



# Využití kamerových systémů pro kontrolu rehabilitačních cvičení

## Bakalářská práce

*Studijní program:*

B3944 Biomedicínská technika

*Studijní obor:*

Biomedicínská technika

*Autor práce:*

**Jana Pospíchalová**

*Vedoucí práce:*

Ing. Ondřej Matúšek, Ph.D.

Katedra sklářských strojů a robotiky





## Zadání bakalářské práce

# Využití kamerových systémů pro kontrolu rehabilitačních cvičení

*Jméno a příjmení:* **Jana Pospíchalová**  
*Osobní číslo:* **D18000061**  
*Studijní program:* **B3944 Biomedicínská technika**  
*Studijní obor:* **Biomedicínská technika**  
*Zadávací katedra:* **Fakulta zdravotnických studií**  
*Akademický rok:* **2020/2021**

## **Zásady pro vypracování:**

### **Cíle práce:**

1. Seznámit se s anatómií dolní končetiny a s funkcí jednotlivých svalových skupin.
2. Provést rešerši rehabilitačních systémů pro pohybovou terapii dolních končetin.
3. Provést rešerši fyziologie lidské chůze a za využití chodícího pásu zaznamenat křivky vybraných bodů na dolní končetině.
4. Navrhnout vizuální kontrolu vybraných poloh dolní končetiny při rehabilitaci za pomoci kamerového systému.
5. Zhodnotit využitelnost navržené vizuální kontroly a možná omezení při její implementaci ve zdravotnictví.

### **Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):**

Cílem robotických asistovaných systémů je usnadnění léčebné rehabilitace pacientů poškozených nemocí nebo úrazem a jejich návrat do aktivního společenského života. V rámci projektu je na TUL vyvíjen robotický rehabilitační přístroj, který se zaměřuje na střídavý pohyb dolních končetin vedený v jejich fyziologické ose u ležícího pacienta.

Práce se jednak zabývá automatickou kontrolou rehabilitačního cvičení a jednak má za úkol seznámit studenta s anatómií dolní končetiny a funkcí jednotlivých svalových skupin. Správnost provedených cviků bude porovnána se zaznamenanými křivkami vybraných bodů dolní končetiny při chůzi na chodícím pásu.

Výstupem bakalářské práce bude článek připravený k publikaci v odborném periodiku.

### **Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:**

- 1) Předpokládáme, že pro vybrané body na dolní končetině budou nalezeny parametry křivky pro kontrolu simulované chůze.
- 2) Předpokládáme, že bude navržen optimální systém vizuální kontroly pro monitoring správnosti prováděného rehabilitačního cvičení.
- 3) Předpokládáme, že návrh vizuální kontroly společně s rehabilitačním systémem bude dále využitelný v rehabilitační praxi.

### **Metoda:**

Kvalitativní.

### **Technika práce, vyhodnocení dat:**

**Technika práce:** Měření, strukturované pozorování. Obrazová data budou získávána pomocí kamery průmyslového standardu a zpracována pomocí standardního PC. Kamera bude specifikována na základě provedené rešerše a prostorové dispozice laboratoře s umístěným zařízením.

**Vyhodnocení dat:** Vyhodnocení dat bude prováděno ve vybraném programovém prostředí (MATLAB, LabView, s použitím Vision Tool boxů).

### **Místo a čas realizace výzkumu:**

Laboratoř funkční diagnostiky FZS TUL, Laboratoř robotických soustav CXI TUL; listopad 2020 až březen 2021.

### **Vzorek:**

Nepředpokládá se využití respondentů.

### **Rozsah práce:**

Rozsah bakalářské práce činí 50-70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

### **Forma zpracování kvalifikační práce:**

Tištěná a elektronická.

Rozsah grafických prací:  
Rozsah pracovní zprávy:  
Forma zpracování práce:  
Jazyk práce:

tištěná/elektronická  
Čeština



## Seznam odborné literatury:

- ALAMDARI, Ali a Venka KROVI. 2015. Design and analysis of a cable-driven articulated rehabilitation system for gait training. *Journal of Mechanisms and Robotics*. **8**(5), 1-15. DOI 10.1115/1.4032274.
- ČIHÁK, Radomír. 2016. *Anatomie 3*. 3. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3817-8.
- JUNG, Chanyul et al. 2018. Development of gait rehabilitation system capable of assisting pelvic movement of normal walking. *Acta Medica Okayama*. **72**(4), 407-417. DOI 10.18926/AMO/56180.
- KUJAWIŃSKA, Agnieszka a Katarzyna VOGT. 2015. Human Factors in Visual Quality Control. *Management and Production Engineering Review*. **6**(2), 25-31. DOI 10.1515/mper-2015-0013.
- LEE, Huei-Huang. 2016. *Programming with MATLAB 2016*. Mission: SDC Publications. ISBN 978-1-63057-013-2.
- NAVRÁTIL, Leoš et al. 2019. *Fyzikální léčebné metody pro praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0478-9.
- ROCHA, Ana Patrícia et al. 2019. System for automatic gait analysis based on a single RGB-D camera. *PLOS ONE*. **13**(8), 1-24. DOI 10.1371/journal.pone.0201728.
- ŠVESTKOVÁ, Olga et al. 2017. *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0084-2.
- VAŘEKA, I., M. BEDNÁŘ a R. VAŘEKOVA. 2016. Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. **79/112**(2), 168-172. ISSN 1803-6597.
- YU, CH., X. CHEN a J. XI. 2018. Determination of optimal measurement configurations for self-calibrating a robotic visual inspection system with multiple point constraints. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. **96**(9-12), 3365-3375. DOI 10.1007/s00170-018-1739-x.
- ZOU, Yupeng et al. 2018. Force control of wire driving lower limb rehabilitation robot. *Technology and Health Care*. **26**(S1), 399-408. DOI 10.3233/THC-174714.

Vedoucí práce:

Ing. Ondřej Matúšek, Ph.D.  
Katedra sklářských strojů a robotiky

Datum zadání práce:

1. září 2020

Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2021

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA  
děkan

## Prohlášení

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

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

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

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

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

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

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

16. května 2021

Jana Pospíchalová

## **Poděkování**

Děkuji Ing. Ondřeji Matúškovi, Ph.D. za vedení mé bakalářské práce, za cenné rady, podněty, připomínky a v neposlední řadě lidský přístup. Poděkování také patří Ing. Bc. Petru Schovancovi za konzultaci ohledně Matlabu a Ing. Christině Zapadlové za kontrolu pravopisu. Dále chci poděkovat Mgr. Kateřině Prstkové za možnost spoluúčasti na projektu a mé rodině za podporu během celého studia.

## Anotace

**Autor:** Jana Pospíchalová  
**Instituce:** Fakulta zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci  
**Název práce:** Využití kamerových systémů pro kontrolu rehabilitačních cvičení  
**Vedoucí práce:** Ing. Ondřej Matúšek, Ph.D.  
**Počet stran:** 59  
**Počet příloh:** 6  
**Rok obhajoby:** 2021

**Anotace:** Bakalářská práce se zabývá návrhem vizuální kontroly rehabilitace dolních končetin. V teoretické části je probrána anatomie dolní končetiny včetně svalových skupin, fyziologie lidské chůze a je provedena rešerše rehabilitačních systémů pro pohybovou terapii dolních končetin. Výzkumná část práce je nejprve věnována kinematické analýze chůze, poté realizaci systému vizuální kontroly určeného pro konkrétní rehabilitační přístroj. Díky kinematické analýze byly nalezeny trajektorie markerů připevněných na vybraných bodech dolní končetiny a byla stanovena samotná metoda detekce markerů v obraze. Obdobným způsobem byla provedena vizuální kontrola rehabilitačního cvičení. Závěrem je možnost realizace vizuální kontroly za pomoci kamerového systému a vhodného vyhodnocovacího algoritmu. Předpokladem je možná implementace systému v praxi, avšak zatím se jednalo pouze o pilotní šetření v raném stádiu vývoje rehabilitačního přístroje.

**Klíčová slova:** robotická rehabilitace, vizuální kontrola, marker, zpracování obrazu, detekce

## Annotation

**Author:** Jana Pospíchalová  
**Institution:** Faculty of Health Studies, Technical University of Liberec  
**Title:** Camera system application for an inspection of medical rehabilitation  
**Supervisor:** Ing. Ondřej Matúšek, Ph.D.  
**Pages:** 59  
**Apendix:** 6  
**Year:** 2021

**Annotation:** The bachelor thesis deals with design of visual inspection of lower limb rehabilitation. The theoretical part discusses the anatomy of the lower limb, including muscle groups, and physiology of human gait. The research of rehabilitation systems for movement therapy for the lower extremities is also performed. The research part of the bachelor thesis is firstly dedicated to the kinematic analysis of human gait, then to the implementation of a visual inspection system designed for a specific rehabilitation device. On the basis of kinematic analysis, the trajectories of markers attached to the selected points on the lower limb were found and the method of marker detection in the image was determined. The visual inspection of the rehabilitation excercise was implemented in a similar way. The conclusion is the feasibility of an implementation of a visual inspection using camera system and the right algorithm. The prerequisite is the possible implementation of the system in practice. However, it has been only a pilot survey which was performed in the early stage of the development of the rehabilitation device.

**Keywords:** robotic rehabilitation, visual inspection, marker, image processing, detection



# Obsah

|                                                   |    |
|---------------------------------------------------|----|
| Seznam použitých zkratk .....                     | 11 |
| 1 Úvod.....                                       | 12 |
| 2 Teoretická část .....                           | 13 |
| 2.1 Anatomie a kineziologie dolní končetiny ..... | 13 |
| 2.1.1 Pletenec dolní končetiny .....              | 13 |
| 2.1.2 Volná dolní končetina .....                 | 14 |
| 2.1.2.1 Kosti volné dolní končetiny .....         | 14 |
| 2.1.2.2 Klouby volné dolní končetiny .....        | 15 |
| 2.1.3 Svaly dolní končetiny .....                 | 17 |
| 2.1.3.1 Svaly kyčelního kloubu .....              | 17 |
| 2.1.3.2 Svaly stehna .....                        | 18 |
| 2.1.3.3 Svaly bérce .....                         | 18 |
| 2.1.3.4 Svaly nohy .....                          | 18 |
| 2.2 Biomechanika chůze .....                      | 19 |
| 2.2.1 Fyziologický stereotyp chůze .....          | 19 |
| 2.2.2 Analýza chůze .....                         | 20 |
| 2.2.3 Laboratorní vyšetření chůze .....           | 21 |
| 2.2.3.1 Chůze na běžeckém pásu a v terénu .....   | 23 |
| 2.3 Robotická rehabilitace dolních končetin ..... | 24 |
| 2.3.1 Robotická rehabilitace chůze .....          | 25 |
| 2.4 Strojové vidění a vizuální kontroly .....     | 27 |
| 2.4.1 Průmyslové kamery .....                     | 27 |
| 3 Výzkumná část.....                              | 29 |
| 3.1 Cíle a výzkumné předpoklady .....             | 29 |
| 3.2 Metodika výzkumu .....                        | 29 |
| 3.2.1 Kinematická analýza chůze .....             | 30 |

|         |                                                                    |    |
|---------|--------------------------------------------------------------------|----|
| 3.2.1.1 | Charakteristika výzkumného vzorku .....                            | 31 |
| 3.2.1.2 | Testovací vybavení .....                                           | 31 |
| 3.2.1.3 | Pilotní šetření .....                                              | 31 |
| 3.2.1.4 | Průběh měření .....                                                | 35 |
| 3.2.2   | Systém vizuální kontroly .....                                     | 35 |
| 3.2.2.1 | Rehabilitační přístroj .....                                       | 36 |
| 3.2.2.2 | Příprava rehabilitačního přístroje .....                           | 39 |
| 3.2.2.3 | Průběh měření .....                                                | 39 |
| 3.3     | Analýza výzkumných dat .....                                       | 41 |
| 3.3.1   | Zpracování dat z kinematické analýzy chůze .....                   | 41 |
| 3.3.2   | Zpracování dat z vizuální kontroly rehabilitačního přístroje ..... | 47 |
| 3.4     | Analýza výzkumných cílů a předpokladů .....                        | 50 |
| 4       | Diskuze .....                                                      | 51 |
| 5       | Návrh doporučení pro praxi .....                                   | 53 |
| 6       | Závěr .....                                                        | 54 |
|         | Seznam použité literatury .....                                    | 55 |
|         | Seznam příloh .....                                                | 59 |

## Seznam použitých zkratek

|        |                                                                         |
|--------|-------------------------------------------------------------------------|
| 1D     | jednorozměrný                                                           |
| 2D     | dvourozměrný                                                            |
| 3D     | trojrozměrný                                                            |
| ART    | Advanced Rehabilitation Technology, pokročilé rehabilitační technologie |
| art.   | articulatio                                                             |
| atd.   | a tak dále                                                              |
| BWST   | Body Weight Supported Treadmill Therapy, metoda rehabilitace chůze      |
| CCD    | Charge-coupled device, zařízení citlivé na elektrický náboj             |
| CNS    | centrální nervová soustava                                              |
| EEG    | elektroencefalografie                                                   |
| EKG    | elektrokardiografie                                                     |
| EMG    | elektromyografie                                                        |
| fps    | frames per second, snímková frekvence                                   |
| GUI    | graphical user interface, grafické uživatelské rozhraní                 |
| lig.   | ligamentum                                                              |
| LED    | Light-Emitting Diode, elektroluminiscenční dioda                        |
| m./mm. | musculus/musculi                                                        |
| RGB    | barevný model (červená, zelená, modrá)                                  |
| RGB-D  | Red, Green, Blue, Depth, u každého pixelu určena hloubka                |
| TUL    | Technická univerzita v Liberci                                          |
| tzn.   | to znamená                                                              |
| tzv.   | takzvaně                                                                |

# 1 Úvod

Se stále se zvyšujícím věkem populace vzrůstá četnost poruch hybnosti. Jednou z nejčastějších příčin je cévní mozková příhoda. Včas cílená rehabilitace může pacientovi pomoci rychleji se navrátit do běžného života. Aktuálním tématem je také nemoc covid-19 a rekonvalescence po jejím prodělání. Lze tedy očekávat další nárůst pacientů vyžadujících určitou formu rehabilitace. V návaznosti na situaci a očekávané zvýšení poptávky po rehabilitačních zařízeních je na Technické univerzitě v Liberci v rámci projektu vyvíjen robotický rehabilitační přístroj určený pro střídavý pohyb dolních končetin.

V posledních dvou desetiletích byl zaznamenán enormní zájem o integraci pokročilých technologií v rehabilitaci. Tyto technologie s sebou přináší mnoho výhod a nových možností. Umožňují pasivní, aktivní či roboticky asistovanou pohybovou terapii, ulehčují práci terapeutů a v neposlední řadě motivují pacienta. Často bývají doplněny o různé senzory, které podávají zpětnou vazbu o průběhu cvičení. V případě pohybové terapie dolních končetin, jsou nynějším trendem tzv. exoskeletony, které mohou sloužit k samotné rehabilitaci chůze. Avšak krom výhod mají tyto systémy i svá úskalí. V popředí vystupuje pořizovací cena a náklady na provoz. Při nácviku chůze mnohdy neřeší, nebo jen omezeně, posturu a posturální stabilitu. Problém může činit i hmotnost zařízení, která následně vede k nesprávnému nácviku chůze.

Z těchto důvodů je nezbytnou součástí kontrola prováděných rehabilitačních cvičení. Hlavním cílem práce je tedy pro rehabilitační zařízení, vyvíjeném na TUL, vytvořit systém vizuální kontroly. V teoretické části bude probrána anatomie dolní končetiny včetně svalových skupin a jejich funkce. Dalším tématem bude fyziologie lidské chůze a možnosti laboratorního vyšetření. Nakonec bude provedena rešerše rehabilitačních systémů pro pohybovou terapii dolních končetin. První polovina výzkumné části se bude zabývat uskutečněním kinematické analýzy chůze, druhá polovina poté realizací systému vizuální kontroly. Oba dílčí úkoly výzkumné části budou provedeny obdobným způsobem. Nejprve budou na vybrané body dolní končetiny umístěny speciální značky neboli markery. Poté bude pomocí kamery nasnímána sekvence snímků, ve kterých budou markery nalezeny společně s jejich obrazovými souřadnicemi středů. Díky těmto hodnotám lze získat trajektorie pohybu markerů v obraze.

## 2 Teoretická část

Znalost anatomie a kineziologie je nepostradatelnou součástí správně provedeného rehabilitačního cvičení. V návaznosti na téma tato část práce klade důraz na stručné shrnutí poznatků z funkční anatomie dolní končetiny a uvádí základy biomechaniky chůze. Svalovým skupinám dolní končetiny a jejich funkci je věnována samostatná kapitola.

### 2.1 Anatomie a kineziologie dolní končetiny

Hlavní úlohou dolní končetiny je opora a bipedální lokomoce vzpřímeného těla. V porovnání s horní končetinou je proto kostra robustnější, svalové skupiny mohutnější a na úkor stability je pohyblivost jednotlivých kloubů omezená. Z vývojového pohledu vzpřimování těla a bipedální lokomoce zapříčinili postupnou vertikalizaci páteře a změnu polohy těžiště do roviny kyčelních kloubů před osový skelet. Pro stabilní vertikalizaci je důležitou podmínkou fixovaná extenze dolních končetin. Tato poloha je staticky nejvýhodnější, nároky na činnost antigravitačních svalů jsou sníženy a hlavní zatížení je směřováno do vertikálně a rovnoběžně orientovaných kostí (Dylevský, 2009a).

#### 2.1.1 Pletenec dolní končetiny

Pletenec dolní končetiny tvoří kost pánevní (*os coxae*), která se skládá ze tří synchondrosou spojených částí: *os ilium*, *os ischii* a *os pubis*. Vpředu jsou kosti pánevní spojeny sponou stydkou. Tím vzniká uzavřený celek pánev (*pelvis*). Připojení kosti kyčelní (*os ilium*) ke kosti křížové je zajištěno křížokyčelním kloubem (Čihák, 2011). Křížokyčelní kloub je tzv. tuhý kloub. Jeho pouzdro je zpevněno velmi silnými vazy. Pohyby v kloubu jsou malé a špatně detekovatelné. Střední partii spony stydké tvoří vazivová chrupavka, zbytek chrupavka hyalinní. Spona stydká vytváří celkem pružný spoj, avšak její pohyblivost je nízká. Společně s pánevními vazy křížokyčelní kloub a spona stydká mají tedy minimální pohyblivost, přesto nabývají značného významu pro sklon pánve a korektní funkci bederní a dolní hrudní páteře. Pánev je u člověka

skloněná přední částí dolů a dozadu. Každá změna sklonu má dopad na bederní lordózu (Dylevský, 2009a).

### 2.1.2 Volná dolní končetina

Volnou dolní končetinu lze rozdělit na tři hlavní články: stehno (*femur*), bérce (*crus*) a nohu (*pes*) (Dylevský, 2009b).

#### 2.1.2.1 Kosti volné dolní končetiny

Nejsilnější a největší kostí těla je **kost stehenní** (*femur*). Dělí se na čtyři základní části: hlavice kosti stehenní (*caput femoralis*), krček kosti stehenní (*collum femoris*), tělo kosti stehenní (*corpus femoris*) a kondyly kosti stehenní (*condyli femoris*). Proximální konec kosti tvoří *caput femoralis* o kloubní ploše odpovídající přibližně třem čtvrtinám plochy koule. *Corpus femoris* svírá s *collum femoris* úhel o průměrné hodnotě 125°. Na horním konci *corpus femoris* vybíhá velký a malý chocholík. Distální konec femuru se rozšiřuje v zevní a vnitřní epikondyl (Čihák, 2011).

Skelet bérce tvoří kost holenní a lýtková. Mohutná **kost holenní** (*tibia*) je hlavní nosnou kostí bérce (Dylevský, 2009b). Proximální část *tibie* tvoří kondyl mediální a laterální. Pod laterálním kondylem se nachází kloubní plocha pro spojení s hlavicí kosti lýtkové. Tělo kosti holenní (*corpus tibiae*) je silné a má tři strany. Distální část *tibie* vybíhá na mediálním okraji jako vnitřní kotník (*malleolus medialis*), za kterým je zářez, kde jsou uloženy šlachy svalů (Čihák, 2011). Distální plocha je opatřena nepravidelnou kloubní plochou tvaru čtyřúhelníku pro spojení s hlezem. Úhel, který mezi sebou svírá osa *tibie* a *femuru* je tupý o přibližné hodnotě 175°. Štíhlá **lýtková kost** (*fibula*) se v distální části rozšiřuje v zevní kotník (*malleolus lateralis*). Mezi *fibulou* a *tibií* se rozepíná tuhá mezikostní blána (Dylevský, 2009b).

**Kostru nohy** tvoří sedm kostí zánártních (*ossa tarsi*), které nabývají nepravidelného tvaru. Zahrnují kost hlezenní (*talus*), jenž je opatřena kloubní plochou pro spojení s bérce, a kost patní (*calcaneus*), největší zánártní kost, přikloubenou zdola ke kosti hlezenní. *Calcaneus* vybíhá v hrbol, na který se upíná Achillova šlacha (úponová šlacha

trojhlavého lýtkového svalu). Dále následuje pět dlouhých kostí nártních (*ossa metatarsi*) a články prstů (*phalanges*) v počtu pro každý prst po třech vyjma palce, ten se skládá z článků dvou (Čihák, 2011). Ve své podstatě základní uspořádání nohy a ruky se neliší, ale v závislosti na funkci nohy, zahrnující vzpřímený postoj a chůzi, jsou zřejmé četné odlišnosti. Příkladem může být zkrácení prstů a omezení jejich pohyblivosti, či silnější zánártní kosti. Pro lokomoci je zásadní stabilita, proto je noha opatřena třemi opěrnými body. Jedná se o hrbol patní kosti, hlavičku prvního a pátého metatarzu. Mezi těmito body vzniká příčná a podélná klenba (Dylevský, 2009a). Klenba nohy zajišťuje pružný nášlap a zamezuje stlačování měkkých tkání při chůzi a stojí (Rychlíková, 2019).

#### 2.1.2.2 Klouby volné dolní končetiny

**Kyčelní kloub** (*art. coxae*) je kulový kloub omezený, který spojuje volnou dolní končetinu s pletencem dolní končetiny. Kloubní plochy tvoří hlavice kosti stehenní a jamka kyčelní kosti (*acetabulum*). *Acetabulum* má tvar ploché polokoule, kde kloubní plochu zabírá pouze poloměsíčitá plocha, která je potažena hyalinní chrupavkou. Kyčelní klouby udržují rovnováhu vzpřímeného trupu, jsou to zároveň nosné a balanční klouby (Dylevský, 2009b). Stabilitu kloubu zajišťují silné vazy a kloubní struktury. Velký stabilizační význam náleží vazu na přední straně kyčelního kloubu *lig. iliofemorale*, pro který je charakteristický tvar obráceného písmene Y (Gross, Fetto, Supnick, 2005). Kyčelní kloub je sice kulovým kloubem, ale v důsledku hlubokého uložení hlavice a mohutných vazů, umožňuje omezený pohyb (Rychlíková, 2019). Pohyblivost také závisí na tvaru artikulujících kostí a velikosti kloubního pouzdra. Kloub dovoluje provádět následující pohyby: **flexi** asi do 120°, **extenzi** jen asi do 13°, **abdukci** do 40°, **addukci** do 10°, **zevní rotaci** do 15° a **vnitřní rotaci** do 35° (Dylevský, 2009b).

**Kolenní kloub** (*art. genus*) je nejsložitějším a největším kloubem v lidském těle. Dochází zde k artikulaci tří kostí: *femuru*, *tibie* a *patelly* (Gross, Fetto, Supnick, 2005). *Patella* neboli česka je největší sezamská kost, která je na vnitřní ploše pokryta velmi silnou kloubní chrupavkou (nejsilnější v celém těle). Česka má charakteristické uložení v úponové šlaše čtyřhlavého svalu stehenního. Zastává zde úlohu kladky, jejímž

principem je obecně změna směru tahu. Podepřením čtyřhlavého svalu pomocí česky vyvine sval v místě úponu větší sílu než při její absenci. Další důležitou strukturou kolenního kloubu jsou chrupavčité menisky. Jejich přítomnost zajišťuje vyrovnaní styčných ploch kolenního kloubu. Tvar a velikost kloubních povrchů *femuru* a *tibie* si totiž neodpovídají a ke styku obou kostí dochází na malém prostoru. Menisky se vyznačují dosti komplikovanou stavbou a čelí velké zátěži. Při extenzi kolenního kloubu absorbují přibližně 50 % působícího tlaku a při flexi se tato hodnota dostává až na 90 % (Dylevský, 2009b). Jejich funkci lze analogicky přirovnat k nárazníku, tlumí nárazy při chůzi a skoku (Rychlíková, 2019).

Hlavními zesilujícími vazy kolenního kloubu jsou vazy postranní a zkřížené. Vnitřní a vnější postranní vazy (*lig. collaterale tibiale et fibulare*) pomáhají zesílit kloubní pouzdro po stranách. Znemožňují přílišnou addukci a abdukci bérce a v sagitální rovině stabilizují koleno při flexi a extenzi. Zkřížené vazy (*ligg. cruciata genus*) se nacházejí uvnitř kolenního kloubu. Zadní zkřížený vaz (*lig. cruciatum posterius*), nejsilnější vaz kolenního kloubu, umožňuje pohyb *tibie*, který principiálně odpovídá pohybu pantu u vrat tzn., zamezuje dorzálnímu posunu *tibie* po *femuru*. Hlavní funkcí předního zkříženého vazů (*lig. cruciatum anterius*) je zabránit nadměrné vnitřní rotaci bérce a jeho posunu dopředu (Gross, Fetto, Supnick, 2005). Zkřížené vazy ale nemají při zamezení posunů bérce rozhodující význam. Ten spočívá společně s postranními vazy v redukci rotačních pohybů (Dylevský, 2009a).

„Kloub umožňuje teoreticky šest druhů pohybu. Rozlišujeme tři rotační pohyby (*flexe/extenze, vnitřní/zevní rotace, abdukce/addukce*) a tři translační pohyby (*přední/zadní translace tibie, komprese/distrakce, mediální/laterální translace tibie, která je možná pouze při poranění vazivového aparátu*)“ (Dungl, 2014, s. 832).

Hodnota **flexe** se udává v rozsahu 130-160°, u **vnitřní rotace** se jedná o 5-7° a **zevní rotace** 21°. Flexe kolenního kloubu se skládá z několika etap počínající rotací, při které dochází k tzv. odemknutí kolene. Následuje valivý pohyb, kdy se *femur* valí po *tibii* a meniscích. Celý průběh je zakončen klouzavým pohybem, při němž v důsledku zmenšování kontaktu mezi *tibií* a *femurem*, se menisky po *tibii* posouvají směrem dozadu. Stejný proces probíhá i při extenzi, ale opačně. Končí závěrnou rotací, která kloub uzamkne a uvede koleno do stabilní polohy (Dylevský, 2009b).

**Hlezenní kloub** (*art. talocruralis*) tvoří *tibie, fibula* a *talus*. Jedná se o kloub kladkový. Je spojen s dalšími klouby nohy, které napomáhají chůzi, přesto se jejich funkčnost liší.



Hlezenní kloub je důležitou komponentou při chůzi, zejména pro přenášení hmotnosti těla a udržení rovnováhy (Gross, Fetto, Supnick, 2005). *Talus* je obecně považován za vratký článek kostry nohy, proto je nutností jeho stabilizace systémem vazivových struktur. Díky průběhu šikmé bímaleolární osy, je pohyb v hlezenním kloubu v sagitální rovině mnohem složitější a nedá se omezit pouze na flexi a extenzi. Rozsah dorzálního pohybu se udává 20-30°, u plantárního pohybu 30-50° (Vařeka a Vařeková, 2009). Plantární flexi zároveň doprovází **inverze** nohy a dorzální flexi **everze** nohy. Dále při každém pohybu v kloubu dochází k rotaci bérceových kostí. Dalším významným kloubním spojením nohy je Chopartův kloub. Tvoří kloubní jednotku, která spojuje kost hlezenní s kostí člunkovou a kost patní s kostí krychlovou (Dylevský, 2009b).

### 2.1.3 Svaly dolní končetiny

Jak už bylo několikrát zmíněno, neodmyslitelnou funkcí dolní končetiny je zajištění stability a bipedální lokomoce. Mohutné svaly zpevňují vazivový aparát kloubů a zabraňují jejich přetížení. Nejvíce svalové hmoty je koncentrováno kolem kyčelního kloubu a to především kvůli zajištění stability těla. Pro stabilní lokomoci mají důležitou roli extenzory kolenního kloubu. Stabilní lokomoce je také podpořena omezenou pohyblivostí nohy se zachováním pružnosti nožní klenby (Dylevský, 2009a).

#### 2.1.3.1 Svaly kyčelního kloubu

Kyčelní svaly lze rozdělit do dvou skupin na **zevní** (*m. gluteus maximus, medius et minimus, m. piriformis, m. quadratus femoris, mm. gemelli, m. obturatorius*) a **vnitřní** (*m. iliopsoas*). *M. iliopsoas* se skládá ze dvou hlavních svalů (*m. psoas major et m. iliacus*). Funkcí je flexe a pomocná addukce kyčelního kloubu (Čihák, 2011). **Zevní kyčelní** svaly jsou uloženy ve třech vrstvách. *M. gluteus maximus* tvoří povrchovou vrstvu. Je to masivní sval, díky kterému je možná chůze v terénu. Provádí extenzi kyčelního kloubu a zajišťuje vzpřímený postoj. Střední vrstvě náleží *m. gluteus medius* důležitý pro abdukci stehna a stabilizaci pánve. *M. gluteus minimus* má funkci obdobnou. Společně s pelvitrochanterickými svaly, provádějící zevní rotaci kyčelního kloubu, se řadí do hluboké vrstvy (Dylevský, 2009a).

### 2.1.3.2 Svaly stehna

Svaly stehna se dělí na přední, mediální a zadní skupinu. **Přední skupina** obsahuje *m. quadriceps femoris* (čtyřhlavý sval stehenní), jenž je důležitým extenzorem kolena a *m. sartorius* zajišťující ohyb a zevní rotaci stehna a bérce (Kachlík, 2018). Svaly **mediální skupiny** společně fungují jako adduktory stehna. Patří sem *m. pectineus*, *m. adductor brevis*, *longus et magnus*, *m. gracilis*, *m. obturatorius externus*. **Zadní skupina** se skládá z flexorů kolenního kloubu, které mimo jiné fungují jako pomocné extenzory kyčelního kloubu. Jsou to *m. biceps femoris*, *m. semitendinosus* a *m. semimembranosus* (Čihák, 2011).

### 2.1.3.3 Svaly bérce

Svaly bérce vytvářejí tři skupiny. **Přední skupina** zahrnuje natahovače prstů a nohy. Jedná se o *m. tibialis anterior*, *m. extensor hallucis longus* a *m. extensor digitorum longus*. **Laterální skupina** obsahuje dva svaly, *m. fibularis longus et brevis*, které se podílejí na everzi nohy. Šlachy těchto svalů probíhají za zevním kotníkem ve společné šlachové pochvě (Kachlík, 2018). **Zadní skupina** svalů je tvořena dvěma vrstvami. Do povrchové vrstvy patří *m. triceps surae* a *m. plantaris*. *M. triceps surae* (trojhlavý sval stehenní) se pomocí Achillovy šlachy upíná na hrbol kosti patní. Sval jako celek zajišťuje plantární flexi nohy. Hlubokou vrstvu tvoří *m. popliteus*, který provádí flexi v kolenním kloubu (Čihák, 2011). Dalšími svaly hluboké vrstvy jsou *m. tibialis posterior*, *m. flexor digitorum longus* a *m. flexor hallucis longus*, jejichž šlachy probíhají za vnitřním kotníkem (Kachlík, 2018).

### 2.1.3.4 Svaly nohy

Svaly nohy se nacházejí jak na hřbetu, tak i chodidle nohy. Hřbetní svaly nohy, *m. extensor hallucis brevis* a *m. extensor digitorum brevis*, jsou extenzory palce a prstů. Svaly v plantě se dělí do čtyř skupin: svaly palce, svaly malíku, svaly střední skupiny a *mm. interossei*. **Svaly palce** nohy slouží k flexi, abdukci a addukci palce. Jsou to *m. abductor hallucis*, *m. adductor hallucis* a *m. flexor hallucis brevis*. **Svaly malíku**

mají obdobnou funkci jako svaly palce. Řadí se sem *m. abductor digiti minimi*, *m. flexor digiti minimi brevis* a *m. opponens digiti minimi*. **Střední skupina** osahuje tři svaly: *m. flexor digitorum brevis*, *mm. lubricales* a *m. quadratus plantae*. Mohutný sval *m. flexor digitorum brevis*, neboli krátký ohýbač prstů, pomáhá při chůzi přitlačit prsty k podložce (Čihák, 2011). *M. interossei dorsale et plantares* (mezikostní svaly) rozevírají či svírají vějíř prstů a pomáhají při ohybu v mezičláncových kloubech (Kachlík, 2018).

## 2.2 Biomechanika chůze

Bipedální lokomoci lze definovat jako synchronizovaný pohyb dolních končetin a trupu s cílem přemístění se z jednoho místa na jiné (Alharthi, Yunas, Ozanyan, 2019). Chůze je součástí každodenního života zdravé populace. Tato skutečnost je mnohdy chápána jako samozřejmost, kterou si ne každý uvědomuje. Jedná se o bazální formu pohybu na pevné podložce, od které se odvíjejí další možnosti lidské lokomoce (Kračmar, Chrástkova, Bačáková, 2016). Chůze je pro každého jedince individuální. Závisí na věku a pohlaví. Probíhá při optimální rychlosti s cílem vynaložit co nejmenší energii (Dungl, 2014).

### 2.2.1 Fyziologický stereotyp chůze

Chůze představuje cyklický pohyb, který má kyvadlový charakter. V tomto smyslu se kyvadlo hýbe pouze směrem dopředu (Kračmar, Chrástkova, Bačáková, 2016). Těžiště těla při tom opisuje sinusoidu s minimální amplitudou kolem osy Z a Y (viz Příloha A, Obr. 1) (Gross, Fetto, Supnick, 2005). Chůzi lze popsat pomocí tzv. **krokového cyklu** (viz Příloha A, Obr. 2), který se dělí na dvě základní fáze a to opornou a švihovou. Je nutné brát v potaz, že délka fází a období krokového cyklu se mění v závislosti na několika faktorech, především na rychlosti chůze. **Oporná fáze** začíná počátečním kontaktem paty (*Heel Strike*), kdy je zahájeno období postupného zatížení (*Loading Response*). Následuje plný kontakt plosky (*Foot Flat*), se kterým nastává období střední opory (*MidStance*) a při němž dochází k zvednutí palce druhé nohy. Období končí odlepením paty (*Heel Off*) od podložky a je nahrazeno obdobím aktivního odrazu

(*Active Propulsion*). Následuje období pasivního odrazu (*PreSwing*), které je zakončeno zvednutím palce (*Toe Off*), tím je uzavřena oporná fáze (Vařeka, Vařeková, Janura, 2018). Oporná fáze tvoří 60 % krokového cyklu, zbylých 40 % zaujímá fáze švihová (Gross, Fetto, Supnick, 2005). **Švihová fáze** je zahájena obdobím počátečního švihu (*Initial Swing*). Poté navazuje období středního švihu (*MidSwing*), během kterého dochází k míjení nohou (*Foot Clearance*). Švihovou fází a celý krokový cyklus zakončuje období terminálního švihu (*Terminal Swing*) (Vařeka, Vařeková, Janura, 2018). Součástí každého krokového cyklu je **fáze dvojí opory** tvořící přechod mezi opornou a švihovou fází. Fází dvojí opory charakterizuje stoj na obou končetinách, který zcela chybí u běhu. Tímto znakem lze spolehlivě odlišit běh od chůze (Véle, 2006).

Jak už bylo jednou zmíněno, těžiště těla se při chůzi pohybuje po sinusoidě s požadavkem na minimální amplitudu. K jejímu snížení a současně zvýšení výkonnosti chůze přispívají určité mechanismy: 1. anteverze pánve - 5° na švihové straně, 2. rotace pánve - 8° na švihové straně, 3. flexe kolene - do 20° na začátku stojné fáze, 4. plantární flexe - do 15° na začátku a do 20° na konci stojné fáze, 5. zúžení základny chůze - díky fyziologické valgotizaci kolene a pokládání nohou. Tyto mechanismy mimo jiné přispívají ke snížení energetické náročnosti chůze. Jakékoliv zvýšení amplitudy těžiště při chůzi má za následek vyšší energetický výdej, větší metabolické nároky, nižší výkonnost a v neposlední řadě zvýšení únavy (Gross, Fetto, Supnick, 2005).

Řízení chůze je velmi složitým avšak zajímavým procesem, jehož popis je nad rámec této práce. Na řízení se současně podílí mícha, mozkový kmen, mozková kůra, mozeček, bazální ganglia a thalamus. Mimořádný význam mají regulační okruhy mozečku a bazálních ganglií (Kolář, 2009). Mozeček se dále účastní na kontrole udržování rovnováhy těla při stoji a pohybech (Čihák, 2016). Ztráta či omezení funkce některého regulačního okruhu má za následek poruchy chůze (Kolář, 2009).

### 2.2.2 Analýza chůze

Při bipedální lokomoci se pohyb neomezuje pouze na dolní končetiny, dochází k jeho přenesení přes pánev na osový orgán. Pánev se natáčí směrem k pletenci horní

končetiny protisměrně, proto má přenesený pohyb torzní charakter. Z hlediska oporné fáze dochází tedy v páteři k torznímu pohybu. Kyčel se v této fázi nachází v extenzi od kontaktu paty až k odvinutí palce. Koleno je v mírné flexi od dotyku paty po dotyk celé plošky, dále v extenzi až do odlepení paty. Poté se opět vrací do mírné flexe. V hleznu a na noze je patrná plantární flexe následovaná flexí dorzální. Současně vzniká extenze v metatarzofalangeálních kloubech. Ve fázi opory na nohu působí reakční síla podložky. Noha musí zajistit spolehlivou oporu, dochází k její střídavé pronaci a supinaci. Při švihové fázi se páteř natáčí směrem k podpůrné noze, pletenec ramenní rotuje směrem opačným. V kyčli je patrná flexe a mírná zevní rotace. Koleno se nejdříve nachází ve flexi, poté v extenzi. V kotníku je zjevná dorzální flexe a mírná everze nohy (Véle, 2006).

Rotaci osového orgánu způsobenou kinetickou energií švihové dolní končetiny tlumí zkřížený pohyb paží. Paže se pohybují opačně k příslušné švihové dolní končetině. Chůze se poté nazývá jako křížmochodní. Tlumení dopadu je zajištěno jednak deformací měkkých tkání pod patou a jednak mechanismem sdružených pohybů dolní končetiny: na straně švihové dolní končetiny dochází k poklesu pánve, flektované koleno se odemyká současně s vnitřní rotací bérce, Chopartův kloub se odemyká s pronací kalkanea. Část energie je také pohlcena kontrakcí svalů, především extenzorů kolena (Vařeka, Vařeková, Janura, 2018).

### **2.2.3 Laboratorní vyšetření chůze**

Vyšetření chůze podává kvantitativní informace, které mají užitečný význam v několika oblastech zahrnující sport, biometrickou identifikaci a medicínu (zejména pro hodnocení poruch chůze) (Rocha et al., 2019). Nejjednodušší analýzu chůze reprezentuje pouhá aspekce. Existují různé stereotypy chůze: proximální, akrální, peroneální. Dělení je ale pouze orientační, v praxi se vyskytuje mnohem více typů, proto je pro správné vyšetření aspektů zásadní znalost biomechaniky. Laboratorní vyšetření chůze obsahuje kinematickou analýzu, kinetickou analýzu a měření tlakových sil (Kolář, 2009). Mezi další používané metody se řadí EMG či EEG. Pro kompletnější celkový model se metody často kombinují (Kračmar, Chrástková, Bačáková, 2016). Kinetická analýza zaznamenává velikost a směr působících sil. Měření tlakových sil

poskytuje informace o rozložení tlakových sil při zatížení plosky nohy (Kolář, 2009). Kinematická analýza sleduje polohu, rychlost pohybu, zrychlení a další veličiny. Objekt popisuje pomocí polohy bodu v rovině (2D) či prostoru (3D) v závislosti na čase (Kračmar, Chrástková, Bačáková, 2016). Další text bude pojednávat právě o kinematické analýze.

Kinematická analýza používá pro měření několik přístrojů: goniometry, akcelerometry, elektromagnetické senzory, akustické senzory a zařízení pro uchování obrazu. Zařízením pro uchování obrazu mohou být různé typy kamer a fotoaparátů (Soumar, 2011). V historii se pro podrobnější analýzu chůze, zahrnující určení rychlosti, zrychlení a působících sil, využívala fotografická metoda (Alharthi, Yunas, Ozanyan, 2019). Poté se přešlo k vyhodnocení klasického videozáznamu neboli videografické metodě. Současné systémy podávají mnohem přesnější informace a snižují časovou náročnost, která byla dříve dána zejména manuálním zpracováním záznamu (Bizovská et al., 2017). Kinematické měření lze uskutečnit ve 2D nebo i 3D prostoru, kdy je zapotřebí dvou a více kamer (pro limitované 3D měření postačí i jedna kamera). Pro přesný záznam je vždy nutné kamery nejdříve kalibrovat. Ke kalibraci se nejčastěji používá trojrozměrný objekt, na kterém jsou umístěné značky neboli markery. Hodnoty souřadnic těchto markerů jsou předem známy. Počítačový software poté vypočítá vztah mezi pozicí markerů na trojrozměrném objektu a mezi pozicí markerů v zorném poli jednotlivých kamer (Whittle, 2007). Další možností je realizace kalibrace pomocí optických senzorů, které se skládají především z CCD kamery a laserového projektoru (Yu, Chien, Xi, 2018). Díky kalibraci je možné určit vnější a vnitřní parametry kamer. Vnější parametry poskytují informaci o poloze a orientaci kamery v prostoru, vnitřní charakterizují optické vlastnosti kamery (Soumar, 2011). V širších aplikacích existuje způsobů získávání 3D dat hned několik. Lze je rozdělit na metody pasivní, kde k záznamu scény je použit jeden obrazový snímač, a aktivní, využívající dalších zařízení (přidání dodatečné veličiny do scény). Mezi pasivní metody patří například stereovizní vidění, kdy je 3D obraz konstruován pomocí snímání scény z různých míst. Aktivní metody zahrnují měření sadou 1D snímačů, triangulační metody či využití stínů (Matúšek, 2019).

Ke snímání pohybu je nutné upevnit markery na tělo vyšetřované osoby. Značky jsou umístěné na specifické anatomické body v závislosti na použité technologii. Markery mohou být buď pasivní, nebo aktivní. Aktivní vyzařují světlo, jehož zdrojem je

nejčastěji LED. Pasivní pouze odrážejí záření emitované jinými zdroji. Pro tyto účely markery pokrývá reflexní vrstva. Na typu markerů záleží výběr kamer. V případě pasivních značek jsou vhodné kamery, které emitují a zároveň zachycují odražené záření v infračervené oblasti. Snímaný pohyb je pak reprezentován průběhem úhlů v jednotlivých kloubech (viz Příloha B, Obr. 3). Tento obraz tvoří základní výstup kinematické analýzy (Bizovská et al., 2017).

Jako každá metoda je i kinematická analýza zatížena chybami měření. Přesnost měření ovlivňuje umístění a parametry kamer, kalibrace, viditelnost markerů, výpočetní algoritmus souřadnic atd. Některé chyby se dají eliminovat dodržáním následujících pravidel. Kamery musí být synchronizovány a zaznamenávat pohyb současně. Během kalibrace a záznamu nesmí dojít k jejich posunutí. Markery musí být dostatečně viditelné pro všechny kamery (Soumar, 2011). Další chyby mohou vzniknout v důsledku špatného umístění a pohybu markerů na kůži (Whittle, 2007). Hlavní nevýhodou analýzy chůze pomocí kamerového systému je ale její finanční náročnost. Lze ji provádět pouze v laboratorních podmínkách (Bizovská et al., 2017). Nicméně se nabízejí levnější alternativní metody. Jednou z nich je dle Rocha et al. použití pouze jedné RGB či RGB-D kamery a markerů (Rocha et al., 2019).

### **2.2.3.1 Chůze na běžecím pásu a v terénu**

Analýzu chůze lze také provést za využití běžecího pásu. K této metodě se přistupuje v případě nedostatku prostoru pro měření. Při použití dostupných komerčních senzorů, jako například Microsoft Kinect, je metoda spojena s nízkou nákladovostí. Klinické vyšetření chůze ale vyžaduje přesnou detekci jednotlivých událostí krokového cyklu (Auvinet et al., 2015). Chůze v terénu na různých površích, svazích a při různých rychlostech zapříčiňuje adaptaci chůze v závislosti na uvedených podmínkách prostředí (Donath et al., 2016). Ve své podstatě je chůze na páse v hrubé formě srovnatelná s chůzí v terénu. Liší se ale v jemných parametrech pohybového stereotypu chůze. To lze zjistit pomocí EMG vyšetření při zkoumání aktivace jednotlivých svalů. Z toho vyplývá, že analýzu lokomoce na trenažérech, tak i laboratorní měření je pro porovnání s běžným životem nutno brát se značnou dávkou rezervy (Kračmar, Chrástková, Bačáková, 2016).

## 2.3 Robotická rehabilitace dolních končetin

Postupná specializace lékařských oborů vytváří nátlak na nezbytnost týmové spolupráce. Jinak tomu není ani u rehabilitace. Uplatnění zde nacházejí i nelékařští odborníci počínaje psychology po technické inženýry (Švestková et al., 2017). Jedním z důvodů zmíněného progresu je zájem o integraci pokročilých technologií v rehabilitaci, který v posledních dvou desetiletích enormně vzrostl (Esquenazi a Talaty, 2019). Tyto přístrojové medicínské technologie lze obecně rozdělit do tří skupin na přístroje pro pasivní, aktivní a roboticky asistovanou pohybovou terapii. Přístroje pro pasivní pohybovou terapii končetin neboli motorové dlahy, pohybují končetinou po požadované trajektorii. Technické parametry pohybu je nutné nastavit v závislosti na léčbě a pacientovi. V případě terapie dolních končetin jsou tyto přístroje využívány především pro rychlé uzdravení pacienta po aplikaci endoprotézy. Přístroje pro aktivní terapii si lze představit jako cvičební posilovací stroje se speciální konstrukcí pro pohybově postižené pacienty, nejčastěji s parézami a plegiemi. Na rozdíl od pasivní terapie je vyžadován aktivní pohyb pacienta. U přístrojů pro roboticky asistovanou pohybovou terapii se navíc vyskytuje tzv. motivační zpětná vazba neboli biofeedback, která poskytuje pacientovi možnost sledovat na monitoru svou simulovanou chůzi a podle těchto informací chůzi ideomotoricky řídit. Díky plasticitě CNS se předpokládá vznik nových stereotypů chůze. Jedná se o zařízení, která pohybují končetinou v každém kloubu (exoskelety) nebo uchopují jen její distální část (end-effektory) a která jsou určena zejména pro pacienty s parézami nebo plegiemi končetin (Navrátil et al., 2019).

Jiné možné rozdělení robotických přístrojů pro rehabilitaci dolních končetin je na exoskelety a zařízení využívající pedály k řízení nohou pacienta anglicky footpad-type rehabilitation robots. Exoskelety mohou plně podporovat chůzi nebo sloužit jen jako asistenční prvek v případě, že je pacient schopný sám vykonat pohybovou aktivitu. Nejznámější typ exoskeletu je produkt Lokomat (Zou et al., 2018). Přístroje typu footpad mohou simulovat různé druhy bipedální lokomoce zahrnující chůzi do schodů či chůzi z kopce a do kopce (Qin et al., 2013). Chodidla pacienta jsou umístěna na odděleně programovatelné pedály, které vykonávají určený pohyb. Poněkud strukturovanější dělení robotických přístrojů může být dle autorů Díaz, Gil a Sánchez (viz Příloha C, Obr. 4) na: 1. Trenažéry využívajících chodícího pásu v kombinaci



s exoskelety (treadmill gait trainers). 2. Overground gait trainers, trenažéry jenž následují pohyby pacienta, který svou chůzí částečně řídí. 3. Stacionární trenažéry chůze (stationary gait trainers), které jsou zaměřeny na řízený pohyb končetin. 4. Zařízení pro rehabilitace kotníku a kolena (ankle and knee rehabilitation systems) zahrnující stacionární systémy, které ke cvičení nevyužívají chůzi a aktivní ortézy, u kterých je naopak chůze žádoucí. 5. a poslední skupinu tvořící již zmiňované footpad přístroje (Díaz, Gil, Sánchez, 2011).

### **2.3.1 Robotická rehabilitace chůze**

Se stále zvyšujícím se věkem populace přibývá celosvětově počet pacientů s poruchami hybnosti. Jednou z hlavních příčin je cévní mozková příhoda. Pro obnovu chůze, která pacientovi umožňuje vést nezávislý život, je nutná rehabilitace (Jung et al., 2018). Poruchy chůze se dále vyskytují zejména u poranění míchy, poruch mozečku a nervosvalových onemocnění. Četné studie zjistily, že včas zahájená systematická rehabilitace může pomoci obnovit motorické funkce těchto pacientů (Alamdari a Krovi, 2015). Následkem je zvýšená poptávka a integrace pokročilých rehabilitačních technologií (ART), které jsou charakterizovány následujícími prvky. Obvykle je vyžadována vlastní aktivita pacienta. Využívá se zpětné vazby, která je zajištěna přítomností různých senzorů, někdy v kombinaci s virtuální realitou. Robotický přístroj ulehčuje, či nahrazuje pohyb pacienta nebo naopak klade řízený odpor (Vařeka, Bednář, Vařeková, 2016).

Tradičně se rehabilitace chůze prováděla manuálně, kdy bylo zapotřebí minimálně tři terapeutů (Alamdari a Krovi, 2015). Dva terapeuti vedli dolní končetiny a jeden kontroloval posturu. Pacient se kvůli odlehčení umístil do závěsu a nácvik chůze probíhal na chodícím pásu. Tato metoda se označuje jako BWST (Body Weight Supported Treadmill Therapy). Její modifikací vznikla robotická rehabilitace chůze. Přístroj pro tento druh rehabilitace se v cizí literatuře obecně nazývá locomotor robot. Stejný význam nese i slovní spojení driven gait orthosis. V dnešní době se spíše mluví o exoskeletech, které slouží jako asistenční/kompenzační robotické systémy (Vařeka, Bednář, Vařeková, 2016). V dalším textu budou uvedeny a blíže popsány příklady těchto systémů.

Přístroj Lokomat (viz Příloha C, Obr. 5) od švýcarské společnosti Hocoma je jeden z nejpoužívanějších robotických rehabilitačních systémů. Skládá se ze tří základních částí: závěsného zařízení pro odlehčení pacienta, chodícího pásu a poháněných ortéz. Součástí je kontrolní algoritmus, který zabezpečuje správnou trajektorii pohybu kyčelního a kolenního kloubu. Na podobném principu pracuje také robotický systém ReoAmbulator vyvinutý společností Motorika. Poháněné ortézy uchycují dolní končetinu na stehně a kotníku a pohyb je opět kontrolován. K přístrojům, využívajících chodícího pásu, se dále řadí zařízení LokoHelp firmy LokoHepi Group (Dzahir a Yamamoto, 2014). Kromě komerčních systémů se nabízí i systémy nekomerční jako ALEX (The Active Leg Exoskeleton) nebo LOPES (Lower-extremity Powered ExoSkeleton). Za modifikaci BWST se dají považovat overground systémy, které při nácviku chůze nevyužívají chodící pás, ale umožňují pohyb pacienta po místnosti. Podmiňujícím faktorem k použití této metody je, že pacient částečně chůzi zvládá. Skupinu reprezentují například zařízení FLOAT a KineAssist (Vařeka, Bednář, Vařeková, 2016). Jinou možností rehabilitace chůze jsou stationary gait trainers. Tyto systémy se zaměřují na řízený pohyb dolních končetin. Jejich úkolem je posílit svalstvo, zvýšit fyzickou vytrvalost, mobilitu kloubů a koordinační schopnosti. Příkladem je přístroj MotionMaker (viz Příloha C, Obr. 6), Swortec SA, který umožňuje cvičení s aktivním zapojením dolních končetin. Do ortéz jsou uchycená pouze chodidla za účelem simulace přirozených reakčních sil podložky při chůzi. Předností systému je kontrola cvičení v reálném čase pomocí senzorů v kombinaci s elektrostimulací, která se přizpůsobuje dle pacientova úsilí (Díaz, Gil, Sánchez, 2011).

Robotická rehabilitace chůze přináší mnoho výhod. Ulehčuje fyzickou práci terapeuta, umožňuje vysoký počet opakování, podává zpětnou vazbu a v neposlední řadě motivuje pacienta. Na druhou stranu se potýká s řadou omezení. V popředí vystupuje pořizovací cena a náklady na provoz. Dále není zcela prokázáno, zda je rehabilitace za použití robotických systémů účinnější než rehabilitace tradiční. Při nácviku chůze mnohdy neřeší nebo jen omezeně posturu a posturální stabilitu (Vařeka, Bednář, Vařeková, 2016). Další problémy jsou spojené s vysokou spotřebou energie, především u přístrojů typu exoskelet. Pohonný systém vykonává práci proti gravitaci konstrukce přístroje a pacienta (Zou et al., 2018). Vyšší hmotnost zařízení může vést, kromě zvýšení spotřeby, k nesprávnému nácviku chůze a nepohodlí pacienta. Velkou nevýhodou většiny exoskeletů je absence systému, který by kontroloval pohyb těžiště a tím

i stabilitu chůze. Možnou realizací je kontrola pohybu pánve, jelikož výrazně ovlivňuje pohyb těžiště. Jeden z návrhů na zlepšení podává Jung et al. vývinem exoskeletu COWALK. Jejich kontrolní systém pohybu pánve se skládá z generátoru trajektorie a kontroléru kloubů. Generátor trajektorie poskytuje referenční trajektorie kloubů při stereotypní chůzi, které jsou použity jako vstupní hodnoty. Kontrolér kloubů pomocí zpětné vazby ovládá pohyby kloubů COWALK systému (Jung et al., 2018).

## **2.4 Strojové vidění a vizuální kontroly**

Termínem počítačové vidění jsou obecně označovány systémy, jež pracují na základě informací získaných ze zpracování obrazu. Dnes se spíše používá pojem strojové vidění. V užším slova smyslu se jedná o užití počítačového vidění v průmyslové automatizaci ve vazbě na výrobní proces. Strojové vidění vneslo do procesu výroby mnoho inovací, zejména v oblasti vizuální inspekce (Havle, 2008). Vizuální kontroly byly nejprve prováděny člověkem. Později bylo zjištěno, že člověk v procesu kontroly kvality tvoří nejslabší článek, jelikož je zatížený tzv. lidským faktorem. Proto vznikla tendence kontrolní proces plně automatizovat. Ne vždy je ale tato realizace možná. Jedním z důvodů je nízká flexibilita automatizovaných kontrolních systémů. Důsledkem je snaha vytvořit takový systém, který by vizuální kontroly prováděné člověkem podporoval (Kujawińska a Vogt, 2015). Strojové vidění ale nachází i další uplatnění v podobě nejrůznějších aplikací zahrnující optické rozpoznávání znaků, fotogrammetrii, biometrii, snímání pohybu, zobrazovací metody v lékařství a mnoho dalších (Szeliski, 2010). Strojového vidění lze obecně považovat za senzor. Pomocí kamery zachytí obraz zkoumaného předmětu, který následně vyhodnotí podle předepsaného algoritmu a na základě výsledku provede určenou akci (Havle, 2008).

### **2.4.1 Průmyslové kamery**

Pro provedení obrazové analýzy jsou data obvykle získávána pomocí průmyslových či digitálních kamer a dále jsou zpracována vhodným softwarem. Příprava skriptu tohoto softwaru probíhá v univerzálním GUI (graphical user interface) s využitím některých z programovacích jazyků (C, C# , C++, python, .Net apod.), nebo je také možné využít

interaktivního uživatelského programového prostředí se skriptovacím jazykem a s integrovanými knihovnami jako je například LabView, či Matlab (Hotař, 2017). Bližší popis posledního zmíněného programového prostředí poskytuje například kniha Programming with MATLAB 2016 (Lee, 2016). Kamery lze obecně rozdělit dle tvaru snímače na:

- řádkové kamery
- plošné kamery zahrnující běžné kamery, inteligentní kamery a kamerové senzory
- 3D kamery

(Hotař, 2017)

### **3 Výzkumná část**

Výzkumná část práce se zabývá návrhem a realizací vizuální kontroly pohybu dolních končetin při rehabilitaci.

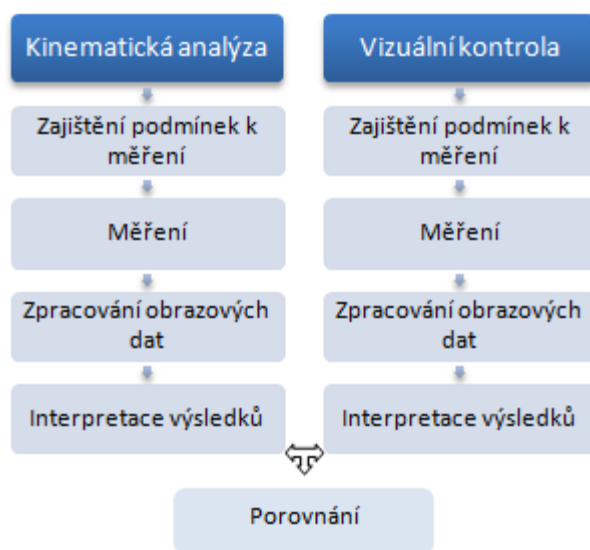
#### **3.1 Cíle a výzkumné předpoklady**

Cílem teoretické části je seznámit se s anatomií dolní končetiny a s funkcí jednotlivých svalových skupin. Provést rešerši fyziologické lidské chůze. Provést rešerši rehabilitačních systémů pro pohybovou terapii dolních končetin. Cílem výzkumné části práce je navrhnout a zrealizovat pomocí kamerového systému vizuální kontrolu pohybu dolních končetin při rehabilitaci za použití stacionárního rehabilitačního přístroje. Dílčím úkolem je nasnímat trajektorie pohybů jednotlivých kloubů při chůzi na chodícím pásu (kinematická analýza), které následně poslouží jako referenční data. Obdobným způsobem získat data při rehabilitaci dolních končetin za využití stacionárního přístroje. Zhodnotit využitelnost navržené vizuální kontroly a možná omezení při její implementaci ve zdravotnictví. Předpokladem je získání potřebných dat z kinematické analýzy, úspěšný návrh vizuální kontroly dle popsaného postupu a poskytnutí užitečných informací pro další výzkum v oblasti vyvíjeného rehabilitačního přístroje. Cílem této práce není provést podrobnou kinematickou analýzu zahrnující reprezentativní vzorek respondentů, ale zjistit, zda vůbec lze vizuální kontrolu uskutečnit výše uvedeným způsobem. Rehabilitační přístroj je pouze prototypem, který se stane předmětem zkoumání v několika dalších oblastech.

#### **3.2 Metodika výzkumu**

Výzkum byl realizovaný v laboratoři robotických soustav CXI TUL a FZS10 TUL v období leden – březen 2021 (z důvodu koronavirové situace byl předpokládáný termín výzkumu posunut). Nejprve byla provedena kinematická analýza chůze, jejíž součástí bylo zpracování obrazových dat v programovém prostředí Matlab. Díky kinematické analýze byly získány trajektorie pohybu jednotlivých kloubů při chůzi. Ty posloužily jako výchozí data jak pro naprogramování rehabilitačního přístroje, tak k následné

kontrole simulovaného pohybu, kterou se zabývá druhá polovina výzkumné části. Jak bylo postupováno při výzkumu schematicky naznačuje Obr. 7.



Obr. 7 Schéma postupu při výzkumu (Zdroj: autor)

### 3.2.1 Kinematická analýza chůze

K realizaci kinematické analýzy chůze bylo použito následující vybavení: běžecký pás, plošná kamera, stativ, světelný zdroj a markery. Metoda analýzy chůze využívající běžecký pás byla zvolena jednak z důvodu dostupného vybavení a menší náročnosti provedení, jednak kvůli poskytnutí dostačujících dat potřebných pro výzkum. Dle článku (Donath et al., 2016) je tento přístup vhodnou volbou při nahrazení analýzy chůze v laboratorních podmínkách, kdy k získání spolehlivých parametrů je zapotřebí snímat chůzi po vzdálenost aspoň 20 metrů. Kinematické analýza byla ve zmiňovaném článku provedena pomocí komerčních systémů se senzory, které se umísťují přímo na dolní končetinu. Samotný běžecký pás byl také vybaven senzory v podobě tlakové podložky. V případě této práce postačila ke sběru dat jedna plošná kamera a markery. Možným omezením této metody je odlišnost chůze v terénu a na běžeckém pásu. Tento problém byl nastíněn v kapitole 2.2.3.1 Chůze na běžeckém pásu a v terénu v teoretické části. Pro tento výzkum poskytuje důležitý závěr, a to takový, že ve své podstatě je chůze na pásu v hrubé formě srovnatelná s chůzí v terénu. Běžecký pás je běžnou komponentou laboratorní analýzy chůze. S nárokem na charakter a potřebnou přesnost dat mohla být tato metoda aplikována.

### **3.2.1.1 Charakteristika výzkumného vzorku**

Kinematické analýzy se zúčastnila žena (věk: 22 let; výška: 1,60 m; hmotnost: 51 kg), studentka vysoké školy (autorka práce) s občasnou sportovní aktivitou, bez zdravotních problémů, které by ovlivnily stereotyp chůze. Vylučujícími kritérii byla zejména jakákoliv ortopedická či neurologická onemocnění (např. poruchy rovnováhy).

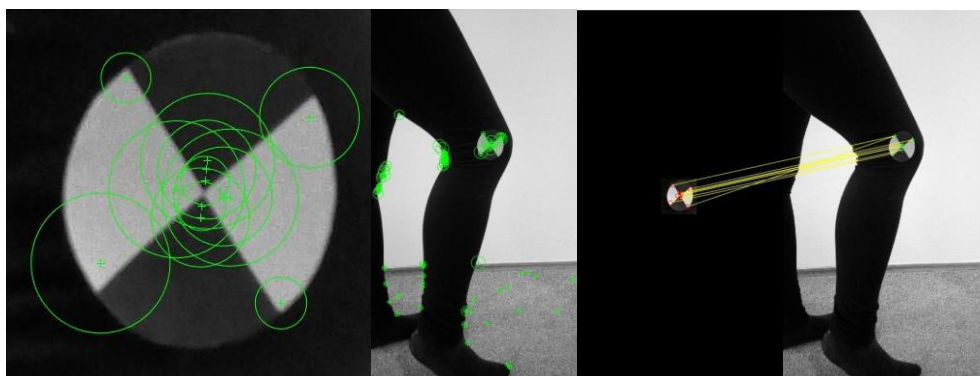
### **3.2.1.2 Testovací vybavení**

Jak už bylo zmíněno, k provedení kinematické analýzy postačilo následující vybavení: běžecký pás, plošná kamera, stativ, světelný zdroj a markery. Kalibrace kamery a zpracování dat bylo realizováno pomocí standardního PC. Běžecký pás byl vybrán s ohledem na jediný požadavek a to, aby disponoval funkcí měření základních veličin potřebných pro výzkum: vzdálenost, rychlost a čas. Ke snímání trajektorie markerů byla použita plošná kamera Basler acA2440-75um určena zejména pro aplikace strojového vidění. Jejími přednostmi jsou nízká cena, malé rozměry a vysoká rychlost snímání. Kamera je opatřena CMOS senzorem Sony IMX250. Dalšími parametry jsou: snímací frekvence (nastavitelná) 75 fps při snímání plného rozlišení 2448 x 2048 pixelů, barva monochrome, komunikační rozhraní USB 3.0. Lepších výsledků lze dosáhnout použitím telecentrického objektivu, který zajišťuje stejnou velikost objektu a minimální zkreslení obrazu směrem od středu ke kraji. Čočkou prochází pouze ty paprsky, které jsou rovnoběžné s optickou osou. Tím mimo jiné dochází ke ztrátě perspektivy v obrazu. V návaznosti na pilotní šetření (viz dále) byly použity vlastnoručně zhotovené papírové markery bílé barvy, opatřené lepící plochou. Markery jsou kruhového tvaru o poloměru 2 cm, pro lepší odrazivost byl zvolen lesklý papír.

### **3.2.1.3 Pilotní šetření**

Hlavním úkolem pilotního šetření bylo zajištění optimálních podmínek k provedení kinematické analýzy. První část šetření sestávala z přizpůsobení prostoru pro měření, instalace plošné kamery a její kalibrace. Poté se přistoupilo k umístění markerů na dolní končetinu probanda a snímání chůze na chodícím pásu. Před samotným měřením bylo ale nutné stanovit metodu detekce markerů v obraze, od které se odvíjel další postup.

Identifikace markerů byla provedena v programu Matlab R2019b s využitím knihovny Computer Vision Toolbox. Toolbox poskytuje algoritmy pro zpracování obrazu a videa zahrnující oblast pro návrh a simulaci systémů počítačového vidění, detekci a extrakci objektů či sledování a odhad pohybu objektů. K detekci vzoru a nalezení jeho polohy ve snímku nebo videosekvenci se nabízí hned několik způsobů. První variantou je template matching, kde je snahou najít vzorový objekt (template). Algoritmy nejdříve označí ve vzorovém objektu významné body, tzv. příznaky. Tyto příznaky poté hledá na snímku a při nalezení největší shody je objekt detekován. Příznaky se ve snímku nacházejí nejen na hledaném objektu, ale v celé nasnímané scéně. U této metody je vhodné použít markery, které jsou význačné určitým charakteristickým prvkem. Ukázkovým příkladem mohou být markery využívané při crash testech. Nejprve byla vyzkoušena detekce jednoho vzoru. Byla pořízena fotografie dolní končetiny s nalepeným vzorem, ze které byl získán template. Při detekci více stejných vzorů se ale naskytl problém. Algoritmy jsou schopné vyhledat v obraze jen jeden vzor. Bylo tedy nutné použít a detekovat vzory různé. Obr. 8 ukazuje identifikaci příznaků mezi scénou a hledaným vzorem. Na Obr. 9 lze vidět detekci více vzorů při různých polohách dolní končetiny, v příloze D je připojen zdrojový kód.



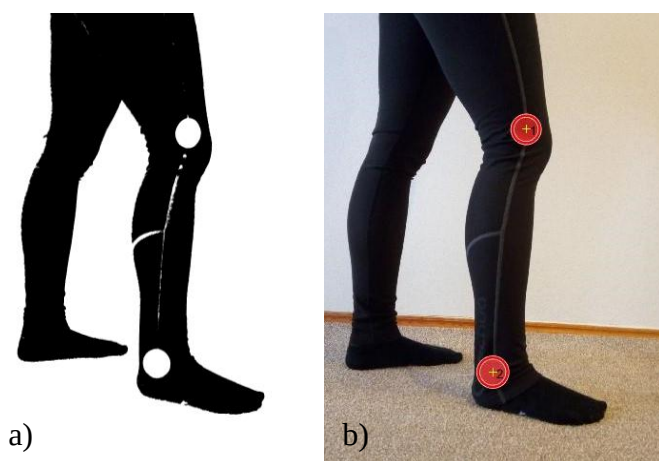
Obr. 8 Detekované a spojené příznaky mezi vzorem a snímkem (Zdroj: autor)



Obr. 9 Detekce dvou vzorů při různých polohách dolní končetiny (Zdroj: autor)



Druhou možností je identifikace markerů pomocí zabudované funkce Matlabu *imfindcircles*, za níž se schovává kruhová Houghova transformace. Tato transformace slouží především pro vyhledávání rovinných útvarů. Algoritmus se snaží najít největší shodu mezi předlouhou – kružnicí a nasnímanou scénou. Jedním ze zadávacích parametrů je rozsah poloměru kružnic, které mají být detekovány. Výsledkem jsou poloměry a souřadnice středů identifikovaných kružnic. Ke snížení časové náročnosti musí být funkce vhodně implementována. Obraz je tedy nutné předzpracovat. Byla vyzkoušena detekce červeného markeru. Nejprve bylo aplikováno víceúrovňové prahování pro případ hůře rozlišitelných bodů, poté byla použita funkce *imfindcircles*. Na Obr. 10 a) je výsledek segmentace pomocí prahování a na Obr. 10 b) jsou zvýrazněné detekované markery.

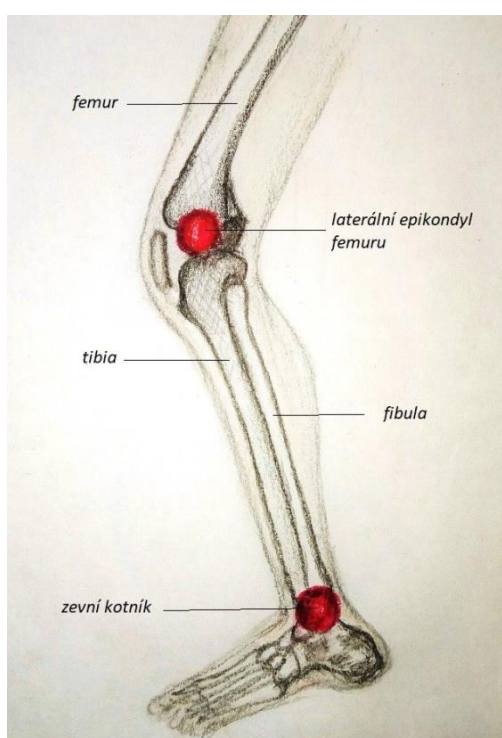


Obr. 10 a) segmentace obrazu pomocí prahování, b) detekované markery (Zdroj: autor)

Pro detekci kruhových objektů jsou v Matlabu implementované ještě další funkce: Gaborův filtr, Daugmanova metoda, gradientní metoda s použitím algoritmu RANSAC či Starburst metoda. Nabízí se také detekce vzoru na základě barvy s využitím blob analysis. Prahováním jsou v obraze zobrazeny objekty určité barvy, které jsou poté detekovány jako jednotlivé „bloby“. Algoritmus nalezené objekty označí, vrátí jejich počet a souřadnice těžiště. Pro tento experiment byla pro svou jednoduchost a efektivnost zvolená druhá varianta, tedy identifikace markerů pomocí funkce *imfindcircles*. U této metody se osvědčily díky lepšímu kontrastu bílé markery namísto červených. Bližší popis zdrojového kódu a funkce *imfindcircles* bude probrán v kapitole 3.3.1 Zpracování dat z kinematické analýzy chůze.

Po výběru metody detekce vzoru se mohlo přistoupit ke stanovení důležitého kritéria, a to volby správného umístění markerů na dolní končetině a zajištění dostatečné fixace.

Je nutné brát v potaz, že díky pohybu měkkých tkání při chůzi bude vždy docházet k posunu markerů, i když jejich pozice bude příslušet vybrané palpované kostní struktuře. Analýza chůze byla provedena pouze v sagitální rovině. Tím se značně snížil počet bodů možného umístění. V návaznosti na konstrukci stacionárního rehabilitačního přístroje stačilo určit pouze dva body nacházející se v oblasti kolena a kotníku. Dle těchto poznatků byla zvolena pozice markerů odpovídající laterálnímu epikondylu femuru a zevnímu kotníku (viz Obr. 11). Pro účely naprogramování rehabilitačního přístroje bylo ještě nutné umístit jeden marker jako referenční bod. Ten byl situován do oblasti kyčelního kloubu.



Obr. 11 Umístění markerů na dolní končetině (Zdroj: autor)

Kinematická analýza chůze byla uskutečněna v Laboratoři funkční diagnostiky (FZS10) Fakulty zdravotnických studií TUL. Laboratoř disponuje běžeckým pásem původně určeným pro zátěžové EKG. Nejprve proběhla instalace kamery. Propojení kamery s počítačem bylo zajištěno prostřednictvím rozhraní USB 3.0. Pomocí stativu byla nastavena poloha kamery rovnoběžně se snímanou scénou. Snímková frekvence byla ponechána na 75 fps. Obrazová data jsou uchována jako sekvence jednotlivých snímků. Poté se mohlo přejít k snímání chůze. Markery byly umístěny na vybrané body dolní končetiny probanda. Rychlost chůze na pásu byla nastavena na 4 km/h. Tato hodnota odpovídá obvyklé rychlosti chůze u zdravého člověka. Jedním z nejdůležitějších

aspektů strojního vidění je zajištění stálých světelných podmínek. Z důvodu zajištění dostatečné ostrosti snímku v pohybu byla pro snímání volena krátká doba expozice. Snímanou scénu proto bylo nutné přisvětlit intenzivním diodovým osvětlením.

#### **3.2.1.4 Průběh měření**

Po nalezení optimálních podmínek k provedení kinematické analýzy se mohla pořídit konečná sekvence snímků. Markery byly nalepeny na vybrané palpované kostní struktury dolní končetiny probanda. Na běžeckém pásu byla postupně nastavena rychlost na 4 km/h. Proband dostal čas si nejdříve chůzi na běžeckém pásu vyzkoušet. Chůze byla poté snímána po dobu zhruba 10 s. Za tuto dobu bylo pořízeno 780 snímků, které byly uloženy ve formátu .tiff. Na Obr. 12 je zachycena scéna z průběhu měření.



Obr. 12 Realizace kinematické analýzy (Zdroj: autor)

#### **3.2.2 Systém vizuální kontroly**

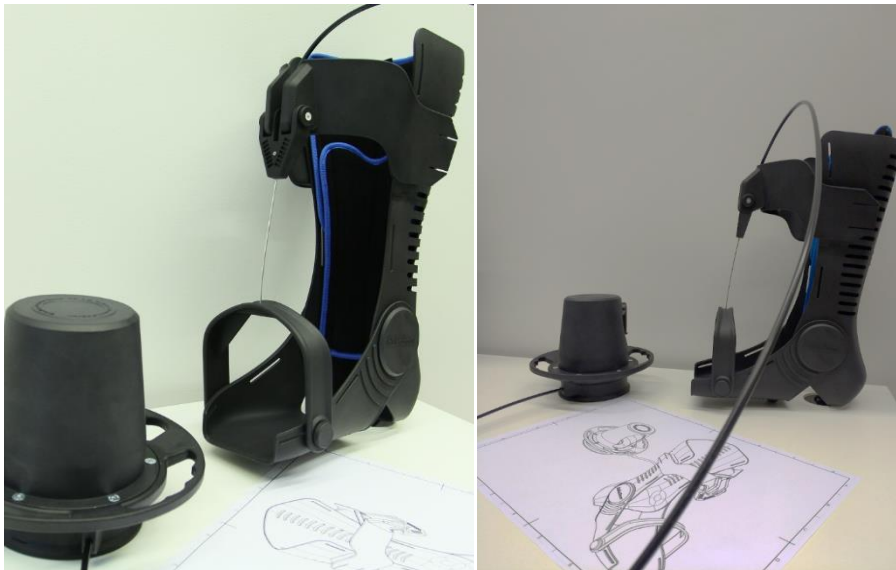
Po provedení kinematické analýzy a získání potřebných dat se mohlo přistoupit k řešení návrhu systému vizuální kontroly monitorující rehabilitační přístroj. Ke kontrole byla využita tatáž kamera jako při kinematické analýze. Sběr dat probíhal taktéž obdobným

způsobem. Poté bylo nutné získané trajektorie pohybu z obou měření porovnat a učinit závěr. Hlavní motivací bylo vytvořit takový systém vizuální kontroly, který by kladl minimální požadavky na náročnost realizace a okolní podmínky. S tím souvisí i reprodukovatelnost samotného systému a možný potenciál využití v rehabilitační praxi.

### **3.2.2.1 Rehabilitační přístroj**

Pro pohybovou terapii dolních končetin existuje několik typů rehabilitačních zařízení, která lze dělit dle jejich charakteristických prvků do skupin. Ne vždy je ale zařazení těchto přístrojů snadné. Jednotlivé skupiny se navzájem prolínají, častěji se tedy jedná o jejich kombinaci. V případě rehabilitačního zařízení vyvíjeného na TUL jde o stacionární přístroj pro pasivní a částečně aktivní roboticky asistovanou pohybovou terapii. Při cvičení není tedy podmínkou aktivní zapojení dolních končetin. Přístroj dokáže rozpoznat pohybový úmysl pacienta a míru jeho spolupráce. Lékař tímto způsobem získá zpětnou vazbu o průběhu rehabilitačního cvičení. Pacient je taktéž informován (tzv. motivační zpětná vazba neboli biofeedback) o správnosti prováděného cviku, a to jednoduchou světelnou signalizací. Tím je podpořena neuroplasticita mozku.

Principem je střídavý pohyb dolních končetin vedený ve fyziologické ose u ležícího pacienta (v úvahu připadá i rehabilitace pacienta vsedě). Tímto způsobem dochází k aktivaci svalů na dolních končetinách i u osob, které je mají natolik atrofované, že jimi nejsou schopny samostatně pohybovat. Střídavým pohybem končetin je myšlena simulace stereotypní chůze, která je ale limitována polohou pacienta vleže/vsedě. Pohyby pánve jsou tudíž vyloučeny a dochází ke značné modifikaci chůze. Základ tvoří flexe kyčelního a současně kolenního kloubu. Zařízení lze ještě doplnit o ortézu pro samostatnou rehabilitaci kotníku (viz Obr. 13). Značnou výhodou konstrukčního řešení rehabilitačního přístroje je absence nutnosti vertikalizace pacienta, čímž je usnadněna práce zdravotnického personálu a zajištěna menší časová náročnost. Pohybová terapie pozitivně ovlivňuje také kardiovaskulární systém, je prevencí v tvorbě varixů dolních končetin a trombembolické nemoci.



Obr. 13 Kotníková ortéza (Zdroj: autor)

K dispozici je prototyp rehabilitačního přístroje. Na Obr. 14 je přístroj zobrazen ve fázi návrhu, který byl vytvořený v 3D parametrickém CAD softwarovém prostředí Autodesk Inventor 2020. Konstrukce přístroje byla přizpůsobena pro testovací účely. Tím je zajištěna větší flexibilita zařízení. Rám je proto navržen z extrudovaných duralových profilů, které umožňují v případě potřeby snadnou přestavbu zařízení, konkrétně jednodušší posuv jednotlivých vzpěr, rozteč a umístění servomotorů. Rozměry rámu jsou uzpůsobeny k pohodlnému najetí nad lůžko, či lůžkem (případně vozíkem) dovnitř. Pro tyto účely byl rám vybaven transportními kolečky a madly, které zajišťují snadnější manipulaci.

Pohyb končetin je uskutečněn odvíjením lanka, které je na konci opatřeno úchytovou manžetou. Pohon je zajištěn čtyřmi servopohony BR 8LVA33. Ortéza pro pohybové aktivity kotníku má pohon vlastní. Z důvodu plánovaného momentového řízení (zpětnovazebné vyčítání zátěže ze serva) bylo navrženo uložení navíjecí cívky postupně optimalizováno tak, aby bylo docíleno co nejmenších pasivních odporů. Sestavený prototyp (viz Obr. 15) tedy disponuje čtyřmi manžetami tvořící závěs pro obě dolní končetiny. Dolní končetina je uchycena na dvou místech, a to v oblasti stehna a bérce, v případě použití kotníkové ortézy také chodidla. K předcházení vzniku dekubitů byly závěsy kategorizovány dle velikosti do tří tříd.





Obr. 14 Návrh rehabilitačního zařízení (Matúšek, 2020)



Obr. 15 Sestavený prototyp rehabilitačního přístroje (Zdroj: autor)

### **3.2.2.2 Příprava rehabilitačního přístroje**

Prvotní ideou bylo naprogramovat chod přístroje s využitím dat získaných při kinematické analýze chůze. S ohledem na vývoj projektu, byla na základě domluvy s investorem aplikována jiná metoda, a to naučit přístroj pohyb, který by dále simuloval a opakoval. K tomuto účelu posloužil připravený software, s jehož pomocí lze ovládat jednotlivé servopohony. Detekce byla stanovena v sagitální rovině a vleže. Po uchycení dolní končetiny probanda manžetami, které jsou lanky spojeny s jednotlivými servopohony, mohla být upravena rozteč těchto servopohonů na základě délky končetiny. V prvním kroku proběhlo zvážení končetiny, díky kterému je zjištěna optimální síla, jenž je zapotřebí k odvíjení lanka. Poté byl proband vyzván k provedení pohybu připomínající část kroku, v praxi povede trajektorii pohybu dolní končetiny pacienta fyzioterapeut. Přístroj si tento pohyb zapamatoval a mohla být vyzkoušena jeho simulace.

### **3.2.2.3 Průběh měření**

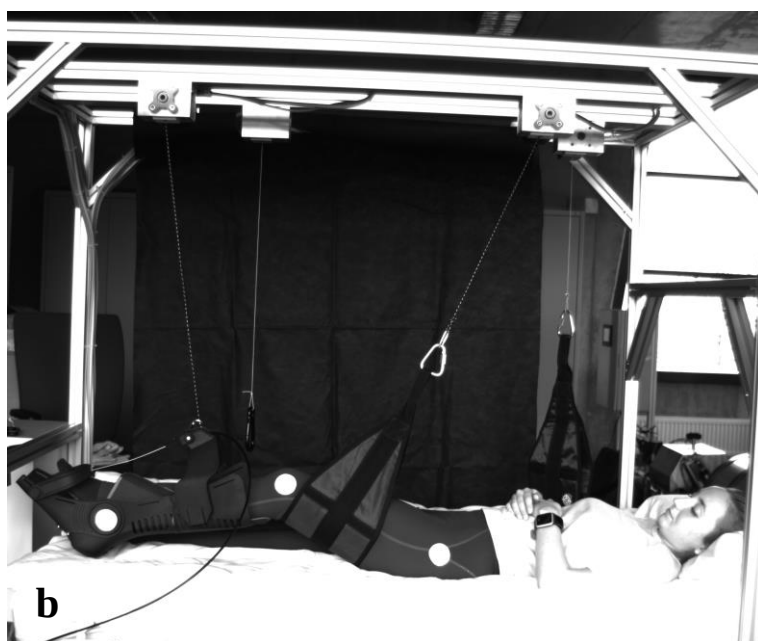
Vizuální kontrola chodu rehabilitačního přístroje byla realizována v laboratoři robotických soustav CXI TUL. Instalace kamery proběhla obdobným způsobem, jako při kinematické analýze chůze. Snímková frekvence byla opět ponechána na 75 fps, snímky byly pořízeny jako sekvence šedotónových obrazů. Světelné podmínky laboratoře byly dostačující, tudíž scénu nebylo nutno přisvětlit přídavným světelným zdrojem. Pro zajištění správné detekce byl rám rehabilitačního přístroje osazen černou netkanou textilií, jež zakryla pozadí scény. Na pozadí scény se nacházely předměty, které by mohly být při zpracování obrazu vyhodnoceny jako kruhový objekt. Tento jev by byl zcela nežádoucí, avšak bez použití textilie, by se dal eliminovat v samotném algoritmu, který by nechtěně detekované objekty odstranil. To lze splnit za podmínky neměnného prostředí scény.

Poté se mohlo přistoupit k samotnému snímání. Dolní končetina probanda byla manžetami uchycena v oblasti stehna a bérce. K detekci byly použity stejné markery a také stejné jejich umístění jako při kinematické analýze, tedy zevní kotník, laterální epikondyl femuru a oblast kyčelního kloubu. Nejprve proběhlo zvážení končetiny. Poté

byl na rehabilitačním zařízení spuštěn simulovaný pohyb. Byla pořízena sada snímků, následně uložených ve formátu .tiff. Rehabilitační přístroj taktéž disponuje možností použití v kombinaci s kotníkovou ortézou. Manžeta tedy byla vyměněna za kotníkovou ortézu a mohla být pořízena další sekvence snímků. Kotníková ortéza prozatím tvořila pasivní prvek, při jejím naprogramování bude rehabilitován také kotník. Na Obr. 16 a) je zachycena scéna z měření bez ortézy, na Obr. 16 b) s ortézou.



Obr. 16 a) Rehabilitace bez ortézy (Zdroj: autor)



Obr. 16 b) Rehabilitace s ortézou (Zdroj: autor)



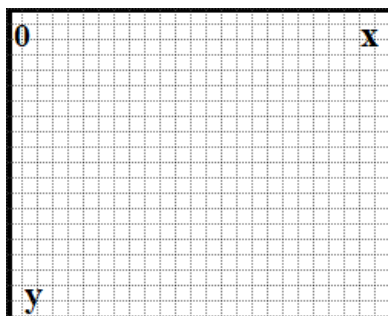
### 3.3 Analýza výzkumných dat

Obrazová data získaná z kinematické analýzy chůze a z kontroly rehabilitačního přístroje byla zpracována v programu Matlab R2019b s využitím Computer Vision Toolbox. Jednotlivé grafy byly taktéž vytvořeny v programu Matlab R2019b.

#### 3.3.1 Zpracování dat z kinematické analýzy chůze

Úkolem bylo získat ze sekvence snímků pořízených při kinematické analýze souřadnice středů jednotlivých markerů, tyto hodnoty uložit a pro vizualizaci zpracovat ve formě grafů. K detekci markerů byla na základě pilotního šetření vybrána metoda využívající funkce *imfindcircles*. Kompletní zdrojový kód lze nalézt v příloze E.

Jednotlivé snímky byly pořízeny jako šedotónový obraz. Ten byl převeden prahováním na obraz binární. Prahování znamená nalezení hodnoty prahu, se kterou jsou porovnány hodnoty intenzity všech pixelů. Pokud je intenzita nižší než je hodnota prahu, pixelu je přiřazena černá barva, v opačném případě barva bílá. Hodnoty prahu lze zadat manuálně, nebo jak je tomu v tomto případě, použít příkaz *imbinarize*, který stanoví prahovou hodnotu na základě histogramu. Dále bylo také zapotřebí zjistit interval, do kterého spadají poloměry markerů na obraze v jednotkách počtu pixelů. K tomu lze využít nástroj *imdistline*, který ve snímku vykreslí posuvné pravítko. Poté již bylo možné aplikovat funkci *imfindcircles*. Zadávacími údaji funkce jsou rozmezí poloměru hledaných objektů, polarita objektů vůči pozadí – tmavá či světlá, senzitivita a možnost zvolení metody *twostage* nebo *phase*. Metoda *twostage* a parametr senzitivity zvyšuje citlivost algoritmu. Funkce vrací poloměry a *xy* souřadnice identifikovaných kruhů (v tomto případě markerů). Jejich pořadí je ale náhodné. Markery byly tedy seřazeny na základě velikosti *y* souřadnic od nejmenší po největší. Po provedení tohoto kroku, bylo zpozorováno, že marker nacházející se nejvýše má nejnížší *y* hodnotu. Pixely obrazu jsou v Matlabu reprezentovány jako matice. Funkce vrací *xy* souřadnice pozice pixelu v obraze. Souřadnicový systém má ale počátek v levém horním rohu obrazu (viz Obr. 17). S tímto poznatkem bylo nutno dále počítat při grafickém zpracování.



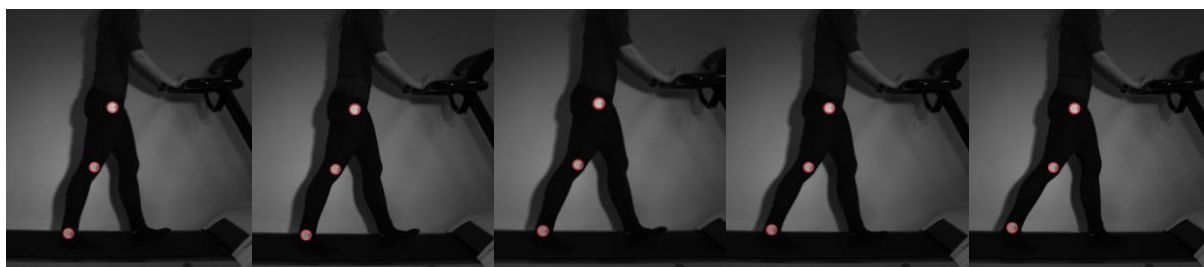
Obr. 17 Souřadnicový systém obrazu (Zdroj: autor)

V kódu se  $x$  a  $y$  souřadnice markerů zapisují do proměnné `poloha_stredu_kruznice`. Protože jsou detekovány tři markery, hodnoty se uloží do matice o velikosti  $2 \times 3$  (viz Obr. 18). Pro následné zpracování dat bylo zapotřebí definovat novou proměnnou pro každou souřadnici.

$$\begin{pmatrix} x_1 & y_1 \\ x_2 & y_2 \\ x_3 & y_3 \end{pmatrix}$$

Obr. 18 Uložení souřadnic středů markerů při použití funkce *imfindcircles* (Zdroj: autor)

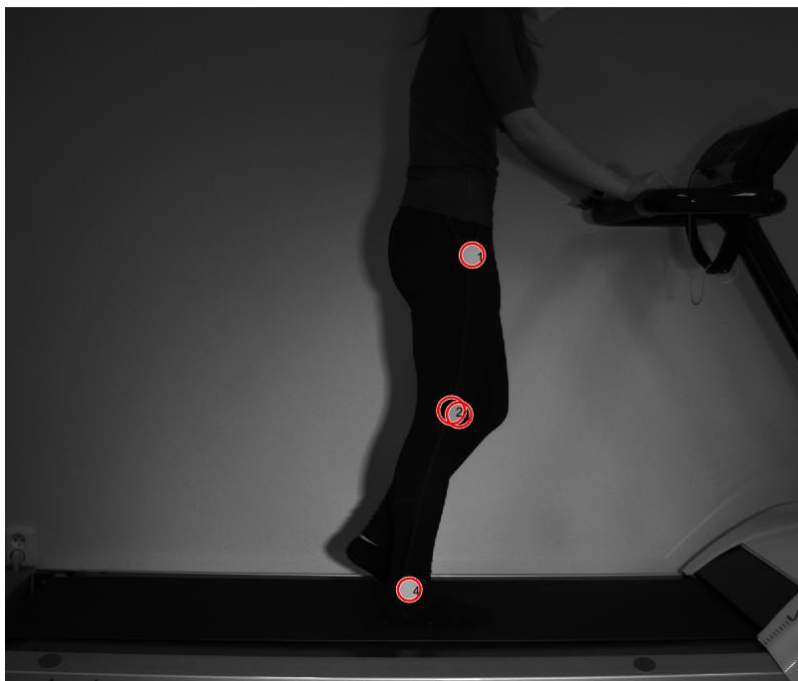
Jelikož záznam kinematické analýzy chůze byl pořízen a uložen jako sekvence snímků, je žádoucí, aby algoritmus sám postupně načítal a procházel jednotlivé obrazy. Tato podmínka byla zajištěna jednoduchým for cyklem. Aby se s každým for cyklem zapsaly také hodnoty polohy markerů, byla nad cyklem pro každou souřadnici vytvořena prázdná matice. Na Obr. 19 je zobrazena sekvence pěti snímků s detekovanými markery. Tímto způsobem lze přiblížit chod popsaného algoritmu. K vyobrazení markerů lze použít funkci *viscircles*, kde zadávacími parametry jsou souřadnice středu kružnic, jejich poloměr a barva či styl čáry ohraničení.



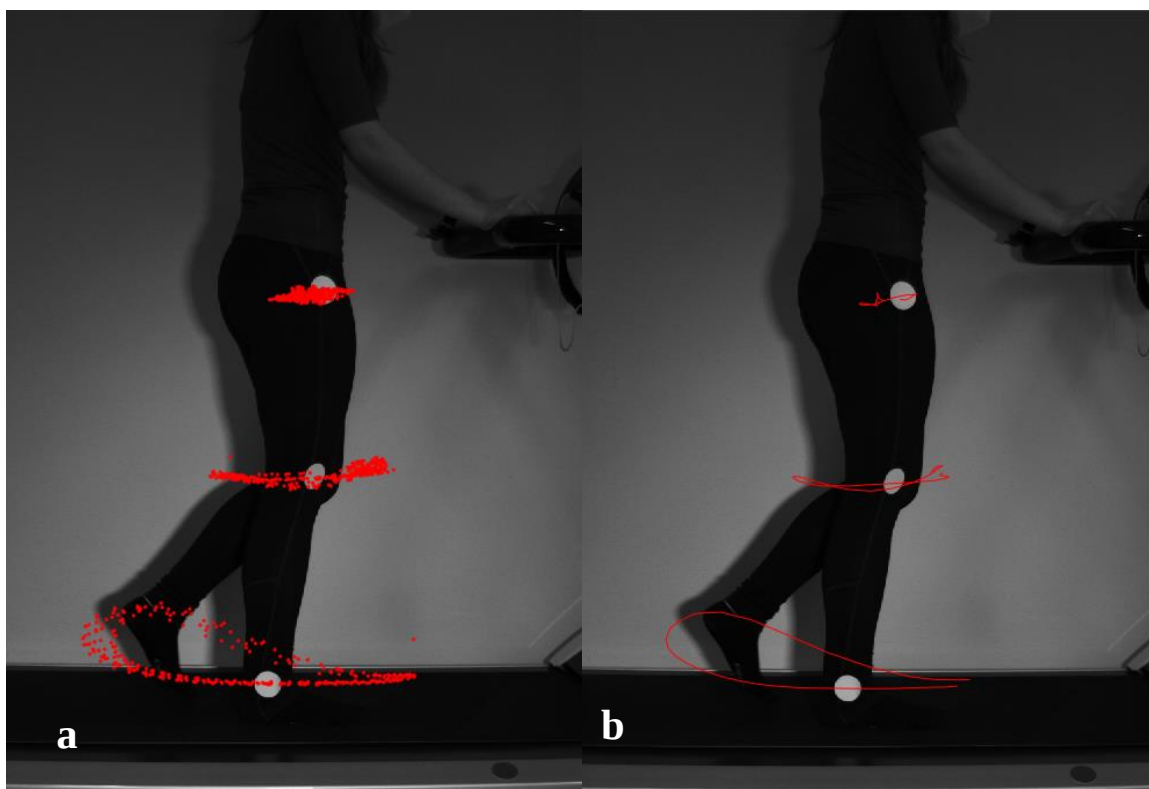
Obr. 19 Sekvence snímků s detekovanými markery (Zdroj: autor)

Pro analýzu bylo vybráno 330 za sebou jdoucích snímků, které odpovídají deseti krokovým cyklům. Krokový cyklus začíná počátečním kontaktem paty s podložkou

a končí obdobím terminálního švihů. Jeden krokový cyklus lze považovat jako dva kontakty paty téže nohy s podložkou. Jeden krokový cyklus tedy odpovídá 33 snímkům. Po nahrání snímků do adresáře a spuštění programu se ale naskytlo několik problémů a nedostatků, které bylo nutno vyřešit. Na prvním místě se jednalo o chybnou detekci markeru umístěného na kolenu. Při chůzi dochází k fyziologické valgotizaci kolene, což zapříčinilo zkreslení tvaru markeru. Algoritmus potom buď vyhodnotí tento tvar jako dvě překrývající se kružnice (viz Obr. 20) nebo ho vůbec nenalezne. Nejprve byla nastavena manuálně hodnota prahu a vyšší senzitivita. Výsledkem byla identifikace všech markerů, ale problém s dvojí detekcí kolenního markeru stále přetrvával. Nakonec byla tato potíž ošetřena částí kódu, díky kterému se jedna z překrývajících kružnic odstraní. Vyšší hodnota senzitivity zapříčinila identifikaci kruhových objektů i na pozadí snímané scény, které se zde ve skutečnosti nenacházely. Namísto metody *twostage* byla aplikována metoda *phase*, která má sice menší senzitivitu, ale zato je robustnější a méně náchylná k šumu. Poté už jen stačilo zvýšit parametr senzitivity a detekce probíhala již správně. Výsledkem bylo získání hodnot souřadnic polohy středů tří markerů, které jsou vyznačené na Obr. 21 a). Na Obr. 21 b) jsou vykresleny trajektorie pohybu markerů při jednom krokovém cyklu.



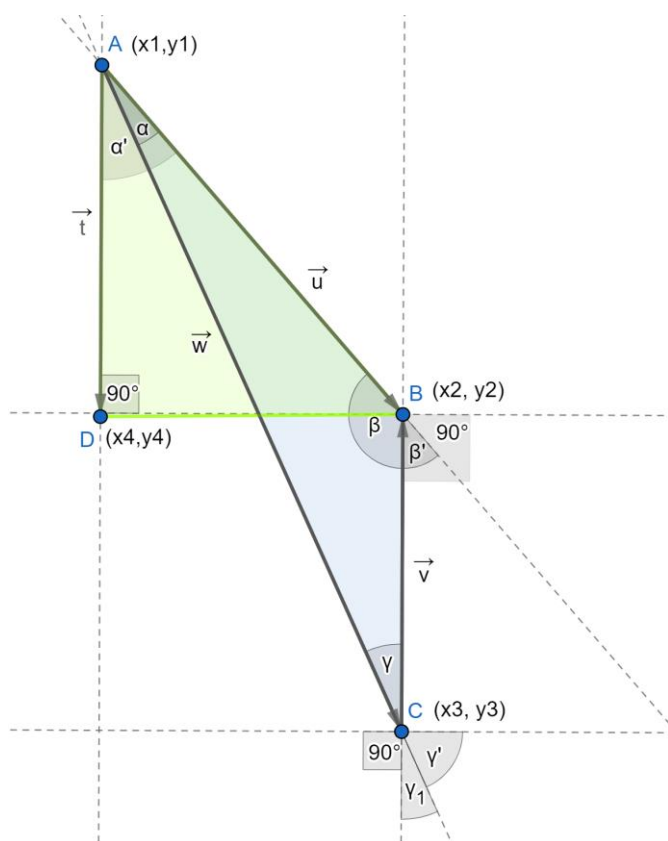
Obr. 20 Dvojí detekce kolenního markeru (Zdroj: autor)



Obr. 21 a) Nalezené souřadnice markerů v obraze,

b) Trajektorie markerů při jednom krokovém cyklu (Zdroj: autor)

Další úlohou bylo získaná data graficky zpracovat. Základním výstupem z kinematické analýzy je průběh úhlů v jednotlivých kloubech v závislosti na fázi krokového cyklu. Při znalosti tří souřadnic středů markerů v obraze lze tyto úhly určit pomocí vektorového počtu (viz Obr. 22). Nejprve bylo nutné upravit y souřadnice pro pozdější vhodné vykreslení grafu tak, aby byl počátek umístěn v levém dolním rohu. To lze zajistit odečtením  $y$  od výšky obrazu (2048 pixelů). Při spojení tří markerů vznikne trojúhelník  $ABC$  s vnitřními úhly  $\alpha, \beta, \gamma$ . Strany trojúhelníku představují vektory, mezi nimiž byly vypočteny úhly, které spolu svírají. Hledané hodnoty úhlů  $\beta', \gamma'$  lze poté dopočítat dle rovnic 1. Jako rameno úhlu kyčelního kloubu byla vybrána vertikální osa procházející středem kyčelního markeru. Vytvořením nového bodu  $D$ , jehož souřadnice  $x_4$  odpovídá  $x_1$  a  $y_4$  je rovno  $y_2$ , je možné stanovit vektor  $\vec{t}$  a spočítat úhel  $\alpha'$ .



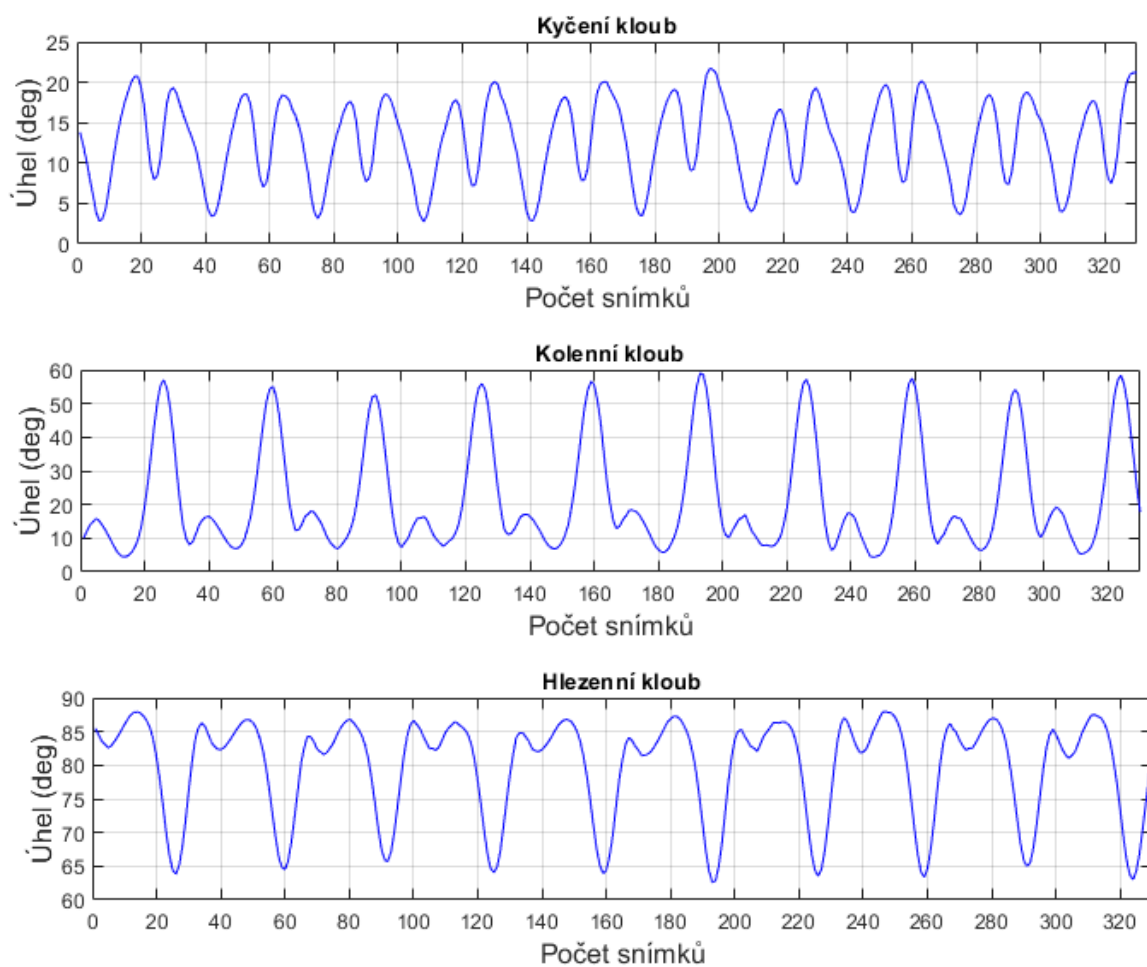
Obr. 22 Schematické znázornění výpočtu úhlů (Zdroj: autor)

$$\beta' = 180^\circ - \beta$$

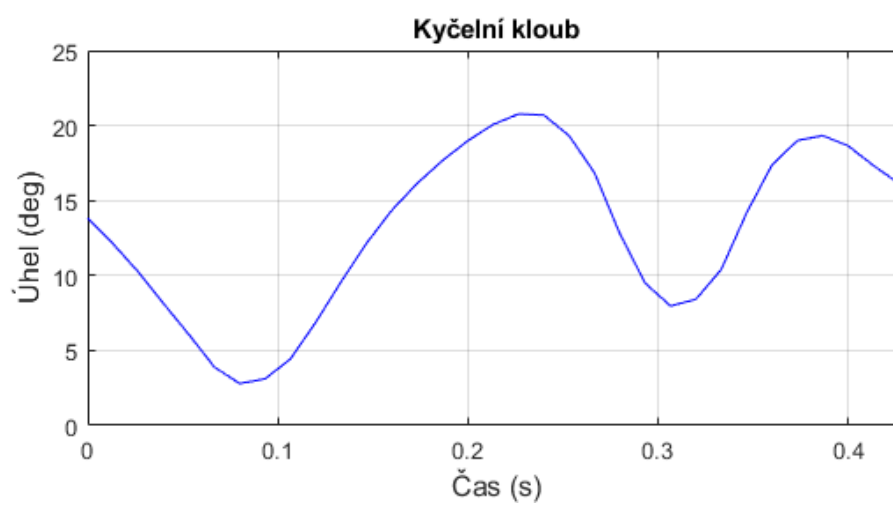
$$\gamma' = 90^\circ - \gamma$$

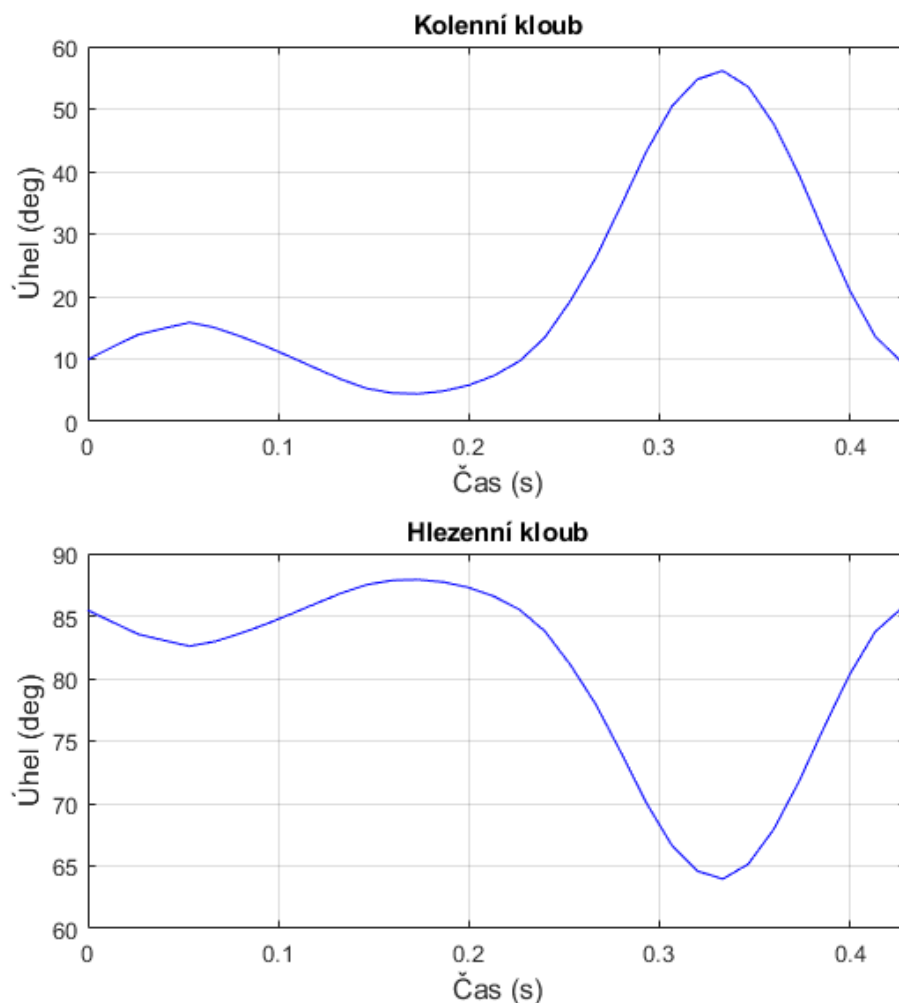
Rovnice 1 (Zdroj: autor)

Graf 1 znázorňuje změnu úhlu v jednotlivých kloubech v závislosti na počtu snímků. Na vykresleném grafu byly zpozorovány dvě extrémní hodnoty, které byly označeny za hrubou chybu a odstraněny. Chyba byla způsobena detekcí kruhu v pozadí snímané scény, který byl algoritmem, jenž řadí kruhy dle velikosti y souřadnic, vyhodnocen jako marker umístěný na kotníku. Pro hladký průběh grafu byla aplikována matlabovská funkce *smooth*. Graf 2 reprezentuje změnu úhlu jednotlivých kloubů v čase při jednom krokovém cyklu. Časovou hodnotu přiřazenou každému snímku lze jednoduše odvodit ze znalosti fps. Pokud je snímková frekvence rovna 75 snímkům za sekundu, na jeden snímek připadá 0,013... sekundy.



Graf 1 Průběh úhlů v jednotlivých kloubech při 10 krokových cyklech



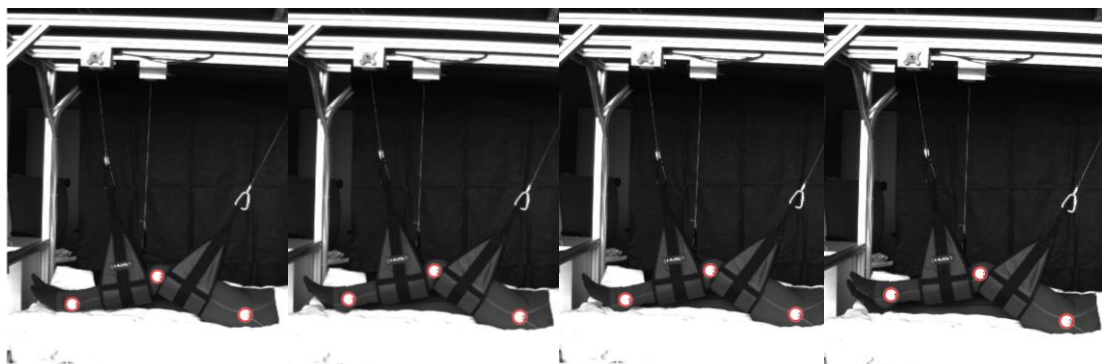


Graf 2 Průběh úhlů v jednotlivých kloubech v závislosti na čase při jednom krokovém cyklu

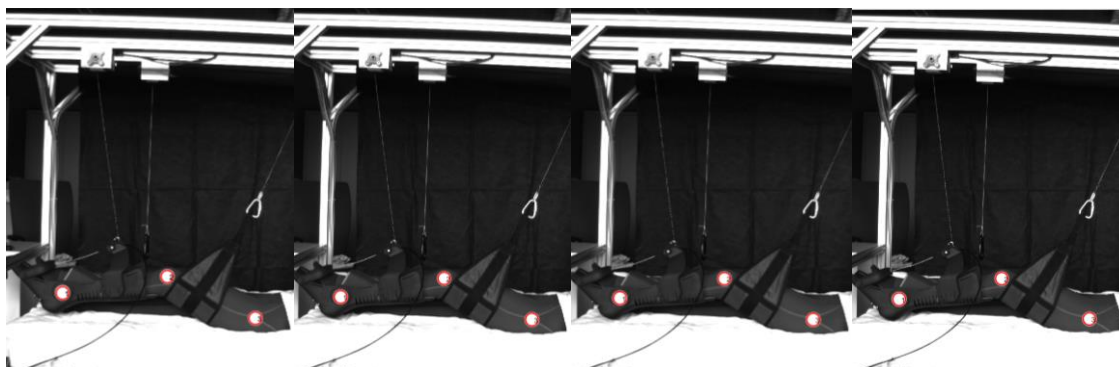
### 3.3.2 Zpracování dat z vizuální kontroly rehabilitačního přístroje

K detekci markerů v obraze byl použit též algoritmus jako při kinematické analýze chůze. Bylo pouze nutné upravit parametr senzitivity na nižší hodnotu, jinak docházelo k vyhodnocování dalších kruhových objektů, které představovaly šum na pozadí scény. Ke zpracování bylo vybráno 270 snímků jak pro rehabilitaci bez ortézy, tak s ortézou. Tomuto počtu odpovídají tři opakování naučeného pohybu. Výstupem bylo získání souřadnic středů jednotlivých markerů. Na Obr. 23 a) a b) je sekvence snímků s detekovanými markery pro obě formy rehabilitace. Obr. 24 je ukázkou nalezených

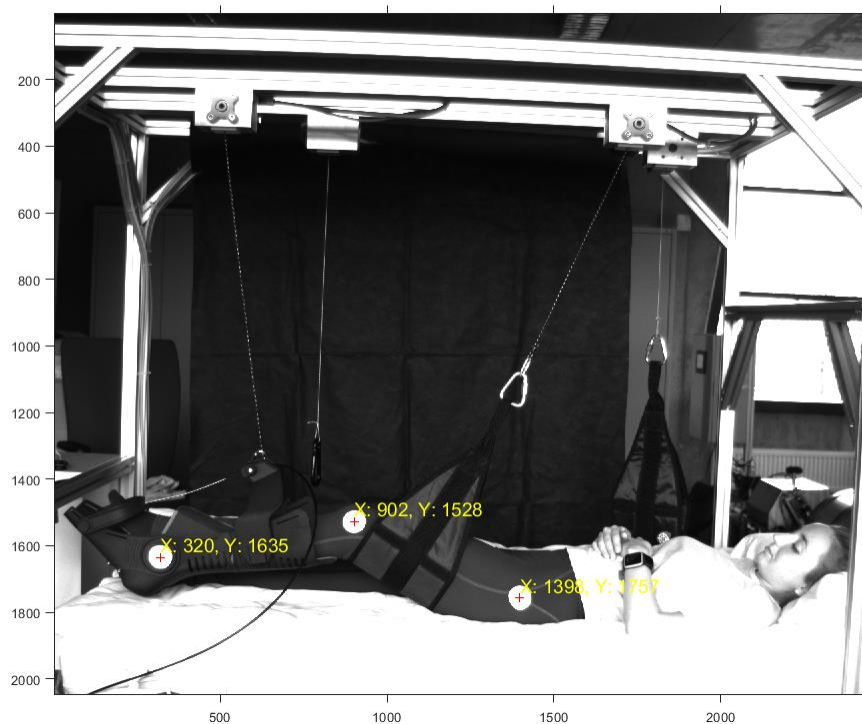
středů tří markerů s hodnotami  $xy$  souřadnic a na Obr. 25 jsou vyznačeny trajektorie markerů při jedné simulaci naučeného pohybu.



Obr. 23 a) Sekvence snímků s detekovanými markery (bez ortézy) (Zdroj: autor)

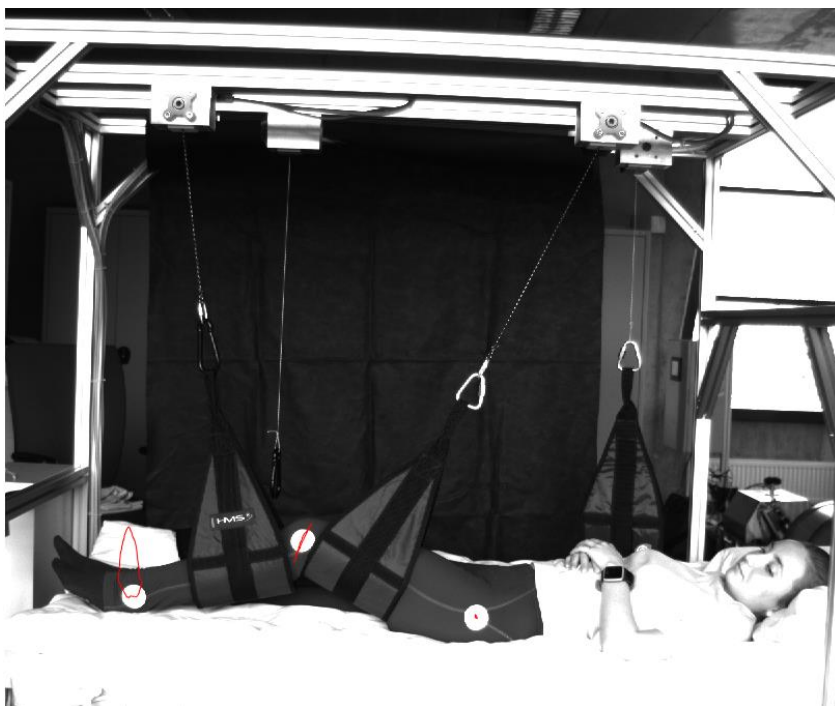


Obr. 23 b) Sekvence snímků s detekovanými markery (s ortézou) (Zdroj: autor)



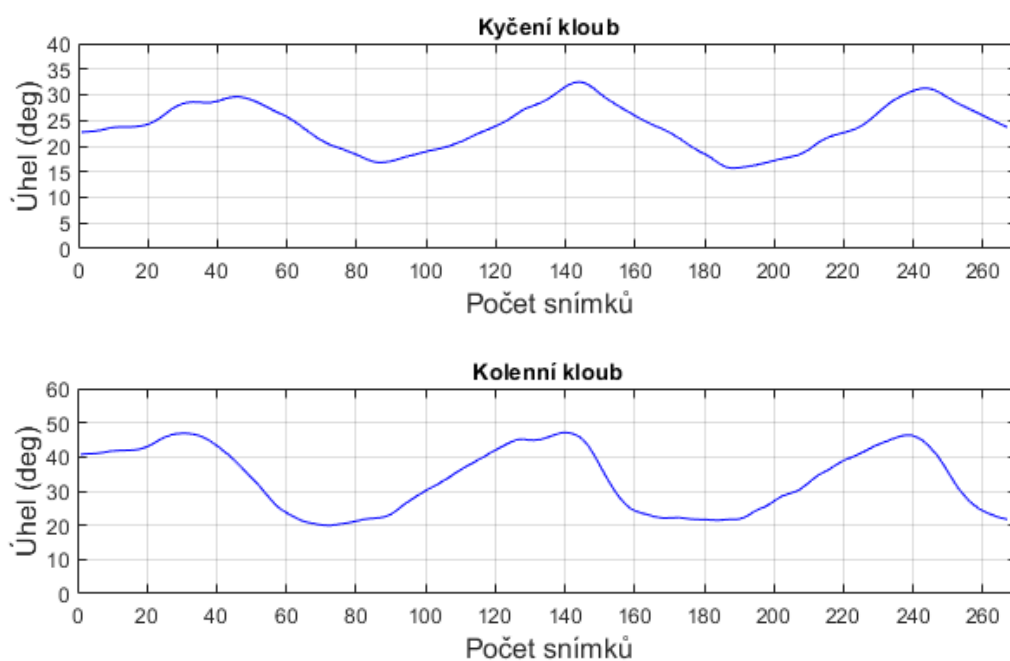
Obr. 24 Nalezené středy markerů v obraze (Zdroj: autor)





Obr. 25 Trajektorie markerů při jedné simulaci pohybu (Zdroj: autor)

Stejně jako u kinematické analýzy lze výsledky graficky znázornit průběhem úhlů v jednotlivých kloubech v závislosti na počtu snímků či čase (viz Graf 3). Ze získaných hodnot lze spočítat úhly pouze pro kyčelní a kolenní kloub. Pro hlezenní kloub by to bylo možné při použití aktivní kotníkové ortézy.



Graf 3 Průběh úhlů v jednotlivých kloubech v závislosti na počtu snímků při rehabilitaci dolní končetiny

### 3.4 Analýza výzkumných cílů a předpokladů

V první řadě bylo úkolem shrnout základní poznatky z anatomie dolní končetiny včetně jednotlivých svalových skupin a jejich funkce. Dále probrat fyziologii lidské chůze a možnosti provedení laboratorního vyšetření, především se zaměřením na kinematickou analýzu. Poté získat poznatky z oblasti rehabilitačních systémů pro pohybovou terapii dolních končetin. Tyto cíle, vztahující se k teoretické části práce, jsou považovány za splněné.

Hlavní náplní výzkumné části bylo získat data z kinematické analýzy chůze a navrhnout vizuální kontrolu dolní končetiny při rehabilitaci za použití kamerového systému. Nejprve byla provedena kinematická analýza, jejímž výsledkem bylo nalezení souřadnic středů markerů v obraze, díky kterým mohly být vypočteny úhly v jednotlivých kloubech. To umožnilo následné grafické zpracování a zobrazení hledaných křivek. Graf 1 znázorňuje průběh úhlů v jednotlivých kloubech v závislosti na počtu snímků při deseti krokových cyklech, Graf 2 poté průběh úhlů v závislosti na čase při jednom krokovém cyklu. Krom získaných středů a křivek, podala kinematická analýza důležitý závěr a to nalezení samotné metody detekce markerů v obraze pro návrh systému vizuální kontroly. Vizuální kontrola rehabilitace dolní končetiny byla provedena obdobným způsobem jako kinematická analýza chůze. Byla použita stejná kamera, markery i vyhodnocovací algoritmus. Výsledkem je opět sada souřadnic středů a jejich grafické zpracování odpovídající Grafu 3, zobrazující průběh úhlů v jednotlivých kloubech v závislosti na počtu snímků.

Výzkumné předpoklady jsou v korelaci s výzkumnými cíli. Cíle výzkumné části práce byly naplněny a s tím i odpovídající předpoklady, tedy: podařilo se nalézt křivky z kinematické analýzy chůze, byl navržen systém vizuální kontroly pro rehabilitační zařízení. Posledním cílem je zhodnotit využitelnost vizuální kontroly a možná omezení při její implementaci ve zdravotnictví. S ohledem na charakter dotazu, bude tato problematika probrána v kapitole 4 Diskuze.

## 4 Diskuze

V teoretické části byly shrnuty jak poznatky z anatomie dolní končetiny, tak z fyziologie lidské chůze a nakonec také z oblasti robotické rehabilitace dolních končetin. Zcela zásadní roli pro výzkumnou část měla kapitola 2.2.3 Laboratorní vyšetření chůze. Jsou v ní uvedené základní možnosti analýzy chůze, dále se zaměřením na kinematickou analýzu. Tato metoda je v praxi hojně využívána, avšak její realizace s sebou nese několik problematických aspektů. Dominuje především cena vyšetření, které musí být prováděno v laboratorních podmínkách. Dalším problémem může být nedostatečná fixace a nevhodné umístění markerů. Nabízí se však alternativní řešení. Inspirací pro tuto práci byl článek (Rocha et al., 2019), kde k provedení kinematické analýzy postačilo použití pouze jedné RGB či RGB-D kamery a markerů. Při nedostatečně velkých prostorech pro měření lze snímat chůzi také na chodícím pásu.

Přistoupilo se tedy k realizaci kinematické analýzy chůze za využití jedné plošné kamery a chodícího pásu. Snímání chůze bylo stanoveno pouze v sagitální rovině, čímž se zredukoval počet použitých markerů. Nejprve bylo ale nutností stanovit způsob, jak vůbec budou markery v obraze detekovány. Matlab nabízí řadu možností, ze které byla vybrána metoda detekce pomocí funkce *imfindcircles*. Tato metoda se vyznačuje jednoduchostí implementace a rychlostí zpracování, avšak při jejím použití se naskytlo několik problémů. V první řadě se jednalo o citlivost samotného algoritmu k šumu a požadavku neměnného prostředí scény při nechtěné detekci kruhových objektů zde se nacházejících. Další úskalí tvořil zkreslený kruhový tvar markeru, který byl buď vyhodnocen jako dvě překrývající se kružnice, nebo nebyl vůbec nalezen. V úvahu tedy připadá použít metodu robustnější, v tomto případě nejlépe template matching.

Výsledkem kinematické analýzy bylo získání křivek průběhů úhlů v jednotlivých kloubech. Při pouhém pohledu na Graf 2 a na grafy z odborné literatury (Bizovská et al., 2017) v příloze B, Obr. 3, lze konstatovat vysokou podobnost křivky pro kolenní kloub, méně pro hlezenní a nejhorší pro kloub kyčelní. Lepších výsledků by bylo možné dosáhnout použitím více markerů, které by umožnily přesněji vymezit hledaný úhel. Odlišné jsou také hodnoty úhlů. To je dáno způsobem výpočtu, kde byly vzaty vždy absolutní hodnoty. Nicméně rozsah, kromě křivky kyčelního kloubu, je stejný a jedná se pouze o jeho posunutí do kladných hodnot. S požadavkem na reliabilitu dat, lze

kinematickou analýzu považovat za úspěšnou a co více, bylo dokázáno, že jde provést tímto alternativním způsobem.

Návrh systému vizuální kontroly následoval kroky kinematické analýzy chůze. Původní plán naprogramovat rehabilitační přístroj s využitím dat z kinematické analýzy byl po domluvě s investorem pozměněn. Bylo aplikováno nové řešení, rehabilitační přístroj byl naučen pohybu, který dále opakoval, a vizuální kontrola mohla být poté odzkoušena. V praxi tento proces bude probíhat následujícím způsobem: fyzioterapeut nacvičí jeden cyklus pohybu dolní končetiny pacienta tím, že ji povede ve stanovené trajektorii. Přístroj si tento pohyb zapamatuje a bude ho dále opakovat. V tomto režimu pacient nemusí vynakládat žádné úsilí. V druhém režimu přístroj pacientovi v pohybu bude pouze dopomáhat (momentové řízení). Výsledek znázorňuje Graf 3. Lze si všimnout méně hladkého průběhu grafu, což je způsobeno nedokonalým pohybem, kterému byl rehabilitační přístroj naučen. Chybí ale porovnání s modifikovanými křivkami z kinematické analýzy chůze určených pro naprogramování zařízení. Graf 3 je tedy jen ukázkou a nenese výpovědní hodnotu o funkci rehabilitačního přístroje.

Ve shrnutí se podařilo zrealizovat systém vizuální kontroly pro rehabilitační zařízení, a to za využití plošné kamery pro strojové vidění a vhodného vyhodnocovacího algoritmu. V tento moment se lze navrátit k poslednímu cíli práce a zhodnotit využitelnost kontroly. Při implementaci navržené vizuální kontroly do praxe bude zásadní podmínkou dostatečné osvětlení snímané scény a relativně neměnné prostředí. Při použití vhodného algoritmu, jako například template matching namísto funkce *imfindcircles*, bude zajištěna větší robustnost celého systému. Dále bude nutná správná instalace kamery a zajištění dostatečně velkého prostoru pro zachycení oblasti zájmu snímané scény. Tedy závěrem je odpověď ano, systém vizuální kontroly bude dále využitelný v praxi, ale zatím se jedná pouze o pilotní šetření provedené v raném stádiu vývoje rehabilitačního zařízení. Další realizace bude muset probíhat v závislosti na směru vývoje rehabilitačního zařízení.

## 5 Návrh doporučení pro praxi

Navrhovaný systém vizuální kontroly má možný potenciál uplatnění v dalším vývoji rehabilitačního přístroje. Nicméně prozatímni vytvořený kontrolní systém je pouhou předlohou a důkazem o možnosti proveditelnosti. Pro další návrh je k detekci doporučeno použít metodu template matching, aby byl systém více robustní a umožnila se i jeho reprodukovatelnost. Zásadním požadavkem bude pravděpodobně také snímání a zpracování obrazu v reálném čase, s čímž souvisí volba vhodného softwaru. Matlab je spíše určen jen pro experimentální metody a simulaci. Dalším krokem může být integrace systému vizuální kontroly společně s kontrolérem, který by ovlivnil chod rehabilitačního přístroje na základě získaných dat z detekce, tedy referenční data by porovnal se získanými a provedl určenou akci.

## 6 Závěr

Hlavním cílem bakalářské práce byla realizace vizuální kontroly rehabilitace za pomoci kamerového systému. V teoretické části byly shrnuty poznatky z anatomie dolní končetiny včetně jednotlivých svalových skupin a jejich funkce. Dále byla provedena rešerše fyziologie lidské chůze a možnosti laboratorního vyšetření se zaměřením na kinematickou analýzu, kde byly načerpány zásadní vědomosti pro uskutečnění výzkumné části. Posledním tématem teorie bylo seznámení se s různými typy přístrojů pro robotickou rehabilitaci dolních končetin. Na závěr byla přidána krátká kapitola věnující se strojovému vidění a vizuálním kontrolám.

Výzkumná část se nejprve zabývá provedením kinematické analýzy chůze a s tím spjatou problematikou výběru metody detekce objektu v obraze. Výsledkem bylo získání sady hodnot  $xy$  souřadnic středů markerů, následně upravených pro grafické zobrazení. Získaná data měla původně sloužit k naprogramování chodu rehabilitačního přístroje. Tato varianta nebyla finálně realizována, nicméně bylo připraveno náhradní řešení. Vizuální kontrola rehabilitace dolní končetiny byla provedena se stejným vybavením a vyhodnocovacím algoritmem jako kinematická analýza chůze. Konkluzí je důkaz o možnosti realizace systému vizuální kontroly uvedeným způsobem. V našem případě se avšak jednalo pouze o pilotní šetření, které může být přínosné pro další vývoj rehabilitačního zařízení.

## Seznam použité literatury

ALAMDARI, Aliakar a Venka KROVI. 2016. Design and analysis of a cable-driven articulated rehabilitation system for gait training. *Journal of Mechanisms and Robotics*. **8**(5), 051018. DOI 10.1115/1.4032274.

ALHARTHI, A. S., S. U. YUNAS a K. B. OZANYAN. 2019. Deep learning for monitoring of human gait: a Review. *IEEE Sensors Journal*. **19**(21), 9575-9591. DOI 10.1109/JSEN.2019.2928777.

AUVINET, Edouard et al. 2015. Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect. *Gait & Posture*. **41**(2), 722-725. DOI 10.1016/j.gaitpost.2014.08.006.

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

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

ČIHÁK, Radomír. 2016. *Anatomie 3*. 3. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5636-3.

DÍAZ, I., J. J. GIL a E. SÁNCHEZ. 2011. Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges. *Journal of Robotics*. **2011**, 1-11. DOI 10.1155/2011/759764.

DONATH, Lars et al. 2016. Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: comparison to an instrumented treadmill. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. **13**, 6. DOI 10.1186/s12984-016-0115-z.

DUNGL, Pavel. 2014. *Ortopedie*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4357-8.

DYLEVSKÝ, Ivan. 2009a. *Funkční anatomie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3240-4.

DYLEVSKÝ, Ivan. 2009b. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.

DZAHIR, Mohd a Shin-ichiroh YAMAMOTO. 2014. Recent Trends in Lower-Limb Robotic Rehabilitation Orthosis: Control Scheme and Strategy for Pneumatic Muscle Actuated Gait Trainers. *Robotics*. **3**(2), 120-148. DOI 10.3390/robotics3020120.

- ESQUENAZI, Alberto a Mukul TALATY. 2019. Robotics for lower limb rehabilitation. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. **30**(2), 165-173. DOI 10.1016/j.pmr.2018.12.012.
- GROSS, J. M., J. FETTO a E. R. SUPNICK. 2005. *Výšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-720-8.
- HAVLE, Otto. 2008. Strojové vidění 1: principy a charakteristiky. *AUTOMA*. **14**(1), 42-45. ISSN 1210-9592.
- HOTAŘ, Vlastimil. 2017. *Introduction to machine vision. Part 1, Fundamental principles and hardware*. Liberec: Technická univerzita v Liberci. ISBN 978-80-7494-391-1.
- JUNG, Chanyul et al. 2018. Development of gait rehabilitation system capable of assisting pelvic movement of normal walking. *Acta Medica Okayama*. **72**(4), 407-417. DOI 10.18926/AMO/56180.
- KACHLÍK, David. 2018. *Anatomie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-4058-7.
- KOLÁŘ, Pavel. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KRAČMAR, B., M. CHRÁSTKOVÁ a R. BAČÁKOVÁ. 2016. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-3379-4.
- KUJAWIŃSKA, Agnieszka a Katarzyna VOGT. 2015. Human Factors in Visual Quality Control. *Management and Production Engineering Review*. **6**(2), 25-31. DOI 10.1515/mper-2015-0013.
- LEE, Huei-Huang. 2016. *Programming with MATLAB 2016*. Mission: SDC Publications. ISBN 978-1-63057-013-2.
- MATÚŠEK, Ondřej. 2019. *Pokročilé techniky snímání lesklých a obtížně detekovatelných materiálů*. Liberec. Disertační práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta strojní.



MATÚŠEK, Ondřej. 2020. *Interní podklady k projektu*. Liberec: Technická univerzita v Liberci.

NAVRÁTIL, Leoš, ed. 2019. *Fyzikální léčebné metody pro praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0478-9.

QIN, Tao et al. 2013. Design and optimization of a footpad-type walking rehabilitation robot. *ICME International Conference on Complex Medical Engineering*. **2013**, 290-295. DOI 10.1109/ICCME.2013.6548257.

ROCHA, Ana Patrícia et al. 2018. System for automatic gait analysis based on a single RGB-D camera. *PLOS ONE*. **13**(8), 1-24. DOI 10.1371/journal.pone.0201728.

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

SOUMAR, Libor. 2011. *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně. ISBN 978-80-7414-399-1. Dostupné také z: [http://pokrok.ujep.cz/elektronicka\\_knihovna/Kinematicka\\_analyza.pdf](http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf).

SZELISKI, Richard. 2010. *Computer Vision: Algorithms and Applications*. London: Springer. ISBN 978-1-84882-934-3.

ŠVESTKOVÁ, Olga et al. 2017. *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0084-2.

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

VAŘEKA, I., M. BEDNÁŘ a R. VAŘEKOVÁ. 2016. Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. **79**(2), 168-172. ISSN 1803-6597.

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

VÉLE, František. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

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

YU, CH., X. CHEN a J. XI. 2018. Determination of optimal measurement configurations for self-calibrating a robotic visual inspection system with multiple point constraints. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. **96**(9-12), 3365-3375. DOI 10.1007/s00170-018-1739-x.

ZOU, Yupeng et al. 2018. Force control of wire driving lower limb rehabilitation robot. *Technology and Health Care*. **26**(S1), 399-408. DOI 10.3233/THC-174714.

## **Seznam příloh**

Příloha A Pohyb těžiště těla při chůzi a fáze krokového cyklu

Příloha B Výstup kinematické analýzy

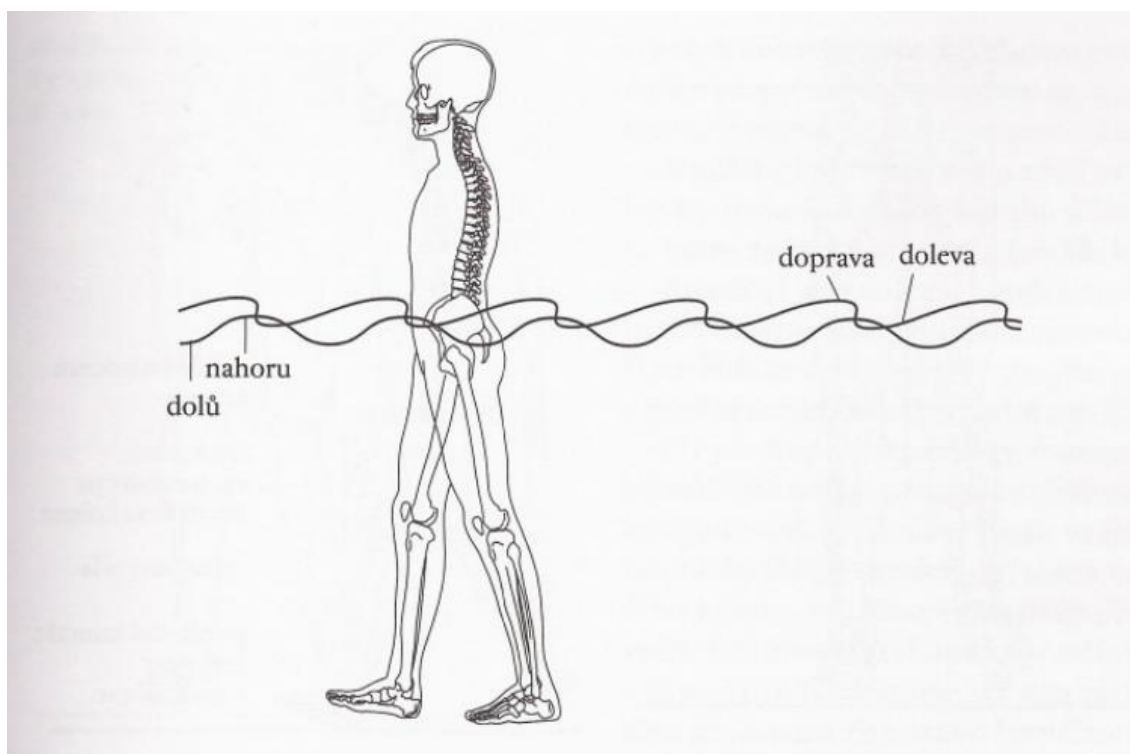
Příloha C Příklady robotických přístrojů pro rehabilitaci dolních končetin

Příloha D Zdrojový kód k detekci markerů pomocí template matching

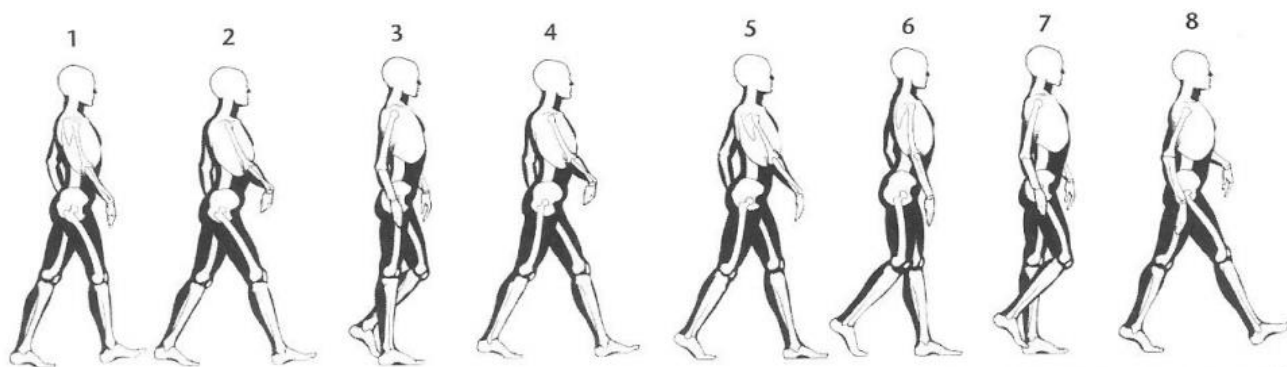
Příloha E Zdrojový kód k detekci markerů pomocí funkce `imfindcircles`

Příloha D Přiložené CD

## Příloha A Pohyb těžiště těla při chůzi a fáze krokového cyklu



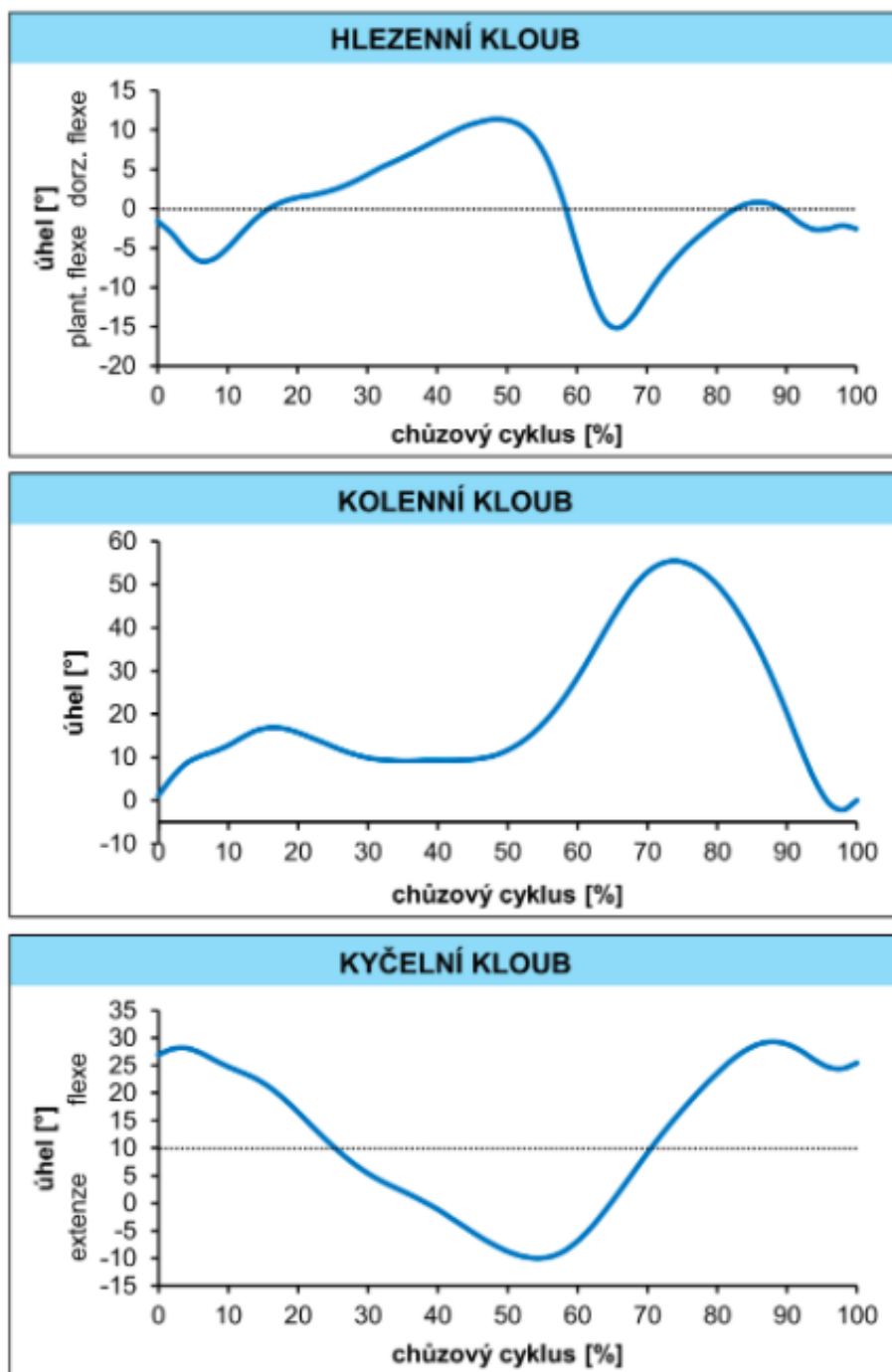
Obr. 1 Pohyb těžiště těla při chůzi (Gross, Fetto, Supnick, 2005)



**Obr. 1.1.1.-17.** Jednotlivé fáze chůze pravé dolní končetiny: 1 – počáteční kontakt pravé dolní končetiny, 2 – fáze zatížení, 3 – střed stojné fáze; 4 – terminální fáze stoje, 5 – předšvihová fáze, 6 – počáteční švihová fáze, 7 – střed švihové fáze, 8 – terminální fáze švihů

Obr. 2 Fáze krokového cyklu (Kolář, 2009)

## Příloha B Výstup kinematické analýzy



Obr. 3 Průběh úhlů v kloubech v sagitální rovině při krokovém cyklu (Bizovská et al., 2017)

## Příloha C Příklady robotických přístrojů pro rehabilitaci dolních končetin

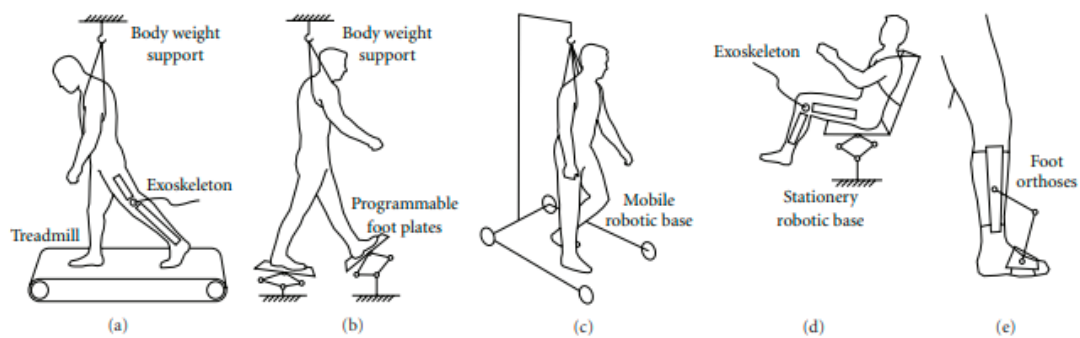


FIGURE 1: Robotic system types for lower-limb rehabilitation: (a) treadmill gait trainers, (b) foot-plate-based gait trainers, (c) overground gait trainers, (d) stationary gait and ankle trainers, and (e) active foot orthoses.

Obr. 4 Robotické přístroje pro rehabilitaci dolních končetin (Díaz, Gil, Sánchez, 2011)



Obr. 5 Lokomat (Díaz, Gil, Sánchez, 2011)



Obr. 6 MotionMaker (Díaz, Gil, Sánchez, 2011)

## Příloha D Zdrojový kód k detekci markerů pomocí template matching

```
%-----  
% Detekce markerů pomocí template matching  
% Upraveno dle:  
% https://www.mathworks.com/help/vision/ug/object-detection-in-a-cluttered-scene-using-point-feature-matching.html  
% vytvořeno: 10. 3. 2021, Jana Pospíchalová  
%-----  
  
clear all; close all; clc;  
  
Centroid = [];  
  
% for cyklus pro načítání jednotlivých snímků  
for k = 1 : 3  
    jpgFileName = strcat('image', num2str(k), '.jpg');  
    if isfile(jpgFileName)  
        sceneImage = imread(jpgFileName);  
    else  
        fprintf('File %s does not exist.\n', jpgFileName);  
    end  
  
    % načtení vzoru a převedení do odstínů šedi  
    markerImage = imread('crash3.jpg');  
    rgb_markerImage = rgb2gray(markerImage);  
  
    % převedení snímku scény do odstínů šedi  
    rgb_sceneImage = rgb2gray(sceneImage);  
  
    % hledání a spojení význačných bodů  
    markerPoints = detectSURFFeatures(rgb_markerImage, 'MetricThreshold',  
    15);  
    scenePoints = detectSURFFeatures(rgb_sceneImage, 'MetricThreshold',  
    25);  
  
    [markerFeatures, markerPoints] = extractFeatures(rgb_markerImage,  
    markerPoints);  
    [sceneFeatures, scenePoints] = extractFeatures(rgb_sceneImage,  
    scenePoints);  
  
    markerPairs = matchFeatures(markerFeatures, sceneFeatures);  
    matchedmarkerPoints = markerPoints(markerPairs(:, 1), :);  
    matchedscenePoints = scenePoints(markerPairs(:, 2), :);  
  
    % zobrazení hledaného objektu ve snímku  
    [tform, inliermarkerPoints, inlierscenePoints] =  
    estimateGeometricTransform(matchedmarkerPoints, matchedscenePoints,  
    'affine');  
  
    markerPolygon = [1, 1; size(rgb_markerImage, 2), 1;...  
        size(rgb_markerImage, 2), size(rgb_markerImage, 1);...  
        1, size(rgb_markerImage, 1);...  
        1, 1];  
  
    newmarkerPolygon = transformPointsForward(tform, markerPolygon);
```

```

%-----
%% detekce druhého markeru
markerImage1 = imread('crash4.jpg');
rgb_markerImage1 = rgb2gray(markerImage1);

markerPoints1 = detectSURFFeatures(rgb_markerImage1,
'MetricThreshold', 15);

[markerFeatures, markerPoints1] = extractFeatures(rgb_markerImage1,
markerPoints1);

markerPairs1 = matchFeatures(markerFeatures, sceneFeatures);
matchedmarkerPoints1 = markerPoints1(markerPairs1(:, 1), :);
matchedscenePoints = scenePoints(markerPairs1(:, 2), :);

[tform, inliermarker1Points, inlierscenePoints] =
estimateGeometricTransform(matchedmarkerPoints1, matchedscenePoints,
'affine');

marker1Polygon = [1, 1; size(rgb_markerImage1, 2), 1;...
    size(rgb_markerImage1, 2), size(rgb_markerImage1, 1);...
    1, size(rgb_markerImage1, 1);...
    1, 1];
newmarker1Polygon = transformPointsForward(tform, marker1Polygon);

%%
% určení polohy detekovaných objektů a uložení hodnot
xCentroid = (newmarkerPolygon(2) - newmarkerPolygon(1))/2 +
newmarkerPolygon(1);
yCentroid = (newmarkerPolygon(3, 2) - newmarkerPolygon(2, 2))/2 +
newmarkerPolygon(2, 2);

xCentroid1 = (newmarker1Polygon(2) - newmarker1Polygon(1))/2 +
newmarker1Polygon(1);
yCentroid1 = (newmarker1Polygon(3, 2) - newmarker1Polygon(2, 2))/2 +
newmarker1Polygon(2, 2);

Centroid{k,1} = [[xCentroid yCentroid],[xCentroid1 yCentroid1]];

figure;
imshow(sceneImage);
hold on;
line(newmarkerPolygon(:, 1), newmarkerPolygon(:, 2), 'Color', 'y');
line(newmarker1Polygon(:, 1), newmarker1Polygon(:, 2), 'Color', 'g');
% plot(xCentroid, yCentroid, 'c+', xCentroid1, yCentroid1, 'c+');
title('Detekované markery');

end

```



## Příloha E Zdrojový kód k detekci markerů pomocí funkce imfindcircles

```
%-----  
% detekce markerů pomocí funkce imfindcircles  
% postupně jsou načteny jednotlivé snímky a identifikovány středy  
markerů  
% algoritmus pro odstranění jedné ze dvou překrývajících se kružnic  
převzato z:  
% https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/42370-circles-overlap-remover  
% funkce snip() převzato z:  
% https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/41941-snip-m-snip-elements-out-of-vectors-matrices  
% více o implementaci funkce imfindcircles lze najít zde:  
% https://www.mathworks.com/help/images/detect-and-measure-circular-objects-in-an-image.html  
% vytvořeno: 17. 3. 2021, Jana Pospíchalová  
%-----  
  
clear all;  
close all;  
clc;  
  
% postupné ukládání jednotlivých souřadnic  
x_kycel = [];  
y_kycel = [];  
x_koleno = [];  
y_koleno = [];  
x_kotnik = [];  
y_kotnik = [];  
cas = [];  
  
% načítání sekvence snímků  
for k = 1 : 330  
    tiffFileName = sprintf('Basler_acA2440-  
75um_22607904_20210316_111414229_%04d.tiff', k);  
    if isfile(tiffFileName)  
        im = imread(tiffFileName);  
    else  
        fprintf('File %s does not exist.\n', tiffFileName);  
    end  
  
    % prahování  
    prah=imbinarize(im);  
    % imshow(prah);  
    % prah=(im > 70);  
  
    %d = imdistline; změření poloměru markeru  
  
    % intrval velikosti poloměrů  
    Rmin = 30;  
    Rmax = 50;  
  
    [poloha_stredu_kruznice0, polomer_kruhu0] = imfindcircles(prah,[Rmin  
Rmax],...  
        'ObjectPolarity','bright','Sensitivity',0.89, 'Method','phase');
```

```

% odstranění jedné kružnice při dvojí detekci kolenního markeru
l=length(poloha_stredu_kruznice0);
for i= 1: l
    tol=20;
    s=i+1;
    for j=s:l
        d_ij=sqrt((poloha_stredu_kruznice0(i,1)-
poloha_stredu_kruznice0(j,1)).^2+(poloha_stredu_kruznice0(i,2)-
poloha_stredu_kruznice0(j,2)).^2);
        myimage=polomer_kruhu0(i)+polomer_kruhu0(j)-tol;
        if d_ij < myimage && polomer_kruhu0(j)>0
            poloha_stredu_kruznice0(i,1)=0;
            poloha_stredu_kruznice0(i,2)=0;
            polomer_kruhu0(i)=0;
        end
    end
end

poloha_stredu_kruznice=snip(poloha_stredu_kruznice0,'0');
polomer_kruhu=snip(polomer_kruhu0,'0');

% řazení kružnic dle y souřadnic
[~, index] = sort(poloha_stredu_kruznice(:,2));
poloha_stredu_kruznice = poloha_stredu_kruznice(index, :);
polomer_kruhu = polomer_kruhu(index, :);

% souřadnice středů jednotlivých kružnic
cas{k,1}=k*(1/75)-(1/75); % 75 snímků za sekundu, 1 snímek 1/75s
x_kycel{k,1}= poloha_stredu_kruznice(1,1);
y_kycel{k,1}= poloha_stredu_kruznice(1,2);

x_koleno{k,1}= poloha_stredu_kruznice(2,1);
y_koleno{k,1}= poloha_stredu_kruznice(2,2);

x_kotnik{k,1} = poloha_stredu_kruznice(3,1);
y_kotnik{k,1} = poloha_stredu_kruznice(3,2);

% vykreslení markerů
%-----
% figure;
% imshow(im);
% hold on;
% plot(x_kycel,y_kycel, 'r.', x_koleno,y_koleno,'r.');
```

---

```

% vykreslení kružnic
% viscircles(poloha_stredu_kruznice, polomer_kruhu,'EdgeColor','r');

% číselné označení markerů
% for c = 1:length(polomer_kruhu)
%     text(poloha_stredu_kruznice(c,1), poloha_stredu_kruznice(c,2),
sprintf('%2u', c));
% end

end

```