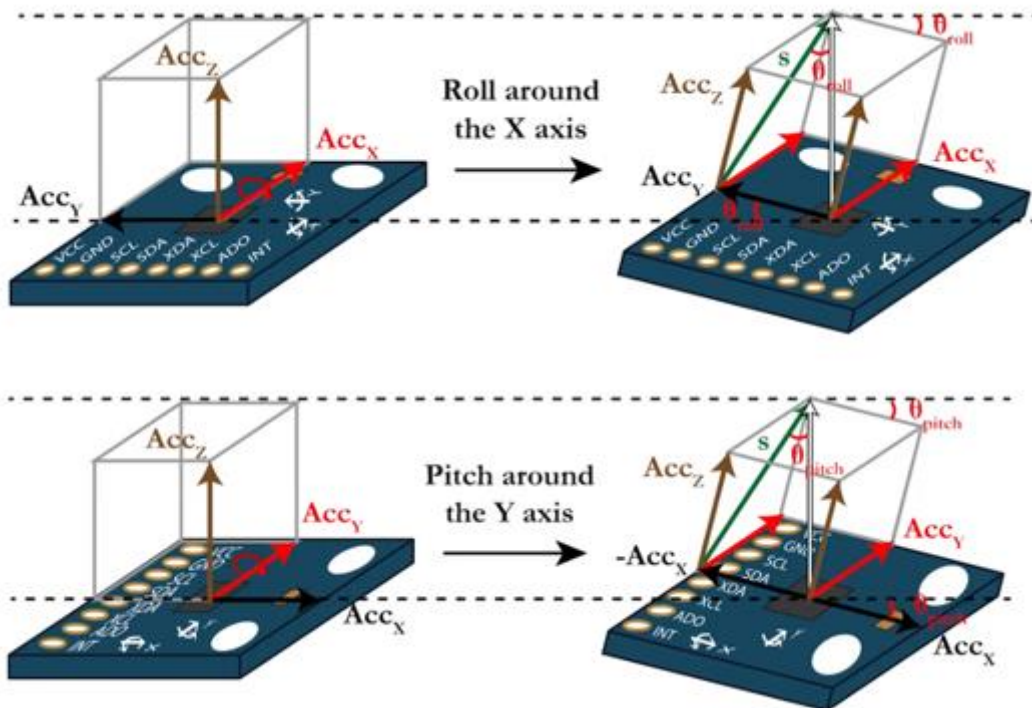
$$s^2 = Acc_z^2 + Acc_x^2 \quad (20)$$

$$\theta_{roll} = \arctg\left(\frac{Acc_y}{\sqrt{Acc_z^2 + Acc_x^2}}\right) \quad (21)$$

resp.

$$s^2 = Acc_z^2 + Acc_y^2 \quad (22)$$

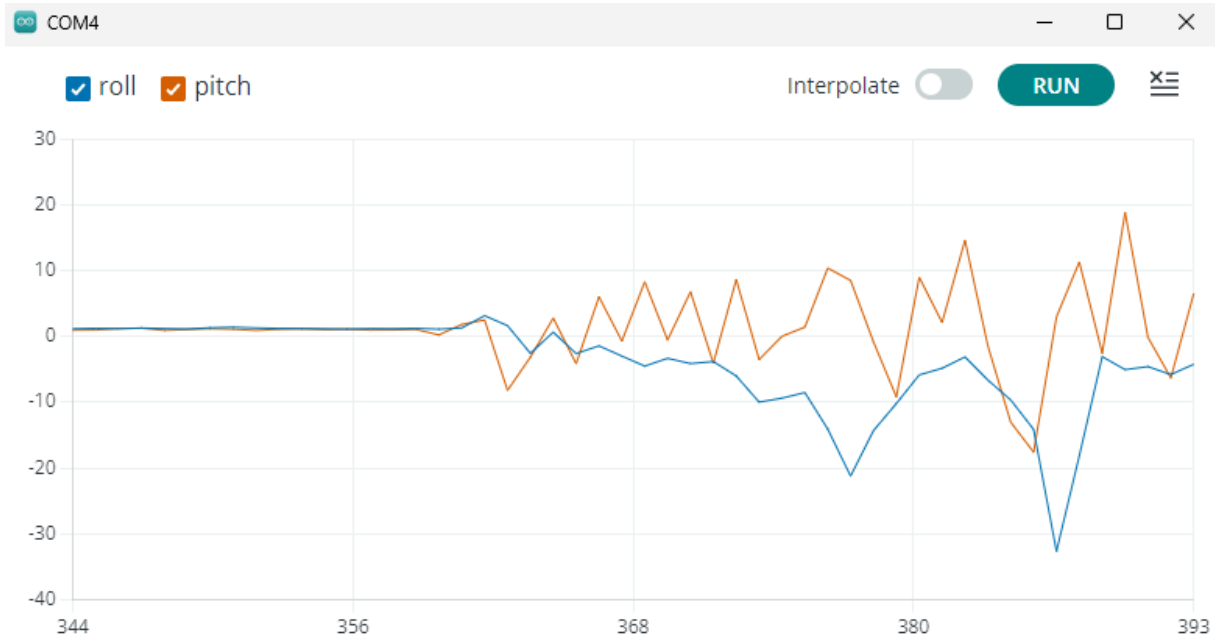
$$\theta_{pitch} = \arctg\left(-\frac{Acc_x}{\sqrt{Acc_z^2 + Acc_y^2}}\right) \quad (23)$$



Obrázek 28 Úhly natočení senzoru [76]

10.1.5 Vliv vibrací na měření úhlu náklonu

Měření úhlu naklonění jen z hodnot zrychlení není možné, protože je přesnost narušena vibracemi zařízení, které jsou při používání v běžném provozu nevyhnutelné. Graf z obr. X byl ručně nasimulován a znázorňuje vliv velikosti úhlu náklonu v ose X a Y senzoru na vibracích. Pro odstranění vibrací je zapotřebí použít tzv. Kalmanův filtr, který vedle akcelerometru využívá také gyroskop.



Obrázek 29 Vliv velikosti úhlu náklonu na vibracích

10.1.6 Kalmanův filtr

Jedná se o matematickou metodu, která spojuje oba přístupy z kap. 10.1.4, tedy integraci rotační rychlosti a trigonometrii zrychlení. Pro Kalmanův filtr lze analogicky k rovnici (18) zavést Kalmanův úhel jako [80]

$$Angle_{Kalman}(k) = Angle_{Kalman}(k - 1) + Rotation\ rate(k) \cdot T_s. \quad (24)$$

Důležité je uvést, že se nejedná o konečnou hodnotu, ale o jistou prognózu úhlu. Tento výpočet s sebou nese související nejistotu úhlu predikce vyjádřenou jako kolísavost předchozí iterace sečtenou s délkou iterace násobenou odchylkou rotační rychlosti 4^2 . Odchylka představuje odhad chyby z měření gyroskopem a je standardně stanovena na $4^\circ/s$ [80]

$$Uncertainty_{Kalman}(k) = Uncertainty_{Kalman}(k - 1) + 4^2 \cdot T_s^2. \quad (25)$$

Nový prediktivní úhel lze určit ze součtu předpovídaných úhlů s Kalmanovým profitem násobeným rozdílem měřeného a předpovězeného úhlu. $Angle(k)$ je v tomto případě úhel měřený z trigonometrie zrychlení [80].

$$Angle_{Kalman}(k) = Angle_{Kalman}(k) + Gain_{Kalman} \cdot (Angle(k) - Angle_{Kalman}) \quad (26)$$

Kalmanův výtěžek je dán podílem nejistoty prediktivního úhlu k úhlu měřenému akcelerometrem. Zde se předpokládá standardní hodnota chyby 3 °/s.

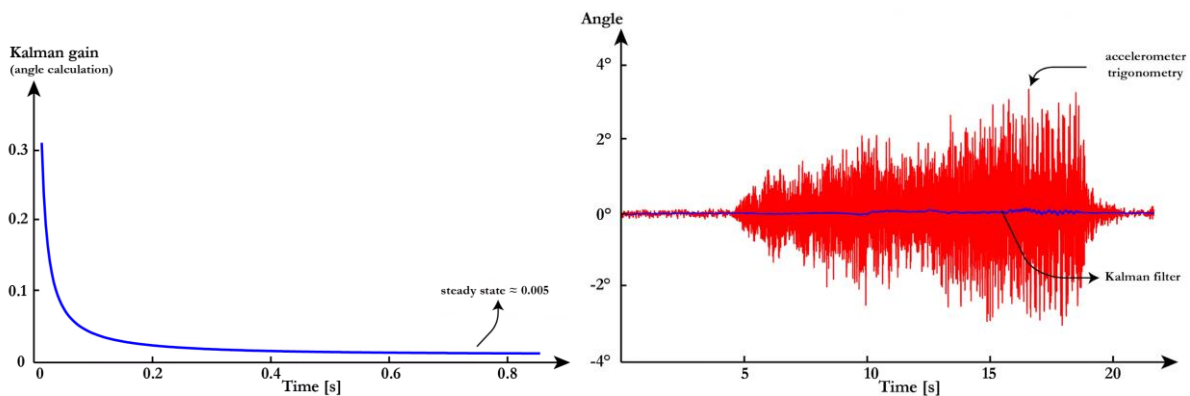
$$Gain_{Kalman} = \frac{Uncertainty_{angle}(k)}{Uncertainty_{angle}(k) + 3^2} \quad (27)$$

Tato hodnota se blíží 1, pokud má měření úhlu přes akcelerometr největší vliv na předpověď Kalmanova úhlu. Hodnota se blíží 0, pokud má největší vliv na Kalmanův úhel předpověď úhlu z gyroskopu (integrace úhlové rychlosti). Graf na obr. 30 vlevo zobrazuje vývoj Kalmanova výtěžku v průběhu měření. Na začátku měření je naznačeno, že několik prvních milisekund má největší vliv měření akcelerometrem a následující hodnoty pak odpovídají měření gyroskopem [80].

Finální vztah má pak tvar

$$Uncertainty_{Kalman}(k) = (1 - Gain_{Kalman}) \cdot Uncertainty_{Angle}(k), \quad (28)$$

kde je nezbytné ještě jednou aktualizovat nejistotu nového úhlu predikce použitím Kalmanova filtru. Po zabudování Kalmanova filtru do kódu mají úhly roll a pitch při náklonu plynulý a hladký průběh. Úhly dosahují přesných hodnot a díky Kalmanovu filtru nedochází k akumulaci chyby, neboť se porovnává naměřený úhel s předpovězeným. Pokud se vezme v potaz aplikace vibrací do senzoru, úhly se nezmění tolik jako při užití jen akcelerometru. Pro znázornění důležitosti tohoto filtru oproti metodě trigonometrie akcelerometru je přidán graf na obr. 20 vpravo, který srovnává hodnoty úhlů obou přístupů při vibracích [80].



Obrázek 30 Aplikace Kalmanova filtru [80]

10.1.7 Převody jednotek

Měřené hodnoty z gyroskopu jsou vyjádřeny v LSB (jednotka chyby převodu) [81]. Pro převod na stupně za sekundu je nutné nastavit LSB škálový faktor citlivosti modulu na 65.5 LSB/°/s. Pro převod na metr za sekundu na druhou z hodnot akcelerometru bylo AFS_SEL nastavení konfigurováno na LSB citlivost 4096 LSB/g. Obě nastavení byla provedena dle doporučení z [82], které vychází z informací uvedených v katalogovém listu výrobku, viz tabulky 2 a 3 [71]. Úhel natočení z funkce arctg implementovaný v Arduino vrací výsledek v radiánech, a proto je potřeba pro převod na stupně vydělit Ludolfovo číslo (3,14) hodnotou 180 [77].

Tabulka 2 Tabulka z katalogu modulu MPU-6050 - parametry gyroskopu [71]

6.1 Gyroscope Specifications

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T_A = 25°C

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
GYROSCOPE SENSITIVITY						
Full-Scale Range	FS_SEL=0		±250		°/s	
	FS_SEL=1		±500		°/s	
	FS_SEL=2		±1000		°/s	
	FS_SEL=3		±2000		°/s	
Gyroscope ADC Word Length			16		bits	
Sensitivity Scale Factor	FS_SEL=0		131		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=1		65.5		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=2		32.8		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=3		16.4		LSB/(°/s)	
Sensitivity Scale Factor Tolerance	25°C	-3		+3	%	
Sensitivity Scale Factor Variation Over Temperature			±2		%	
Nonlinearity	Best fit straight line; 25°C		0.2		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	

Tabulka 3 Tabulka z katalogu modulu MPU-6050 - parametry akcelerometru [71]

6.2 Accelerometer Specifications

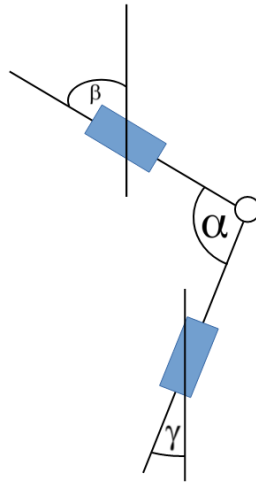
VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T_A = 25°C

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
ACCELEROMETER SENSITIVITY						
Full-Scale Range	AFS_SEL=0		±2		g	
	AFS_SEL=1		±4		g	
	AFS_SEL=2		±8		g	
	AFS_SEL=3		±16		g	
ADC Word Length	Output in two's complement format		16		bits	
Sensitivity Scale Factor	AFS_SEL=0		16,384		LSB/g	
	AFS_SEL=1		8,192		LSB/g	
	AFS_SEL=2		4,096		LSB/g	
	AFS_SEL=3		2,048		LSB/g	
Initial Calibration Tolerance			±3		%	
Sensitivity Change vs. Temperature	AFS_SEL=0, -40°C to +85°C		±0.02		%/°C	
Nonlinearity	Best Fit Straight Line		0.5		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	

10.1.8 Měření úhlu flexe mezi dvěma senzory

V případě hledání úhlu flexe za použití dvou senzorů lze vyjít z obr. 33 (součet úhlů v trojúhelníku), kde úhel β a γ se určí goniometrickým vztahem v předchozí kapitole.

$$\alpha = 180 - (\beta + \gamma) \quad (29)$$



Obrázek 31 Úhel flexe α

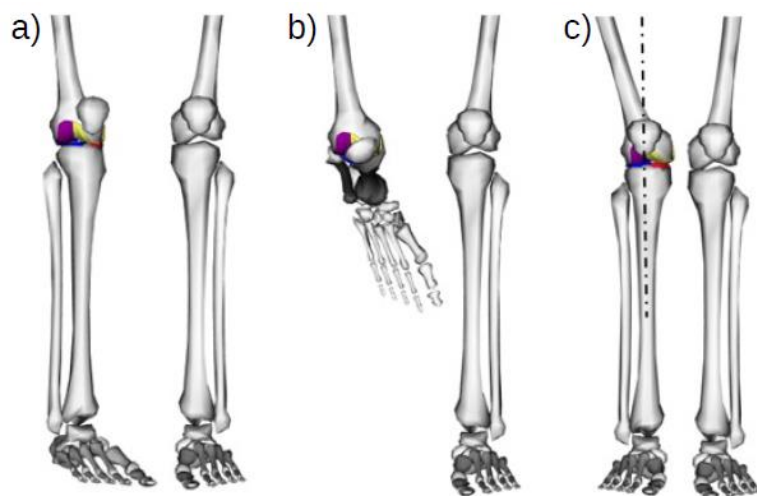
11 Analýza kritických situací pro koleno

Určení konkrétních kritických úhlů pro ohýbání, rotaci nebo abdukcii kolena během činností, jako je chůze, je náročné kvůli variabilitě schopností jednotlivců a dynamické povaze lidského pohybu. V této oblasti je nedostatek všeobecně dohodnutého prahu rizika zranění a měření kolena v reálných situacích často zahrnuje komplexní biomechanická hodnocení. Specifické úhly se mohou lišit na základě faktorů, kterými je anatomie, zdraví kloubů a individuální biomechanika (způsob chůze, pohyb kyčlí, poloha chodidla, atd.). Pro navržený exoskeleton bude stěžejní personalizované posouzení pacienta odborníkem, který na základě identifikace pohybových poruch určí parametry a podmínky pro sepnutí stabilizace kolene. Ve studiích byly hledány alespoň obecně pojaté situace, které by mohly způsobit nestabilitu. Vizualizace závažných stavů, které budou nyní popsány, byla provedena v rozšířeném modelu kolena OpenSim, který oproti ostatním modelům umožňoval všechny pohyby kolene a nebyl omezený jen na flexi.

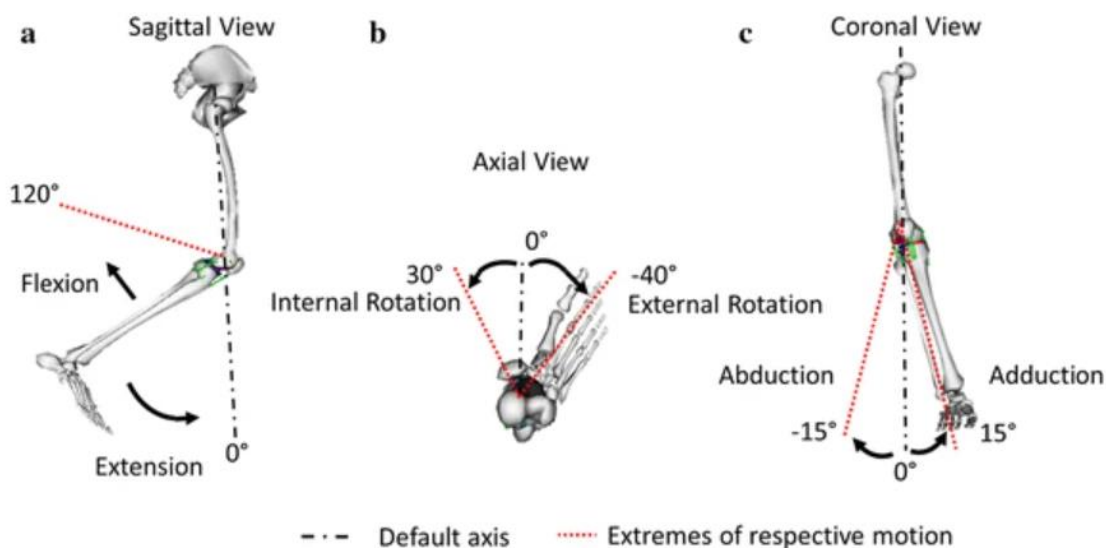
Ve studii [33] byla pozorována napětí v jednotlivých vazech. Během flexe dosahovala nejvyšší napětí v ACL a PCL. Kombinace napětí při flexi 0° s mediální rotací 30° (obr. 32a) nebo flexi 80° s rotací 30° (obr. 32b) jsou hodnoceny jako kinematika náchylná k ruptuře. Směr uvažovaného úhlu rotace je znázorněn na obr. 33.

U zdravých jedinců je úhel valgusu kolene (vbočená kolena, nohy do „X“ [83]) $4 - 6^\circ$. U pacientů s osteoartrózou kolena se mechanický femorální úhel pohybuje od $1,5^\circ$ do 7° [84]. Valgusová deformace je definována, pokud je tento úhel roven nebo větší než 10° [85]. Demonstrace tohoto stavu je k vidění na obr. 32c.

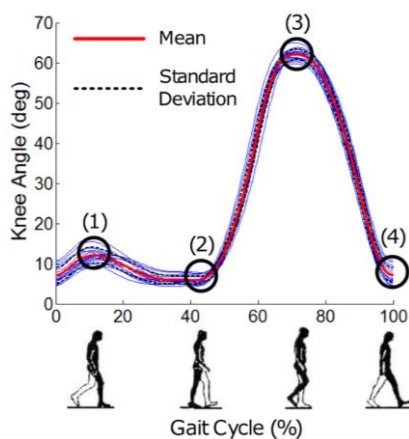
Pro vykonávání běžných aktivit každodenního života (sezení, chůze, výstup do schodů) je nutné volného pohybu kolene, pro který je dle [86] zapotřebí $100 - 110^\circ$ flexe kolena. Graf ze studie [87] znázorňuje velikost úhlu flexe v rámci jednotlivé fáze chůze, tedy přibližně $6 - 65^\circ$ (obr. 34).



Obrázek 32 Kritické polohy pravého kolena při a) flexi 0° s rotací 30°, b) flexi 80° s rotací 30°, c) valgusové deformaci u pacientů s osteoartrózou kolena



Obrázek 33 Znáornění hranice kritického rozsahu pohybu kolene (červené přímky) ve a) flexi, b) rotaci, c) addukci dle [33]



Obrázek 34 velikost úhlu flexe v rámci jednotlivé fáze chůze [87]

Poznatky z těchto kinematik poranění by mohly být dále uplatněny jako charakteristika a specifikace kritických poloh. Shrnuty jsou v tab. 4. Výhodou je, že kromě měření úhlu valgusu lze ostatní situace demonstrovat přímo na těle člověka bez újmy na zdraví i při a postupném, ale opatrném překročení kritické hranice. Proto není třeba pro zachycení rozhodujícího okamžiku využívat simulace nebo stav uměle softwarově vytvářet, ale vycházet z naměřených hodnot. První uvedený stav v tab. 4 byl otestován na těle figuranta a byly zaznamenány hodnoty z obou IMU senzorů, které by mohly představovat podmínku spuštění aktuátoru, viz tab. 5. Lze konstatovat, že i přes provedený proces kalibrace, který předcházel samotnému měření, je nutné uvažovat individuální výrobní nepřesnosti každého senzoru.

Tabulka 4 Nalezené kritické stavy pro koleno

	Popis
Stav 1	Flexe 0° s rotací 30° a více
Stav 2	Flexe 80° s rotací 30° a více
Stav 3	Úhel valgusu 10° a více
Stav 4	Flexe mimo rozmezí 6-65°

Tabulka 5 Naměřené roll a pitch úhly ze dvou IMU senzorů

	počet iterací	min hodnota [°]				max hodnota [°]			
		roll x1	pitch y1	roll x2	pitch y2	roll x1	pitch y1	roll x2	pitch y2
Stav 1	100	81	5	85	9	86	11	88	12

12 Návrh aktuátoru

Jak již bylo zmíněno v kapitole 7.6, aktuátor je navržen dle inspirace z pneumatické soft robotiky. Jako nejlépe dostupný materiál, který by odpovídal hyperelastickému chování, byl uvažován silikon. V této kapitole je popsán postup pro určení materiálových vlastností silikonu, počítačové simulace a experimentálního měření odlitého vzorku.

12.1 Simulace aktuátoru

Pro získání představ o velikosti napětí a deformace při určitém tlaku bylo využito počítačové simulace v software Abaqus, který obsahuje hyperelastický modul a dostupný návod pro analýzu MKP. Abaqus nemá vestavěn systém jednotek a při práci s daty neobsahuje štítky s výběrem jednotky. Na začátku definice modelu je potřeba se rozhodnout, jaký systém jednotek se použije. Všechna vstupní data musí být specifikována v konzistentních jednotkách, aby byly výstupní hodnoty relevantní [88].

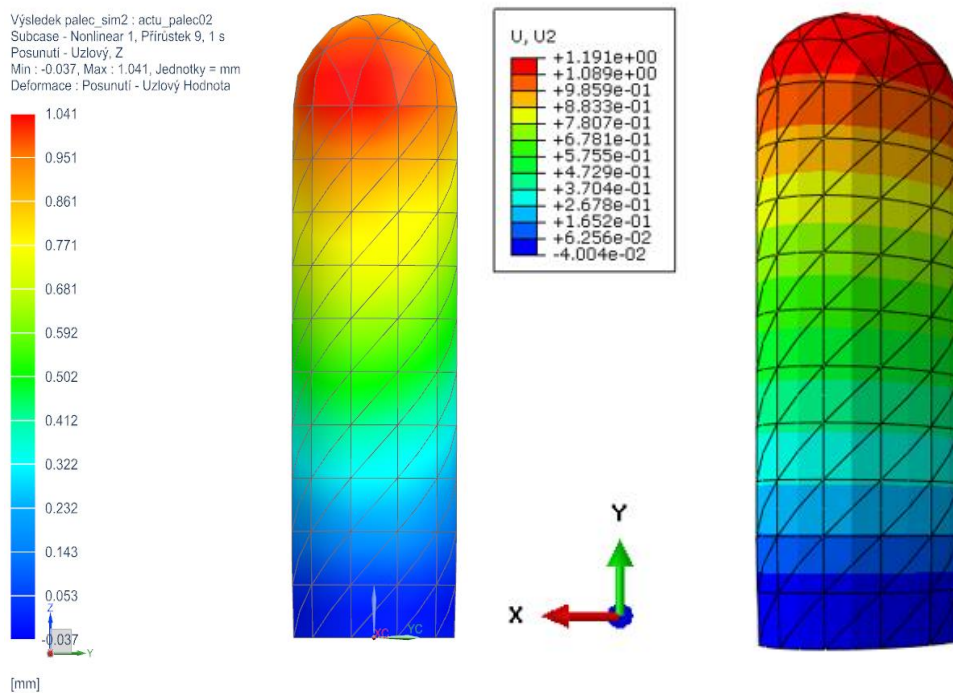
Jelikož nebyly dosud známé materiálové konstanty silikonu, využilo se naměřených hodnot z této nalezené studie [89] pro Ogdenův materiálový model, který bude dále popsán v kapitole 12.3.2. Materiálové parametry jsou uvedeny v tabulce 6. Modelování bylo omezeno skutečností, že studentská licence umožňuje na díl aplikovat síť s maximálním počtem 1000 uzlů. Z tohoto důvodu se pro další simulace přešlo k výpočtovému řešiči NX Samcef a pro kontrolu se na modelech o stejných rozměrech, velikosti sítě i materiálových konstantách srovnala správnost výsledků, obr. 35 a 36. Model v Abaqusu byl pro úsporu uzlů řešen jako osově symetrická úloha. Tabulka 7 zobrazuje odchylky v řešičích pro napětí a deformaci pro stejně zadané modely. Pro další postup byl pak využit NX Samcef.

Tabulka 6 Zkušební hodnoty ze studie [89] pro Ogdenův model

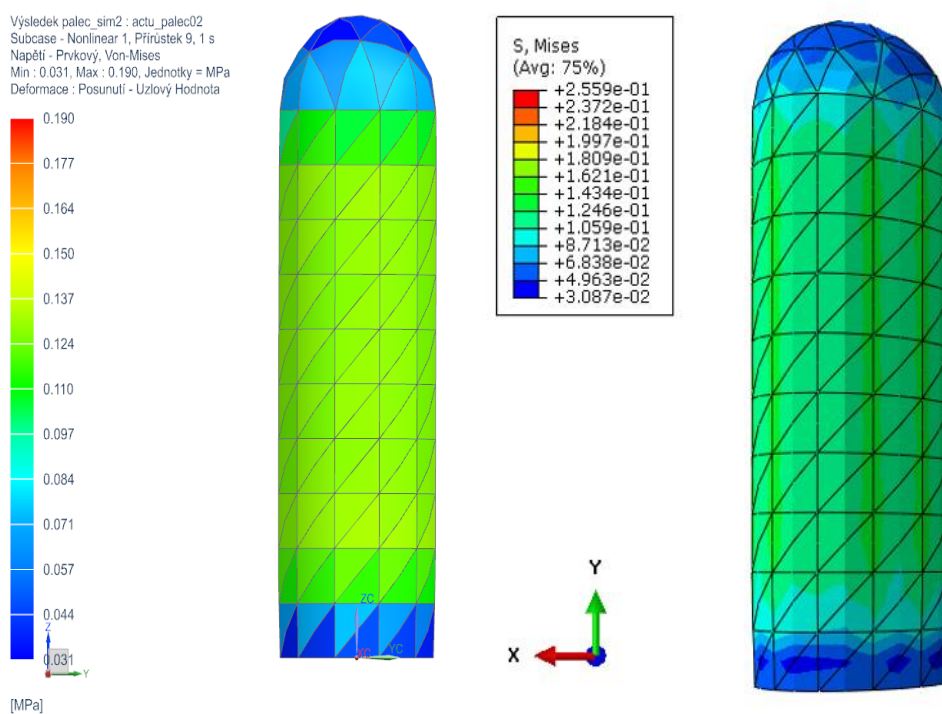
I	μ	α	D
1	0,7845	2,0555	0
2	3,7655	20,3664	0
3	-1,8836	-10,18	0

Tabulka 7 Srovnání výsledků NX Samcef vs Abaqus

řešič	typ elementu	velikost prvku	MAX posunutí v ax. směru	MAX napětí
ABAQUS	Solid, 10-uzlový kvadratický tetrahedron C3D10H, Hybrid formulation, Standard Library	7 [mm]	1,19 [mm]	0,26 [MPa]
NX SAMCEF	Solid, 10-uzlový kvadratický tetrahedron	12 [mm]	1,04 [mm]	0,19 [MPa]



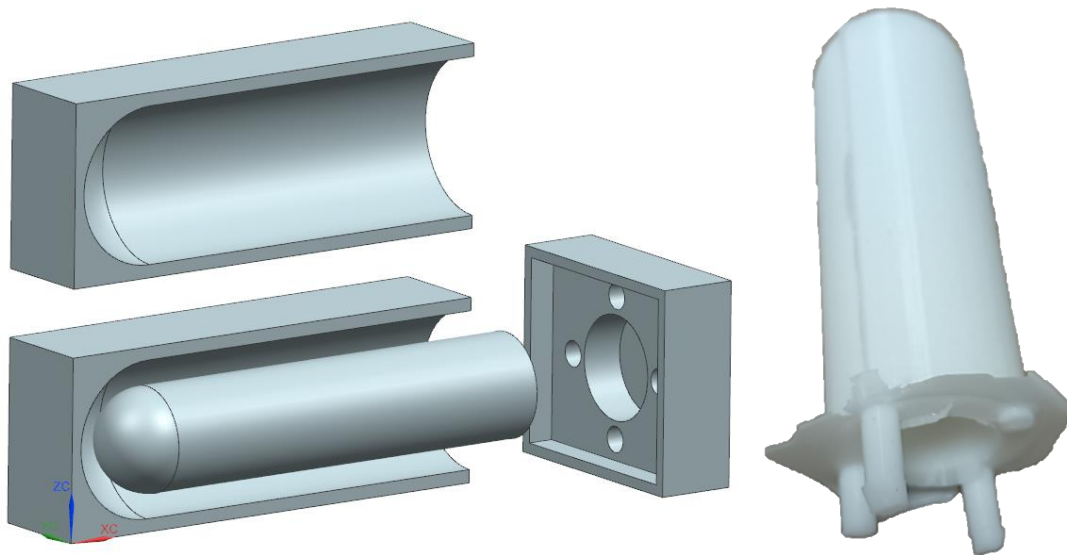
Obrázek 35 Výsledky posuvu v axiálním směru při zatěžování tlakem 50 kPa – NX Samcef (vlevo) vs Abaqus (vpravo)



Obrázek 36 Výsledky napětí při zatěžování tlakem 50 kPa – NX Samcef (vlevo) vs Abaqus (vpravo)

12.2 Výroba

Na 3D tiskárně z plastu PLA byla vyrobena forma sestavená ze dvou dílů s jádrem pro snadné odnámání odlitku, viz obr. 37. Ve víčku jsou otvory pro odchod bublin z formy. Výška vzorku je 83 mm a průměr 25 mm. Tento odlitek se později použije pro pokus natlakování (kap. 12.4). Pro zatěžování materiálu a zjištění materiálových konstant byly odlity válečkové vzorky o průměru 20 mm a výšce 30 mm, viz obr. 38. Byl použit dvousložkový silikon značky Lukopren N 5221. Mezi vlastnosti dle katalogového listu této středně viskózní pasty patří dobrá zatékavost a následné snadné odformování. Vytvrzená silikonová pryž je měkká, s vyšší pružností a odolností proti natržení. Doporučuje se především na výrobu tvarově náročnějších pružných forem s hlubšími protitvary, pro namáhané formy s vícenásobně opakovaným odformováním [90]. Silikon byl smíchán v poměru 3% katalyzátoru B k množství pasty A. Proces vulkanizace probíhal cca 2–3 dny. Pro pozdější použití byl ze vzorků seříznut přebytečný silikon, který se při odlévání nahromadil v horní části forem.



Obrázek 37 Forma a odlitek pro pokus nafukování



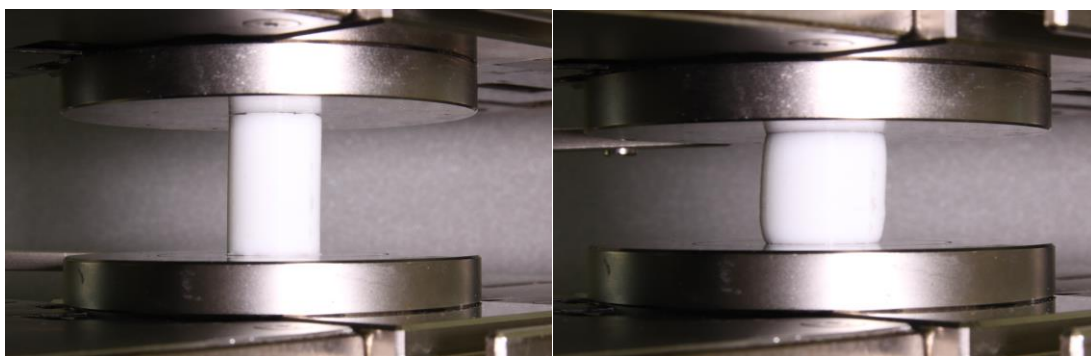
Obrázek 38 Forma a odlitky vzorků pro zjištění materiálových vlastností, příprava silikonu

12.3 Experiment 1 – mechanické vlastnosti silikonu

Záměrem experimentálního měření bylo určit chování odlitého silikonu a identifikovat materiálové parametry, které se posléze zadají do MKP simulace modelu. Dle konzultace na katedře mechaniky FAV byly vzorky zatěžovány tlakem. Pro polymery se jedná o nejvhodnější zkoušku, co se týče přesnosti naměřených hodnot a také se tímto zatěžováním lze vyhnout problematickému upnutí silikonu do čelistí, které je nutné vyřešit např. při zkoušce tahem. Experiment byl proveden na FAV na trhacím stroji (obr. 39) a byl rozdělen do pěti zkoušek s celkem sedmi vzorky. Tyto pokusy nebyly specifikovány velikostí zatěžující síly, ale maximální deformací, která činila 1/3 k původní velikosti vzorku (30 mm délce odpovídá posuv horní čelisti o 9 mm), viz obr. 40. Po dosažení této deformace následovala relaxace materiálu s prodlevou 60 sekund a odlehčení s následným opakováním. Pro první zkušební vzorek činila rychlost zatěžování 0,26 mm/s, poté 10 mm/min a následovalo úplné rozdrčení, čehož bylo dosaženo při síle 6,8 kN a stlačením vzorku z původní délky 30 mm na 2,8 mm. Na grafu v další kapitole (obr. 42) lze spatřit, že po prvním zatěžování se vyrovnaly nedokonalosti a nepravidelnosti vzniklé při odlévání a tudíž se každý vzorek mohl pro správné měření použít jen jednou. Následné pokusy tedy probíhaly při rychlosti zatěžování 1 mm/min pro tři vzorky a stejně tak pro rychlost 100 mm/min. Pro určení materiálových konstant se vycházelo z druhé zmíněné zkoušky a ostatní pokusy dále nebyly pro zpracování výsledných hodnot použity.



Obrázek 39 Trhací stroj



Obrázek 40 Vzorek před a po zatížení do 1/3 deformace

12.3.1 Zpracování výsledků

Výstupní hodnoty ze zkoušky byly: síla, doba zkoušky, posunutí horní čelisti, posunutí horního příčnicku a vzdálenost přípravků, u které první hodnota udává skutečnou výšku vzorku (nebyla kvůli seříznutí přesně 30 mm). Při uvažování zachování objemu při deformaci se určí průřez pro každý časový okamžik, z kterého se dále vypočte napětí, poslední potřebnou veličinou je pak deformace. Výsledné hodnoty napětí a deformace od tří vzorků byly zprůměrovány.

$$S = \frac{V}{l}; \quad \sigma = \frac{F}{S}; \quad \varepsilon = \frac{\Delta l}{l}. \quad (30)$$

12.3.2 Materiálové modely hyperelastivity

Materiálové modely hyperelastivity slouží k popisu nelineárního chování napětí – deformace komplexních materiálů, mezi které patří např. pryž, polymer nebo biologická tkáň. Mezi modely hyperelastivity patří Arruda-Boyce, Neo-Hookean, Mooney-Rivlin, Ogden, Yeoh, Gent, Blatz-Ko a další [91]. Na základě této studie [89] dosahuje Ogdenův model nejmenší chybovosti a pro zatěžování tlakem nejrelevantnějších výsledků. Ogdenův model předpokládá, že chování materiálu lze popsat pomocí funkce hustoty deformační energie, ze které lze odvodit vztahy mezi napětím a deformací [89]

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{k=1}^N \frac{1}{D_k} (J - 1)^{2k}, \quad (31)$$

kde N je řád modelu, obvykle je N číslo mezi 1–3. μ_i a α_i jsou materiálové konstanty, kde jednotkou μ_i je Pascal, α_i je pak bezrozměrná veličina. D_k je nestlačitelný parametr používaný k indikaci změny objemu [89].

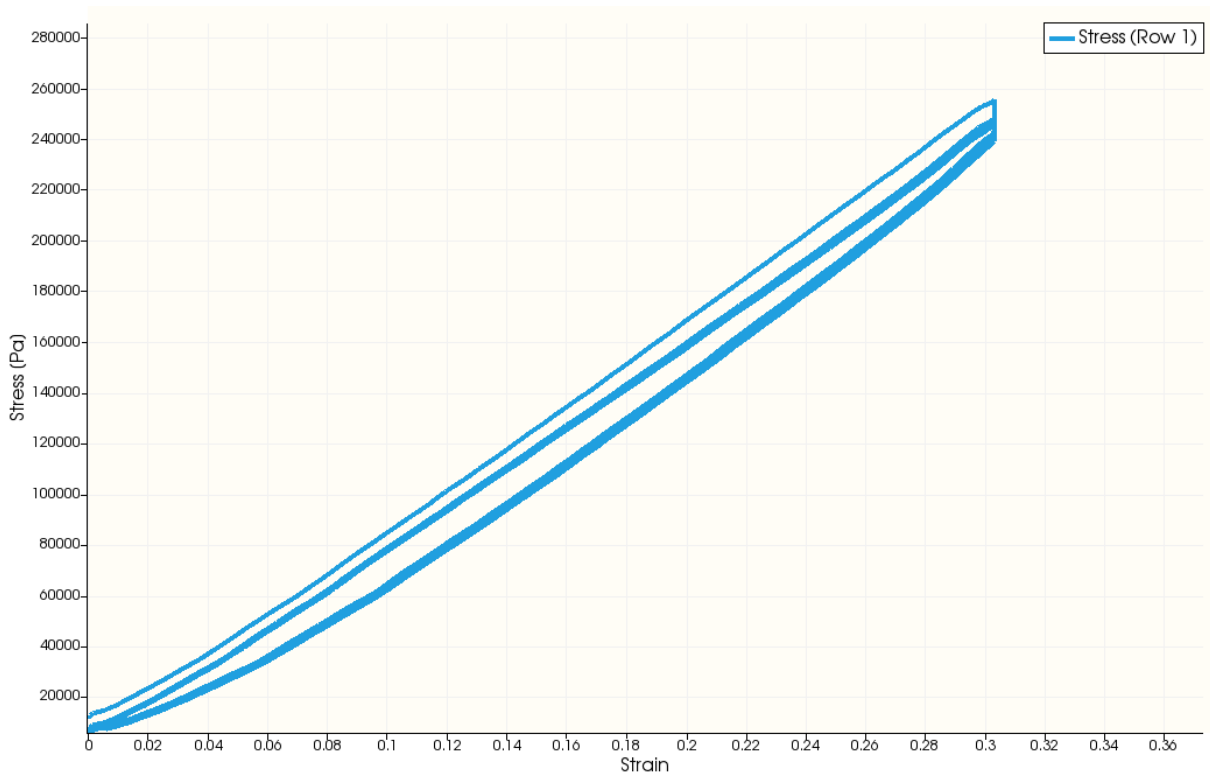
12.3.3 Určení materiálových parametrů z programu MatEditor

MatEditor je bezplatný software pro úpravu materiálových dat. Tento nástroj poskytuje komplexní vlastnosti materiálů, které se často používají při strojírenské simulaci a analýze konečných prvků. Tato aplikace umožňuje přidávat vlastnosti k materiálu a také podporuje funkce prokládání hyperelastických křivek z testovacích dat [92]. Pro hyperelastické a nelineární vlastnosti materiálu je důležité přidat křivku napětí-deformace, aby se ověřila racionalita vstupních parametrů. V okně grafu se zobrazí odpovídající křivky na základě hodnot zadaných v tabulce nebo okně vlastností [93].

Hodnoty napětí a deformace silikonového vzorku byly nahrány do MatEditoru. Dle předchozí kapitoly byl využit Ogdenův hyperelastický model třetího stupně, v jehož vzorci vystupuje devět neznámých konstant, které byly při proložení naměřených bodů křivkou vyhodnoceny. Jak již bylo zmíněno, na grafu lze spatřit horní odskočenou křivku, která odpovídá prvnímu zatěžování vzorku, kdy došlo k vymezení vůli a nepravidelností v materiálu vlivem výrobního procesu. Při odlehčování a následných dalších zatěžování již křivky téměř splývají, viz graf na obr. 42. Po spuštění možnosti přizpůsobení křivky se dle zvoleného materiálového modelu (Ogden) určí neznámé konstanty materiálu z experimentálních dat (na obr. 41). Tyto hodnoty lze dále použít pro simulaci v NX modelech.

Ogden 3rd order		
Material Constant Mu1	1.73552e6	Pa
Material Constant A1	1.10364	
Material Constant Mu2	0.0244322	Pa
Material Constant A2	1.38675	
Material Constant Mu3	-4,941.37	Pa
Material Constant A3	-3.50667	
Incompressibility D1	0	1/Pa
Incompressibility D2	0	1/Pa
Incompressibility D3	0	1/Pa

Obrázek 41 Určené materiálové konstanty modelu Ogden v programu MatEditor



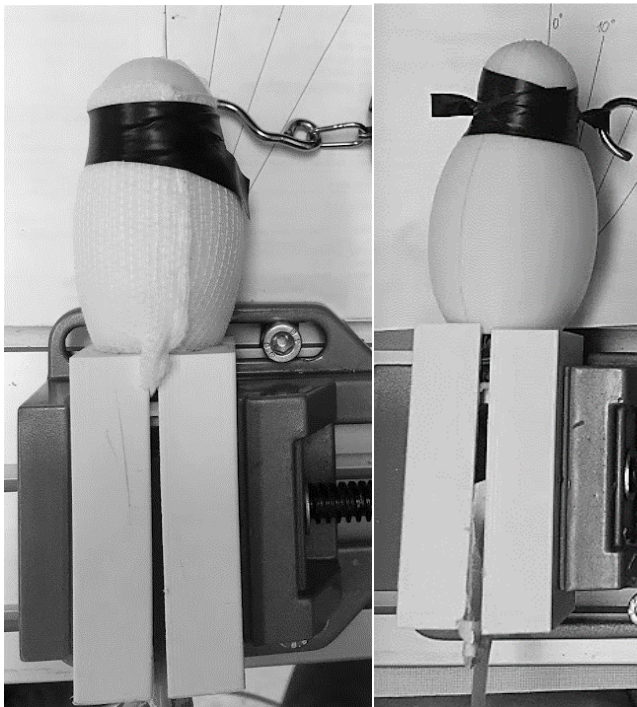
Obrázek 42 Graf závislosti napětí a deformace silikonu

12.4 Experiment 2 – tuhost aktuátoru

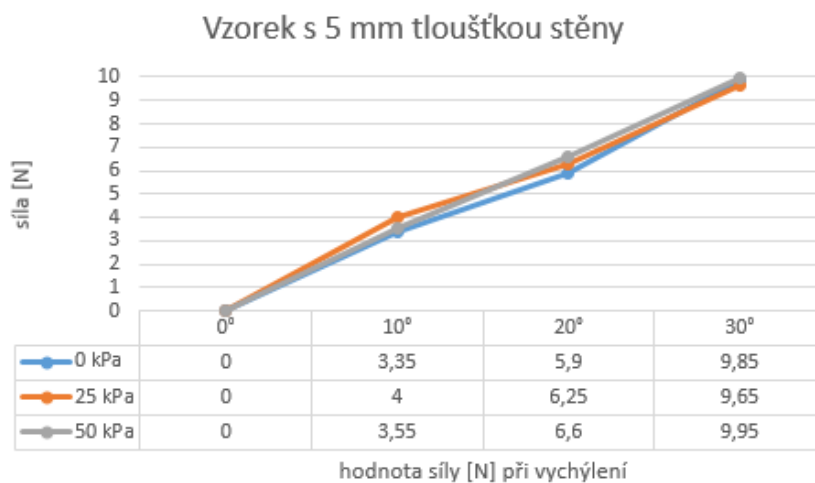
Dalším experimentálním měřením bylo analyzovat, jak reaguje natlakovaný aktuátor na vychýlení silou v radiálním směru a zda má význam v celkové kompozici v ortéze uvažovat ohybovou tuhost. Pro pokus se použil dutý aktuátor s tloušťkou stěny 3 a 5 mm, druhá zmíněná varianta byla ještě opletena obinadlem a zpevněna páskou (obr. 44). Do otevřeného konce aktuátoru se umístila redukce z 3D tisku se závitovou vložkou, do které se umístil rychloupínací konektor s hadicí pro průchod vzduchu, viz obr. 43 vpravo. Tento konec se zajistil v odlévací formě a ta se umístila do svěraku, jak je vidět na obr. 43. Pneumatická jednotka obsahovala manometr, redukční ventil a kompresor. Siloměr s přesností 5 g se zachytil o pomocnou pásku (obr. 44 vpravo), aktuátor se vychýlil o 10°, 20° a 30° a zaznamenávaly se hodnoty na siloměru pro hodnoty tlaku 0, 25 a 50 kPa (obr. 43). Každé vychýlení bylo třikrát opakováno a hodnoty se poté zprůměrovaly. Naměřené hodnoty jsou znázorněny v grafech na obr. 45-48.



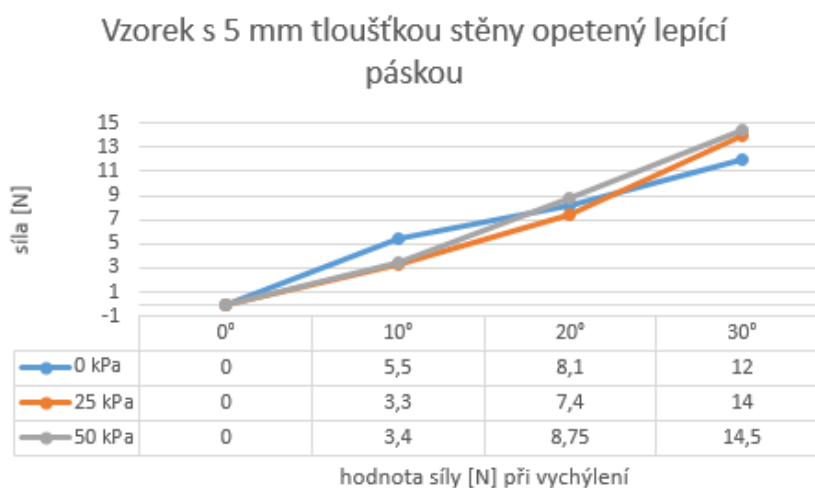
Obrázek 43 Část pneumatického systému a umístění redukční vložky v aktuátoru



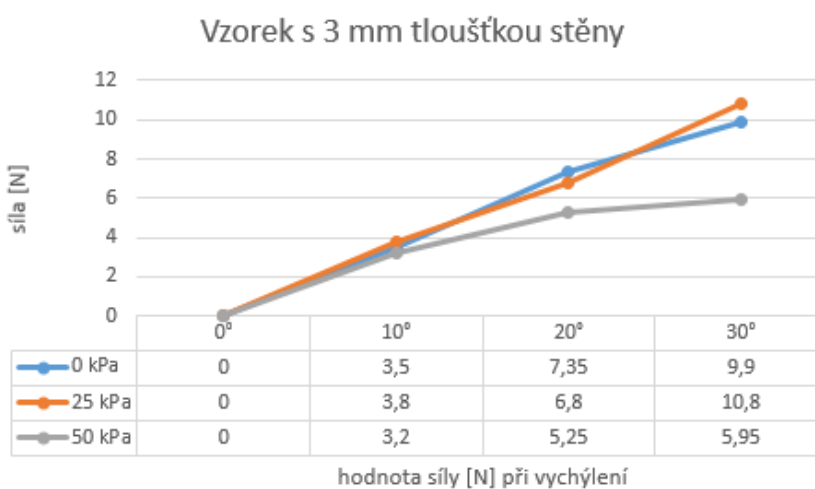
Obrázek 44 Nafouknutý aktuátor tlakem 75 kPa v obinadle a bez, zpevněný aktuátor páskou



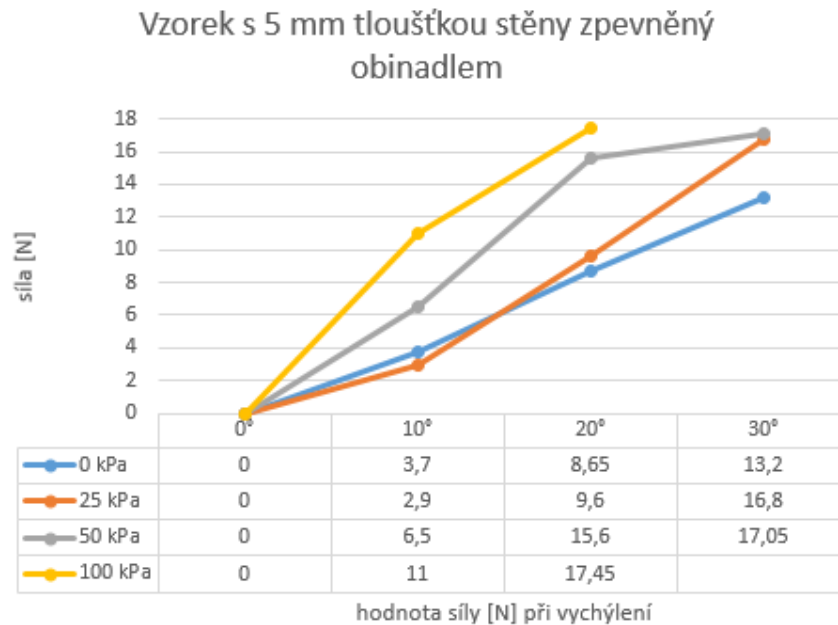
Obrázek 45 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou



Obrázek 46 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou opleteného lepicí páskou



Obrázek 47 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 3 mm stěnou



Obrázek 48 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou zpevněného obinadlem

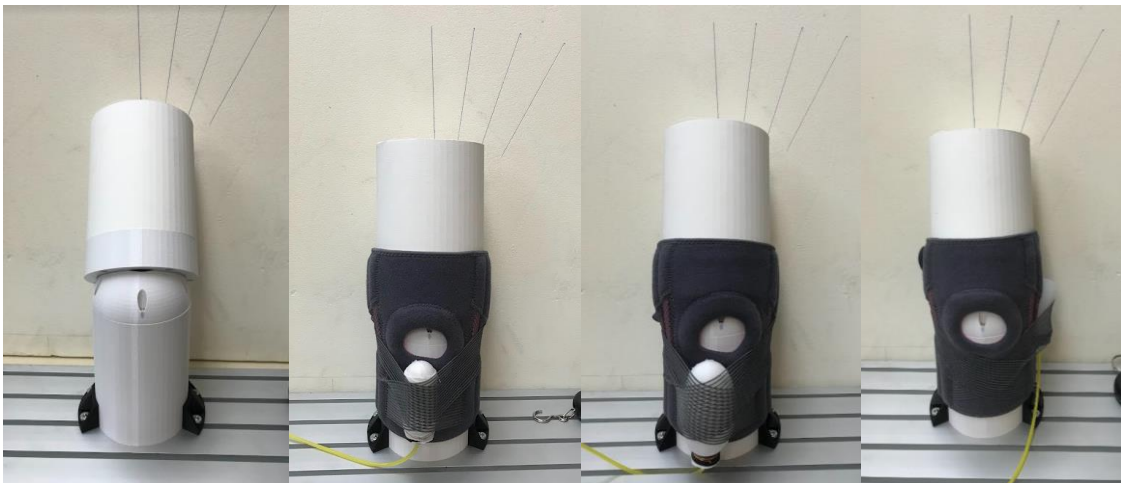
Pokusem byla ověřena intuitivní představa, že s vyšším tlakem se zvyšuje i síla, avšak byl očekáván větší význam účinků ohybové tuhosti a přínos v chování aktuátoru, než tomu bylo ve skutečnosti. Nutno poznamenat, že i přes snahu provést přesné měření, nejsou výsledné hodnoty zcela relevantní a nemusejí odpovídat realitě. Chování aktuátoru s 3 mm tloušťkou stěny dle grafu na obr. 47 jistě neodpovídá skutečnosti. Možné problémy vzniklé při měření byly způsobené:

- poklesem tlaku během měření;
- odečítáním hodnot úhlu natočení jen dle manuálního vychýlení a osobního posouzení přesnosti;
- skutečností, že po maximálním vychýlení se aktuátor nevrátil do počáteční nulové polohy, ale musel se opakovaně ve svěráku ustavit;
- nedostatečným utěsněním v místě redukční zátky, kudy odcházel vzduch;
- elasticitou pásky na přichycení siloměru a jejím sklouzáváním při vyšším tlaku, což ovlivňovalo výsledky;
- výrobní technologií – v běžném prostředí (bez použití vakua) se nedalo předejít vzniku bublin.

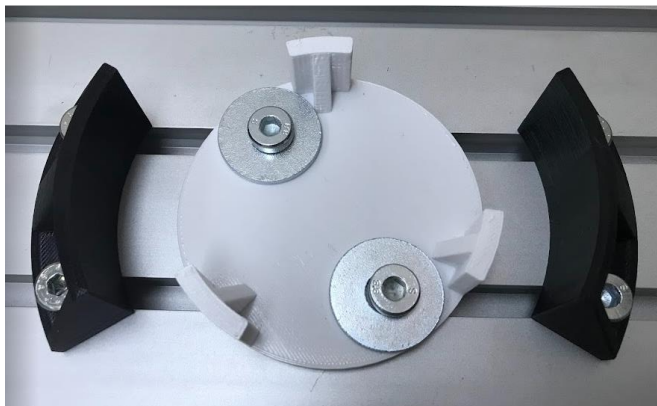
Dalším poznatkem při měření bylo, že spíše než zpevnění páskou mělo vliv obalení obinadlem. Aktuátor se v tomto případě nerozpínal rovnoměrně do všech stran, ale v energeticky výhodném axiálním směru (obr. 44 vlevo). V tomto měření bylo dosaženo největší ohybové tuhosti. Při tlaku kolem hodnoty 100 kPa docházelo k zatlačení redukční zátky dovnitř dutiny aktuátoru a znemožnění dalšího měření v ohybu, viz graf na obr. 48. Pokud by se našel způsob, jak relevantně změřit deformaci při zatěžování tlakem, mohlo by se pro nevychýlený aktuátor provést srovnání experimentálního a simulacího řešení z kap. 12.1 při aplikaci naměřených materiálových konstant z kap. 12.3.

12.5 Experiment 3 – chování aktuátoru v ortéze

Dutý aktuátor byl umístěn v zakoupené kolenní ortéze, která se upevní pomocí suchých zipů a kříženého pružného napínání, viz obr. 49. Nafouknutím aktuátoru dojde k napnutí upínacích popruhů a tím ke zpevnění celé ortézy. Aktuátor byl opět použit s tloušťkou stěny 3 mm, který byl umístěn na boční straně kolena, a 5 mm obalený obinadlem umístěným v přední části. Smyslem pokusu bylo zjistit, jak se aktuátor v ortéze projeví bez ohledu na jeho konkrétním umístění. Na 3D tiskárně byl z plastu PLA vyroben zjednodušený model kolena (viz obr. 49 vlevo), který byl pro zamezení posuvu upnutý (obr. 50 vlevo). Model se skládá z kulového kloubu napodobujícího zjednodušený pohyb kolena a válcových nástavců pro uchycení ortézy (lýtko-stehno). Model má zanedbatelné odpory proti natáčení. Tento velmi prostý model byl použit z důvodu eliminace odporu kolene při měření vlastností ortézy. Důvod k provedení experimentu na umělém kolenu a ne skutečném byl ten, že na lidském kolenu nemusely být bez ublížení realizovatelné všechny náklony a umělé nepodléhalo současnému náklonu kyčelního kloubu. Aktuátor nebyl umístěn k vnitřní části ortézy, aby se při manipulaci s kolenem neskřípl a neporušil. Koleno bylo vychylováno o 10° a 20° při tlaku 0–100 kPa. Po dosažení tlaku vyššího než cca 110 kPa obalený aktuátor praskl v místě nezpevněného vrchlíku, neobalený aktuátor pak vytvořil rovnou trhlinu (obr. 51). V řezech trhlin byly k vidění bubliny vzniklé při výrobě, které jsou příčinou ke vzniku defektu. Naměřené hodnoty byly opět zprůměrovány a vyneseny do grafů z jednotlivých měření, obr. 52–56.



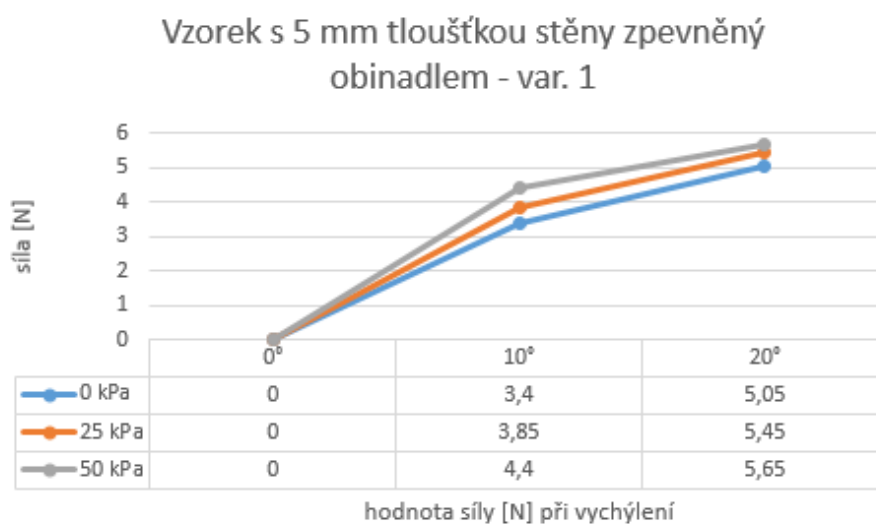
Obrázek 49 Aktuátor umístěný v ortéze na umělém kolenu



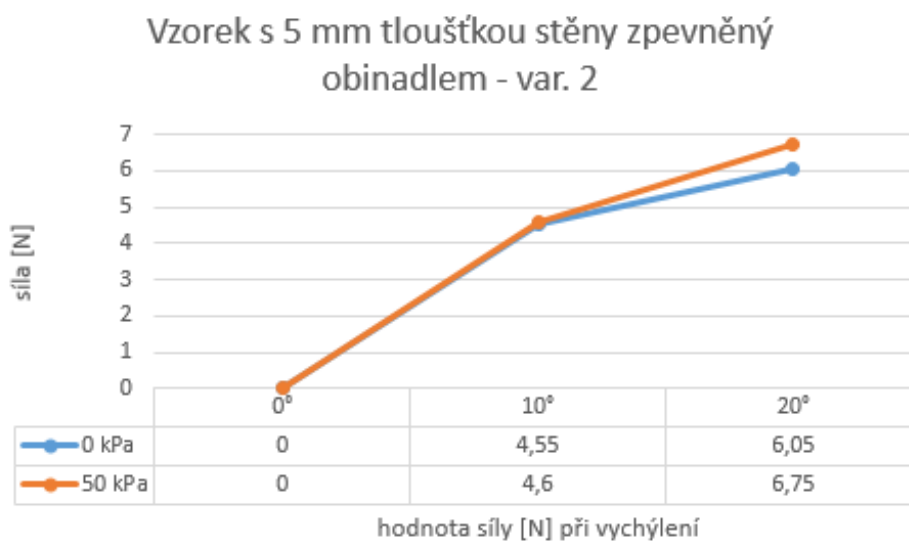
Obrázek 50 Upínací mechanismus umělého kolena, aktuátor umístěný na skutečném kolenním kloubu



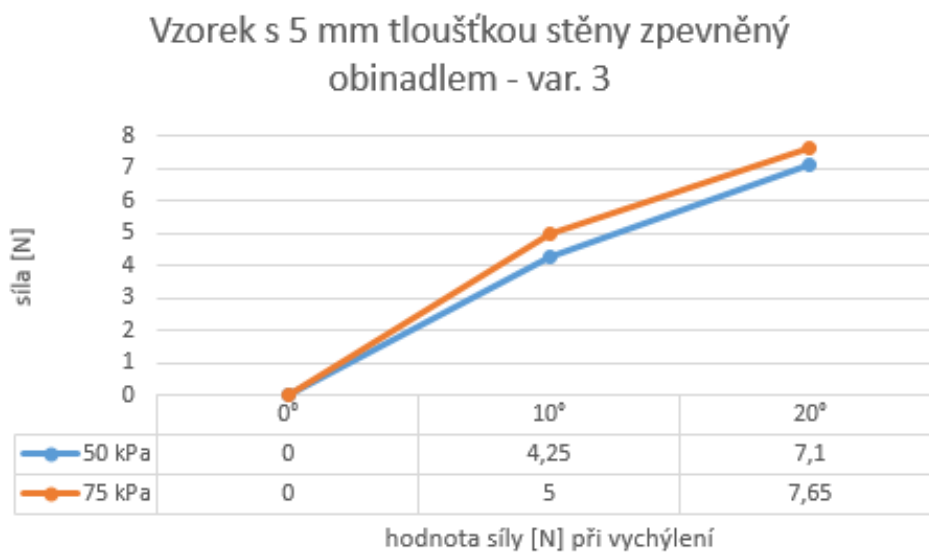
Obrázek 51 Trhliny vzniklé při pokusu u nezpevněného a zpevněného vzorku



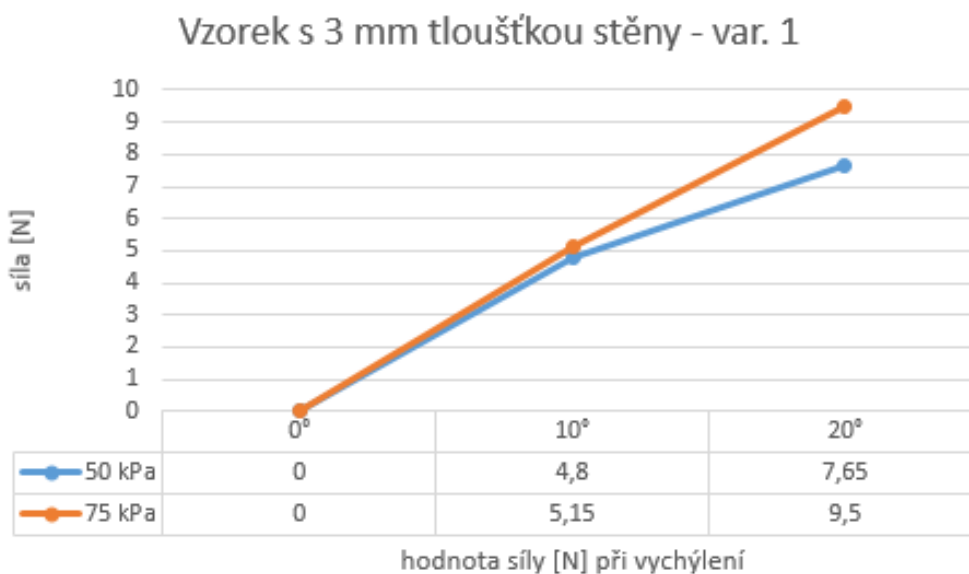
Obrázek 52 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou v ortéze zpevněného obinadlem – var. 1



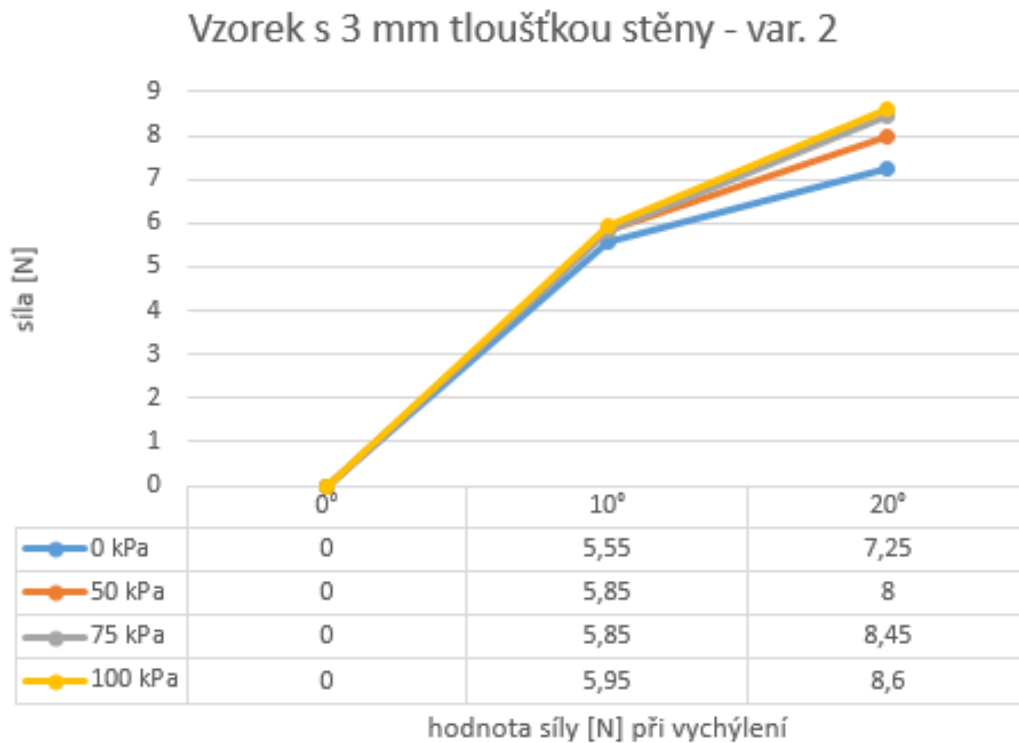
Obrázek 53 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou v ortéze zpevněného obinadlem – var. 2



Obrázek 54 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 5 mm stěnou v ortéze zpevněného obinadlem – var. 3



Obrázek 55 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 3 mm stěnou v ortéze – var. 1



Obrázek 56 Závislost síly na vychýlení zatěžovaného vzorku s 3 mm stěnou v ortéze – var. 2

Pro stejné měření bylo provedeno několik variant, které se odlišovaly rozdílnou silou upnutí ortézy na umělé koleno. Dalším krokem v tomto experimentu bylo subjektivní posouzení zpevnění ortézy na kolenně figuranta, viz obr. 50 vpravo. Při ohýbání a natáčení kolenního kloubu byla znát rozdílná tuhost aktuátoru při rozdílných tlacích a aktuátor zdárně bránil při úmyslně cíleném nepřírozeném vychýlení. Vyhodnocení ale bylo možné provést pouze pocitově, neboť by pro přesnou analýzu bylo třeba použít tlakového senzoru nebo jinak zhodnotit vhodnost aplikovaných hodnot tlaku.

I v tomto experimentu je nutné upozornit na nedostatky v měření, které jsou zmíněny v předchozí kapitole, které vedou k nepřesnostem. Z grafů lze vyvodit závěr, že v každém měření v intervalu 0–10° neměl vliv velikosti tlaku značný význam. Dále lze soudit, že se ohybová tuhost aktuátoru při pokusu projevila, avšak pro významnější výsledky by bylo potřeba propracovanější technologie. Jedná se o kvalitu výroby aktuátoru (zamezení vzniku bublin), případně použití jiného materiálu či poměru silikonové směsi, aby snesl aktuátor vyšší tlak. Dále by pak bylo potřeba dořešit technologii utěsnění a tvaru redukční zátky, aby z aktuátoru při vyšším tlaku nevypadávala. Ve finální fázi experimentu by mělo význam umístit více aktuátorů naráz a analyzovat chování.

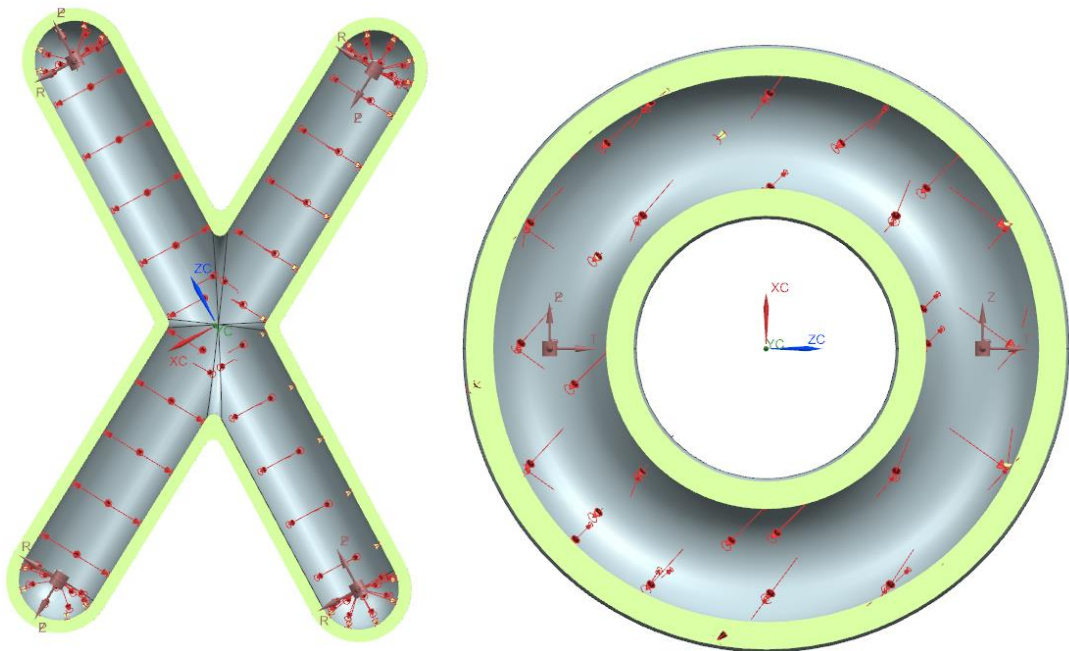
12.6 Návrh řešení tvaru a umístění aktuátorů

Na základě předchozích pokusů byla navržena jedna z možných variant řešení umístění a tvaru aktuátorů. Tato slibná varianta vychází z inspirace tejpování kolenních kloubů, ale nadějných variant je zde mnoho, např. obdobné řešení zmíněné varianty na obr. 18a. Smyslem návrhu je selektivně nafukovat jednotlivé aktuátory nebo i jen jejich části. Aktuátory budou umístěny uvnitř obecné látkové ortézy společně s IMU senzory. Jedná se o aktuátor ve tvaru písmene X, který se bude nacházet v místě zkříženého a postranního vazy (viz teoretická kap. 2). Aktuátor bude umístěn symetricky na obou stranách kolena, aby v případě potřeby stabilizoval vazy a korigoval abdukci a addukci. Druhým typem pak bude kruhový aktuátor na česce, který po aktivaci zmírní náraz kolene při pádu. Oba tyto aktuátory byly modelovány a řešeny v NX Samcef s materiálovými parametry z tlakové zkoušky. Předěšlé pokusy byly prováděny na nakoupené ortéze, která není na tyto aktuátory uzpůsobena. Řešením by mohlo být ortézu navrhout/přizpůsobit cíleně těmto aktuátorům již při výrobě, kdy by mohly být všity ukládací kapsy pro aktuátory, což by ale bylo mimo rozsah práce.



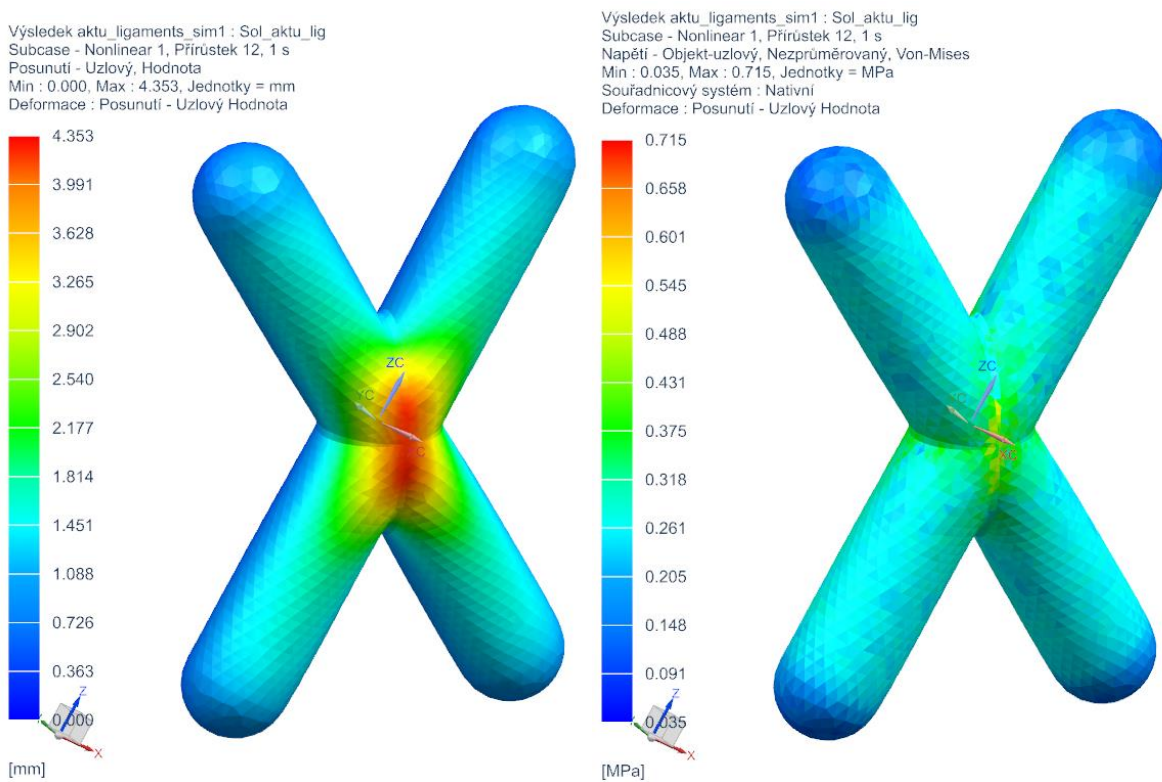
Obrázek 57 Myšlenkový vývoj zvolené varianty: aktuátory dle inspirace tejpováním [101] v látkové kolenní ortéze [102]

Oba modely o tloušťce stěny 5 mm byly z jedné strany vetknuty a zatíženy vnitřním tlakem 50 kPa, jehož směr byl pro aktuátor X definován cylindrickými systémy a místo nafukování bylo uvažováno ve střední části spojující všechny čtyři vaky. Tlak v kruhovém aktuátoru proudil všemi směry a startovací body nafukování byly zvoleny pro symetrické plnění dva, viz hnědé souřadné systémy na obr. 58.



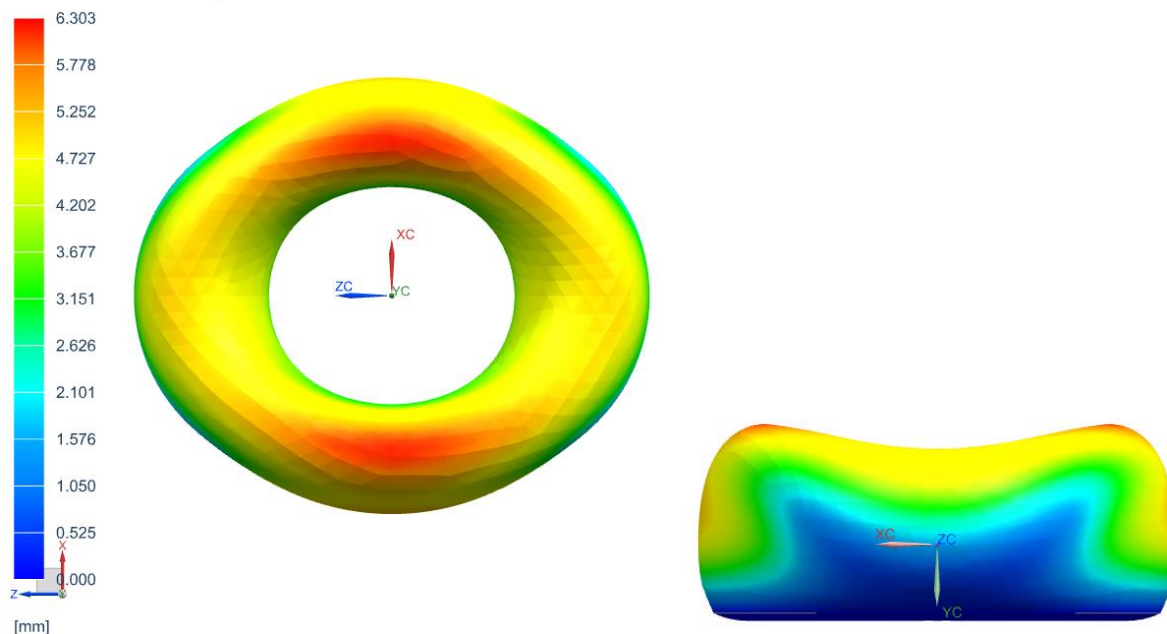
Obrázek 58 Vektory směru plnění aktuátorů tlakem

Následující obrázky zobrazují výslednou deformaci a napětí v obou aktuátorech. V místech startu plnění pak dochází k největší deformaci.



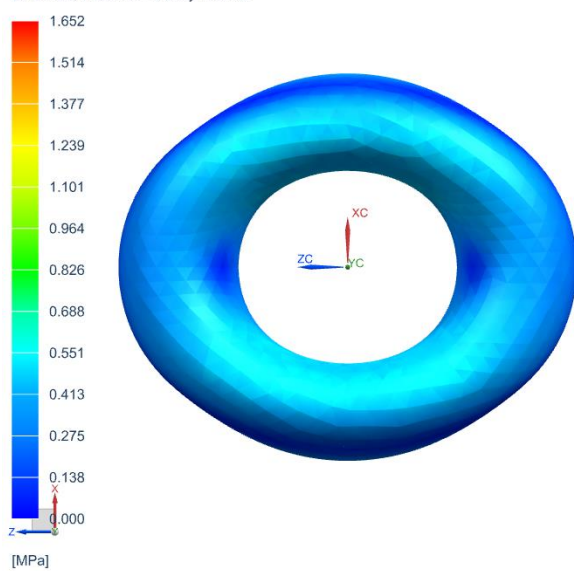
Obrázek 59 Deformace a napětí aktuátoru X zatíženého tlakem 50 kPa

Výsledek aktuator_patella_sim1 : Sol_aktu_patella
 Subcase - Nonlinear 1, Přírůstek 13, 1 s
 Posunutí - Uzlový, Hodnota
 Min : 0.000, Max : 6.303, Jednotky = mm
 Deformace : Posunutí - Uzlový Hodnota

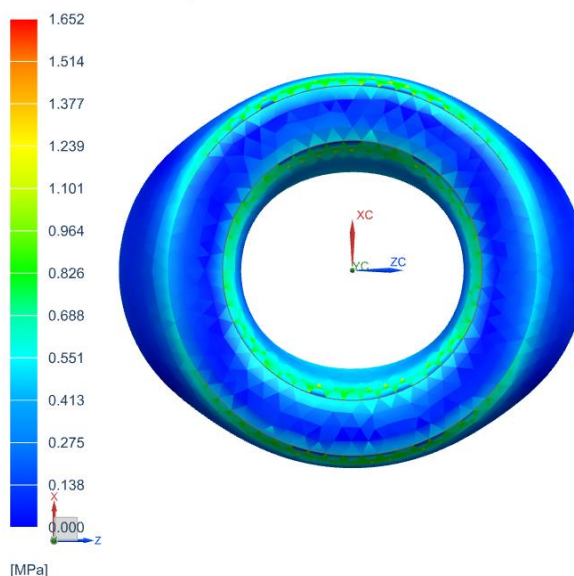


Obrázek 60 Deformace kruhového aktuátoru zatíženého tlakem 50 kPa

Výsledek aktuator_patella_sim1 : Sol_aktu_patella
 Subcase - Nonlinear 1, Přírůstek 13, 1 s
 Napětí Von-Mises - Objekt-uzlový, Nezáprůměrováný, Skalární hodnota
 Min : 0.000, Max : 1.652, Jednotky = MPa
 Souřadnicový systém : Nativní
 Deformace : Posunutí - Uzlový Hodnota



Výsledek aktuator_patella_sim1 : Sol_aktu_patella
 Subcase - Nonlinear 1, Přírůstek 13, 1 s
 Napětí Von-Mises - Objekt-uzlový, Nezáprůměrováný, Skalární hodnota
 Min : 0.000, Max : 1.652, Jednotky = MPa
 Souřadnicový systém : Nativní
 Deformace : Posunutí - Uzlový Hodnota



Obrázek 61 Napětí kruhového aktuátoru zatíženého tlakem 50 kPa

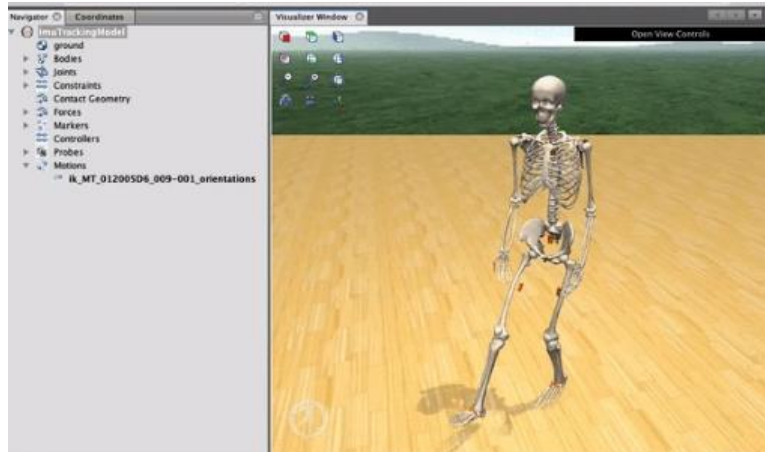
12.7 Navržené možnosti dalšího výzkumu

V této kapitole je nastíněno další možné zkoumání v oblasti této problematiky. Dalším postupem by mohla být studie materiálových vlastností rozdílných silikonových směsí nebo posouzena vhodnost jiných flexibilních polymerů. Určité části dutého vaku by mohly mít rozdílnou tloušťku stěn, což by se při nafukování projevilo různými způsoby ohýbání. Navrnutí umístění a konkrétního tvaru aplikovaných aktuátorů pro konkrétní pohybové indispozice by dále zefektivnilo hlavní myšlenku celého exoskeletonu. Rovněž by se dala navrhnout zařízení pro rehabilitační aplikace bez potřeby nositelnosti. S tvarem aktuátoru je spojena i možnost výroby a otázka, jak vnitřní jádro vyjmout z komplikovanějšího tvaru vytvrzeného aktuátoru. Oddělené vakové části aktuátoru by pak mohly být rozdílně programovatelné a aktivované v různých kombinacích při různých stavech.

13 Analýza pohybu postupem OpenSense z IMU senzorů

Hlavní výhodou zkoumání pohybu v počítačové simulaci je možnost vlastního nastavení pohybu konkrétního člověka s určitými pohybovými obtížemi, které lze softwarově nastavit. Tento přístup umožní zadat určité rozsahy úhlů kloubů nebo jednotlivé pohyby zcela zamezit a sledovat chování ostatních pohyblivých lidských částí, což by na zdravém jedinci bez použití simulace nebylo možné. Význam tohoto postupu v práci byl v možnosti definování navrhovaného exoskeletonu, zadání pomocných silových účinků, podpor v chůzi a provést tak počítačovou analýzu navrženého řešení.

OpenSense je pracovní nástroj pro výpočet segmentů lidského těla na základě dat z IMU senzorů [94]. Ukázka použití senzorů je na obr. 62. Pro použití tohoto postupu je zapotřebí stáhnout software OpenSim, což je volně dostupný systém pro biomechanické modelování, simulaci, řízení a analýzu neuromuskuloskeletálního systému. Umožňuje široké spektrum studií včetně analýzy dynamiky chůze, studie sportovního výkonu, simulace chirurgických zákroků, analýzy zátěže kloubů, návrhu zdravotnických prostředků nebo animace pohybu. OpenSim provádí inverzní dynamickou analýzu a dopředné dynamické simulace. Využívá se v biomechanických laboratořích po celém světě ke studiu pohybu a má komunitu vývojářů softwaru, kteří přispívají novými funkcemi a modely [95]. Pochopení degenerace biologických a protetických kolenních kloubů vyžaduje znalost zátěže během činností každodenního života. Muskuuloskeletální modely mohou odhadnout kontaktní síly tibiofemorálního kloubu, ale antropometrické rozdíly mezi jednotlivci ztěžují přesné předpovědi [96]. Pro simulaci kolenního kloubu bylo vytvořeno několik modelů pro různé aplikace, jejichž studií se došlo ke konkrétním poznatkům. Níže jsou zmíněné dva vybrané.



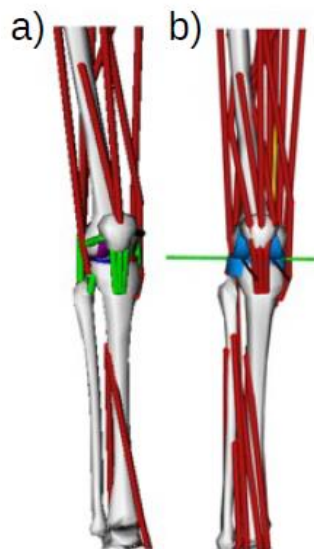
Obrázek 62 Ukázka prostředí v OpenSIM [94]

13.1 Model kontaktních sil mediálního a laterálního kolenního kloubu

V této studii byl vyvinut celotělový muskuloskeletální model s kolenním kloubem (obr. 63a), který zahrnuje tibiofemorální zarovnění specifické pro konkrétního jedince (tj. kolenní varus-valgus) a geometrii kontaktních míst. Cílem modelu je nalézt přesnější odhad mediálních a laterálních tibiofemorálních kontaktních sil a určit důležitost těchto parametrů specifických pro subjekt porovnáním odhadnutých parametrů s naměřenými kontaktními silami během chůze [96].

13.2 Rozšířený model kolena OpenSim pro analýzu kmenů pojivových tkání

Jedná se o biomechanický model kolena s femorálními kloubními chrupavkami a menisky spolu s 25 svazky pojivové tkáně představujícími vazy a pouzdra (obr. 63b). V této studii byl pasivní simulací zkoumán vliv flexe (0° – 120°), rotace (-40° až 30°) a addukce kolena (-15° až 15°) na přední zkřížený, zadní zkřížený, mediální kolaterál, postranní vazy a další pojivové tkáně. Dále bylo studováno rozdílné namáhání pojivových tkání. Bylo pozorováno, že ACL, PCL, LCL a PL sledují vzor parabolické deformace během flexe, zatímco MCL má lineární vzor deformace [33].



Obrázek 63 Model OpenSIM kontaktních sil (a), model OpenSIM pro analýzu kmenů pojivových tkání (b)

13.3 Práce v OpenSense

Nejprve se importují data senzoru IMU, zkalibruje se model OpenSim, vypočítá se inverzní kinematika a poté se vizualizují výsledky. OpenSense poskytuje rozhraní pro spojení a registraci každého IMU senzoru se segmentem těla modelu OpenSim. První časový krok dat IMU je registrován do výchozí pozice modelu. Pro optimalizaci počáteční pozice modelu je možné psát vlastní kalibrační procedury skriptováním v Matlabu, Pythonu atd. V současné době jsou podporované formáty souborů ze senzorů Xsens a APDM [94]. Proto je pro senzor MPU-6050 nutné vytvořit vlastní převodník na formátování souborů. K výpočtu sady úhlů kloubu v každém časovém kroku pohybu se používá metoda inverzní kinematiky, která minimalizuje chyby mezi experimentální orientací IMU a IMU v modelu. Úhly pak lze graficky vizualizovat a použít jako vstupy do jiných nástrojů a analýz OpenSim. Každý senzor se umístí na sledovaný segment, v tomto případě budou senzory umístěny nad a pod kolenem. Poté se musí shromáždit kalibrační data, kde je subjekt ve známé pozici, a zaznamenat každý úhel kloubu. Pozice subjektu během sběru kalibračních dat se musí co nejvíce shodovat s výchozí pozicí definovanou modelem. Pozici subjektu lze standardizovat jednoduchým měřicím zařízením, jako je goniometr [94].

Po shromáždění naměřených dat je nutné tyto hodnoty převést na adekvátní formát. Pro senzor Xsens a APDM jsou OpenSimem podporované formáty v podobě jednoho souboru s příslušnými hodnotami rotační matice s číslovými názvy senzorů nebo více souborů pro jednotlivé senzory. Po importu uvedeného Matlab kódu se převedou rotační matice na kvaterniony [94]. Jelikož je v Arduinu implementována funkce pro řešení kvaternionů, je vhodné OpenSimu předložit rovnou soubor s těmito daty.

13.3.1 Jednotkový kvaternion

Kvaterniony neboli čtveřice, jsou jeden z možných způsobů, jak měřit vzdálenost mezi rotacemi. Jednotkový kvaternion $Q = \{\mu, \epsilon\}$ vychází z vektoru a úhlu definovaných jako [97]

$$\mu = \cos\left(\frac{\theta}{2}\right), \quad (32)$$

$$\epsilon = [\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z]^T = \omega \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right), \quad (33)$$

kde μ je skalární a ϵ vektorová část kvaternionu. Přitom platí

$$\mu^2 + \epsilon_x^2 + \epsilon_y^2 + \epsilon_z^2 = 1 \quad (34)$$

Natočení dané dvojicí $[\omega, \theta]$ a $[-\omega, -\theta]$ vede na stejný kvaternion, což u reprezentace úhel/vektor neplatí. Pokud jsou známy prvky kvaternionu $Q = \{\mu, \epsilon\}$, lze určit odpovídající rotační matici jako [97]

$$R = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mu^2 + \epsilon_x^2 - \epsilon_y^2 - \epsilon_z^2 & 2(\epsilon_x\epsilon_y - \mu\epsilon_z) & 2(\mu\epsilon_y + \epsilon_x\epsilon_z) \\ 2(\mu\epsilon_z + \epsilon_x\epsilon_y) & \mu^2 - \epsilon_x^2 + \epsilon_y^2 - \epsilon_z^2 & 2(\epsilon_y\epsilon_z - \mu\epsilon_x) \\ 2(\epsilon_x\epsilon_z - \mu\epsilon_y) & 2(\mu\epsilon_x + \epsilon_y\epsilon_z) & \mu^2 - \epsilon_x^2 - \epsilon_y^2 + \epsilon_z^2 \end{bmatrix}. \quad (35)$$

Při inverzní úloze pro zadanou matici R jsou hledány prvky kvaternionu a výsledné řešení pak nepodléhá singularitě (nekonečně mnoho řešení) [97].

$$\mu = \frac{1}{2} \sqrt{\text{trace}(R) + 1}, \quad (36)$$

$$\epsilon = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} \text{sgn}(r_{32} - r_{23}) \sqrt{r_{11} - r_{22} - r_{33} + 1} \\ \text{sgn}(r_{13} - r_{31}) \sqrt{r_{22} - r_{33} - r_{11} + 1} \\ \text{sgn}(r_{21} - r_{12}) \sqrt{r_{33} - r_{11} - r_{22} + 1} \end{bmatrix} \quad (37)$$

Soubor přeložitelný OpenSim musí být v následujícím formátu, kde první sloupec značí časový okamžik a na příslušném řádku jsou pak čtyři hodnoty jednotkového kvaternionu pro každý sensor, viz ukázka naměřených hodnot na obr. 64.

```
DataRate=100.000000
DataType=Quaternion
version=3
OpenSimVersion=4.4-2022-07-23-0e9fedc
endheader
time    femur_r_imu    tibia_r_imu
0.60    1.49017,1.99323,0.88226,1.95551    1.88190,-1.17438,-0.35187,0.06836
0.69    1.60223,0.30707,1.73389,0.37921    -1.99780,-1.27747,-0.38977,0.08496
0.71    -1.46368,-0.28387,-1.55219,-0.36450    1.91711,1.22467,0.34229,-0.07343
0.73    -0.86810,-0.17169,-0.89630,-0.22949    -1.42078,1.65192,0.45148,-0.10889
0.75    -0.66400,-0.13129,-0.67993,-0.18042    -1.35352,1.54651,0.42383,-0.12280
0.77    -0.68201,-0.13464,-0.69336,-0.19000    0.82825,-0.36780,1.00647,-0.32367
0.79    -0.68384,-0.13483,-0.69006,-0.19525    0.54480,-0.24054,0.65271,-0.20245
0.81    -0.68561,-0.13495,-0.68677,-0.20050    0.60663,-0.26697,0.71704,-0.21460
0.83    -0.68738,-0.13513,-0.68341,-0.20575    0.61267,-0.26849,0.71429,-0.20569
0.85    -0.68909,-0.13531,-0.67999,-0.21106    0.61859,-0.26978,0.71124,-0.19672
0.87    -0.69080,-0.13550,-0.67657,-0.21631    0.62445,-0.27094,0.70813,-0.18762
```

Obrázek 64 Formát textového souboru předložený OpenSimu

13.3.2 Řešení kvaternionů Arduinem

Jak již bylo zmíněno výše, Arduino obsahuje funkci pro řešení kvaternionů, a sice `dmpGetQuaternion(q, fifoBuffer)`, kde `q = [w, x, y, z]` je vektor třídy `Quaternion` a `fifoBuffer` je zásobník (fronta) typu `uint8_t fifoBuffer` [64], kam se ukládají potřebná data. Bylo využito dostupného kódu pro čtení dat ze dvou MPU-6050 senzorů. Po spuštění kódu ale dochází v důsledku velkého množství dat k přetečení zásobníku po několika málo vteřinách, kód tzv. zamrzne a přestane vypisovat hodnoty. Spustitelný je pouze kód pro jeden senzor. Jedná se o diskutované téma na Arduino fórech, podle [98] je to způsobeno neopravenou knihovnou `Wire`. Možnost opravy nabízí [99], kde je v některých částech kódu resetován `fifoBuffer` a hodnota registru 64 je změněna na 1024, avšak je třeba kód zjednodušit pro snížení velikosti paměti. Kód lze optimalizovat omezením vypisování velkého množství textu přes `Serial.print()`. Místo toho je vhodné použít makro `F()` pro textové řetězce. Dalším bodem je hospodárnost s datovými typy, např. omezit typ `float` a `long`, pokud je to možné. Pro lepší využití paměti je nutné se vyvarovat rekurzivnímu a duplikovanému kódu, minimalizovat velikost polí, atd. [100]. Po úpravách se již kód přestal zastavovat, ale přetékání přetrvávalo, a proto byly nepoužitelné údaje z měření ručně odstraněny. Z výpisového okna Arduina se naměřená data získala pomocí aplikaci `Processing`.

V této fázi byl experiment přerušeno, neboť se nepodařilo zaznamenat a určit správný souřadnicový systém umístění senzorů, který by odpovídal orientaci 3D kostry v OpenSimu. Možnou příčinou může být absence funkcí poskytovaných v senzorech APDM a Xsens, které umožňují časovou synchronizaci, senzorickou fúzi a interpolaci dat pro chybějící hodnoty [94].

14 Pneumatický systém

Soft roboty potřebují ke své aktivaci zdroj energie, kterým je v této práci zdroj tlakového média, stlačený vzduch. Dalším zdrojem energie využívaným v soft robotice je zdroj hydraulický, který je oproti pneumatickému výkonnější a generuje větší sílu, avšak ke své funkci potřebuje další součásti, což může konstrukci zkomplikovat. Aktuátory v podobě slitin s tvarovou pamětí (SMA) vyžadují baterii pro generování elektrického proudu pro zahřívání slitiny. Také elektroaktivní polymerové aktuátory (EAP) využívají aplikované elektrické pole. Magnetické pohony pak ke generování pohybu uplatňují magnetické pole [53].

Přenos vzduchu do aktuátoru začíná v kompresoru, který vytváří stlačený vzduch. Ten se poté přesune do vzdušníku, kde se uchovává. Průtok vzduchu je řízen solenoidními ventily, které jsou ovládány pomocí relé. V poslední fázi se vzduch dostane do aktuátoru a vyvolá akci. Pneumatický systém může obsahovat tlakový a průtokový regulátor jako zpětnovazební mechanismy pro kontrolu chování systému. Jednotka může být ovládána automaticky pomocí softwaru běžícího na mikrokontroléru (např. Arduino) [105].

14.1 Specifikace požadavků

Jak již bylo zmíněno, stabilita kolena je ovlivněna mnoha podpůrnými strukturami a faktory a nelze specifikovat konkrétní hodnotu tlaku definující jeho stabilitu. V klinickém prostředí se hodnotí stabilita kolena spíše pomocí fyzikálních vyšetření, zobrazovacích studií a funkčních testů než aby se přímo měřil tlak [106]. Zrovna tak nelze určit prahové hodnoty bolesti způsobené nadměrným tlakem. Velikost tlaku z exoskeletonu působící na koleno je proto pro účely této práce odvozena z tlaku činnosti srdce. Hodnota krevního tlaku představuje sílu, jakou krev působí na stěny tepen. Tlak se udává v torrech, což jsou milimetry rtuťového sloupce (mmHg) [107], přičemž platí převod

$$1 \text{ mmHg} = 0,133 \text{ kPa} \quad [110] \quad (38)$$

Pro určení hodnoty tlaku má význam pohlížet na horní (vyšší) tlak srdeční fáze, který nastává při pumpování (systola). Ideální je hodnota 120 mmHg. Hodnoty vyšší než 140 mmHg jsou považovány za ukazatele vysokého krevního tlaku a cévy dlouhodobě vystavované tomuto tlaku ztrácí pružnost a stávají se náchylnějšími k ucpání nebo prasknutí [108]. Při měření tlaku se manžeta na paži nafoukne na vyšší hodnotu, než je systolický tlak, zpravidla na 180 mmHg [109], což by dle úvahy mohla být hodnota celkového tlakového zatížení celé ortézy na koleno a okolní měkkou tkáň, která by při krátkodobém občasném zatížení mohla zajistit stabilitu kolena. Tlak 180 mmHg odpovídá 24 kPa. Nejedná se však o hodnotu tlaku v jednotlivých aktuátorech.

14.2 Vzduchový kompresor

Kompresor je hlavním tělesem zařízení zdroje vzduchu. Pracuje při vysokém tlaku a přeměňuje mechanickou energii hnacího motoru na energii tlaku plynu. Je to zařízení vytvářející tlak pro stlačený vzduch. Existuje mnoho druhů vzduchových kompresorů, které lze podle principu činnosti rozdělit na objemové, odstředivé průmyslové a pístové kompresory. Využívá se také šroubového, spirálového kompresoru nebo kompresoru s posuvnými lopatkami. Principem objemového kompresoru je stlačit objem plynu, takže hustota molekul plynu v jednotkovém objemu se zvýší, aby se zvýšil tlak stlačeného vzduchu. V odstředivém kompresoru dojde ke zvýšení rychlosti pohybu molekul plynu, takže kinetická energie molekul plynu se přemění na tlakovou energii plynu, čímž se zvýší tlak stlačeného vzduchu. Princip pístového kompresoru spočívá v přímém stlačování plynu a jeho vypouštění, když plyn dosáhne určitého tlaku. Výběr vzduchového kompresoru je založen především na pracovním tlaku a průtoku pneumatického systému. Pracovní tlak zdroje vzduchu by měl být asi o 20 % vyšší než maximální pracovní tlak v pneumatickém systému, protože je třeba vzít v úvahu ztrátu na cestě a místní ztrátu přívodu vzduchu. Pokud je požadavek na pracovní tlak v některých částech systému nižší, lze pro přívod vzduchu použít redukční ventil [111].

V případě záměru konstruovat exoskeleton z pneumatického aktuátoru je nutné brát v potaz tyto aspekty:

- Hmotnost;
- Rozměry;
- Tlak;
- Průtok;
- Hlučnost.

Hledaný kompresor odráží vlastnosti aktuátoru. V experimentu s velmi poddajným aktuátorem se ukazuje, že maximální tlak v aktuátoru by se mohl pohybovat v rozmezí 100-200 kPa (při vyšších hodnotách dochází k přílišné deformaci) a přiměřeným průtokem (a nejlépe se vzdušníkem). Vzduch se po otevření ventilu expanduje a naplní větší objem aktuátoru menším tlakem. V případě tužšího aktuátoru by se uvažoval tlak vyšší. Dále by stálo za prozkoumání použití většího množství maloobjemových aktuátorů v podobě jakési sítě hadiček všitých v ortéze, kde by pak tlak v jednotlivých aktuátorech mohl dosahovat až 1 MPa. Hledaná varianta kompresoru se nicméně odvíjela od navrhované varianty tří oddělených aktuátorů. Průtok hledaného kompresoru vychází z nejhorší možné situace (současné nafouknutí všech tří aktuátorů). Je požadována rychlá reakce na závažnou situaci, a tedy i rychlé plnění. V tomto stavu by byla odhadem třeba rychlost průtoku plnění alespoň 300-600 ml/s. Dle naměřených pokusů je třeba vyvinout tlak o velikosti 50 kPa a více a hmotnost, rozměry a hlučnost zvažovat co nejmenší možné.

14.2.1 Varianty nalezených kompresorů

Tabulka 8 Varianty nalezených kompresorů

	+	-
Pumpy na camping (rychlé nafukování matrací)	Rychlost průtoku (3 l/s), hmotnost (160 g), rozměry	Malý tlak (4 kPa), neuvedená hlučnost
Pumpy pro nafukování pneumatik kola	Vyhovující rozměry, některé tiché (30-65 dB), průtok (500-630 ml/s)	Velký tlak (1 MPa), některé hlučné (90 dB), hraniční hmotnost (0,5-1 kg)
Pumpy s požadovaným průtokem	Průtok (1,5 l/s), rozměry, tlak (100 kPa)	Velká hmotnost (cca 2-4 kg), neuvedená hlučnost
Duální pumpy	Hmotnost (do 0,5 kg), rozměry, tlak (550 kPa)	Hraniční průtok (270 ml/s), neuvedená hlučnost
Mikro pumpy	Tlak (220 kPa), váha (do 10-50g), rozměry	Nedostačující průtok (50 ml/s)

14.3 Dostupná zařízení pro pneumatické aplikace

Dle nalezených variant by nejlépe vyhovoval kompresor určený k nafukování kol, kde by bylo optimální zvolit co nejméně těžkou a nejméně rozměrovou variantu. Tyto kompresory mají také mnohdy zabudovaný i zdroj energie. Také by bylo vhodné, aby byl kompresor kvůli rychlosti reakce vybaven vzdušníkem o malém objemu, ale vysokém tlaku (např. 1 MPa). Příklad takového kompresoru je na obr. 65.



Obrázek 65 Kompresor vybavený malým vzdušníkem a akumulátorem [112]

Při průzkumu obchodního trhu se našla dvě slibná zařízení pro pneumatické aplikace, FlowIO a Programmable Air. Mají ale příliš malý průtok i tlak na plnění aktuátoru v reálném čase.

14.3.1 FlowIO

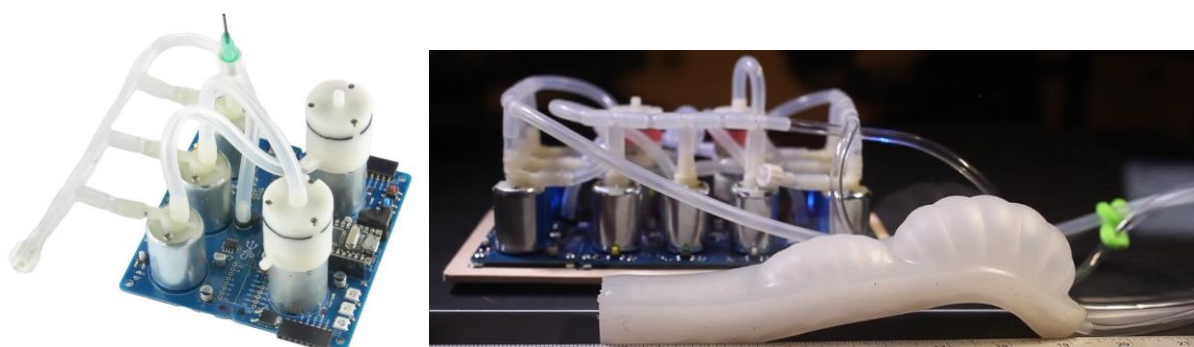


Obrázek 66 Zařízení FlowIO s ukázkou aplikace [103]

Tabulka 9 Hodnoty tlaku a průtoku nabízených variant FlowIO dle katalogového listu [103]

		General	Series Inf	Parallel Inf	Series Vac	Parallel Vac
Small	P (min,max)	(-9, 9) psi	(0, 18) psi	(0, 9) psi	(-15, 0) psi	(-9, 0) psi
	Q (max)	0.5 L/min	0.45 L/min	0.95 L/min	-0.45 L/min	-0.95 L/min
Medium	P (min,max)	(-13, 22) psi	(0, 27) psi	(0, 22) psi	(-20, 0) psi	(-13, 0) psi
	Q (max)	1.6 L/min	1.5 L/min	1.8 L/min	-1.5 L/min	-1.8 L/min
Large	P (min,max)	(-19, 22) psi	(0, 30) psi	(0, 22) psi	(-26, 0) psi	(-18, 0) psi
	Q (max)	3.1 L/min	3.1 L/min	3.2 L/min	-3.1 L/min	-3.2 L/min

14.3.2 Programmable-Air



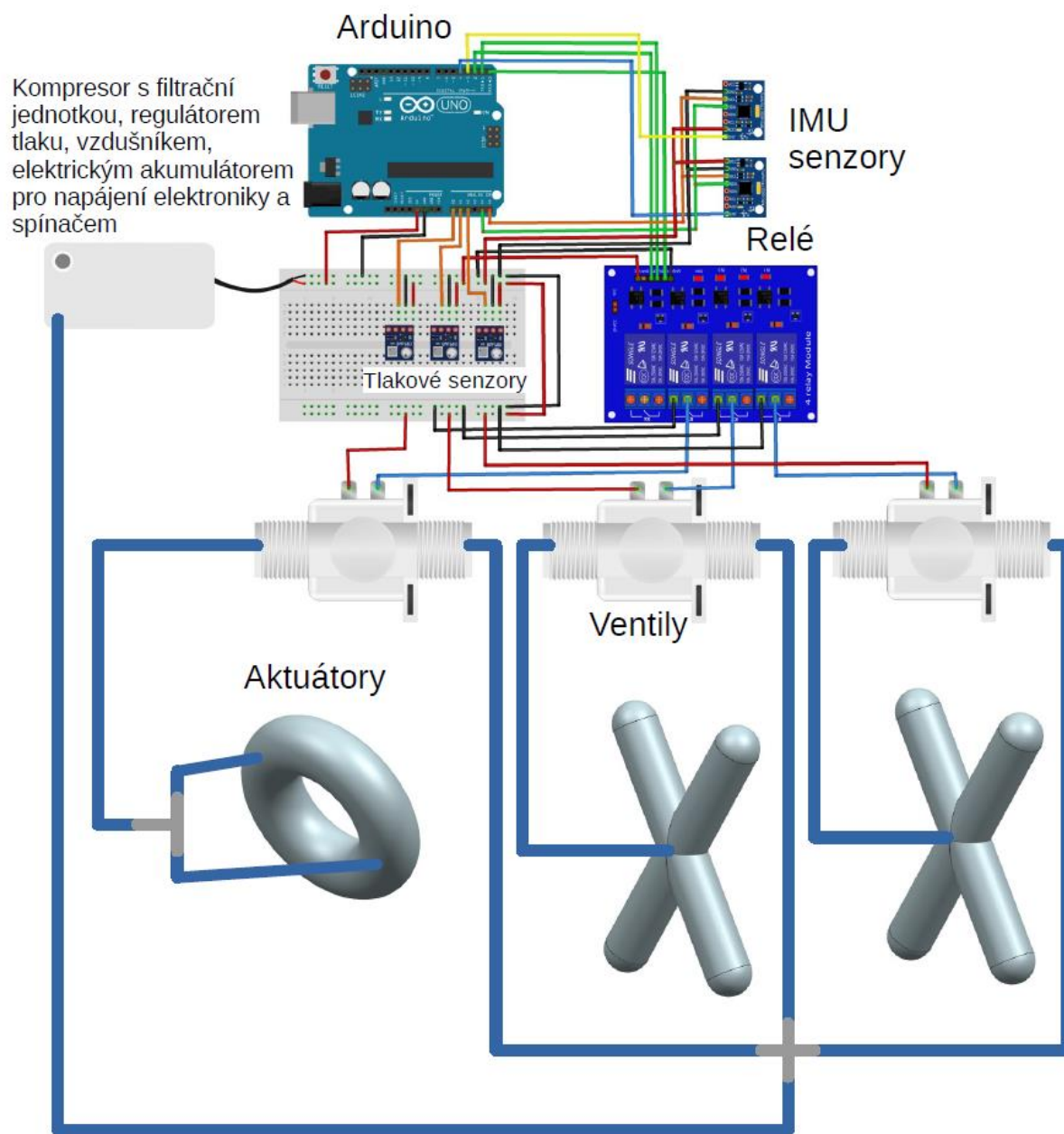
Obrázek 67 Zařízení Programmable-Air s ukázkou aplikace [104]

Průtoková charakteristika tohoto zařízení je 2 l/min při tlaku 50 kPa [104].

14.4 Návrh elektrického a pneumatického obvodu nositelného zařízení a bezpečnostní opatření

Schéma na obr. 68 zobrazuje možné elektrické a pneumatické zapojení celého navrhovaného zařízení. Mikroprocesorem je Arduino UNO, IMU senzory jsou jednotky MPU-6050 z kap. 10 na měření úhlu natočení kolena. Jak již bylo uvedeno, s ohledem na praktičnost je možné zakoupit stávající kompresor k nafukování kol, který má integrovaný zdroj elektrické energie pro napájení kompresoru a přes USB všech elektrických komponent, filtrační jednotku pro odstranění nečistot a redukční ventil na nastavení pracovního tlaku a mimo jiné i spínač. Dále tento kompresor obsahuje malý vzdušník, který uchovává stlačený vzduch a vyrovnává kolísání tlaku. Přes hadicovou spojku a T-kus je vzduch rozváděn z jednoho zdroje na více míst k solenoidovým ventilům s tlakovými senzory pro samostatné monitorování každého ventilu a odtud do aktuátorů. Elektronické součásti s kompresorem mohou být umístěny např. v opasku. Klíčový ergonomický aspekt celého systému hraje hmotnost, která je ovlivněna především vahou použitého kompresoru.

Po prvním zapojení a zkoušce funkčnosti musejí být veškeré elektronické komponenty izolovány, aby nedošlo k probíjení. V případě použití samostatné baterie bez sestavy s kompresorem se zapouzdřením baterie v krytu zabrání přehřátí, zkratu či fyzickému poškození, s čímž souvisí i vhodnost větrání. Co se týče pneumatického systému, umístěním vhodných komponent, jako jsou regulátory tlaku, tlakové a průtokové senzory nebo pojistné ventily, se zabrání přetlakování systému. Dále je třeba zabránit případným netěsnostem, které vedou k poklesu tlaku a použít robustní hadičky, které nebudou překážet přirozené chůzi a zvládnou dynamické chování. Před nošením musí být uživatel obeznámen s bezpečnostními podmínkami provozu a návodem k použití zařízení. Rovněž by měl být nastaven plán údržby.



Obrázek 68 Elektrické a pneumatické schéma zapojení navrženého zařízení v softwaru Fritzing

15 Závěr

Tato diplomová práce se zabývala návrhem a experimentálním ověřením nositelného kolenního exoskeletonu pro stabilizaci chůze a rehabilitační účely. Hlavním cílem bylo vytvořit zařízení, které monitoruje pohyby kolenního kloubu a v případě potřeby poskytne stabilitu kloubu při běžných denních aktivitách. V teoretické části práce byla rozebrána problematika biomechanického chování kolenního kloubu a prozkoumány současné technologie a přístupy v oblasti kolenních exoskeletonů. Byly identifikovány klíčové požadavky na konstrukci a funkčnost těchto zařízení s ohledem na nové požadavky, včetně potřebné flexibility.

Dále byly zkoumány různé typy senzorů vhodné pro sledování kolenního kloubu a aktivaci podpůrného mechanismu ortézy na základě signálu z Arduina. Bylo zvoleno monitorování kloubu pomocí IMU senzorů, což bylo i prakticky testováno. Tato technologie umožňuje detailní monitorování pohybů a pomocí mikroprocesoru Arduino dokáže měřit a vyhodnocovat rizikové stavy vedoucí ke kolenní nestabilitě. Generuje také údaje pro přizpůsobení rehabilitačních programů. Na základě výstupních hodnot ze senzorů program sleduje stavy a při vyhodnocení nežádoucího stavu aktivuje aktuátor, jenž zajistí požadovaný stabilizační stav. Silikonový aktuátor celé nositelné jednotky vychází z principu pneumatické soft robotiky, jehož přidanou hodnotou je pohodlné nošení, malé rozměry i váha a ekonomická hodnota odpovídající jeho funkční stránce. Použití navrženého exoskeletonu by předcházela konzultace se specialistou, který by posoudil stav pohybového aparátu jedince a na základě toho by na míru personifikoval závažné situace, které by se programově ošetřily. Smyslem tohoto nositelného zařízení není ochránit jedince před pádem nebo úrazem, ale v určitých mezích zamezit a zmírnit jeho následky.

V rámci praktické části byly z forem ze 3D tiskárny odlity silikonové vzorky a byly provedeny tři hlavní experimenty: měření mechanických vlastností silikonu, zkoumání ohybové tuhosti aktuátoru a analýza chování aktuátoru v ortéze. V prvním experimentu byly tlakovou zkouškou stanoveny materiálové parametry odlitého silikonu jakožto hyperelastického materiálu, které byly následně použity v MKP simulacích v řešiči NX Samcef. Bylo zjištěno, že silikon vykazuje vhodné mechanické vlastnosti pro použití v pneumatických aktuátorech.

V druhém experimentu byly testovány různé tloušťky stěn aktuátoru (3 a 5 mm) a jejich kombinace s obinadlem a zpevňovací páskou při nafukování. Byly provedeny testy při různých hodnotách tlaku (0, 25, 50 a 100 kPa) a vychýlení (10°, 20° a 30°). Experimentální měření ukázala, že pneumatické aktuátory jsou schopny efektivně stabilizovat koleno, avšak pro přesnější výsledky by bylo potřeba mít propracovanější technologii výroby (kde by se zamezilo vzniku bublin), preciznější utěsnění aktuátoru a případně použití jiného materiálu, aby snesl aktuátor vyšší tlak. Mimo zmíněné se během měření vyskytlo několik jiných nedostatků, které měření negativně ovlivnily.

Na základě předchozích pokusů byla navržena jedna z možných variant řešení umístění a tvaru aktuátorů, která vycházela dle inspirace z tejpování kloubů. K této variantě bylo popsáno možné schéma elektrického a pneumatického obvodu.

Dalším zkoumáním by mohla být studie jiných vhodných materiálů pro aktuátor. Určité části dutého vaku by mohly mít rozdílnou tloušťku stěn, což by se při nafukování projevilo různými způsoby ohýbání. Navrhnutí umístění a konkrétního tvaru aplikovaných aktuátorů pro konkrétní pohybové indispozice by dále zefektivnilo hlavní myšlenku celého exoskeletonu. Rovněž by se dala navrhnout zařízení pro rehabilitační aplikace bez potřeby nositelnosti. S tvarem aktuátoru je spojena i možnost výroby a otázka, jak vnitřní jádro vyjmout z komplikovanějšího tvaru vytvrzeného aktuátoru. Oddělené vakové části aktuátoru by pak mohly být rozdílně programovatelné a aktivované v různých kombinacích při různých stavech. Záměrem bylo provést i počítačovou simulaci pohybu, kdy by se po zadání určitých rozsahů úhlů kloubů sledovalo chování ostatních pohyblivých lidských částí, což bylo ale nad rámec zadání práce.

Závěrem lze konstatovat, že navržený kolenní exoskeleton nabízí díky jednoduše použitým pneumatickým aktuátorům vysokou míru přizpůsobivosti a podpory a má potenciál ke zlepšení kvality života.

Reference

- [1] Faisal AI, Majumder S, Mondal T, et al. Monitoring Methods of Human Body Joints: State-of-the-Art and Research Challenges. *Sensors* (Basel, Switzerland). 2019 Jun;19(11):E2629. DOI: 10.3390/s19112629. PMID: 31185629; PMCID: PMC6603670.
- [2] PILULKA.CZ. Ortézy na kolena. Online. Dostupné z: <https://www.pilulka.cz/ortezy-na-kolena>. [cit. 2023-12-17].
- [3] Wu, Z.; Yang, M.; Xia, Y.; Wang, L. Mechanical Structural Design and Actuation Technologies of Powered Knee Exoskeletons: A Review. *Appl. Sci.* 2023, 13, 1064. <https://doi.org/10.3390/app13021064>
- [4] Kloub (mechanika). Online. In: Wikipedia: the free encyclopedia. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Kloub_\(mechanika\)](https://cs.wikipedia.org/wiki/Kloub_(mechanika)). [cit. 2024-05-18].
- [5] Koleno. Online. 2022. Dostupné z: <https://www.zdraweb.cz/index.php?pg=anatomicke-regiony--koleno>. [cit. 2024-03-18].
- [6] ŽIVČÁK, Jozef. Biomechanika člověka: kolenný klb. Vyd. 1. Prešov: ManaCon, 2004. 103 s. Edícia študijnej literatúry. ISBN 80-89040-24-1.
- [7] NEDOMA, Jiří et al. Mathematical and computational methods in biomechanics of human skeletal systems: an introduction. Hoboken: John Wiley & Sons, ©2011. xix, 572 s. ISBN 978-0-470-40824-7.
- [8] Vařeka, I. & Vařeková, R. (2012). Sdružené pohyby kloubů dolní končetiny a reverze posunu kondylů femuru při zatížení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1., 13-17. ISSN 1803-6597.
- [9] ČIHÁK, R. Anatomie 1. Vydání 1., Praha 1: Avicentrum, zdravotnické nakladatelství, 1987. 456 s.
- [10] Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints – Lower Limb*. Edinburgh and London: Churchill Livingstone. ISBN 0-443-00655-5.
- [11] Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-807-2626-571.
- [12] Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.
- [13] Grim, M. & Druga, R. (2001). *Základy anatomie: 1. Obecná anatomie a pohybový systém*. Praha: Galén. ISBN 80-726-2111-4.
- [14] Gross, J. M, Fetto, J. & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-720-8.
- [15] Bartoníček, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf. ISBN 80-734-5017-8.
- [16] VÉLE, F., *Kineziologie*. Vydání 2., Praha: TRITON s.r.o., 2006. 375 s., ISBN 80-7254-837-9
- [17] NÝDRLE, M., VESELÁ, H., *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace poranění kolenního kloubu*. 1. vydání, Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1992. 75 s., ISBN 80-7013-128-4
- [18] ÖZKAYA, Nihat a NORDIN, Margareta. *Fundamentals of biomechanics: equilibrium, motion, and deformation*. 2nd ed. New York: Springer, ©1999. xxi, 393 s. ISBN 0-387-98283-3.

- [19] KŘEN, Jiří, JANÍČEK, Přemysl a ROSENBERG, Josef. Biomechanika. 2. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita, 2001. 380 s. ISBN 80-7082-792-0.
- [20] ARTRO CENTRUM. Víte, k čemu slouží Vaše klouby? Online. 2024. Dostupné z: <https://www.artrocentrum.cz/o-artroze/vice-o-artroze/vite-k-cemu-slouzi-vase-klouby/>. [cit. 2024-03-18].
- [21] Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, Beier A, Bergmann G. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *J Biomech.* 2010;43(11):2164–73.
- [22] Damm P, Kutzner I, Bergmann G, Rohlmann A, Schmidt H. Comparison of in vivo measured loads in knee, hip and spinal implants during level walking. *J Biomech.* 2017;51:128–32.
- [23] Van Rossom S, Smith CR, Thelen DG, Vanwanseele B, Van Assche D, Jonkers I. Knee joint loading in healthy adults during functional exercises: implications for rehabilitation guidelines. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2018;6:1–42.
- [24] Flynn TW, Soutas-Little RW. Patellofemoral joint compressive forces in forward and backward running. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(5):277–282.
- [25] [Why is force on knee x times bigger than human mass?]. ChatGPT. 3.5. Dostupné z: [OpenAI, chat.openai.com/c/2b57fecd-c001-49d9-ad62-d882a011079d](https://chat.openai.com/c/2b57fecd-c001-49d9-ad62-d882a011079d), [27. 01. 2024]
- [26] Mayer, M. & Smékal, D. (2004). Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 111–117. ISBN 1211-2658.
- [27] John R, Dhillon MS, Syam K, Prabhakar S, Behera P, Singh H. Epidemiological profile of sports-related knee injuries in northern India: an observational study at a tertiary care centre. *J Clin Orthop Trauma.* 2016;7(3):1–5.
- [28] MEYRA. ACL. Online. 2024. Dostupné z: <https://www.meyra.cz/slovník-pojmu-acl.html>. [cit. 2024-03-18].
- [29] Roldán E, Reeves ND, Cooper G, Andrews K. Design consideration for ACL implants based on mechanical loading. *Procedia CIRP.* 2016;49:133–8.
- [30] Schmitz A, Piovesan D. Development of an open-source, discrete element knee model. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2016;63(10):2056–67.
- [31] Schmitz A, Piovesan D. Development of an open-source cosimulation method of the knee. In: 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), vol. 2016–October; 2016. p. 6034–7.
- [32] Malaquias TM, Silveira C, Aerts W, De Groote F, Dereymaeker G, Vander Sloten J, Jonkers I. Extended foot-ankle musculoskeletal models for application in movement analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 2017;20(2):153–9.
- [33] SIMTK. An extended OpenSim knee model for analysis of strains of connective tissues. Online. Dostupné z: <https://simtk.org/projects/kneejointv1>. [cit. 2024-03-18].

- [34] IBERDROLA. What are exoskeletons and how can they help us overcome our human limitations? Online. 2024. Dostupné z: <https://www.iberdrola.com/innovation/what-are-exoskeletons>. [cit. 2024-03-12].
- [35] Robots-as-a-service (RaaS). Online. 2024. Dostupné z: <https://formant.io/robots-as-a-service/>. [cit. 2024-03-18].
- [36] Zoss, A.B.; Kazerooni, H.; Chu, A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *IEEE/ASME T. Mech.* 2006, 11, 128–138.
- [37] Zhang, L.; Liu, G.; Han, B.; Wang, Z.; Li, H.; Jiao, Y. Assistive devices of human knee joint: A review. *Robot Auton. Syst.* 2020, 125, 103394.
- [38] Mavroidis, C., Nikitczuk, J., Weinberg, B. et al. Smart portable rehabilitation devices. *J NeuroEngineering Rehabil* 2, 18 (2005). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-18>
- [39] Wang, J.; Li, X.; Huang, T.-H.; Yu, S.; Li, Y.; Chen, T.; Carriero, A.; Oh-Park, M.; Su, H. Comfort-centered design of a lightweight and backdrivable knee exoskeleton. *IEEE Robot Autom. Let.* 2018, 3, 4265–4272.
- [40] Caulcrick, C.; Huo, W.; Hault, W.; Vaidyanathan, R. Human joint torque modelling with MMG and EMG during lower limb human-exoskeleton interaction. *IEEE Robot Automa. Let.* 2021, 6, 7185–7192.
- [41] Zhu, J.; Wang, Y.; Jiang, J.; Sun, B.; Cao, H. Unidirectional variable stiffness hydraulic actuator for load-carrying knee exoskeleton. *Int. J. Adv. Robot Syst.* 2017, 14, 1–12.
- [42] Klein Rot, J.E. Evaluation of a force controlled pneumatically actuated knee orthosis. Master's Thesis, University of Twente, Enschede, The Netherlands, 2021.
- [43] Pneumatic artificial muscles. Online. In: Wikipedia: the free encyclopedia. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Pneumatic_artificial_muscles. [cit. 2024-03-10].
- [44] Zhu, L.; Shi, X.; Chen, Z.; Zhang, H.-T.; Xiong, C.-H. Adaptivní servomechanismus pneumatických svalových aktuátorů s nejistotami. *IEEE Trans. Ind. Electron.* 2016, 64, 3329–3337.
- [45] Maeda, D.; Tominaga, K.; Oku, T.; Pham, HTT; Saeki, S.; Uemura, M.; Hirai, H.; Miyazaki, F. Analýza svalové synergie lidské adaptace na exoskelet s proměnlivou tuhostí: Lidská chůze s exoskeletem kolene s pneumatickými umělými svaly. In *Proceedings of the IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, Osaka, Japan, 29. listopadu–1. prosince 2012; s. 638–644.
- [46] Zhu, Y.; Wu, Q.; Chen, B.; Xu, D.; Shao, Z. Návrh a hodnocení nového aktuátoru s proměnnou tuhostí říditelného kroutícím momentem s možností rekonfigurace. *IEEE/ASME T. Mech.* 2021, 27, 292–303.
- [47] Shamaei, K.; Cenciarini, M.; Adams, AA; Gregorczyk, KN; Schiffman, JM; Dollar, AM Biomechanické účinky ztuhlosti paralelně s kolenním kloubem při chůzi. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2015, 62, 2389–2401.
- [48] Zhang, J.; Cong, M.; Liu, D.; Du, Y.; Ma, H. Lehký exoskelet kolena s proměnnou tuhostí poháněný slitinou s tvarovou pamětí. *Ind. Robot. Int. J. Robot. Res. Appl.* 2022, 49, 994–1007.

- [49] Zhang, L.; Huang, Q.; Cai, K.; Wang, Z.; Wang, W.; Liu, J. Nositelný měkký exoskeleton kolena využívající vakuově ovládaný rotační aktuátor. *IEEE Access* 2020 , 8 , 61311–61326.
- [50] Li, Y.; Hashimoto, M. Návrh a prototypování nového lehkého oblečení při chůzi pomocí PVC gelových měkkých ovladačů. *A Phys.* 2016 , 239 , 26–44.
- [51] Trimmer, B. (2014). A journal of soft robotics: Why now? *Soft Robot.* 1 (1), 1–4. doi:10.1089/soro.2013.0003
- [52] Paternò L and Lorenzon L (2023), Soft robotics in wearable and implantable medical applications: Translational challenges and future outlooks. *Front. Robot. AI* 10:1075634. doi: 10.3389/frobt.2023.1075634
- [53] WEVOLVER. Powering Soft Robotics: A Deeper Look at Soft Robotics Actuators. Online. 2024. Dostupné z: <https://www.wevolver.com/article/powering-soft-robotics-a-deeper-look-at-soft-robotics-actuators>. [cit. 2024-02-18].
- [54] Herr, H. (2009). Exoskeletons and orthoses: Classification, design challenges and future directions. *J. Neuro Eng. Rehabilitation* 6, 21. doi:10.1186/1743-0003-6-21
- [55] Rothemund, P., Ainla, A., Belding, L., Preston, D. J., Kurihara, S., Suo, Z., et al. (2018). A soft, bistable valve for autonomous control of soft actuators. *Sci. Robotics* 3, aar7986. doi:10.1126/scirobotics.aar7986
- [56] Herr, H. (2014). New bionics let us run, climb and dance. Available at: <https://www.youtube.com/watch?v=CDsNZJTWw0w>.
- [57] Wood, R., and Walsh, C. (2013). Smaller, softer, safer, smarter robots. *Sci. Transl. Med.* 5 (210), 3006949. doi:10.1126/scitranslmed.3006949
- [58] Sanchez, V., Walsh, C. J., Wood, R. J., et al. (2021). Textile technology for soft robotic and autonomous garments. *Adv. Funct. Mater.* 31, 2008278. doi:10.1002/adfm.202008278
- [59] McEvoy, M. A., and Correll, N. (2015). Materials that couple sensing, actuation, computation, and communication. *Science* 347, 1261689. doi:10.1126/science.1261689
- [60] Studart, A. R. (2016). Additive manufacturing of biologically-inspired materials. *Chem. Soc. Rev.* 45 (2), 359–376. doi:10.1039/c5cs00836k
- [61] Y. -L. Park, B. -r. Chen, C. Majidi, R. J. Wood, R. Nagpal and E. Goldfield, "Active modular elastomer sleeve for soft wearable assistance robots," 2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Vilamoura-Algarve, Portugal, 2012, pp. 1595-1602, doi: 10.1109/IROS.2012.6386158.
- [62] Phan, P.T., Thai, M.T., Hoang, T.T. et al. Smart textiles using fluid-driven artificial muscle fibers. *Sci Rep* 12, 11067 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-15369-2>
- [63] EMG vyšetření. Online. 2024. Dostupné z: <https://www.folaufova.cz/sluzby/neurologie/emg-vysetreni>. [cit. 2024-03-18].

- [64] Faisal AI, Majumder S, Mondal T, et al. Monitoring Methods of Human Body Joints: State-of-the-Art and Research Challenges. *Sensors (Basel, Switzerland)*. 2019 Jun;19(11):E2629. DOI: 10.3390/s19112629. PMID: 31185629; PMCID: PMC6603670.
- [65] Mukhopadhyay S.C. Wearable Sensors for Human Activity Monitoring: A Review. *IEEE Sens. J.* 2015;15:1321–1330. 10.1109/JSEN.2014.2370945.
- [66] Stupar D.Z., Bajic J.S., Manojlovic L.M., Slankamenac M.P., Joza A.V., Zivanov M.B. Wearable Low-Cost System for Human Joint Movements Monitoring Based on Fiber-Optic Curvature Sensor. *IEEE Sens. J.* 2012;12:3424–3431. 10.1109/JSEN.2012.2212883.
- [67] Bilro L., Oliveira J.G., Pinto J.L., Nogueira R.N. A reliable low-cost wireless and wearable gait monitoring system based on a plastic optical fibre sensor. *Meas. Sci. Technol.* 2011;22:045801. 10.1088/0957-0233/22/4/045801.
- [68] Gritai A., Shah M. Tracking of Human Body Joints using Anthropometry; Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Multimedia and Expo; Toronto, ON, Canada. 9–12 July 2006; pp. 1037–1040.
- [69] Bergmann JHM, Anastasova-Ivanova S., Spulber I., Gulati V., Georgiou P., McGregor A. An Attachable Clothing Sensor System for Measuring Knee Joint Angles. *IEEE Sens. J.* 2013; 13 :4090-4097. 10.1109/JSEN.2013.2277697.
- [70] Gibbs P.T., Asada H.H. Wearable conductive fiber sensors for multi-axis human joint angle measurements. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2005;2:7. 10.1186/1743-0003-2-7.
- [71] MPU-6000 and MPU-6050: Product Specification [online]. InvenSense Inc, 2013 [cit. 2024-01-28]. Dostupné z: <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>
- [72] DIY hacking: ARDUINO MPU 6050 – BEST IMU SENSOR TUTORIAL [online]. [cit. 2024-01-09]. Dostupné z: <https://diyhacking.com/arduino-mpu-6050-imu-sensor-tutorial/>
- [73] DRÁTEK NÁVODY. Gyroskop a akcelerometr. Online. 2024. Dostupné z: <https://navody.dratek.cz/navody-k-produktum/gyroskop-a-akcelerometr.html>. [cit. 2024-03-18].
- [74] Arduino. Online. In: Wikipedia: the free encyclopedia. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-. Dostupné z: cs.wikipedia.org/wiki/Arduino. [cit. 2024-03-18].
- [75] LÁSKAKIT. Arduino vývojové desky. Online. 2024. Dostupné z: laskakit.cz/arduino-2/. [cit. 2024-02-10].
- [76] How to calibrate the MPU6050 with Arduino and Teensy. In: Youtube [online]. 23. 12. 2022 [cit. 2024-02-01]. Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=Yh6mYF3VdFQ&list=PLuS2O8aQnQIN06dKvBTEboyFP5MRj3yEH&index=78&ab_channel=CarbonAeronautics. Kanál uživatele Carbon Aeronautics.
- [77] Measure angles with the MPU6050 accelerometer. In: Youtube [online]. 28. 7. 2022 [cit. 2024-02-01]. Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=7VW_XVbtu9k&ab_channel=CarbonAeronautics. Kanál uživatele Carbon Aeronautics.

- [78] STACKOVERFLOW. How to perform MPU6050 Accelerometer Temperature Calibration? Online. 2024. Dostupné z: <https://stackoverflow.com/questions/44722374/how-to-perform-mpu6050-accelerometer-temperature-calibration>. [cit. 2024-03-11].
- [79] ARDUINO FORUM. MPU6050 Calibration. Online. 2024. Dostupné z: <https://forum.arduino.cc/t/mpu6050-calibration/494222/4>. [cit. 2024-03-11].
- [80] Combine a gyroscope and accelerometer to measure angles - precisely. In: Youtube [online]. 30. 12. 2022 [cit. 2024-02-01]. Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=5HuN9iL-zxU&list=PLuS2O8aQnQIN06dKvBTEboyFP5MRj3yEH&index=76&ab_channel=CarbonAeronauticsautics. Kanál uživatele Carbon Aeronautics.
- [81] TOSHIBA. What is the meaning of LSB in representation of AD conversion errors? Online. 2024. Dostupné z: https://toshiba.semicon-storage.com/us/semiconductor/knowledge/faq/micro/microcomputer_faq-01/Product-Information_11.html. [cit. 2024-01-15].
- [82] How to use the MPU6050 with Arduino and Teensy. In: Youtube [online]. 26. 7. 2022 [cit. 2024-02-01]. Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=yhz3bRQLvBY&ab_channel=CarbonAeronautics. Kanál uživatele Carbon Aeronautics.
- [83] ANMANN. VBOČENÁ KOLENA (GENUA VALGA) – „NOHY DO X“ – ČÍM JSOU NEBEZPEČNÁ A MUSÍ DOJÍT K NÁPRAVĚ? Online. 2024. Dostupné z: <https://antmann.cz/2018/09/16/vbocena-kolena-genua-valga-nohy-x-cim-jsou-nebezpecna-a-musi-dojit-k-naprave/>. [cit. 2024-03-14].
- [84] Marques Luís N, Varatojo R. Radiological assessment of lower limb alignment. EFORT Open Rev. 2021 Jun 28;6(6):487-494. doi: 10.1302/2058-5241.6.210015. PMID: 34267938; PMCID: PMC8246117.
- [85] M. J. George, 'Valgus Deformity Correction in Total Knee Replacement: An Overview', Knee Surgery - Reconstruction and Replacement. IntechOpen, Apr. 22, 2020. doi: 10.5772/intechopen.89739.
- [86] ONESTEP. Range of Motion After Knee Replacement Surgery. Online. 2024. Dostupné z: <https://www.onestep.co/resources-blog/range-of-motion-after-knee-replacement-surgery>. [cit. 2024-01-18].
- [87] Ahn J, Hogan N (2012) Walking Is Not Like Reaching: Evidence from Periodic Mechanical Perturbations. PLoS ONE 7(3): e31767. doi:10.1371/journal.pone.0031767
- [88] How define system of units in Abaqus. In: Youtube [online]. 12. 9. 2018 [cit. 2024-03-01]. Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=JuHn82E_Yk4&list=PLuS2O8aQnQIN06dKvBTEboyFP5MRj3yEH&index=100&t=40s&ab_channel=ABAQUSTutorial. Kanál uživatele ABAQUS Tutorial.
- [89] Qi Zhang et al 2021 IOP Conf. Ser.: Earth Environ. Sci. 714 032078
- [90] BARVÁRNA.CZ. Silikonové formy. Online. 2024. Dostupné z: <https://eshop.barvarna.cz/lukopren-na-formy?sortOrder=0&sortBy=Price&page=4&ion=vs-AjaxFilterPart>. [cit. 2024-02-19].

- [91] WELSIM. Ogden Hyperelastic Model for Nonlinear Finite Element Analysis. Online. 2024. Dostupné z: <https://getwelsim.medium.com/ogden-hyperelastic-model-for-nonlinear-finite-element-analysis-df9518de3b48>. [cit. 2024-03-28].
- [92] STRUCTURAL ENGINEER. MatEditor. Online. 2024. Dostupné z: <https://www.thestructuralengineer.info/software/mateditor>. [cit. 2024-01-28].
- [93] GET WELSIM. Welsim. Online. 2024. Dostupné z: <https://getwelsim.medium.com/in-engineering-practices-we-often-deal-with-various-materials-f5d9953fcfae>. [cit. 2024-04-11].
- [94] OPENSIM. OpenSense - Kinematics with IMU Data. Online. 2024. Dostupné z: opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53084203/OpenSense+-+Kinematics+with+IMU+Data. [cit. 2024-03-12].
- [95] OpenSim (simulation toolkit). Online. In: Wikipedia: the free encyclopedia. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/OpenSim_\(simulation_toolkit\)](https://en.wikipedia.org/wiki/OpenSim_(simulation_toolkit)). [cit. 2024-02-18].
- [96] Zachary F. Lerner, Matthew S. DeMers, Scott L. Delp, Raymond C. Browning, How tibiofemoral alignment and contact locations affect predictions of medial and lateral tibiofemoral contact forces, *Journal of Biomechanics*, Volume 48, Issue 4, 2015, Pages 644-650, ISSN 0021-9290
- [97] GREPL, Robert. Kinematika a dynamika mechatronických systémů. Brno: Akademické nakladatelství CERM, s.r.o. brno, 2007. ISBN 978-80-214-3530-8.
- [98] PAYNTER'S PALACE. I2C Hangup bug cured! Miracle of Miracles! Film at 11!. Online. 2020. Dostupné z: <https://www.fpaynter.com/2020/07/i2c-hangup-bug-cured-miracle-of-miracles-film-at-11/>. [cit. 2024-01-10].
- [99] ARDUINO STACK EXCHANGE. How to clear FIFO buffer on MPU6050? Online. 2020. Dostupné z: <https://arduino.stackexchange.com/questions/10308/how-to-clear-fifo-buffer-on-mpu6050>. [cit. 2024-03-11].
- [100] ARDUINO SUPPORT. Reduce the size and memory usage of your sketch. Online. 2020. Dostupné z: <https://support.arduino.cc/hc/en-us/articles/360013825179-Reduce-the-size-and-memory-usage-of-your-sketch>. [cit. 2024-04-11].
- [101] Elastoplast: How to strap and support the knee. In: Youtube [online]. 10. 1. 2017 [cit. 2024-01-01]. Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=V8n0uvoj8k4&ab_channel=ElastoplastANZ. Kanál uživatele Elastoplast ANZ.
- [102] MAXIS S-line Kompresní návlek na koleno vel. 5 šedá. Online. In: Dr. Max. 2024. Dostupné z: drmax.cz/maxis-s-line-kompresni-navlek-na-koleno-vel-5-seda. [cit. 2024-03-20].
- [103] FlowIO Platform. Online. 2024. Dostupné z: <https://www.softrobotics.io/>. [cit. 2024-01-20].
- [104] Programmable-Air A portable hardware kit for experimenting with pneumatics. Online. 2024. Dostupné z: crowdsupply.com/tinkrmind/programmable-air. [cit. 2024-01-20].
- [105] SOFT ROBOTICS TOOLKIT. Control Board v1. Online. 2024. Dostupné z: <https://softroboticstoolkit.com/book/control-board-v1>. [cit. 2024-01-20].

- [106] [What is the exact value of pressure for a knee to make it more stable?]. ChatGPT. 3.5. Dostupné z: OpenAI, <https://chat.openai.com/c/8b1c3dfa-66e2-4e59-8ac5-ebd5f0397208>, [20. 01. 2024]
- [107] HARTMANN. Krevní tlak. Spodní diastolický tlak a jeho hodnoty. Online. 2024. Dostupné z: <https://hartmandirect.com/cs-cz/clanky/krevni-tlak/spodni-diastolicky-tlak-a-jeho-hodnoty>. [cit. 2024-01-20].
- [108] HARTMANN. Krevní tlak Vše o vysokém krevním tlaku. Online. 2024. Dostupné z: <https://hartmandirect.com/cs-cz/clanky/krevni-tlak/vse-o-vysokem-krevnim-tlaku>. [cit. 2024-01-20].
- [109] ULÉKAŘE.CZ. Jak funguje měření krevního tlaku? Změřte si ho sami!. Online. 2024. Dostupné z: <https://www.ulekare.cz/clanek/jak-funguje-mereni-krevniho-tlaku-zmerte-si-ho-sami-309429>. [cit. 2024-02-11].
- [110] PREVODYONLINE.EU. Tlak: převést mmHg (torr) na kPa. Online. 2024. Dostupné z: prevodyonline.eu/cs/tlak/prevod/mmHg-na-kPa. [cit. 2024-01-10].
- [111] DAERTUO. Lze Vakuovou Pumpu Použít Jako Kompresor? Online. 2024. Dostupné z: <https://cz.pumpchina.net/news/can-a-vacuum-pump-be-used-as-a-compressor-57735402.html>. [cit. 2024-01-10].
- [112] ALZA.CZ. Xiaomi Portable Electric Air Compressor 2. Online. 2024. Dostupné z: <https://www.alza.cz/auto/xiaomi-portable-electric-air-compressor-2-d8570596.htm>. [cit. 2024-02-20].
- [113] SOFT ROBOTICS TOOLKIT. Control Board v1 - Case Studies. Online. 2024. Dostupné z: <https://softroboticstoolkit.com/book/modifying-control-board>. [cit. 2024-02-20].
- [114] UCF.EDU. Power Move. Forging the future of endurance-boosting technology. Online. 2024. Dostupné z: <https://www.ucf.edu/pegasus/power-move-onyx-exoskeleton/>. [cit. 2024-02-05].