

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE  
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ  
Katedra biomedicínské techniky



## **Využití silově poddajného manipulátoru pro robotickou rehabilitaci**

A force-compliant manipulator used in the robotic  
rehabilitation

# **Diplomová práce**

Autorka diplomové práce práce: Bc. Markéta Kmoníčková  
Vedoucí diplomové práce: prof. Ing. Václav Hlaváč, CSc.  
Český institut informatiky, robotiky a kybernetiky ČVUT

Studijní program: Přístroje a metody pro biomedicínu  
Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Kladno, květen 2018

## Z a d á n í   d i p l o m o v é   p r á c e

Student: **Bc. Markéta Kmoníčková**  
Studijní obor: Biomedicínský inženýr  
Téma: **Využití silově poddajného manipulátoru pro robotickou rehabilitaci.**  
Téma anglicky: Force-compliant manipulator used in robotic rehabilitation.

### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

Vytvořte funkční vzorek robotického rehabilitačního zařízení pro horní paži. Využijte silově poddajný manipulátor KUKA LBR iiwa 7 R800. Navrhněte koncový člen připojitelný k manipulátoru pro spojení s lidskou paží a nechte ho vyrobit. Po poradě s fyzioterapeutem navrhněte rehabilitační experiment, ten naprogramujte, realizujte, vzhodnoťte a zdokumentujte.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Christophe Duret, Ophélie Courtial, Anne-Gaëlle Grosmaire, Emilie Hutin, Use of a Robotic Device for the Rehabilitation of Severe Upper Limb Paresis in Subacute Stroke: Exploration of Patient/Robot Interactions and the Motor Recovery Process, 2015, <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/482389/>  
[2] Pedro Encarnacao, Albert Cook, Robotic Assistive Technologies: Principles and Practice., CRC Press, 2017, 398 s., ISBN ISBN-13: 978-1498745727

Vedoucí: prof. Ing. Václav Hlaváč, CSc.  
Konzultant: Ing. Jan Kauler, Ph.D.

Zadání platné do: 20.09.2019

.....  
vedoucí katedry / pracoviště

.....  
děkan

V Kladně dne 19.02.2018



## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem disertační práci s názvem **Využití silově poddajného manipulátoru pro robotickou rehabilitaci** vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne .....

.....

**Markéta Kmoníčková**

## Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu diplomové práce prof. Ing. Václavu Hlaváčovi, CSc. z CIIRC ČVUT a konzultantovi Ing. Janovi Kaulerovi, Ph.D. z FBMI ČVUT, kteří mě přivedli k tématu robotické rehabilitace. Děkuji za jejich odbornou pomoc, připomínky a čas, který mi věnovali při řešení a korektuře práce.

Děkuji odbornici na rehabilitaci Mgr. Monice Kimličkové z FBMI ČVUT. Pomohla mi specifikovat svalový test bicepsu, který jsem realizovala pomocí robotu. Děkuji i Mgr. Jakubovi Pětiokému, DiS. z Rehabilitačního ústavu v Kladrubech, který mi ukázal moderní aktivní a řízené stroje pro rehabilitaci a vysvětlil mi, jaké možnosti jsou na trhu. S řízením robotu KUKA iiwa ibr mi pomohli kolegové studenti a výzkumníci z CIIRC ČVUT, a to doktorand Ing. Vladimír Petřík, student pracující na bakalářské práci Valentýn Čihala, výzkumníci Ing. Vladimír Smutný, Ph.D., Ing. Pavel Krsek, Ph.D. a Ing. Libor Wagner.

Poděkování za velkou podporu, silnou motivaci a cenné rady během celého studia patří i mé rodině a příteli Štěpánovi Panningovi.

## **Abstrakt**

Diplomová práce je zaměřena na objektivizaci vyhodnocení svalového testu flexe v lokti za použití silově poddajného robotického manipulátoru KUKA LBR iiwa R800. Úloha vychází z konzultace s fyzioterapeuty a navazuje na současný stav poznání, podrobně rozebraný v teoretické části. Součástí praktické části diplomové práce je návrh robotické implementace svalového testu, zpracování naměřených dat, návrh a výroba madla (koncového členu robotického manipulátoru) a pilotního měření. Po naměření dat jsou data zpracována a je určen stupeň svalového testu pro horní končetinu s pohybovým omezením, konkrétně ve třetím, čtvrtém a pátém stupni. Pro praktickou realizaci a měření byla zvolena flexe v lokti při supinaci předloktí jako hlavní pohyb při vyšetřování svalového testu. Během pilotního měření byla změřena síla zdravého člověka při správném provedení pohybu a poté bylo nasimulováno několik chybných chování. Výsledkem diplomové práce je popis naměřených dat, vyhodnocení svalového testu a ověření správnosti robotické implementace.

## **Klíčová slova**

Robotická rehabilitace, funkční svalový test, kvantifikace flexe v lokti, KUKA LBR iiwa R800.

## **Abstract**

Master thesis is focused on the objectification of the forearm muscle test. This task is based on consultations with physiotherapists and on current studies' conclusions referred in the theoretical part. In the practical part, a robotic implementation of the particular muscle test for the 'KUKA LBR iiwa R800' force-compliant manipulator was designed, as well as the end-effector of robotic manipulator. Then, a pilot measurement was conducted, where the forearm supination with maintenance of elbow flexion was identified as the most important part of the muscle test. During the pilot testing, the robot was used to measure the strength of the healthy human arm during the elbow flexion in both correct and several incorrect positions. The data were processed in order to identify the level of the muscular test (levels 3, 4, and 5). In the conclusion of the master thesis, measured data, muscle test results, and robotic implementation correctness are evaluated.

## **Key words**

Robotic rehabilitation, functional muscle test, quantization of the elbow flexion, KUKA LBR iiwa R800.



# Obsah

<b>Seznam použitých symbolů a zkratek</b>	<b>8</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>9</b>
<b>Seznam obrázků</b>	<b>10</b>
<b>1. Úvod</b>	<b>12</b>
1.1. Motivace . . . . .	12
1.2. Cíl práce . . . . .	14
1.3. Struktura a přínosy práce . . . . .	14
<b>2. Zakotvení</b>	<b>16</b>
2.1. Přehled současného stavu . . . . .	16
2.2. Onemocnění . . . . .	19
2.3. Cévní mozková příhoda . . . . .	19
2.4. Kraniocerebrální trauma . . . . .	21
2.5. Motivace pacienta . . . . .	21
2.6. Svalový test . . . . .	22
2.7. Flexe v loketním kloubu při supinaci předloktí . . . . .	24
2.8. Klasifikace robotických zařízení . . . . .	25
2.9. Příklady robotických systémů . . . . .	26
2.9.1. Armeo . . . . .	27
2.9.2. Reo Go . . . . .	27
2.9.3. Robotické rameno KUKA LBR iiwa . . . . .	29
2.9.4. Dopředná a inverzní kinematika . . . . .	31
2.9.5. Dopředná kinematika . . . . .	31
2.9.6. Inverzní kinematika . . . . .	32
2.9.7. Jakobián a jeho výpočet . . . . .	32
<b>3. Metody</b>	<b>37</b>
3.1. Navržená metoda . . . . .	37
3.2. Implementace metody . . . . .	37
3.2.1. Model robotického ramene . . . . .	37
3.2.2. Návrh a konstrukce madla . . . . .	39
3.2.3. Trajektorie pohybu . . . . .	40

3.2.4. Průběh pilotního měření . . . . .	43
3.3. Zpracování naměřených dat . . . . .	45
3.3.1. Numerický výpočet Jakobiánu . . . . .	45
3.3.2. Výpočet celkové síly a odečtení odchylky . . . . .	49
3.3.3. Ořezání dat . . . . .	49
3.3.4. Stanovení mezí svalového testu . . . . .	51
3.3.5. Vyhodnocení svalového testu . . . . .	53
3.3.6. Vyhodnocení ze surových dat . . . . .	54
3.3.7. Vyhodnocení pomocí aproximace . . . . .	55
3.4. Experimenty . . . . .	57
<b>4. Výsledky</b>	<b>58</b>
4.1. Vyhodnocení ze surových dat . . . . .	58
4.2. Vyhodnocení pomocí aproximace . . . . .	59
4.3. Vliv různého působení . . . . .	60
4.3.1. Nepůsobení konstantní silou . . . . .	60
4.3.2. Špatný směr působení . . . . .	62
4.3.3. Loket v pohybu . . . . .	63
<b>5. Diskuse</b>	<b>66</b>
<b>6. Závěr</b>	<b>71</b>

## Seznam použitých symbolů a zkratk

CIIRC ČVUT .....	Český institut informatiky, robotiky a kybernetiky ČVUT
CMP .....	cévní mozková příhoda
DOF .....	stupeň volnosti
HK .....	horní končetina
IK .....	inverzní kinematika

## Seznam tabulek

3.1. Parametry kloubů LBR iiwa . . . . .	38
--	----



## Seznam obrázků

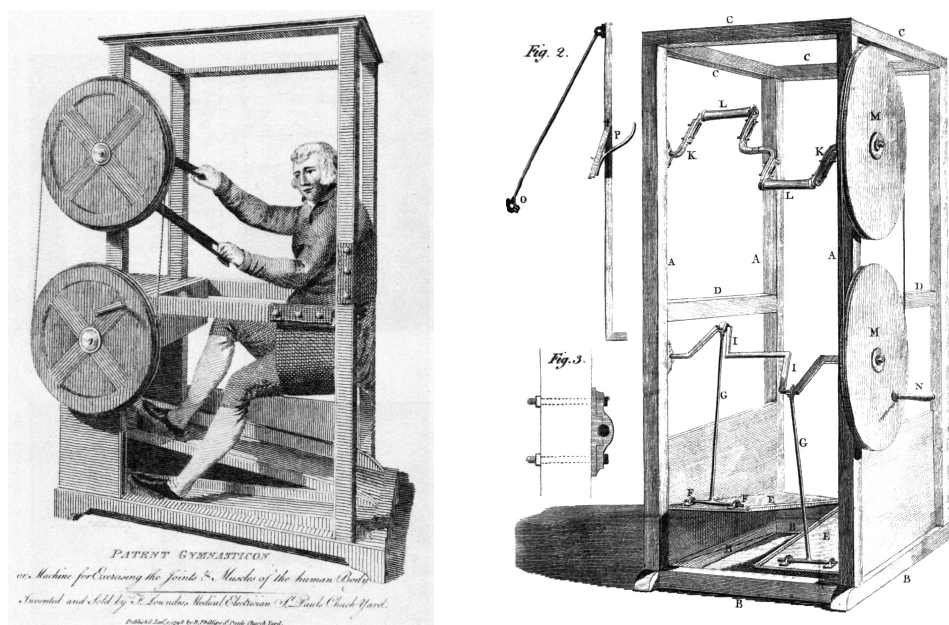
1.1. Jeden z prvních cvičících strojů Gymnasticon . . . . .	12
2.1. Svalový test flexe v loketním kloubu při supinaci . . . . .	24
2.2. Hlavní svaly účastníci se flexe v loketním kloubu . . . . .	25
2.3. Robotický systém Armeo®Power . . . . .	28
2.4. Robotický systém Reo Go . . . . .	28
2.5. Robotické rameno KUKA LBR iiwa R800 . . . . .	30
2.6. Pracovní plocha robotu KUKA LBR iiwa . . . . .	30
3.1. Kinematické schéma robotu KUKA LBR iiwa . . . . .	38
3.2. Dřevěná část madla pro svalový test bicepsu . . . . .	40
3.3. Gumová část madla . . . . .	40
3.4. Hotové madlo přišroubované na robotické rameno . . . . .	41
3.5. Převod polárních souřadnice do kartézských souřadnic . . . . .	41
3.6. Znázornění vypočítaných souřadnic při flexi v lokti . . . . .	42
3.7. Virtuální robot v programu RViz . . . . .	43
3.8. Pilotní měření . . . . .	44
3.9. Odečtení artefaktů od působících sil . . . . .	49
3.10. Vnější síly působící na koncový bod . . . . .	50
3.11. Výsledná naměřená síla a její ořezání. . . . .	50
3.12. Záznam síly z jednoho měření . . . . .	51
3.13. Záznam točivého momentu z jednoho měření . . . . .	51
3.14. Příklad škály pro vyhodnocení testu pro jednu konkrétní měřenou osobu	52
3.15. Zobrazení působící síly ze zdravé a testované horní končetiny . . . . .	54
3.16. Určení správného polynomu . . . . .	56
4.1. Příklad vyhodnocení svalového testu, 5. stupeň . . . . .	58
4.2. Příklad vyhodnocení svalového testu, 4. stupeň . . . . .	59
4.3. Příklad vyhodnocení svalového testu pomocí aproximace, 5. stupeň . .	60
4.4. Příklad vyhodnocení svalového testu pomocí aproximace, 4. stupeň . .	60
4.5. Zobrazení působících sil při nekonstantním působení . . . . .	61
4.6. Vyhodnocení působící síly při nekonstantním působení . . . . .	61
4.7. Vyhodnocení působící síly při nekonstantním působení pomocí aproximace	62
4.8. Síly v jednotlivých směrech při nevhodném směru působení . . . . .	62
4.9. Vyhodnocení pomocí surových dat . . . . .	63
4.10. Zobrazení sil při nestabilnímu lokti. . . . .	63
4.11. Zobrazení točivého momentu při nestabilnímu lokti . . . . .	64

4.12. Vyhodnocení ze surových dat při nestabilním lokti . . . . .	64
4.13. Vyhodnocení pomocí aproximace při nestabilním lokti . . . . .	65

# 1. Úvod

## 1.1. Motivace

Použití strojů pro tělesná cvičení má dlouhou historii. Pěkným raným příkladem je cvičební/rehabilitační stroj *Gymnasticon* [1], obrázek 1.1. Dnes se používají specializované rehabilitační stroje, o nichž podrobněji píše v kapitole 2. Stroje navádějí cvičícího nebo pacienta, usnadňují fyzickou práci fyzioterapeutovi a umožňují objektivně měřit výsledky cvičení. I malý objektivní pokrok dobře slouží k motivování cvičících nebo pacientů. Nejnovější stroje pro robotickou rehabilitaci si proto zaznamenávají celé cvičení. Z dat se poté vyhodnocuje pacientova úspěšnost. Pokud pacient chodí na cvičení pravidelně, mohou se jednotlivé záznamy mezi sebou porovnávat a lze objektivně sledovat pokrok.



Obrázek 1.1: Jeden z prvních cvičících strojů *Gymnasticon* z roku 1796, vynálezce Francis Lowndes. [1]

Robot, v průmyslovém prostředí nazývaný také manipulátor, je univerzální zařízení vytvářející pohyb svého koncového bodu se zadanou trajektorií a dynamikou. Univerzálnost spočívá v možnosti naprogramovat či případně zpětnými vazbami od senzorů řídit pohyb podle potřeby. Nynější rehabilitační stroje jsou specializované. Díky

malým výrobním sériím jsou také drahé. Roboty v delší perspektivě otevírají příležitost k vytvoření více univerzálních rehabilitačních strojů.

Cestu k robotické rehabilitaci otevřel vznik silově poddajných robotů původně vyvíjených s motivací spolupráce lidí a robotů v kosmu. Prvním širěji komerčně dostupným silově poddajným robotem byl robot vyvinutý německou kosmickou agenturou DLR (Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e.V.) a předaným do výroby firmě KUKA A.G. Dva takové roboty KUKA LBR iiwa R800 se sedmi stupni volnosti a nosností 7 kg jsou k dispozici v oddělení robotiky a strojového vnímání Českého institutu informatiky, robotiky a kybernetiky ČVUT (dále CIIRC ČVUT). Dnes je robot KUKA LBR iiwa velmi drahý (70 tis. Euro). Očekává se, že cena podobných robotů dramaticky klesne, protože se hojně začínají používat v průmyslu, kde umožňují přímou bezpečnou spolupráci dělníků s roboty.

Tato diplomová práce je prvním krokem na ČVUT, a nepříliš obvyklá i ve světovém měřítku, kde je silově poddajný robot použitý pro úlohu robotické rehabilitace. Hledali jsme jednoduchou aplikaci, která je z fyziologického hlediska relevantní a umožnila by nám spojit robotiku a rehabilitaci. Nápadem využít svalový test mi pomohla Mgr. Monika Kimličková z katedry zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT.

Svalový test je jednou z možností, jak ohodnotit pohybové možnosti pacienta. Svalový test obvykle v praxi dělá fyzioterapeut ručně na začátku každého sezení. Výsledkem subjektivního hodnocení fyzioterapeutem je zápis míry schopnosti pacienta udělat určitý pohyb. Tato schopnost se klasifikuje pěti stupni, které jsou popsány v kapitole 2.6, a zapisuje se do pacientovi karty. Problémem je, že na velkých klinikách pracuje hned několik fyzioterapeutů. Pokud svalový test opakovaně u stejného pacienta hodnotí nový fyzioterapeut, stává se, že hodnotí jinak nebo nepostřehne pacientovo zlepšení. Velký vliv např. může mít, zda je fyzioterapeutem muž nebo žena.

Důležitost rehabilitace stále roste. Jednak se i mladí lidé více zraňují při extrémních sportech a také roste množství starších lidí s pohybovými potížemi. Počet lidí potřebujících dočasnou rehabilitaci stále roste aniž by odpovídajícím způsobem rostlo množství fyzioterapeutů. Tato práce se snaží tomuto rozporu pomoci tím, že prakticky ověřuje možnost použít v rehabilitaci univerzální silově poddajný robot.



### 1.2. Cíl práce

Diplomová práce si klade tyto cíle:

1. Ukázat, že lze použít univerzální průmyslový silově poddajný manipulátor (robot) jako rehabilitační zařízení.
2. Udělat průzkum současných studií, které se zabývají podobnou problematikou, od kterých se bude odvíjet úloha řešená v této diplomové práci.
3. Najít jednoduchou a z fyzioterapeutického hlediska relevantní úlohu, a tu implementovat na dostupném silově poddajném robotu KUKA LBR iiwa R800 na pracovišti vedoucího práce v CIIRC ČVUT. Ověřit na této úloze prakticky možnosti silově poddajného robotu v rehabilitaci.
4. Navrhnout a vytvořit madlo (koncový člen) připojený k silově poddajnému manipulátoru a dovolující realizovat vybranou rehabilitační úlohu.
5. Navrhnout, implementovat, udělat příslušné fyzioterapeutické experimenty, vyhodnotit je a zdokumentovat.

### 1.3. Struktura a přínosy práce

Text diplomová práce jsem rozdělila na úvod (tato kapitola 1), teoretickou část (kapitola 2), metody (kapitola 3), výsledky (kapitola 4), diskusi (kapitola 5) a závěr (kapitola 6).

Teoretická část obsahuje jak popis fyzioterapeutické problematiky, tak i pro práci relevantní problematiku robotiky. Zabývám se i analýzou práce jiných zaměřených na fyzioterapii. Z těchto poznatků jsem vycházela při návrhu metody a další její praktické realizaci.

Metody popisují způsob měření, zpracování dat i výrobu madla dovolujícím pohodlnou spolupráci pacienta s robotem. Naměřená data jsou zpracovávána dvojitým způsobem, pomocí aproximace ale i přímo ze samotných dat. Výsledkem je pak vyhodnocení svalového testu, tj. určení, jakého stupně dosáhla měřená osoba.

Výsledky obsahují především příklady obou vyhodnocení. Dále zde zmiňuji, kdy došlo nebo mohlo dojít ke zkreslení měření a jaké jsou důsledky.

Diplomová práce má tyto přínosy:

1. Prakticky jsem potvrdila přirozenou hypotézu, že lze použít silově poddajné robotické rameno pro rehabilitaci. Nyní se silově poddajné roboty hojně začínají používat v průmyslu, protože dokáží překonat dosavadní bezpečnostní omezení. Lidé mohou nyní bezprostředně spolupracovat s takovými roboty. Očekávaným důsledkem je, že se cena silově poddajných robotů bude snižovat. To otevře cestu k použití silově poddajných robotů pro rehabilitaci.
2. Zdokumentovala jsem nabytou znalost při použití silově poddajného robotu, což umožní mým následníkům pokračovat tam, kde já skončím.
3. I když jsem pro fyziologicky relevantní úlohu po doporučení fyzioterapeutky použila jednoduchý svalový test flexe v lokti, je výsledkem objektivizace dosud běžného subjektivního testování. To otevřelo cestu k objektivnějšímu vyhodnocení, které jsem na základní úrovni ukázala.

## 2. Zakotvení do fyzioterapie a robotiky

Tato kapitola se nejdříve věnuje teoretickému popisu robotické rehabilitace, jejímu současnému využití a její důležitosti. Kapitola potom nastiňuje další očekávaný vývoj v robotické rehabilitaci. Nakonec kapitola zaměřuje na svalový test, praktickou úlohu. Zmiňuje se také popis vyhodnocování svalového testu v současné praxi.

### 2.1. Přehled současného stavu

V průmyslové robotice se zhruba od roku 2010 začínají prosazovat silově poddajné manipulátory. To znamená, že odměřují sílu a krouticí moment v každém kloubu. Očekává se, že kvůli opakovanosti cena těchto robotických manipulátorů podstatně poklesne.

Využití robotických systémů ve zdravotnictví neustále roste. Tomu nasvědčují i rostoucí počet studií, které se této problematice věnují. Výhodou je např. zaznamenání i malého pokroku při určitém pohybu nebo 100% fixace kloubu (např. ramenní kloub) zatímco se rozvíčuje kloub jiný (např. loketní kloub). Tyto roboty se využívají nejen k rozvíčování dolních a horních končetin. Lze také spatřit také robotické exoskelety (vnější kostry), které umožňují nebo podporují např. lokomoci. Slouží tedy nejen jako rehabilitační pomůcka, ale také jako opora těla. Výhodou exoskeletů je, že se dají snadno přenášet a není tedy omezení v použití pouze v dané místnosti v lékařském zařízení. Na druhou stranu jsou dražší a mnohdy je nutná i jejich úprava přímo na daného člověka. Z toho důvodu se využití exoskeletů nechává pro extrémní případy.

V této práci se však zaměříme na robotická zařízení používaná při rehabilitacích častěji, a to konkrétně pro rehabilitaci dolních a horních končetin. Při rehabilitaci dolních končetin je potřeba většinou danou osobu i nějak upevnit, aby končetina v kyčli byla volná. Není tedy možné, aby měřená osoba pouze seděla. [2]

Robotická ramena dokáží v současné době rehabilitovat ve třech módech. Robotické rameno [3]:

- vykonává aktivní pohyb a pacientova končetina je k němu pouze připoutána;
- Robotické rameno vytváří odpor v pohybu a pacient musí vynaložit větší sílu než při klasickém pohybu. Odpor přitom může být až nulový;

- pomáhá v pohybu, např. usnadňuje iniciaci pohybu.

Pokud robotické rameno vykonává aktivní pohyb, pak lze daný pohyb buď nastavit pomocí počítače, nebo jej fyzioterapeut naučí a v dalším cyklu již robot trajektorii pouze opakuje.

Naopak, pokud rameno pouze pohyb zaznamenává a navíc blokuje např. pohyb v lokti tak, aby pacient musel pohyb vykonat pouze ramenem, je často součástí rehabilitace také spuštěna počítačová hra (např. chytání kapek do hrnku). Pacient má tak větší motivaci k rehabilitaci. [4, 5]

Roboty, které se pro rehabilitaci využívají, mají různé konstrukce. Liší se např. počtem ramen nebo počtem stupňů volnosti. Právě rozdíl mezi použitím robotů s jedním nebo více rameny je v současnosti je jedním z řešených témat. V jedné ze studií vytvořili pohybový model dolní končetiny, přičemž končetinu rozdělili na tři segmenty (kost stehenní, holenní a chodidlo). Na takovém modelu zjistili, že použití dvou ramen pro uchycení na kosti holenní v blízkosti kotníku a těsně nad kolenem je nejen bezpečnější pro pacienta z hlediska reakčních sil v kyčli, ale také účinnější při rehabilitaci kolenního kloubu. [6] Problémem takového řešení je však synchronizace obou ramen tak, aby nepůsobily proti sobě a navzájem si nepřekážela. Proto se používá spíše manipulátor s jedním ramenem.

Další vývoj je směřován na kvantifikaci nemocí jako Rettův syndrom, cévní mozková příhoda (CMP) nebo snížené motorické funkce a následné jejich rehabilitaci [7]. CMP postihne ročně asi 40 000 lidí. V případě, že nedojde k úmrtí, dochází často k paréze horních končetin. Pro rehabilitace horních končetin je důvodem většinou právě CMP. V těchto případech je důležitá pravidelná a důkladná rehabilitace, kde má využití robotických ramen velký význam. [8]

Přínos robotických systémů při rehabilitacích je všeobecně známý. Přesto zatím zvýšení účinnosti v porovnání s konvenční rehabilitací nebylo přesvědčivě prokázáno [9]. V posledních letech se začaly objevovat studie, které poukazují na skutečnost, že rehabilitace loketního a ramenního kloubu je s použitím robotických systémů účinnější. Naopak u rehabilitace zápěstí a procvičování jemné motoriky je účinnost srovnatelná s konvenční rehabilitací. Ačkoli zde nebyla vyšší účinnost prokázána, tak se zmiňují určité výhody jako: přesné zaznamenání dat, zpozorování i menších pokroků (podloženo



statistickými výsledky a nejen subjektivním pocitem fyzioterapeuta), snížení fyzické námahy fyzioterapeuta, možnost změny intenzity terapie nebo nastavení různé rychlosti a rozsahu pohybu. [10, 11]

Mezi nevýhody používání robotických systémů patří především pořizovací cena, náklady na provoz, někdy i velká hmotnost a hlučnost (spíše u starších typů). Finanční hledisko silně ovlivňuje vývoj robotických rehabilitačních pomůcek, neboť čím více funkcí bude robotické rameno mít, tím cena poroste. Na druhou stranu, masovější nasazení, a tudíž hromadnější výroba, cenu sníží.

Navíc používání těchto robotů nenahradí většinou fyzioterapeuta, nýbrž slouží pouze k zefektivnění práce. Na první pohled se tedy zdá, že robotické rameno je pouze “bonus” navíc, a proto si je konzervativní rehabilitační centra mnohdy nepořizují.

Naopak jednou z hlavních výhod robotické rehabilitace je, že lze daný pohyb přesně opakovat, a tím se lze vyhnout nesprávnému rehabilitování. Zároveň se fyzická práce fyzioterapeuta značně ulehčí, a tak se bude moci více soustředit na zvolení optimální léčby. Stejně tak se lépe sleduje různá náročnost cvičení a pokrok např. kvantifikace toho nakolik pacient vykonává pohyb samostatně [12].

Dalším důvodem, proč je potřeba zaměřit svou pozornost na tuto oblast, je rostoucí počet lidí s tělesným postižením včetně ztrát některých funkcí v oblasti horních končetin. Příčinou bývá pracovní úraz, zranění při sportu, dopravních nehodách. Zde mnohdy dochází až k poškozením míchy a mrtvici. [13]

Robotická ramena mívají různé módy nastavení, ale někdy neumožňují jejich souhru. Například může chybět silová poddajnost, kdy se v kloubech robotu odměřuje síla a krouticí moment. Se silovou poddajností je např. možné, aby pacient nejdříve přitáhl robotické rameno k sobě a po překonání nastavené síly by naopak robot přitáhl pacientovu končetinu. Zde jde o kombinaci aktivního a pasivního pohybu včetně jejich koordinace. Této kombinace lze využít pro hodnocení silové dostatečnosti svalů pomocí svalového testu, který fyzioterapeuti používají k nastavení zátěže a typu cviku pro rehabilitaci, ať už konvenční nebo robotickou) [14]. Při ruční rehabilitaci jsou výsledky svalového testu značně subjektivní. Navíc se stává, že při rehabilitacích stejného pacienta u střídajících se fyzioterapeutů jsou vyhodnocené výsledky pacientova stavu

rozlišné. Využitím robotického ramene ke svalovému testu objektivizuje a sjednocuje výsledky.

Prozatím se pro hodnocení svalů testoval především dynamometr. Jeho nevýhodou je, že změří hodnotu působící síly v jedné pozici paže. Bylo však zjištěno, že mezi dominantní a nedominantní rukou byl zaznamenán přibližně 8% rozdíl [15]. Další studie za použití dynamometru zjistila průměrnou svalovou sílu u různých skupin lidí při různých pozicích končetiny. [16]

### 2.2. Onemocnění způsobující poškození horní končetiny

Nejčastějšími příčinami vyvolávajícími potřebu rehabilitace jsou cévní mozková příhoda a kraniocerebrální trauma, přičemž podle vážnosti nemoci nebo úrazu se pak liší rehabilitace. V této sekci jsou popsány nejběžnější poruchy spojené s následnou potřebnou rehabilitací.

### 2.3. Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP) je akutním onemocněním, při kterém dochází k nervovému poškození trvajícím 24 hodin a déle. Poškození mozku je způsobeno přerušáním krevního zásobení části mozku. Mozková perfuze se v klidu pohybuje kolem 50-60 ml/100 g. Pokud zásobení klesne pod 20 ml/100 g, začne se rozvíjet ischemie spojená s útlumem neuronů. Příčiny mohou být lokální (např. trombóza) nebo celkové (např. hypoxie z důvodu plicní poruchy). Jedná se o ischemickou CMP. Druhým typem je hemoragická CMP, kdy dojde ke krvácení do mozkového parenchymu. Nezákeřnější na této nemoci je, že vzniká náhle. [17]

Toto onemocnění má charakteristické příznaky, které mají motorickou i smyslovou podobu. Většina projevů je neurologického původu. Pokud člověk právě prodělal CMP, je zmatený, má povislý koutek a jazyk k jedné straně. K tomu se může objevit porucha řeči, nevidomost na jedno oko nebo omezená hybnost. Velmi častým příznakem CMP jsou parézy (ochrnutí, částečná ztráta hybnosti) nebo plegie (úplná ztráta hybnosti) vyskytující se pouze na jedné polovině těla. Velmi typickým projevem CMP na horní končetině je její pokrčení v lokti a ohnutím a stočením zápěstí směrem k tělu. Naopak

dolní končetina bývá v kolenu natažená. Pacient má také problém s koordinací pohybů. Velmi snadným neurologickým testem je uchopení rukou pacienta při čemž je má obě stisknout. U CMP je pak nápadný rozdíl v síle stisku. [18]

Součástí léčby farmakoterapií, která zahrnuje případné odstranění sraženiny, je i rehabilitace. Pro rehabilitační účely nás zajímá míra parézy, popř. plegie. Aby rehabilitace byla účinná, je potřeba s ní začít co možná nejdříve a intenzivně se jí věnovat. První výsledky bývají patrné po cca 4 měsících rehabilitace. Nepřítelem rehabilitace je častá deprese pacientů, neboť z důvodu nenadálé nastoupení nemoci dochází z naprosté nesamostatnosti k závislosti na okolí. Proto je důležitá motivace pacienta. V současné době rehabilitační systémy poskytují biofeedback systém (odezvu), kde pacient vidí pokroky v rehabilitaci. Tyto odezvy bývají právě v podobě počítačových her nebo jednoduchých grafických rozhraní, kde je patrná změna např. v působících silách na robotické rameno. [19]

Paréza nebo plegie je neurologickým poškozením, nikoliv poškozením pohybového aparátu. Z toho důvodu lze navrátit úplně nebo částečně pohyblivost končetiny obnovením nervových spojů. K obnovení dochází při neustálém opakování daných pohybů. V podstatě jde o to, že tělo dokáže např. stisknout ruku v pěst, ale neví, jaké úkony udělat, aby se tohoto výsledku dosáhlo. Velmi často se stává, že při snaze stisknout ruku v pěst dojde k neúplnému sevření. Tím, že fyzioterapeut neustále otevírá a zavírá pacientovu ruku, tělo si spojuje daný cíl s potřebnými úkony. V případě větších úkonů je to pro fyzioterapeuta velmi náročné a nedokáže takto pracovat celý den. Z toho důvodu se vyvíjejí robotické systémy, které alespoň nahradí fyzickou práci pacienta, v lepším případě i zvýší účinnost rehabilitace. Větší pokroky pak nastávají, když pacient alespoň částečně dokáže pohyb vykonávat sám, nervové spoje se obnovují rychleji. V této fázi rehabilitace se hodí silově poddajné robotické systémy, které dokáží reagovat na pohyb pacienta (např. zařízení Reo go, Armeo). [19]

Některým pacientům se zcela vrací původní hybnost, jiným pouze částečně. To je závislé na míře poškození mozku a vůli pacienta rehabilitovat. [19]

Rehabilitace horní končetiny se liší podle stádia nemoci [20]:

- *Akutní stádium.* Cílem je prevence vzniku dekubitů oběhových problémů, deformit. To je zajišťováno polohováním, použitím pneumatické dlahy nebo využití Vojtovy reflexní lokomoce.

- *Subakutní stádium.* Cílem je cvičení aktivní hybnosti, pevného úchopu, jemné motoriky, ohýbání zápěstí aj.
- *Chronické stádium.* Cílem je napravit nesprávné pohybové stereotypy, flexe v lokti a u těla.

### 2.4. Kranio cerebrální trauma

Kranio cerebrální trauma nastává v okamžiku, kdy dojde k úrazu hlavy a mozku. Nejčastějšími příčinami tohoto poranění bývá úraz při sportu, autonehodě nebo se jedná o pracovní úraz. Ročně je hospitalizováno zhruba 20 000 lidí z toho asi 3 000 se neobejde bez trvalých následků. Tyto úrazy lze dělit do několika skupin podle místa úrazu a vážnosti poškození. Stejně tak se rozdělují na zlomeniny lebky a poranění mozku, které bývá příčinou invalidity. [21]

Rehabilitace horní končetiny po kranio cerebrálním traumatu [21]:

- *Akutní stádium.* Cílem je prevence vzniku dekubitů, pasivní cvičení, polohování, antispastický vzorec nebo tlakové masírování ruky a zápěstí.
- *Subakutní stádium.* Cvičí se aktivní hybnosti, udržování kloubního rozsahu.

### 2.5. Motivace pacienta

Pohnutkou pro lidský mozek udělat nějakou akci je, snaha dosáhnout požadovaného cíle. V okamžiku splnění cíle se do těla se uvolní dopamin. Po vyplavení dopaminu do těla přijde pocit spokojenosti a radosti. Jakmile člověk dosáhne prvního cíle, má pak neustálou potřebu plnit další cíle, aby dosahoval neustálého uspokojování. Největším místem tvorby tohoto hormonu je substantia nigra, které mají výrazný vliv na řízení motorických funkcí. [22]

Právě z toho důvodu jsou při rehabilitacích jako zpětná odezva pro pacienta používané hry. Hra totiž také ukazuje úspěchy a zlepšení daného pacienta a nutí jej snažit se víc a víc. Jedná se v podstatě o formu pozitivní motivace.

Výhodou je, že je možné nastavit různou obtížnost rehabilitace, a tak přizpůsobit cvičební plán individuálně. Pacient je pak pomocí hry veden k určitým pohybům a ihned se dozvídá, jak úspěšný byl. Přesto je z hlediska motivace důležitá podpora ze strany rodiny a fyzioterapeuta, aby se motivace udržela po celou dobu rehabilitace, neboť se velmi často stává, že pacienti motivaci ztrácejí ve stádiu, kdy je postup ke zlepšení pomalejší. [22]

### 2.6. Svalový test

Svalový test je analytická metoda, při které se nevyšetřuje svalová síla hlavního svalu nebo skupiny svalů účastnících se daného pohybu, ale vyhodnocuje se míra proveditelnosti pohybu jako takového. To je z důvodu, že pohyb je výsledkem souhry několika svalů, přičemž každý se účastní jinou měrou.

Tento test je častým základním vyšetřením před samotnou rehabilitací. Je rozdělen do 6 stupňů, kdy 0 znamená téměř nulový pohyb a 5 vyjadřuje normální funkci svalů. Při jednotlivých měření musí pacient splnit [14]:

- *Stupeň 0* (nula). Sval nejeví známky stahu nejen viditelně, ale ani palpací.
- *Stupeň 1* (T – trace). Palpací je možné zaznamenat záškub svalu, což odpovídá zachování 10 % síly normálního svalu, ale nestačí k provedení pohybu.
- *Stupeň 2* (P – poor). Odpovídá přibližně 25 % síly normálního svalu. Sval daný pohyb vykoná, ale nedokáže překonat ani minimální odpor. Pro pohyby, kdy by pacient musel překonávat zemskou tíži, je nutné polohu pacientu upravit, aby se tato síla minimalizovala. Nelze však zaručit, že i po změně polohy a lehce tedy i trajektorie pohybu, nemísí být sval plně zatížen.
- *Stupeň 3* (F – fair). Odpovídá asi 50 % síly normálního svalu. Pacient pohyb vykoná dokonce i proti působení zemské tíhy. Fyzioterapeut už ale další odporové síly neklade.
- *Stupeň 4* (G – good). Popisuje zhruba 75 % síly normálního svalu. Pacient dokáže s lehkostí pohyb provést a překoná i středně velký odpor.

- *Stupeň 5* (N – normal). Vypovídá o normální 100% síle svalu. Překoná značný odpor v celém rozsahu pohybu. 100% síla svalu však neznamená, že se jedná naprosto zdravý sval, neboť tento test neříká nic o unavitelnosti svalu.

Protože zatím není běžně dostupný přístroj, který by toto měření prováděl, musí se fyzioterapeut spolehnout na vlastní zkušenosti a test provést sám. Měření je zatížené subjektivitou, a proto nejsou pevně stanovené hranice, ale místo toho je možné odchýlit se od hranice zhruba 5-10 %. V praxi to pak vypadá tak, že výsledkem měření je např. stupeň 4+, což znamená, že pacient zvládl stupeň 4 poměrně s lehkostí, ale na stupeň 5- to ještě nestačilo.

Z popisu je patrné, že neexistují pevně dané síly, které pacient musí překonat při testování jednotlivých stupňů. Pro správné měření by tedy být dodrženo pravidlo, že jeden pacient, podstupující rehabilitaci a i toto měření pravidelně, chodí ke stejnému fyzioterapeutovi. Bohužel pokud dochází na specializované kliniky, tato možnost není zajištěna, neboť počet pacientů, kteří potřebují pomoc fyzioterapeuta, stále roste, a tak i kliniky zaměstnávají více fyzioterapeutů, kteří se střídají.

Zásady pro správné provedení svalového testu [14]:

1. Testovat celý rozsah pohybu, neboť některé polohy jsou méně výhodné a tedy náročnější.
2. Pohyb provádět pomalu a kontinuálně. Vyloučit švih.
3. Pokud to lze, použít pevnou fixaci.
4. Při fixaci nijak nestlačovat šlachy ani břicho hlavního svalu.
5. Odpor, který klade fyzioterapeut proti pohybu pacienta, musí být po celou dobu pohybu konstantní a kolmý na směr pohybu.
6. Odpor, pokud možno, neklást přes dva klouby. Např. při flexi v lokti, nepůsobit na dlaň (účast loktu i zápěstí), ale na dolní část předloktí (účastní se jen loketní kloub).
7. Pohyb provést podle toho, jak je pacient zvyklý, popř. provést instruktáž, pokud by kvalitou pohyb neodpovídal.

### 2.7. Flexe v loketním kloubu při supinaci předloktí

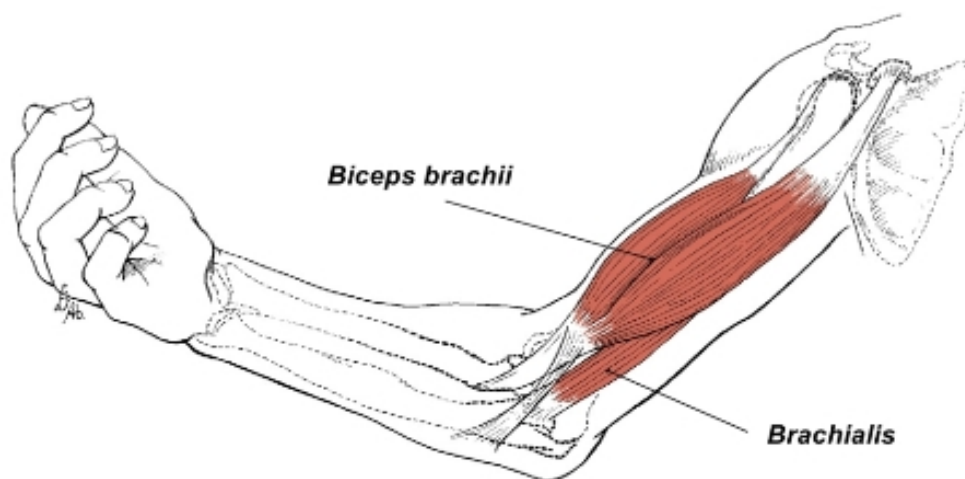


Obrázek 2.1: Svalový test flexe v loketním kloubu při supinaci. [23]

Flexi loketního kloubu vyšetřujeme vsedě a to v rozsahu  $150^\circ$ . Rozsah pohybu je samozřejmě pouze orientační. Pokud by pacient nedokázal provést pohyb pouze z důvodu působící gravitační síly, je možné vyšetřit pohyb v tzv. odlehčené poloze, vleže. Tento cvik, viz obrázek 2.1, patří mezi základní cviky při vyšetřování síly svalů. Účastní se ho m. biceps brachii, a to především při supinaci předloktí. Podle jeho vyšetření se určuje terapeutický postup. Další svaly, které se pohybu účastní je např. m. brachialis nebo m. brachioradialis 2.2. Ty jsou však dominantnější při jiných polohách předloktí.

Důležité je postavení paže. Při flexi, především klademe-li ještě odpor, má pacient tendenci zapojit i rameno a dochází k jeho extenzi. Loket je proto zezadu lehce fixován a pacient upozorněn, pokud pohyb neprovádí správně.

Malé oslabení m. biceps brachii není poznat, pokud se nebude provádět z úplné extenze (popř. hyperextenze). Tato poloha je totiž pro sval nejméně výhodná a pohyb je tedy v těchto místech těžší.



Obrázek 2.2: Hlavní svaly účastníci se flexe v loketním kloubu [24]

### 2.8. Klasifikace robotických zařízení

Robotický systém používaný k rehabilitaci musí splňovat obecné bezpečnostní podmínky z důvodu zajištění bezpečnosti nejen pacienta, ale i fyzioterapeuta. Mezi takové požadavky patří dodržování bezpečnostního řádu, pravidelná školení fyzioterapeutů, pravidelná kontrola systému, hygienická opatření nebo i protipožární zabezpečení.

Vývoj robotických zařízení pro rehabilitaci šel ruku v ruce s vývojem průmyslových robotů. Mezi první patří Case Manipulator se 4 stupni volnosti (DOF) vyvinutý 60. letech 20. století, Rancho Los Amigos Manipulator se 7 DOF a s 5 DOF robotická paže Heidelberg Manipulator s 5 DOF. [25]

Robotická zařízení používaná v robotice lze rozdělit do několika kategorií:

#### 1. *V závislosti na druhu terapie:*

- Robotické rameno vykonává aktivní pohyb. Pacientova končetina je k němu pouze připoutána.
- Robotické rameno vytváří odpor v pohybu. Pacient musí vynaložit větší sílu než při klasickém pohybu, popř. se pouze zaznamenává pohyb.
- Robotické rameno pomáhá v pohybu, např. usnadňuje iniciaci pohybu.



- Robotické rameno dokončí pohyb v případě, když to pacient již sám nedokáže.

### 2. *V závislosti na tom, jaká část HK je rehabilitována:*

- Uniterální nebo bilaterální terapie v ramenním kloubu
- Terapie pohybu v loketním kloubu
- Terapie ruky

### 3. *V závislosti na mechanické stavbě robotického zařízení:*

- Exoskeletohy
- End-efektorové manipulátory

Metoda asistovaného pohybu je v současnosti nejvíce podporovaná a rozvíjená. Hlavní výhodou této metody je protahování svalů a pojivové tkáně, což umožní zvětšit aktuální rozsah pohyb paže daného pacienta. Navíc neustálé opakování pohybu podporuje plasticitu mozku, obnovu a reorganizace nervových spojů, a tím pádem obnovu motorických drah.

## **2.9. Příklady používaných robotických systémů pro horních končetinu**

V současné vím o zhruba 150 robotických zařízeních, které jsou zaměřeny na rehabilitaci horní končetiny. Mezi ně jsou řazeny i taková zařízení, kdy není potřeba asistence fyzioterapeuta a jsou tedy určeny pro domácí využití. Stejně tak jsou systémy, které jsou určeny výhradně pro rehabilitaci alespoň částečně pohyblivé ruky nebo naopak absolutně nepohyblivé. Jsou i systémy, které jsou zaměřeny na konkrétní část horní končetiny jako např. pouze stisk ruky nebo pohyb prstů (např. Gloreha). Tato práce se však věnuje použití univerzálního silového manipulátoru pro rehabilitaci horní končetiny zaměřenou na hrubou motoriku, a proto zde budou podrobněji popsány pouze systémy s tímto zaměřením.

Nyní jsou nejpokročilejšími robotickými systémy silově poddajné systémy. Používají se pro rehabilitaci horní končetiny neurologických pacientů, pacientů po mozkových příhodách či s traumatickým neurologickým poškozením a mezi nejpoužívanější patří systém Armeo od firmy Hocoma a Reo Go od firmy Motorika.

### 2.9.1. Armeo

Hocoma vyrábí celkem tři typy robotických ramen pro rehabilitaci a jedním z nich je i Armeo®Power, viz obrázek 2.3. Tento systém je určen pro pacienty s těžkým motorickým deficitem horní končetiny, ať už jsou schopni minimálního nebo žádného pohybu. Přístroj je schopen aktivního i pasivního vedení paže, pomáhá s inicializací pohybu, ale i dokončí pohyb, pokud pacient toho není již schopen. Protože poskytuje také oporu pro HK tak odpadají účinky gravitace, je pacientovi umožněno více se soustředit na dané pohyby. Tento systém byl vyvinut s motivací pomoci pacientům především s CMP. Cvičení je doprovázeno několika hrami. Nevýhodou tohoto ramena je jeho mohutnost, aby bylo možné použití systému i na pacienty se silnější paží. Při pohybu směrem k tělu, je pohyb omezený, především kvůli části těsně pod loktem. Součástí je i několik her, které mají terapii usnadnit. Někteří pacienti však upozornili na přílišnou propracovanost herního prostředí a tedy snížení pozornosti a přesnosti při rehabilitaci. 3D grafika je podle některých více rozptylující než užitečná. Stejně tak hry, při kterých se něco bere do virtuální ruky, jsou pro mnohé pacienty nepříjemné, neboť se jim nelíbí simulace braní něčeho do rukou, když to ve skutečnosti nedokáží. [26]

### 2.9.2. Reo Go

Naproti tomu existuje robotický systém Reo Go od firmy Motorika, viz obrázek 2.4. I tento systém je určený pro pacienty s minimální či nulovou pohyblivostí horní končetiny. Funguje v několika módech [27]:

1. *Guided mode*. Pacientova paže je zcela pasivní a pohyb vykonává Reo Go.
2. *Initiated mode*. Pacientova HK je pasivní, ale inicializuje pohyb.



Obrázek 2.3: Robotický systém Armeo®Power. [26]



Obrázek 2.4: Robotický systém Reo Go. [27]

3. *Step Initiated mode*. Pacientova HK udává průběžné impulsy k pohybu, což vede ke krátkému pohybu Reo Go.

4. *Follow Assist mode.* Pacientova HK se pohybuje vlastní silou, ale když změní směr tak Reo Go paži usměrní.
5. *Free mode.* Pacientova ruka je zcela aktivní a Reo Go pouze pohyb zaznamenává.

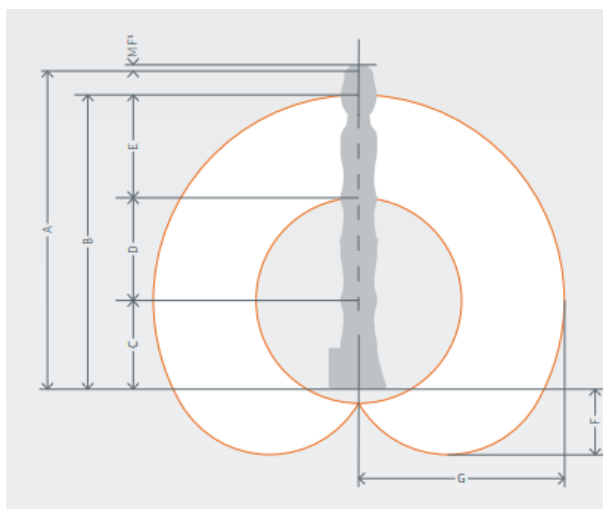
Výhodou přístroje Reo Go oproti Armeo®Power je jeho konstrukční jednoduchost a drobnost. Pohyb směrem k tělu není omezen konstrukcí robotického ramene, na druhou stranu jeho rozsah pohybů je menší. Obsahuje také jednodušší hru, při které má terapii pacient za cíl pohybovat paži tak, aby spojil body zobrazované na monitoru. Touto metodou se učí např. tah vpřed nebo silová cvičení. Tato hra je velmi jednoduchá oproti hrám na Armeo®Power a přitom dostačující. Další metodou terapie je hraní standardních her. Další výhodou, kterou ocení tentokrát fyzioterapeuti, je, že se případné opravy řeší na dálku, neboť se v tomto případě jedná o opravu pouze softwaru. Případně je fyzioterapeut veden, co má kde upravit, aby vše fungovalo, jak má. To umožňuje právě konstrukční jednoduchost a zkrátí to tak období nefunkčnosti systému i sníží cenu za opravu. [27]

### 2.9.3. Robotické rameno KUKA LBR iiwa

V CIIRC ČVUT je i pro potřeby této diplomové práce k dispozici je robotické rameno KUKA LBR iiwa R800, které má 7 stupňů volnosti a dosah 800 mm. Přičemž sedmý stupeň volnosti umožňuje otáčení celého ramene kolem osy, aniž by koncový bod změnil polohu. Rameno je silově poddajné a v každém kloubu měří sílu/krouticí moment. Díky tomu je podobná třída silově poddajných robotů vhodná pro spolupráci s lidmi, protože vyhovují bezpečnostním předpisům. Experimentálně bylo zjištěno, že tento robot dokáže zaznamenat i v prvním kloubu (nejblíže základny a nejvíce vzdáleném od koncového bodu) i pouhý dotek na koncovém bodě. Je tedy velmi citlivý. Přesné hodnoty však dává až cca od externí síly o velikosti 5 N. Výhodou těchto robotů je, že s nimi může obsluha pracovat v kontaktu, neboť pokud mají v cestě nečekanou překážku, zastaví se. Manipulace se spuštěným robotem je tedy o mnoho bezpečnější než u robotů bez této funkce. Kvůli této možné manipulaci je rameno oblé a nemá ostré hrany. Aby robot bylo možné používat pro práci s lidmi musí být nastaveno do příslušného módu. Pracovní prostor, v němž je robot schopen se pohybovat je zobrazen na obrázku 2.6, kde  $A = 1\,266$  mm,  $B = 1\,140$  mm,  $C = 340$  mm,  $D = 400$  mm,  $E = 40$  mm,  $F = 260$  mm,  $G = 800$  mm. [28]



Obrázek 2.5: Robotické rameno KUKA LBR iiwa R800. Zdroj: M. Kmoníčková



Obrázek 2.6: Pracovní plocha robotu KUKA LBR iiwa. [28]

Na obrázku 2.5 je vidět, jak toto robotické rameno vypadá (bez koncového bodu). Klouby jsou číslovány směrem od podstavce ke koncovému bodu a mají různý rozsah pohybu, točivý moment i maximální rychlost. Poslední kloub má největší rozsah a otáčí pouze koncovým bodem.

Biomechanická zpětná odezva je většinou založena na akcelerometrech, gyroskopech a tenzometrech. Nejdříve se tyto získané informace využívaly u přístrojů hodnotící rovnováhu, stabilitu a chůzi. Nyní se začínají využívat i při rehabilitacích horních končetin pro posouzení síly stisku nebo správnosti provedení pohybu. Co všechno je však možné z působících sil vyčíst, je současným cílem studií.

### 2.9.4. Dopředná a inverzní kinematika

Kinematika se zabývá klasifikací a popisem různých druhů pohybu, aniž by sledovala příčiny pohybu. Výsledkem je jen geometrie pohybu. Dynamika sleduje pohyb z hlediska působících vnějších sil. Výsledkem dynamické analýzy je geometrie pohybu doplněná o rychlosti, zrychlení a výjimečně i vyšší derivace polohy. [29]

Pro řízení robotického ramene lze použít dvě metody řízení opírající se buď o dopřednou a nebo o inverzní kinematiku. Budeme nadále uvažovat robotická ramena odpovídající otevřenému kinematickému řetězci, tj. jednodušší případ. Budeme uvažovat 3D Euklidovský prostor. Poloha a orientace pevného tělesa v tomto 3D Euklidovském prostoru je dána např. třemi souřadnicemi koncového bodu a třemi úhly určujícími orientaci. Pevné těleso má tedy šest stupňů volnosti. [29]

### 2.9.5. Dopředná kinematika

Dopředná kinematika stanoví polohu a orientaci koncového bodu ze známých hodnot parametrů v jednotlivých kloubech, obvykle rotačních a posuvných. Transformace v jednom kloubu, nebo jinak řečeno v kinematické dvojici, se popíše po zavedení homogenních souřadnic transformační maticí rozměru  $4 \times 4$ . Parametry transformační matice jsou dány rozměry robotu. Díky rotacím jsou některé prvky goniometrickými funkcemi. Transformační matice slouží k přepočtu souřadnic ze soustavy vztažené k předchozí dvojici na souřadnou soustavu bezprostředně za kloubem. Když chceme vyjádřit, jak několik kloubů robotu změní souřadnice, vynásobíme ve správném pořadí příslušné transformační matice. Dosazujeme při tom nejvýše do algebraických goniometrických rovnic. Výpočet je přímočarý a výsledek jednoznačný. Řešení úloh dopředné kinematiky pro otevřené kinematické řetězce je snadné. Dosadí se do vzorce a vypočte se výsledek. [29]

### 2.9.6. Inverzní kinematika

Cílem inverzní kinematiky (IK, inverzní kinematická úloha) je najít parametry nastavení každé kinematické dvojice (translaci, rotaci), které zajistí, že koncový bod bude v zadané poloze a orientaci. Řešení úloh inverzní kinematiky je obecně podstatně složitější než u úloh přímé kinematiky. Příčinou je jednak nejednoznačnost řešení. V některých případech řešení neexistuje vůbec (např. robotické rameno do požadované polohy nedosáhne). Navíc v obecnosti není k dispozici explicitní vzorec, který by úlohu řešil. Když je počet stupňů volnosti větší než čtyři, potom se výsledek hledá numerickým řešením goniometrických rovnic [29].

Složitost inverzní kinematické úlohy se snižuje vhodnou konstrukcí robotu. Např. u robotického ramene se šesti stupni volnosti se využijí tři stupně volnosti k reprezentativnímu bodu chapadla a další tři stupně volnosti jsou v chapadle.

Způsoby výpočtů IK lze rozdělit do dvou skupin:

- *Analytická inverzní kinematika* je pro jednoduché úlohy a řeší úlohu analyticky pomocí interpolace pozičních vektorů. Jsou velice přesné, ale těžko použitelné u kloubové struktury nebo pokud klouby mají omezen pohyb.
- *Numerická (iterativní) inverzní kinematika* je pro složitější struktury (např. pohyb ruky) a vyjadřuje jednotlivé vztahy pro úhly v kloubech mezi počátečním a koncovým bodem nelineárními goniometrickými rovnicemi. Z numerických metod se používá např. Newtonova iterační metoda.

Zjednodušující možností je linearizace geometrických rovnic, tj. náhrada v pracovním bodě tečnou (derivací). Linearizace mezi jednotlivými parametry se vyjadřuje pomocí Jakobiánu, tj. maticí prvních parciálních derivací mezi jednotlivými nezávislými parametry. Výhodou tohoto přibližného řešení je větší rychlost. Nevýhodou je přibližnost řešení a nutnost invertovat Jakobián.

### 2.9.7. Jakobián a jeho výpočet

Jakobián je matice, která převádí změnu orientace a polohy koncového bodu systému na změnu zobecněných souřadnic v jednotlivých kinematických dvojicích otevřeného

kinematického řetězce (v kloubech) a naopak. To nám říká následující vzorec [30]:

$$\dot{X} = J(\theta) \dot{\theta}, \quad (1)$$

kde  $\dot{X}$  je rychlost koncového bodu,  $J$  je Jakobián a  $\dot{\theta}$  je úhlová rychlost jednotlivých kloubů.

Ze vzorce 1 tedy vychází, že nám Jakobián dává vztah mezi lineárními a úhlovými rychlostmi jednotlivých článků hierarchie. Je konstruován po sloupcích, přičemž každý sloupec odpovídá jednomu úhlu (kloubu). Pro jeho použití je potřeba všechny objekty soustavy počítat k jednomu souřadnému bodu. Rozměr Jakobiánu je  $m \times n$ , kde  $m$  je 6 (první 3 řádky pro translační část a druhé 3 řádky pro rotační část) a  $n$  je počet kloubů robotu. Pro jednoduché struktury lze Jakobián spočítat analyticky pomocí derivací. Pro složitější struktury je tento výpočet komplikovaný a je zapotřebí tento výpočet provést jinak a postačí tomu pouze transformační matice.

Jakobián vychází z transformační matice (matice rozměru  $4 \times 4$ ) složené ze směrové matice a polohového vektoru. Směrová matice je dána typem pohybu a je různá pro rotační a translační pohyb, ale také pro jednotlivé souřadnice  $x$ ,  $y$ ,  $z$ . Obecně má transformační matice tuto podobu:

$$T = \begin{pmatrix} R_1 & R_2 & R_3 & x \\ R_4 & R_5 & R_6 & y \\ R_7 & R_8 & R_9 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (2)$$

kde prvky  $R_1$  až  $R_9$  představují rotační matici rozměru  $3 \times 3$ , která popisuje rotační pohyb kolem jedné z os  $x$ ,  $y$  a  $z$  a představuje translační pohyb podél dané osy.

Pro robotické rameno KUKA LBR iiwa používané v této diplomové práci jsou transformační matice vypsány v kapitole metody.

V dalším kroku je určena poloha koncového bodu vůči počátku souřadné soustavy, obvykle rámu robotu  $\bar{r}_k^M$ :

$$\bar{r}_{M0} = T_{70} \cdot r_{7M}, \quad (3)$$



kde  $M$  je koncový bod,  $T_{70}$  je transformační matice celého systému a  $r_{7M}$  je vzdálenost 7. kloubu od koncového bodu.

Následuje výpočet rychlostí pohybů v kloubech, které se počítají podle [31]:

$$V_{k(k-1)_k} = D \cdot \omega_{k(k-1)}, \quad (4)$$

kde  $V_{k(k-1)_k}$  je rychlost pohybu v daném kloubu,  $k$  jsou pořadová čísla jednotlivých kloubů v otevřeném kinematickém řetězci,  $D$  je diferenciální operátor pohybu a  $\omega_{k(k-1)}$  je úhlová rychlost v daném kloubu. Pro  $V_{7(6)_7}$  vypadá výpočet takto:

$$V_{767} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \cdot \omega_{76}. \quad (5)$$

Je však zapotřebí tyto rychlosti přepočítat vzhledem k poslednímu kloubu, k čemuž potřebujeme inverzní transformační matici. Rychlost bodu 7 je již spočítána, neboť mezi koncovým bodem a bodem 7 není žádný kloub, velikost rychlosti se bude lišit v ostatních kloubech právě o ty klouby předchozí. Pro  $V_{657}$  bude přepočet vypadat následovně:

$$V_{657} = T_{76}^{-1} \cdot V_{656} \cdot T_{76}. \quad (6)$$

Stejným způsobem se pak spočítají i rychlosti v ostatních kloubech a jejich součtem získáme výslednou matici rychlosti soustavy vzhledem k poslednímu kloubu. Pro výpočet matice rychlostí soustavy vzhledem k rámu se využívá transformační matice a její inverze a slouží pro získání translační části jakobiánu:

$$V_{700} = T_{76}^{-1} \cdot T_{65}^{-1} \cdot T_{54}^{-1} \cdot T_{43}^{-1} \cdot T_{32}^{-1} \cdot T_{21}^{-1} \cdot T_{10}^{-1} \cdot V_{707} \cdot T_{10} \cdot T_{21} \cdot T_{32} \cdot T_{43} \cdot T_{54} \cdot T_{65} \cdot T_{76}. \quad (7)$$

Z rychlosti koncového bodu  $V_{M00}$  získáme rotační část Jakobiánu a z rychlosti bodu  $M$  vůči rámu lze získat translační část Jakobiánu. Rychlost koncového bodu vzhledem k rámu lze vypočítat podle vzorce:

$$V_{M0} = T_{70} \cdot V_{767} \cdot \bar{r}_7^M, \quad (8)$$

kde  $\bar{r}_7^M$  je vzdálenost koncového bodu od posledního 7. kloubu,  $T_{70}$  je celková transformační matice soustavy a  $V_{70}$  je rychlost celková rychlost soustavy vzhledem k bodu 7. Vektor  $j$  pak vypadá takto:

$$j = \begin{pmatrix} V_{M0}(1, 1) \\ V_{M0}(2, 1) \\ V_{M0}(3, 1) \\ V_{70}(1, 1) \\ V_{70}(2, 1) \\ V_{70}(3, 1) \end{pmatrix} \cdot \omega_{76}, \quad (9)$$

kde  $V_{M0}$  je rychlost koncového bodu,  $V_{70}$  je matice matice rychlostí soustavy a  $\omega_{76}$  je úhlová rychlost v posledním kloubu.

Jakobián získáme pokud derivujeme vektor  $j$  podle zobecněných rychlostí jednotlivých kinematických dvojic systému.

Při těchto úlohách je většinou známa poloha koncového bodu a cílem je zjistit, jak se mají jednotlivé klouby pohnout. K tomu se využívá právě inverzní matice Jakobiánu, což lze pouze za splnění podmínky a to, že matice musí být čtvercová a nesmí být singulární. Obdélníková matice by vznikla u systému, který by měl více, jak 6 stupňů volnosti, neboť by matice měla více sloupců než řádků. Tato situace nastává i této úloze. Druhou možností je, že se robot dostane do polohy, kde matice bude singulární, v této úloze např. právě když je narovnáán jako na obrázku 3.1. V této poloze stejně tak nedetekuje vnější sílu, pokud by vnější síla působila směrem vzhůru v ose  $y$ . Robotické rameno se totiž do takové polohy už posunout nemůže (nemá k tomu k dispozici správný kloub) a protože měří rotační moment v kloubech, nemůže tuto sílu ani zaznamenat. Pokud by přece jen byla potřebná vzpřímená poloha pro tuto úlohu, musel by se robot ovládat přes úhly v jednotlivých kloubech. Ve vzpřímené poloze je však robot vysoký a pro účely rehabilitace ani svalového testu tato poloha nebude potřeba.

Počet stupňů volnosti je řešen dvojným způsobem:

1. Je pevně stanovena rotace a translace v kloubech, které jsou navíc. Výhodou je, že bude možné použít inverzní matici, ale je potřeba určit rotaci nadbytečných kloubů.

2. Místo inverzní matice je použita pseudoinverzní matice (neboli zobecněná inverze). Možností výpočtu pseudoinverzní matice je více a nevýhodou této metody je, že ne vždy poskytne stejný výsledek jako by poskytla standardní inverzní matice. Na druhou stranu není potřeba pevně stanovovat změny určitých úhlů.

Pseudoinverze byla využita i při této úloze, a to pro přepočítání externích momentů naměřených v každém kloubu na síly v osách  $x$ ,  $y$  a  $z$  a také pro přepočítání polohy koncového bodu na polohu jednotlivých kloubů.

Jakobián byl v této úloze tedy využit, jak pro získání poloh jednotlivých kloubů tak pro přepočítání naměřených momentů na kartézské vnější síly.

## 3. Metody

### 3.1. Navržená metoda

V současné době neznám zařízení dostupné na trhu, které by v praxi vyhodnocovalo svalový test. Tato práce zůstává na fyzioterapeutech. I proto jsem pro naši implementaci vybrala svalový test flexe v lokti jako příklad praktické a z hlediska robotického použití poměrně jednoduché úlohy, kterou do oblasti rehabilitace s univerzálním silově poddajným robotem vstupují.

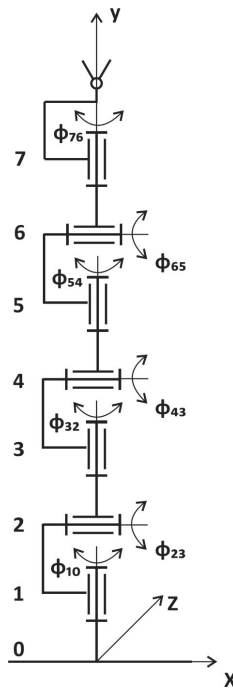
Navrženou a implementovanou metodou je hodnocen pouze stupeň 3 až 5 svalového testu. Stupeň 0 až 1 je určen pro klasifikaci záškubů, když pacient pohyb vůbec nedokáže vykonat. Při stupni 2 se volí takové základní postavení, aby pacient nevykonával pohyb proti gravitaci. V takovém případě se do záznamu připiše, že poloha byla změněna a pohyb usnadněn. Tyto stupně jsou snadno rozpoznatelné a není zapotřebí robotického ramene. Podrobněji jsem svalový test představila v sekci 2.6.

Svalový test definuje sílu svalu v procentuálních hodnotách. Využít průměrnou hodnotu síly jako referenční v závislosti např. na věkové kategorii by sice bylo možné, ale mohlo by to do měření zanášet silné nepřesnosti. Proto se provede měření nejdříve na zdravé horní končetině. Tato hodnota je přesnější, než kdyby se použila průměrná hodnota. Navíc získáme naměřené hodnoty z celého průběhu měření a je možné tyto průběhy porovnat. Tato kapitola popisuje postupy výpočtů, měření a zpracování krok za krokem a popis experimentů, které byly realizovány.

### 3.2. Implementace metody

#### 3.2.1. Model robotického ramene KUKA LBR iiwa

Aby bylo možné robotické rameno k rehabilitaci naprogramovat, je zapotřebí vytvořit jeho matematický model a udělat si představu o jeho možnostech a omezeních. Každý robotický manipulátor je složen z podskupin, tj. rámu a kinematických dvojic. Rám je pevná a nepohyblivá část robotu, ke kterému se vztahuje pohyb ramene robotu.



Obrázek 3.1: Kinematické schéma robotu KUKA LBR iiwa. Zdroj: M. Kmoníčková

Kinematickou dvojicí jsou pak dva segmenty robotu ve vzájemném dotyku umožňující vzájemnou pohyblivost těchto dvou segmentů.

Na obrázku 3.1 lze vidět kinematický model robotického ramene se 7 stupni volnosti KUKA LBR iiwa R800. Toto robotické rameno bylo pro implementaci v diplomové práci k dispozici. Je ovšem zapotřebí zakomponovat maximální rozsah jednotlivých kloubů robotického ramene, které jsou vypsány v tabulce 3.1.

Tabulka 3.1: Parametry kloubů LBR iiwa. Zdroj: www.kuka.com

Pořadí kloubu	Rozsah (°)	max. rychlost ( $^{\circ} \cdot \text{s}^{-1}$ )	max. točivý moment (Nm)
1	$\pm 170$	98	176
2	$\pm 120$	98	176
3	$\pm 170$	100	110
4	$\pm 120$	130	110
5	$\pm 170$	140	110
6	$\pm 120$	180	40
7	$\pm 175$	180	40

Pohyblivost pak můžeme popsat pomocí stupňů volnosti, které lze spočítat podle vzorce [30]:

$$W = 6 \cdot (n - 1) - \sum_{i=1}^5 j \cdot d_j, \quad (10)$$

kde  $W$  je počet stupňů volnosti,  $n$  je počet členů systému (včetně rámu),  $j$  je třída kinematické dvojice a  $d_j$  je počet kinematických dvojic dané třídy.

Třída kinematické dvojice je určena podle toho o jaký typ vazby se jedná a dohromady existuje 5 tříd. Pro tuto úlohu platí, že  $W = 6 \cdot (n - 1) - \sum_{i=1}^5 j \cdot d_j = 6 \cdot (8 - 1) - 5 \cdot 7 = 7$ .

### 3.2.2. Návrh a konstrukce madla

Madlo (též koncový člen) je připevněn k přírubě (koncovému bodu) na konci robotického manipulátoru. Madlo slouží při vybrané fyzioterapeuticky relevantní úloze, tj. svalovém testu bicepsu, pro oporu ruky pod zápěstím. Při návrhu madla jsem vycházela z postupu, kterým fyzioterapeut testuje biceps ručně bez použití stroje. Fyzioterapeut položí vnitřní stranu své dlaně na paži pacienta těsně pod pacientovým zápěstím. Madlo je proto oblé, tvaru U a měkce obalené. Madlo jsem navrhla, s pomocí svého tatínka vyrobila ze dřeva, obalila v části přicházející do kontaktu s paží pacienta plochou podložkou na bázi gumy a uzpůsobila k přišroubování k přírubě na konci robotického ramene.

Základem madla jsou tři části z měkkého dřeva (smrková lať) slepené k sobě a tvarově upravené do požadovaného tvaru U. V madle je podélně vyvrtaný otvor, který slouží k upevnění celé konstrukce na robot, viz obrázek 3.2. Poté jsem do vnitřní strany madla do místa kontaktu s předloktím pacienta vlepila gumovou vložku potažená látkou, viz obrázek 3.3.

Mezi koncový bod robotu a dřevěné madlo je přilepená podložka z klížené lamely, která obsahuje otvor na čep o průměru 5 mm. Čep zajistí, aby se madlo v průběhu měření na robotu neprotáčelo. Do otvoru, který je podél celého madla, je vložena závitová tyč (M8 × 1 mm), kdy jeden konec je našroubovaný na disk v koncovém bodu robotu a druhá strana závitové tyče slouží k utažení matkou (M8 × 1 mm).



Obrázek 3.2: Dřevěná část madla pro svalový test bicepsu. Zdroj: M. Kmoníčková



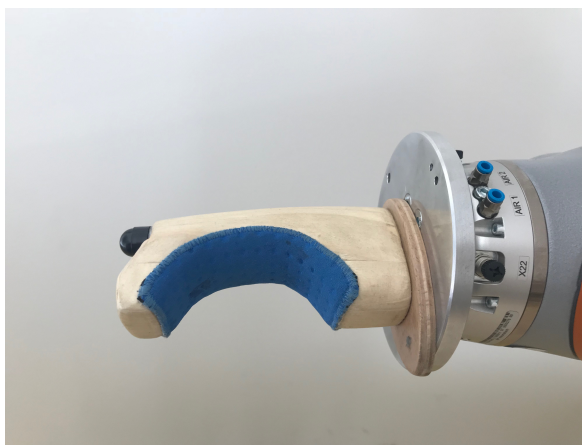
Obrázek 3.3: Gumová část madla. Zdroj: M. Kmoníčková

Celá dřevěná část madla je nalakována pro lepší údržbu. Výsledné madlo je vidět na obrázku 3.4.

#### 3.2.3. Trajektorie pohybu

Celá vypočítaná trajektorie vychází z počáteční pozice, která je zobrazena na obrázku 2.5.

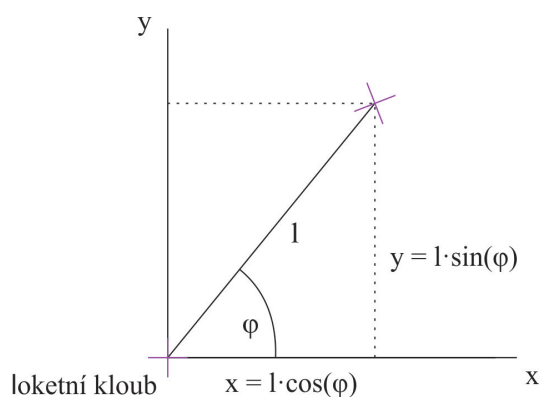
Nejdříve je celé rameno otočeno o  $90^\circ$ , což zajistí, že se cílová poloha vždy dopočítá, nezávisle na určení rozsahu pohybu. Poté se pošle příkaz k počátku měření, které je defi-



Obrázek 3.4: Hotové madlo přišroubované na robotické rameno. Zdroj: M. Kmoníčková

nováno prostorovými souřadnicemi vzhledem k umístění robotického ramene. Hodnota v ose  $z$  určuje, v jaké výšce má měřená osoba místo kontaktu předloktí a koncového bodu při pozici  $0^\circ$ . Tuto hodnotu je potřebné přizpůsobit konkrétnímu pacientovi podle délky jeho paže. Počátkem měření je myšlen bod na obrázku 3.6 pod úhlem  $0^\circ$ .

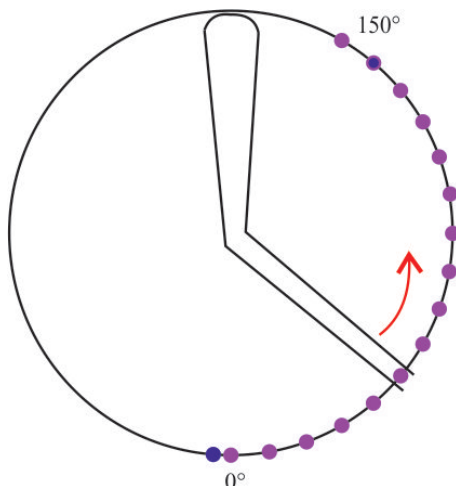
Aby robotické rameno kopírovalo flexi v loketním kloubu, je zapotřebí naplánovat trajektorii koncového bodu ramene po kružnici v jehož středu je loketní kloub a poloměr této kružnice je určen délkou předloktí, respektive vzdáleností od loketního kloubu do místa kontaktu robotického ramene s předloktím (těsně nad zápěstím). Pouze změnou délky předloktí lze pak upravit trajektorii individuálně na každého pacienta.



Obrázek 3.5: Převod polárních souřadnic do kartézských souřadnic.  $x, y$  jsou kartézské souřadnice,  $\varphi$  je úhel posunu a  $l$  je délka předloktí (poloměr kružnice). Zdroj: M. Kmoníčková.



K naplánování trajektorie po kružnici je zapotřebí přepočítat kartézské souřadnice na polární souřadnice. Převod je velmi jednoduchý a je ukázán na obrázku 3.5.



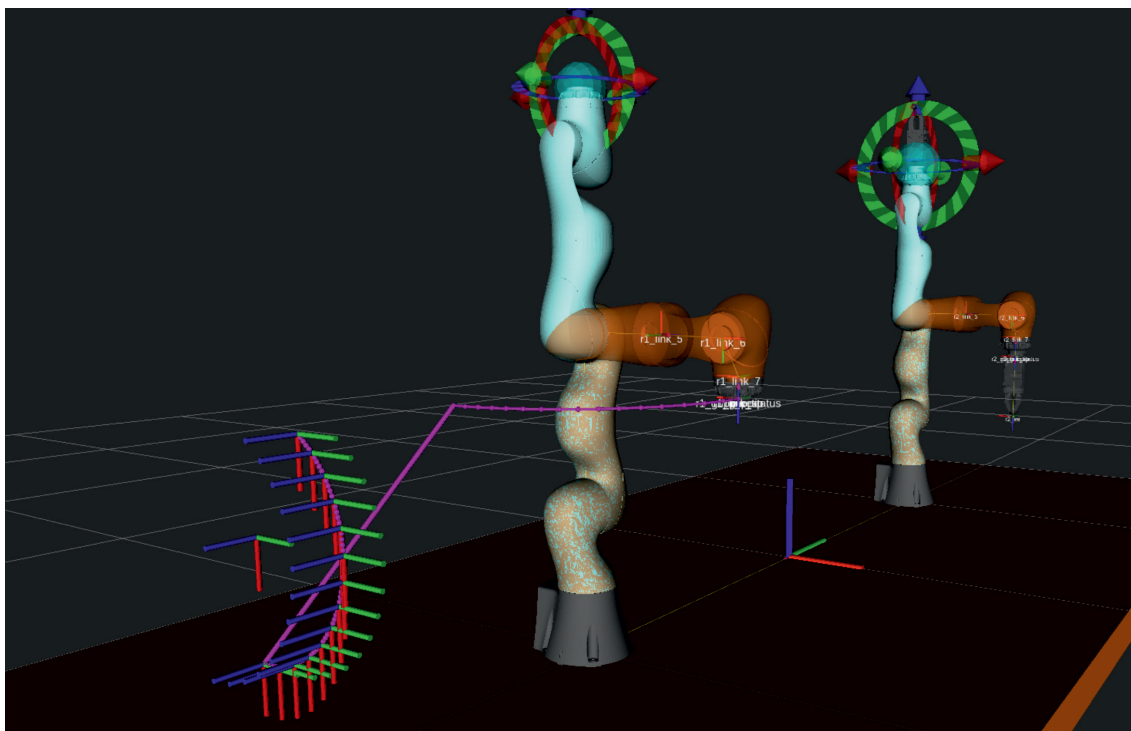
Obrázek 3.6: Znázornění vypočítaných souřadnic při flexi v lokti. Zdroj: M. Kmoníčková

Tímto převodem se získá 15 souřadnic na kružnici, a to po  $10^\circ$  v rozsahu od  $270^\circ$  do  $60^\circ$  jako je na obrázku 3.6 vyznačeno světlými body. Stejně tak jako je délka předloktí individuální, může se stát, že bude mít pacient jiný rozsah pohybu. Například se může stát, že bude schopen hyperextenze (cca  $-4^\circ$ ) nebo naopak při flexi dosáhne pouze  $140^\circ$ . Tyto hodnoty jsou na obrázku 3.6 znázorněny tmavou barvou. Robotické rameno si poté dopočítá nejkratší vzdálenost mezi dvěma body a vytvoří si tak trajektorii. To znamená, že čím blíže budou určené body u sebe, tím spíše bude rameno opisovat optimální trajektorii.

Pro každý z těchto 15 bodů byla určena rotace kolem osy  $z$ , aby se madlo otáčelo tak, aby odpovídalo poloze předloktí. To znamená, že každý bod byl kolem osy  $z$  otočen o  $10^\circ$  vzhledem k předchozímu bodu.

Pro první plánování trajektorie při změně parametrů byla využito nejdříve simulace v programu RViz, ve kterém bylo možné si zobrazit všechny osy v každém kloubu a lépe se tak upravoval kód pro naplánování trajektorie. Při měření bylo v této simulaci možné vidět pohyb s mírným předstihem než ve skutečnosti a měření tak kontrolovat. Jak vypadá tato simulace, je vidět na obrázku 3.7.

Na obrázku 3.7 jsou dvě robotická ramena. V práci bylo využito rameno blíže k pozorovateli. Oranžově zbarvená část ukazuje aktuální polohu ramene. Se světle modrou



Obrázek 3.7: Virtuální robot v programu RViz. Zdroj: Kmoníčková

se dá hýbat, a tak určit jakoukoliv koncovou polohu, do které se dá dostat. To však nebylo v tomto měření využito. Fialová trajektorie ukazuje naplánovanou trajektorii ramene, kde se pak ke konci pohybu po kružnici a každý určený bod je zde popsán třemi osami  $x, y, z$ . Ve středu kružnice se nachází loket měřené osoby.

#### 3.2.4. Průběh pilotního měření

Při měření se subjekt postaví na určené místo tak, aby měřenou horní končetinu měl volně podél těla, nohy vedle sebe a měl rovná záda. Důležité je, aby během měření byl loketní kloub stále na stejné pozici. Poloha koncového bodu robotického ramene se upraví tak, aby se koncový bod dotýkal těsně nad zápěstím. Poloměr kružnice, na které je počítána trajektorie, je nastaven podle délky předloktí.

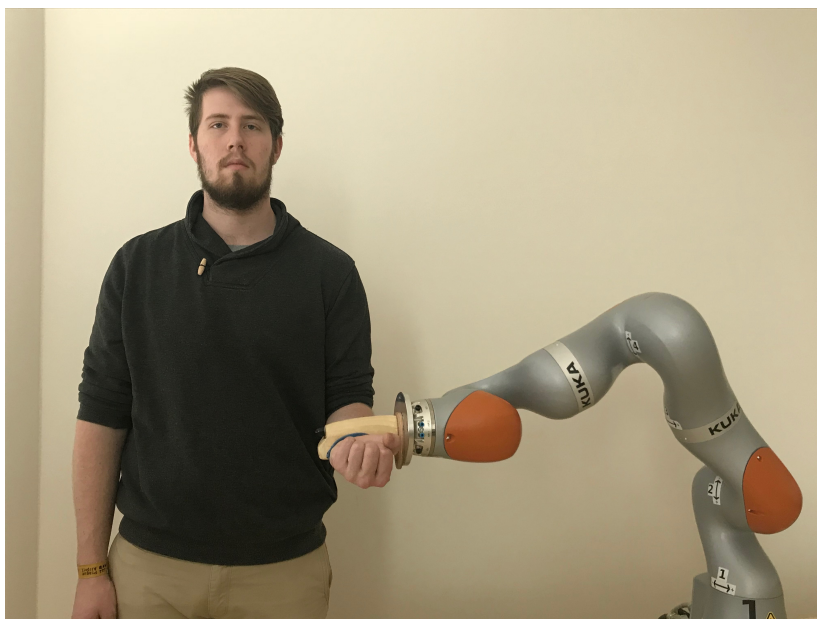
Stejně tak je možné nastavit rozsah pohybu, standardně je rozsah nastaven na  $0-150^\circ$ . Je však možné upravit polohu kontaktu, poloměr kružnice i rozsah pohybu.

Měření se provádí bilaterálně, tedy na obou horních končetinách. Daný subjekt pak působí ve směru pohybu maximální silou tak, aby se však nemusel druhou rukou přidržovat a stojí po celou dobu měření na celých chodidlech, nikoli aby se z důvodu vykonání co největší síly stál více na špičkách než na patách.

Měření obsahuje dva kroky:

1. Naměření sil na zdravé paži, kdy subjekt působí maximální silou, ale tak, aby se druhou rukou nemusel přidržovat a stál rovnoměrně na celých chodidlech.
2. Naměření sil na paži pohybově omezené opět tak, že subjekt opět působí maximální silou.

Pro přesnější výsledky je vhodnější, aby měření bylo provedeno  $2\times$  až  $3\times$  a skutečné síly se zjistily průměrováním těchto měření. Tím se omezí, aby vyhodnocení nezáviselo na jednom záznamu s nebezpečím, že např. nebyla dodržena doporučení. Během měření se zaznamenávají momenty vnějších sil v každém kloubu, které se následně vyhodnotí. Na obrázku 3.8 je vidět, jak takové měření vypadá.



Obrázek 3.8: Pilotní měření. Zdroj: M. Kmoníčková

### 3.3. Zpracování naměřených dat

Výsledkem měření byla data momentů působících sil v každém kloubu. Současně s působícími momenty byly získány záznamy o pozici jednotlivých úhlů a rychlostech ve stejných časových okamžicích. Nejdříve byl získán pomocí získaných hodnot Jakobián. Poté byly momenty převedeny pomocí pseudoinverze na působící síly a momenty na koncový bod. Hodnoty byly zaznamenány v každou 0,01 s. Naměřené momenty jsou pak dále zpracovány.

Naměřená data byla uložena do souboru .bag, který bylo zapotřebí převzt a otevřít v Matlabu. K tomu složí skript v Matlabu, který soubor otevře a naměřená data, konkrétně rychlost, polohu, vnější momenty každého kloubu, uloží do matice o 7 řádcích (7 kloubů) a tolika sloupcích, jak dlouhé je měření. K tomu je zaznamenáván i čas, co sloupec to 0,01 s.

#### 3.3.1. Numerický výpočet Jakobiánu

Numerický Jakobián se používá, protože struktura robotu se sedmi klouby je již příliš složitá a neexistuje explicitní vzorec. Místo toho se linearizuje v pracovním bodě, což zajišťuje Jakobián počítaný numericky. Jde v podstatě o to, že pokud, bude změna úhlů velmi malá (u nás ve stupních v rozsahu řádově  $10^{-8}$  až  $10^{-10}$ ), pak je možné derivaci zaměnit za diferenci.

Nejdříve se spočítá výsledná transformační matice vynásobením jednotlivých transformačních matic kinematických dvojic v robotickém rameni pro dané polohy kloubů  $q$ . Tato část odpovídá analytickému výpočtu Jakobiánu. Transformační matice jsou vypsány ve vztazích 11 až 17.

Jakobián vychází z transformační matice (matice  $4 \times 4$ ) složené ze směrové matice a polohového vektoru. Směrová matice je dána typem pohybu a je různá pro rotační a translační pohyb, ale také pro jednotlivé souřadnice  $x, y, z$ . Pro úlohu ze sekce 3.1 se jedná pouze o rotaci v ose  $x$  nebo  $y$  [30]. Transformační matice vypadají pro jednotlivé

segmenty takto:

$$T_{10} = \begin{pmatrix} \cos \varphi_{10} & 0 & \sin \varphi_{10} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & y_1 \\ -\sin \varphi_{10} & 0 & \cos \varphi_{10} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (11)$$

$$T_{21} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi_{21} & -\sin \varphi_{21} & y_2 \\ 0 & \sin \varphi_{21} & \cos \varphi_{21} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (12)$$

$$T_{32} = \begin{pmatrix} \cos \varphi_{32} & 0 & \sin \varphi_{32} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & y_3 \\ -\sin \varphi_{32} & 0 & \cos \varphi_{32} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (13)$$

$$T_{43} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi_{43} & -\sin \varphi_{43} & y_4 \\ 0 & \sin \varphi_{43} & \cos \varphi_{43} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (14)$$

$$T_{54} = \begin{pmatrix} \cos \varphi_{54} & 0 & \sin \varphi_{54} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & y_5 \\ -\sin \varphi_{54} & 0 & \cos \varphi_{54} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (15)$$

$$T_{65} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi_{65} & -\sin \varphi_{65} & y_6 \\ 0 & \sin \varphi_{65} & \cos \varphi_{65} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (16)$$

$$T_{76} = \begin{pmatrix} \cos \varphi_{76} & 0 & \sin \varphi_{76} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & y_7 \\ -\sin \varphi_{76} & 0 & \cos \varphi_{76} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (17)$$

kde  $T_{xy}$  je transformační matice pro jednotlivé klouby,  $\varphi_{xy}$  je úhel, o který se otočí daný kloub a  $y_x$  jsou vzdálenosti kloubu od předchozího směrem k rámu.

Výslednou matici  $T_{70}$  získáme vynásobením všech sedmi transformačních matic mezi sebou:

$$T_{70} = T_{10} \cdot T_{21} \cdot T_{32} \cdot T_{43} \cdot T_{54} \cdot T_{65} \cdot T_{76}. \quad (18)$$

Složená transformace se sedmi matic je komplikovaná, a proto ji zde nevypisují. Poté následuje poté for cyklus pro  $i = 1:1:7$  (počet kloubů), který postupně provádí následující výpočty a ukázkové vzorce odpovídají výpočtům pro první cyklus, tedy pro první sloupec Jakobiánu:

1. K první poloze kloubu (v dalších cyklech přičtení i ostatním kloubům) se přičte velmi malý krok, v tomto případě bylo zvoleno  $eps = 10^{-10}$ .
2. Výpočet výsledné transformace pomocí transformačních matic.
3. Výpočet podle vzorce:

$$dt = T_0^{-1} \cdot T_1, \quad (19)$$

kde  $T_0$  je transformační matice výchozích poloh kloubů a  $T_1$  je transformační matice po přičtení k poloze 1. kloubu  $eps$ . Pokud by  $T_1$  a  $T_0$  byly totožné, výsledkem výpočtu by byla jednotková matice.

4. Vyjmutí translační části z  $dt$ , ze které po úpravách získáme translační část Jakobiánu.  $dt$  je matice opět rozměru  $4 \times 4$ , ze které se odeberou data z prvních tří řádků posledního sloupce. Tato data odpovídají translaci v ose  $x, y, z$ . Tento vektor ( $dttrans$ ) podělíme  $eps$ . Translační část jakobiánu  $Jtrans$  získáme vynásobením tohoto získaného vektoru  $dpee$  s transformační maticí  $T_0$ :

$$dpee = dttrans/eps, \quad (20)$$

$$Jtrans = T_0 \cdot dpee . \quad (21)$$

5. Z matice  $dt$  vezmeme rotační část  $dt(2, 1)$ ,  $dt(3, 1)$  a  $dt(3, 2)$ , které odpovídají rotaci kolem os  $z$ ,  $-y$  a  $x$ . Následuje totožný výpočet jako u translační části a vede k získání posledních tří řádků Jakobiánu  $Jrot$ :

$$dphiee = dtrot/eps , \quad (22)$$

$$Jrot = T0 \cdot dJphiee . \quad (23)$$

6. Nakonec se obě části Jakobiánu složí dohromady:

$$J = \begin{pmatrix} Jtrans(1, 1) \\ Jtrans(2, 1) \\ Jtrans(3, 1) \\ Jrot(1, 1) \\ Jrot(2, 1) \\ Jrot(3, 1) \end{pmatrix} . \quad (24)$$

Tento cyklus proběhne pro každý kloub a tím je získán celý jakobián  $6 \times 7$ , který se dále použije. Takto se spočítá Jakobián pro všechny polohy.

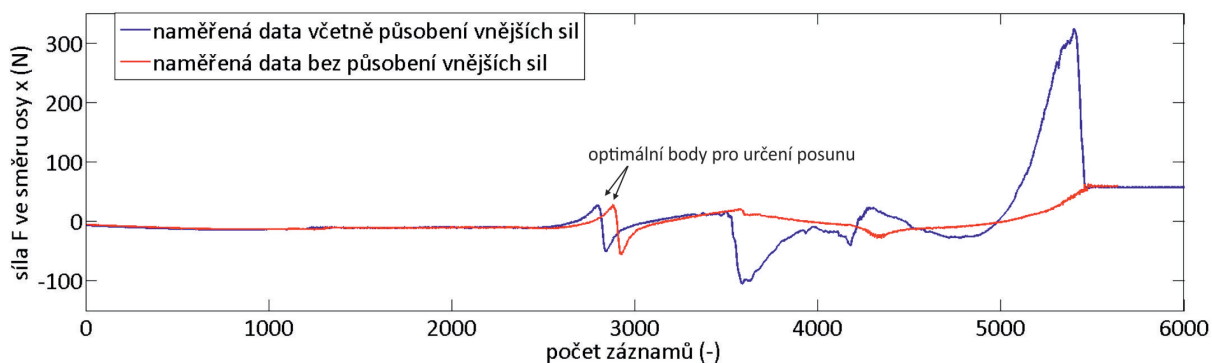
V okamžiku, kdy je získán celý Jakobián, je provedena jeho pseudoinverze pomocí funkce *pinv* a výsledek je pak použit pro přepočítání momentů vnějších sil v kloubech  $m$  na kartézské síly v koncovém bodě  $F$ . Výpočet vypadá takto:

$$F = J^\dagger \cdot m . \quad (25)$$

Z celého měření se ukládá do jednoho souboru  $F.mat$ , kde 1., 2. a 3. řádek odpovídá síle ve směru  $x, y, z$  a 4., 5. a 6. odpovídá rotaci kolem os  $x, y, z$ . Počet sloupců je opět závislý na délce měření.

### 3.3.2. Výpočet celkové síly a odečtení odchytky

Po převedení naměřených momentů na síly je patrné, že záznam obsahuje i data, která jsou v každém měření stejná. Jednotlivá měření se sice dají porovnat, ale výsledky by byly zkreslené, protože jsou záznamy měření různě dlouhé a vzájemný posun dat stejný. Do grafu se na osu  $y$  zobrazuje síla působící ve směru  $x$  (první řádek v matici  $F.mat$ ). Do stejného grafu byla vynesena i síla ve směru osy  $x$ , která byla naměřena, ačkoli se na robotické rameno nepůsobilo. Na ose  $x$  je pak, z důvodu různé délky, pouze délka záznamu (počet sloupců v řádku) nikoliv čas.



Obrázek 3.9: Odečtení artefaktů od působících sil. Zdroj: Kmoníčková

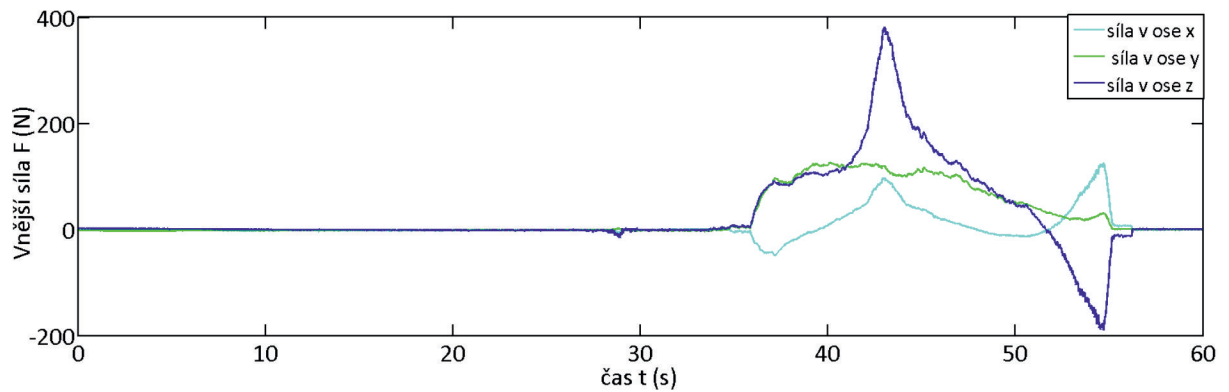
Na průbězích křivek, obrázek 3.9, je pak na obou křivkách při postupu zleva doprava ručně vyznačena dvojice bodů, které jsou ve skutečnosti totožné. Ze vzdálenosti těchto dvou bodů je určen rozdíl, o který jsou křivky navzájem posunuté. Počátek měření jednoho nebo druhého měření záznamu se posune tak, aby si křivky odpovídaly. Následně se záznamy od sebe odečtou.

Takto upravená data jsou připravena k ořezání pro získání pouze té části záznamu, která odpovídá měřené síle při flexi v lokti. Výsledné síly, nyní už pro všechny 3 osy, po odečtení artefaktů jsou na obrázku 3.10.

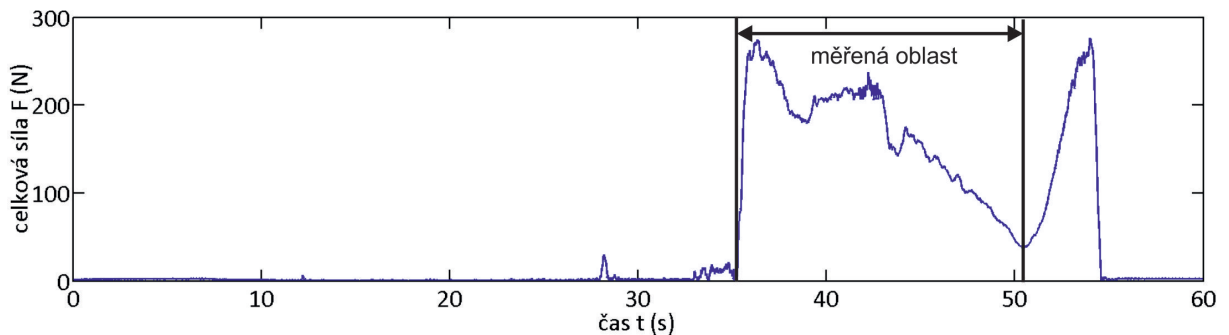
### 3.3.3. Ořezání dat

Záznam probíhá od počáteční polohy robotického ramene (v poloze L). Proto je zapotřebí ořezat data od hodnot, kdy se rameno pohybovalo k počátku měření, viz obázek 3.6. Ořezává se také od dat, kdy rameno dále síly zaznamenávalo, i když už





Obrázek 3.10: Vnější síly působící na koncový bod. Zdroj: M. Kmoníčková



Obrázek 3.11: Výsledná naměřená síla a její ořezání. Zdroj: M. Kmoníčková

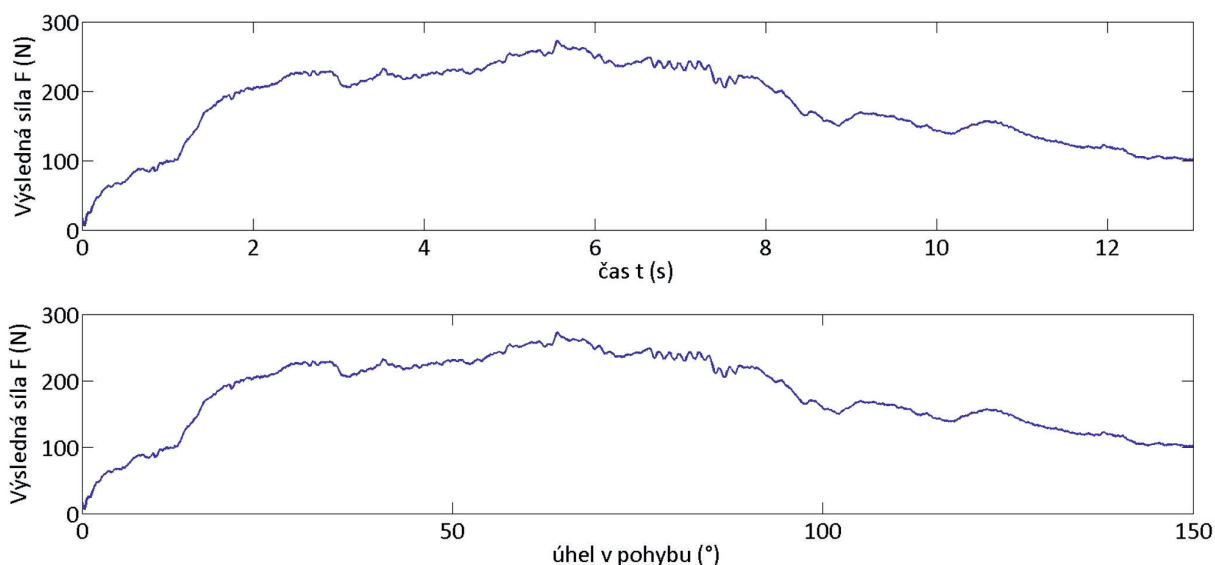
bylo v cílové poloze. Z naměřených sil jednotlivých směrů se vypočte celková síla jako euklidovská vzdálenost. Výsledky jsou tak přehlednější a zároveň se snáze ořezávají. V každém časovém okamžiku se výsledná hodnota síly počítá podle vzorce:

$$F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}. \quad (26)$$

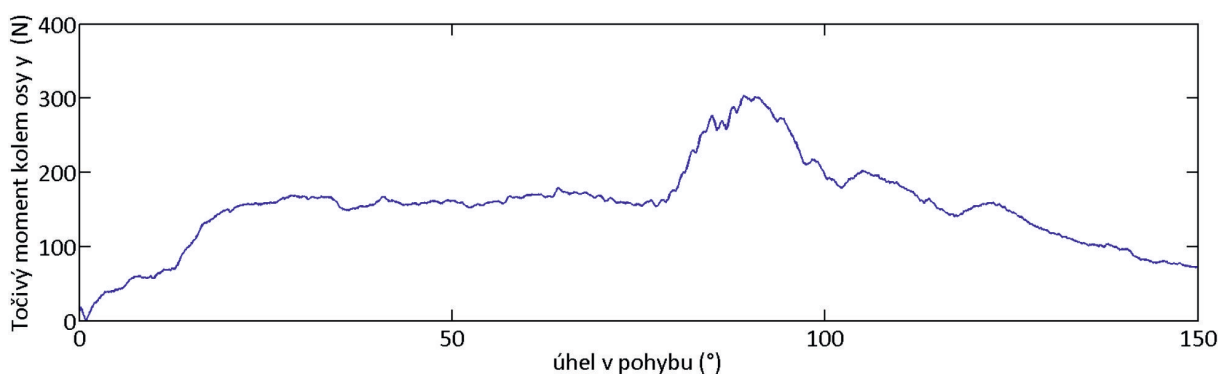
Celková síla i s vyznačenými místy ořezání je vidět na obrázku 3.11. Záznam z každého měření je nyní stejně dlouhý, protože je nastavena pevná rychlost i trajektorie robotu. Z toho vyplývá, že pro další hodnocení budou záznamy stejně dlouhé, což usnadní práci při dalším zpracovávání.

Po ořezání záznamu se zobrazí na dalším grafu data, která odpovídají výhradně naměřeným silám při flexi v lokti. Protože čas je stále stejný, vykreslí se i graf, který má na ose  $x$  stupeň, který odpovídá fázi pohybu, viz obrázek 3.12. Stejně tak jako lze trajektorii robotického ramene upravit na různý rozsah, tak i zde je možné určit ma-

ximální stupeň rozsahu pohybu individuálně na každou měřenou osobu (např. 0-150°, což je nejčastější rozsah). V tomto matlabském příkazovém souboru se také zobrazí točivý moment, ze kterého lze vyčíst, v jakém okamžiku je pohyb nejvýhodnější, nejsnazší, viz graf na obrázku 3.13.



Obrázek 3.12: Záznam síly z jednoho měření. Zdroj: M. Kmoníčková

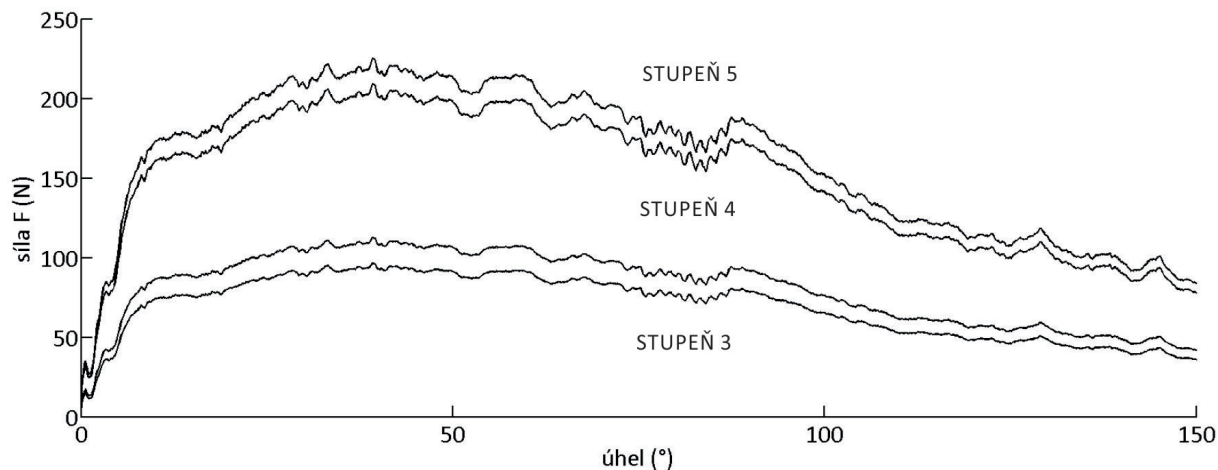


Obrázek 3.13: Záznam točivého momentu z jednoho měření. Zdroj: M. Kmoníčková

### 3.3.4. Stanovení mezí svalového testu

Výsledkem tohoto měření je vyhodnocení svalového testu a to stupeň 3, 4 a 5. Pro určení hodnotící škály se vycházelo ze současného vyhodnocování tohoto testu, které se používá v praxi a bylo popsáno výše.

Škála hodnocení byla vytvořena tak, že každý stupeň má rozsah 30 % z celkového rozsahu. Přičemž mezi jednotlivými stupni je vždy 5 %. Příklad škály z jednoho měření je zobrazen na 3.14. Takto jsou hranice vyznačeny ve vyhodnocovacích grafech. Nejvyšší křivka tedy odpovídá 70 % naměřené síly u zdravé končetiny. Další pak odpovídají 65 %, 35 % a 30 % naměřené hodnoty na zdravé končetině. Měřená osoba i přes veškerou snahu nikdy nebude působit konstantní silou v celém rozsahu. Z toho důvodu je mezi jednotlivými stupni 5% odstup, aby malé odchylky nezpůsobovaly překmit do jiného vyhodnocení.



Obrázek 3.14: Příklad škály pro vyhodnocení testu pro jednu konkrétní měřenou osobu.  
Zdroj: M. Kmoníčková

Maximální hodnota je určena z měření na zdravé končetině. Relativní srovnání vůči této maximální hodnotě zajišťuje, že individuální hodnocení každé měřené osoby lze srovnávat s jinými osobami. Proto je důležité, aby určená škála respektovala rozdíly mezi dominantní a nedominantní rukou. Podle studie [15], která tento rozdíl sledovala hned v několika pohybech a v několika věkových kategoriích, je rozdíl při flexi v lokti 8 %.

Pro osoby s bilaterální poruchou by bylo zapotřebí vytvořit hodnotící škálu obecně. Ovšem je potřebné zajistit, aby škála odpovídala např. věkové kategorii. Tato problematika sice již byla řešena v již zmíněné studii [15]. Problémem však je, že byla zjištěna pouze maximální síla při flexi v lokti pod úhlem 90°. Takové hodnoty však vypovídají jen málo o síle v průběhu celého rozsahu pohybu.

Příklad na obrázku 3.14 se počítal ze surových dat. Při dalším zpracování je vytvořena i varianta, kdy se data aproximují, aby se omezil vliv výchylek. Pak je škála vytvořena z dané funkce (polynom 1., 2. nebo 3. stupně).

#### 3.3.5. Vyhodnocení svalového testu

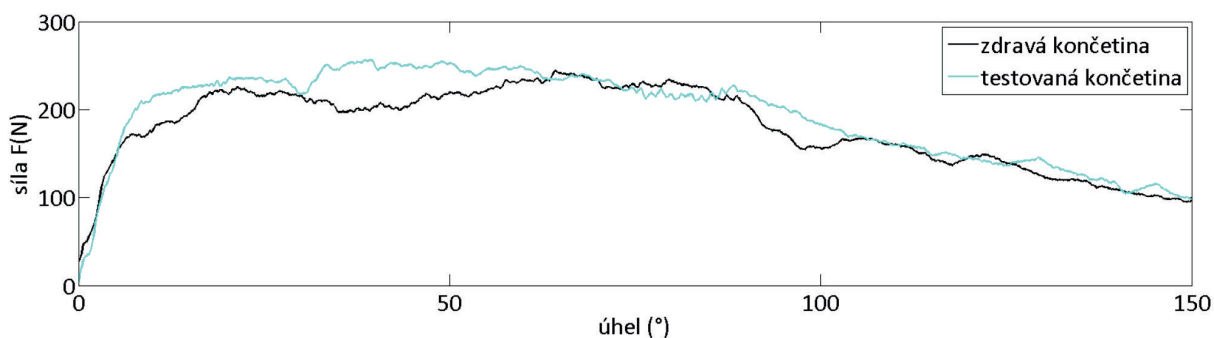
Vyhodnocuji dvěma způsoby, a to pomocí surových dat nebo pomocí proložení dat polynomem.

Důvodem ke zvolení obou metod je ten, že pokud jsou použita čistá surová data, minimalizuje se tak ovlivnění výsledků. Na druhou stranu stačí, aby v záznamu byla větší odchylka a rázem se tyto hodnoty hůře porovnávají s daty naměřenými z druhé horní končetiny. V extrémním případě by se mohlo stát, že právě v tomto místě by data z oslabené končetiny byla vyhodnocena jako jiný stupeň. Samozřejmě by na grafu tento artefakt byl pravděpodobně patrný, ale zobrazení by bylo zbytečně méně přehledné. Tento problém by vyřešilo použití aproximace polynomem určitého stupně metodou např. nejmenších čtverců. Toto proložení dat funkcí do jisté míry zobecňuje a současně a nevyhnutelně i zkresluje. Volba stupně polynomu ovlivňuje kompromis mezi žádaným zobecněním a nechtěným zkreslením.

Funkce pro vyhodnocení oběma metodami je z toho důvodu provedena následujícím způsobem:

1. Vstupem jsou naměřená data z obou horních končetin. Funkce nejdříve vykreslí graf, kde jsou zobrazena data, a to jak ze zdravé tak i z testované horní končetiny, viz obrázek 3.15. Trend této křivky je vždy stejný. Na tomto grafu se dobře pozná, zda měření proběhlo či neproběhlo optimálně.
2. Poté se funkce zeptá, zda má hodnocení provést z aproximace nebo z přímo naměřených dat. A dále výpočet závisí na volbě metody.

Výsledkem obojího měření je samozřejmě vyhodnocení, o který stupeň svalového testu se jedná a graf, kde jsou jednotlivé záznamy z měření barevně označeny podle stupně zařazení, zelená = 5, žlutá = 4 a červená = 3.



Obrázek 3.15: Zobrazení působící síly ze zdravé a testované horní končetiny. Zdroj: M. Kmoníčková

### 3.3.6. Vyhodnocení ze surových dat

Celý výpočet ze surových dat a výsledky vyhodnocení jsem zahrnuje do vytvořené funkce *surd*. Při této metodě jsou rovnou vypočítány mezní hodnoty hodnotící škály v celém průběhu měření zdravé končetiny.

Poté pomocí funkce *find* porovnám naměřené hodnoty testovanou končetinou působící síly s každými nově vypočítanými hodnotami (70 %, 65 %, 35 % a 30% z naměřených hodnot na zdravé končetině). Protože jsou vektory všechny stejně dlouhé, porovnávají se vždy dva sloupce o stejném indexu. Tato funkce vyhledá odpovídající indexy, které odpovídají stanoveným podmínkám:

- Pokud je hodnota síly testované ruky vyšší než je 70 % síly zdravé ruky, odpovídá daný bod stupni 5.
- Pokud je hodnota síly testované ruky vyšší než je 35 % a nižší než 65 % síly zdravé ruky, odpovídá daný bod stupni 4.
- Pokud je hodnota síly testované ruky nižší než je 30 % síly zdravé ruky, odpovídá daný bod stupni 3.

Do grafu pak vykreslí zeleně ty body, které odpovídají stupni 5, žlutě ty, které odpovídají stupni 4, a červeně ty body, které odpovídají stupni 3. Vyznačeny jsou však i zbylé hodnoty, tedy ty, které spadají mezi 5 % mezi stupni. To však pouze z důvodu lepší přehlednosti o průběhu.

Poslední částí je vyhodnocení, kolik bodů je zařazeno do jednotlivých stupňů. Z toho je pak vypočítána procentuální zařazení do jednotlivých stupňů. Výsledkem zpracování je tedy může být, že 100 % hodnot bylo zařazeno do stupně 5.

### 3.3.7. Vyhodnocení pomocí aproximace

Při druhé variantě zpracování byla využita aproximace naměřených dat, proložení naměřených hodnot určitou funkcí. K aproximaci polynomem 1., 2. nebo 3. stupně byly využity funkce *polyfit*, která k výpočtu využívá metodu nejmenších čtverců.

Výhodou využití metody nejmenších čtverců je, že hledaná funkce nemusí procházet zadanými body. Pro tuto úlohu to znamená, že se vyrovnají výchyly způsobené nekonstantním působením na robotické rameno. Důležité je však vědět, jakého typu je hledaná funkce. To vychází z fyzikálních zákonů naměřených hodnot. Pro tuto úlohu bude využita lineární, kvadratická aproximace nebo kubická. Při optimálním průběhu, odpovídají hodnoty 3. stupni polynomu. To znamená, že hledané funkce vypadají takto:

$$y = a + bx, \quad (27)$$

$$y = a + bx + cx^2, \quad (28)$$

$$y = a + bx + cx^2 + dx^3. \quad (29)$$

Pokud mají body podobu  $[x_0], [y_0], [x_1], [y_2], \dots [x_n], [y_n]$  pak se hledají takové koeficienty, které splňují podmínku, že součet čtverců odchylek souřadnice  $y_i$  a souřadnice  $a + bx_i$  je minimální. Tento součet odchylek se vypočítá pomocí:

$$S(a, b) = \sum_0^n (y_i - (a + bx_i))^2, \quad (30)$$

kde  $S$  je součet odchylek,  $a, b$  jsou koeficienty a  $x, y$  jsou zadané souřadnice.

Obdobně by se součet odchylek počítal i pro ostatní aproximace. Výše vybraná funkce 30 je o dvou neznámých  $a, b$  (platí pro lineární aproximaci). Cílem je najít stacionární bod této funkce. To znamená najít řešení rovnic  $S'_a = 0, S'_b = 0$ . Po derivaci vypadají rovnice takto:

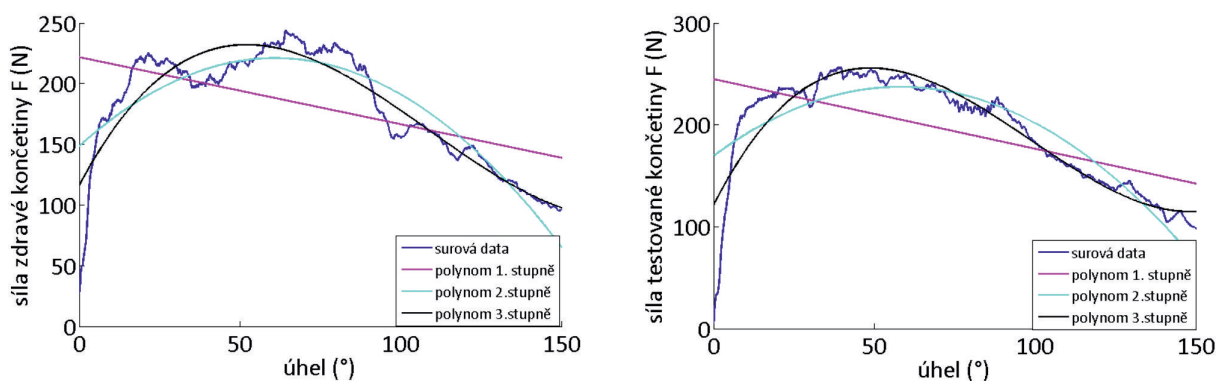
$$\sum_0^n 2(y_i - a - bx_i)(-1) = 0, \quad (31)$$

$$\sum_0^n 2(y_i - a - bx_i)(x_i) = 0. \quad (32)$$

Úpravou se již dají nalézt koeficienty lineární funkce  $a, b$ .

K nalezení koeficientů  $a, b$  byla použita funkce *polyfit*, kde vstupem jsou naměřené hodnoty  $x$  (čas) a  $y$  (hodnoty celkové síly) a stupeň polynomu. Funkcí *polyval* se pak vypočítají hodnoty polynomu, které umožní graf vykreslit. Vstupem do této funkce jsou koeficienty funkce a nezávisle proměnná  $x$  (úhel v pohybu). Pro polynom 1. stupně jsou koeficienty 2, pro polynom 2. stupně jsou koeficienty 3 a pro polynom 3. stupně 4, viz vzorce 27, 28 a 29.

Podle trendu celého průběhu byla nejdříve zobrazena naměřená data a do stejného grafu pak aproximace těchto dat všemi třemi stupni polynomu. Toto zobrazení se provede pro data z obou končetin a zobrazí se v jedné figuře pomocí funkce *subplot*. Na obrázcích 3.16 je vidět, jak toto vykreslení vypadá.



Obrázek 3.16: Určení správného polynomu. Zdroj: Kmoníčková

Pro celé toto popsané zpracování byla vytvořena funkce *polynom*, jejíž vstupem je celková síla z obou končetin a rozsah pohybu ve stupních. Výstupem jsou stanovené polynomy pro jednotlivé končetiny.

Po určení optimálního polynomu je spuštěna vytvořená funkce *aproximace*, jejíž cílem je vyhodnotit svalový test obdobně jako již představená *surdats* s tím rozdílem, že je využita aproximace dat místo samotných naměřených dat. Vstupem do této funkce jsou hodnoty polynomu pro jednotlivé pro obě horní končetiny, celkové síly z obou končetin a rozsah pohybu ve stupních.

Nejdříve vypočítá hraniční meze z aproximace vypočítaných sil na zdravé horní končetině (70 %, 65 %, 35 % a 30%). Dále porovná hodnoty sil z testované končetiny s mezemi a rozdělí jednotlivé body do příslušných stupňů podle stejných podmínek jako funkce *surd*:

- Pokud je hodnota síly testované ruky vyšší než je 70 % síly zdravé ruky, odpovídá daný bod stupni 5.
- Pokud je hodnota síly testované ruky vyšší než je 35 % a nižší než 65 % síly zdravé ruky, odpovídá daný bod stupni 4.
- Pokud je hodnota síly testované ruky nižší než je 30 % síly zdravé ruky, odpovídá daný bod stupni 3.

Poté porovná počet bodů v každé kategorii s celkovým počtem bodů a vypočítá procentuální zastoupení bodů v každé kategorii (3., 4. a 5. stupeň).

#### 3.4. Experimenty

Cílem experimentálního ověření je zpracovat a vysvětlit naměřené hodnoty. Z toho jsem udělala několik správných měření, kdy se působilo maximální silou a minimální silou. Další sérií pokusů jsem pak sledovala vlivy při nekonstantním působení, při kmitání lokte do stran a při působení na madlo do boku, nikoliv kolmo. Všechna tato měření však byla pouze simulací, co by se mohlo stát, kdyby se měření účastnila osoba s omezením pohybu.

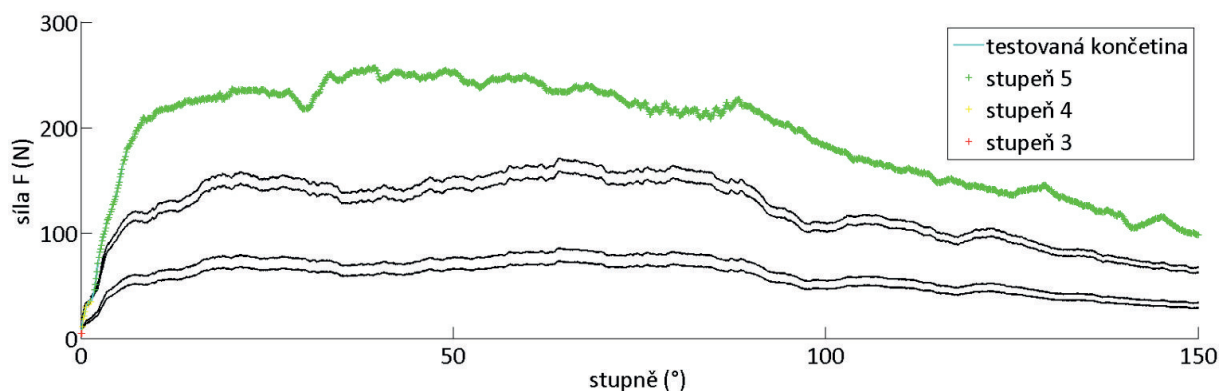


## 4. Výsledky

### 4.1. Vyhodnocení ze surových dat

Graf, ze kterého vyhodnocuji, obsahuje vždy dvě dvojice černých čar. Ta nižší určuje hranici mezi 3. a 4. stupněm a ta vyšší mezi 4. a 5. stupněm. Podrobný popis je na obrázku 3.14. Dále pak graf obsahuje záznam hodnot z testované horní končetiny, která je světle modrá a při přiřazení hodnoty do určité kategorie je buď zelená, žlutá, červená. Může se tedy stát, že světle modrá není na grafu patrná ačkoli se v grafu nachází.

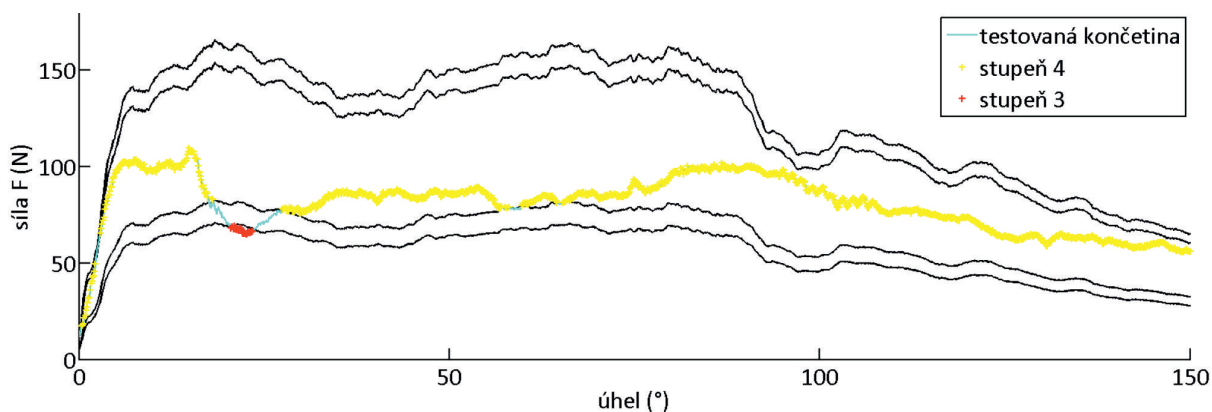
V ideálním případě pro testovanou končetinu stupně 5 vypadá graf, podle kterého se provádí vyhodnocení, obdobně jako obrázek 4.1. Na grafu je vidět, že téměř všechny zaznamenané hodnoty byly zařazeny do stupně 5 (zelená barva). Pouze pár počátečních bodů bylo zařazeno do jiných kategorií. Důvodem proč, světle modrá křivka v legendě není na grafu příliš vidět je, že se v tomto případě jedná o totožnou křivku jako ta zelená. Patrná bude v případě, že by došlo k překmitu mezi 5 %, které jsou mezi dvěma různými stupni. Z grafu lze vyčíst, že pacient nemá žádné pohybové omezení, které by mu bránilo ve vykonání flexe v lokti. Navíc ani průběh není nijak odlišný od obvyklého průběhu.



Obrázek 4.1: Příklad vyhodnocení svalového testu, 5. stupeň. Zdroj: M. Kmoníčková

Naopak jiný případ může vypadat jako na obrázku 4.1, který už podle obrázku odpovídá 4. stupni, ačkoli se do tohoto zařazení nevejdou všechna data. Toto měření je pouze simulací, tzn. že měřená osoba působila pouze menší silou než by mohla, a přesto není zařazení optimální. Pokud by byla měřena osoba, která skutečně má

pohybové problémy, dá se předpokládat že měření bude méně podobné měření na zdravé končetině, např. budou patrné větší výkyvy v působení. Zároveň je v tomto případě i patrná křivka (světle modrá), která je pouze spojnicí pro lepší přehlednost o průběhu naměřených dat. V grafu je patrné, že hodnoty zasahují do dvou stupňů stupňů a také se křivka pohybuje mezi hranicí stupně 3 a 4. Přesto zařadil výpočet měření do stupně 4, stejně tak jako je to patrné z grafu na obrázku 4.1.



Obrázek 4.2: Příklad vyhodnocení svalového testu, 4. stupeň. Zdroj: M. Kmoníčková

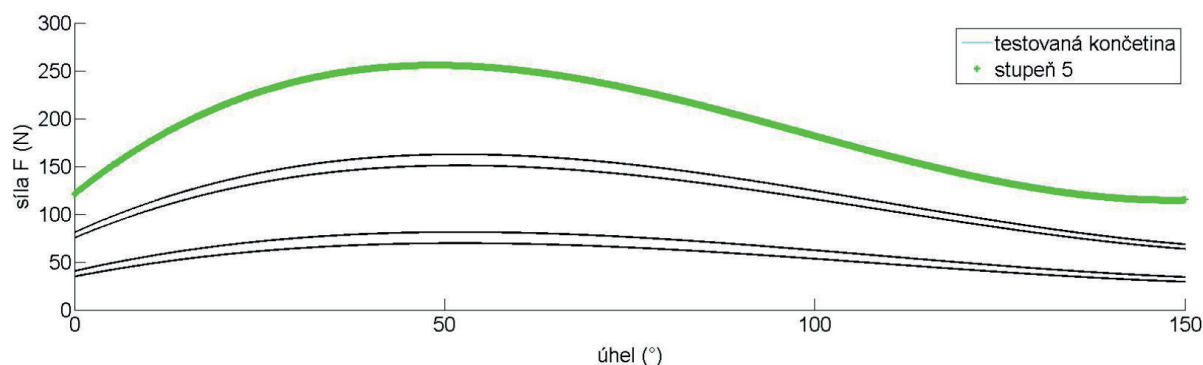
Při tomto zobrazení je na ose  $x$  vypisován pouze úhel, neboť lépe napoví, v jaké fázi se horní končetina nacházela než kdyby byl na ose  $x$  čas.

## 4.2. Vyhodnocení pomocí aproximace

Při využití aproximace jsou zanedbány drobné výkyvy v působící síle. Pro připomenutí je křivce podle průběhu určen polynom 1., 2. nebo 3. stupně. Ve většině případů se jedná o polynom 3. stupně. Graf, ze kterého se provádí poté vyhodnocení obsahuje stejné křivky jako při vyhodnocování pouze ze samotných dat.

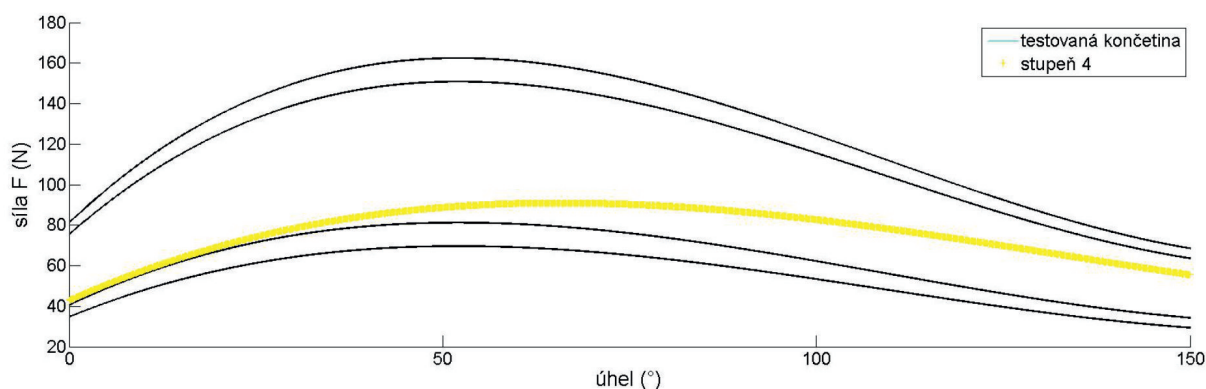
Při aproximaci dat, které byly použity už pro vyhodnocení ze surových dat, viz obrázek 4.1, byl vykreslen obrázek 4.2. Z grafu je opět patrné, že se také jedná o stupeň 5, aniž by některý z naměřených hodnot byl zařazen do jiné kategorie. Největší vliv aproximace je v první vzestupné fázi.

Druhou představenou variantou je vyhodnocení ekvivalentní k obrázku ??, které je zobrazeno na obrázku 4.2. Pomocí aproximace byly potlačeny výchyly v naměřených



Obrázek 4.3: Příklad vyhodnocení svalového testu pomocí aproximace, 5. stupeň.  
Zdroj: M. Kmoníčková

hodnotách, ale nikoliv trend. V tomto případě srovnala aproximace veškeré body do 4. stupně, i když některé body jsou téměř na samé hranici 4. stupně.

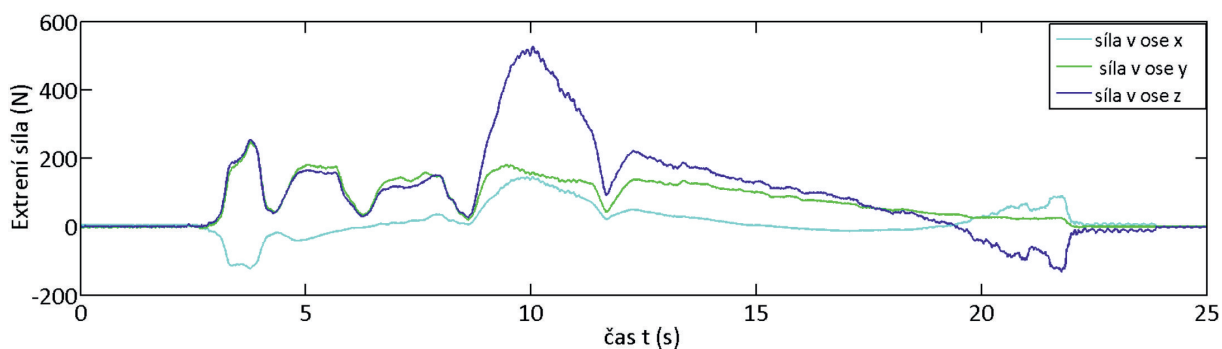


Obrázek 4.4: Příklad vyhodnocení svalového testu pomocí aproximace, 4. stupeň.  
Zdroj: M. Kmoníčková

### 4.3. Vliv různého působení na zaznamenané hodnoty

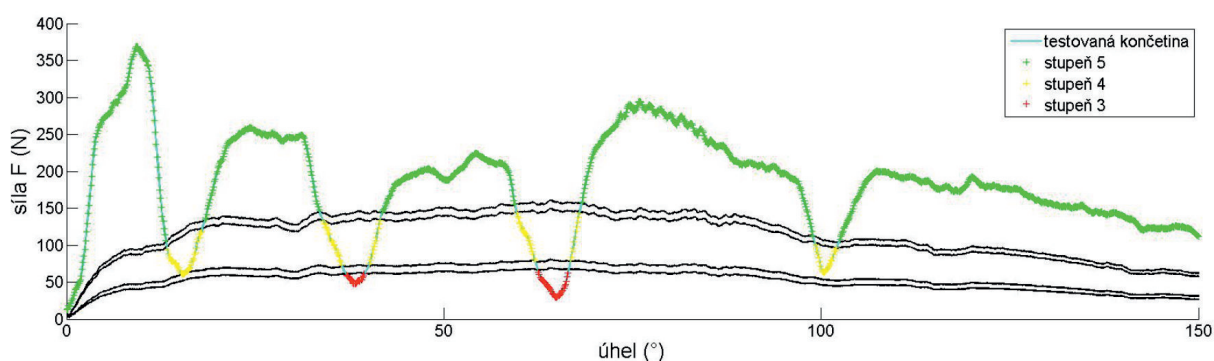
#### 4.3.1. Nepůsobení konstantní silou

Pokud měřená osoba nepůsobí konstantní silou, je to patrné již při zobrazení všech tří sil v jednotlivých osách (obrázek 4.5). Dochází k výkyvům v průběhu celého měření. To je první známka toho, že až se bude provádět vyhodnocení, bude zapotřebí data upravit.



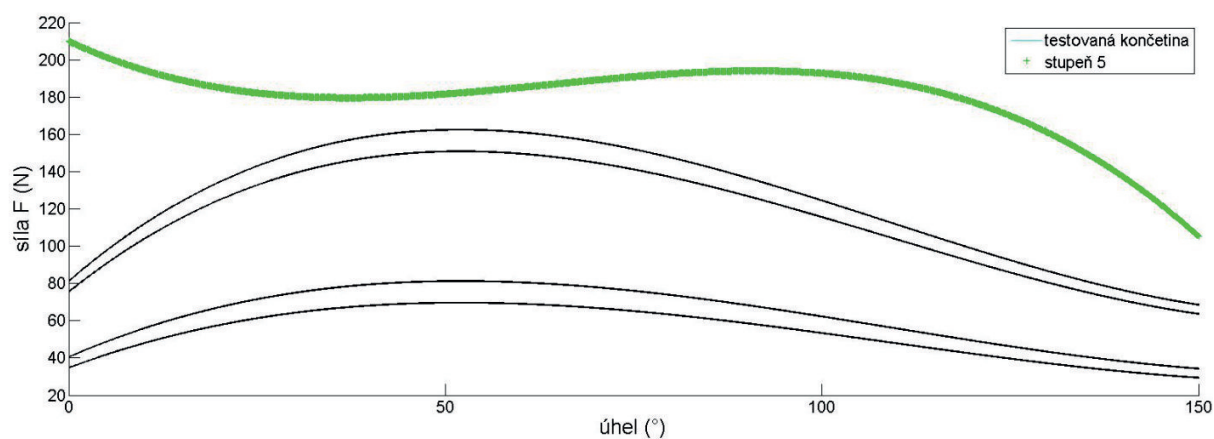
Obrázek 4.5: Zobrazení působících sil při nekonstantním působení. Zdroj: M. Kmoníčková

Otázkou je, zda jsou tyto výrazné změny způsobeny omezenou pohyblivostí nebo nesprávným působením. Toto měření je opět pouze simulací a tyto změny jsou velmi výrazné, aby pochopení problematiky bylo snazší. Předpokládáme-li, že by měřená osoba měla nějaké pohybové omezení a v určité poloze došlo k takovýmto výkyvům, nepomůže provádět měření znovu. V takovém případě není vhodné použít k vyhodnocení přímo naměřená data, jak je vidět na obrázku 4.9. Tyto výkyvy jsou opravdu extrémní, ale je na nich názorně vidět, jak nepřehledný je takový graf a nelze si udělat představu o tom, do které kategorie měření zařadit.



Obrázek 4.6: Vyhodnocení působící síly při nekonstantním působení. Zdroj: M. Kmoníčková

Druhou možností je vyhodnotit data pomocí aproximace. To je možné vidět na obrázku 4.7. Takové vyhodnocení je podstatně přehlednější. Je patrné, že simulace byla prováděna na člověku, která nemá omezení pohybu, neboť většiny hodnoty byla zařazeny do stupně 5.

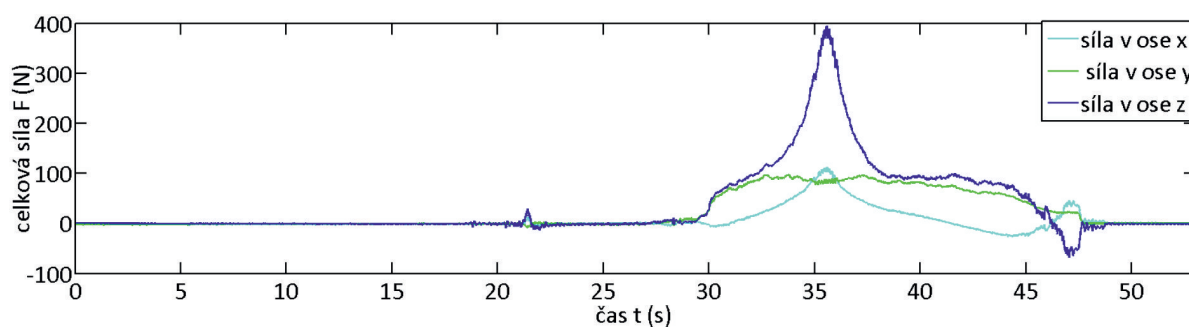


Obrázek 4.7: Vyhodnocení působící síly při nekonstantním působení pomocí aproximace. Zdroj: M. Kmoníčková

#### 4.3.2. Špatný směr působení

Při měření má daná osoba působit kolmo na koncové madlo. Jenže při flexi v lokti s předloktím v supinaci je mnohem příjemnější vykonávat pohyb lehce mediálně, tedy směrem k tělu. Takový pohyb by se dal přirovnat k pohybu při dávání si jídla do úst.

Pokud by různý směr působení měl vliv, měly by být patrné změny v grafech, kde jsou zobrazeny síly v jednotlivých směrech (4.8). V porovnání s grafem na obrázku 3.10 jsou poměry mezi osami jiné. Hlavně co se týče poměru sil ve směru  $x$  a  $z$ . Nejedná se však o výraznou změnu. Změny v grafu momentu také nebyly patrné.

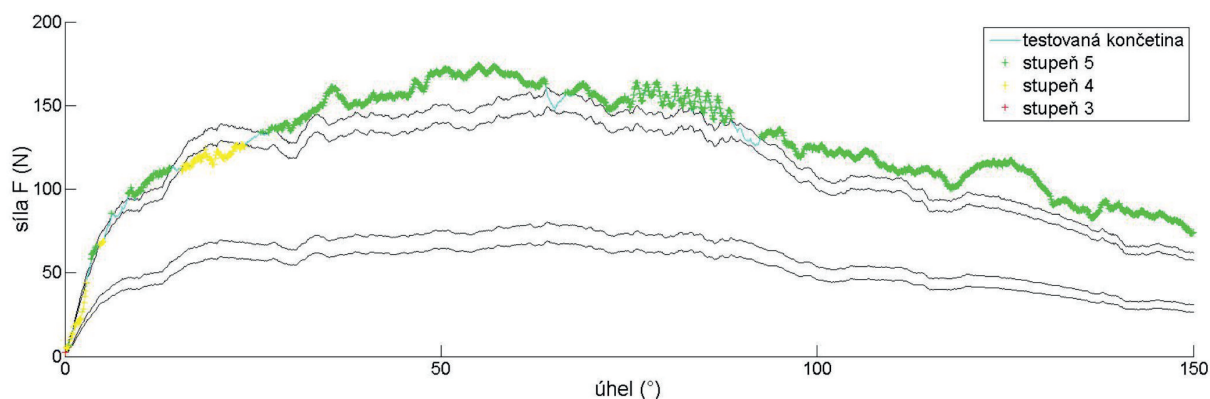


Obrázek 4.8: Síly v jednotlivých směrech při nevhodném směru působení. Zdroj: M. Kmoníčková

Protože se však vyhodnocení provádí z celkové síly, nemusí to nutně znamenat problémy se vyhodnocením svalového testu. Dá se však takto zjistit, že měřená osoba

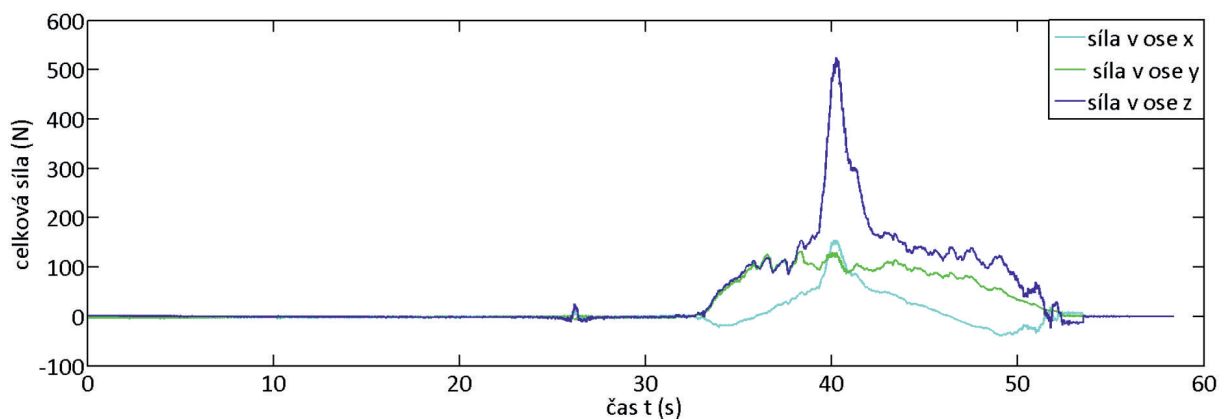
neprováděla pohyb správně a to buď protože se nesoustředila nebo může mít problém právě se pohybem supinace/pronace.

Při vyhodnocení pomocí surových dat je vidět, že data nebyla ovlivněna výrazně a byla zařazena do stupně 5 i když s malými výkyvy. Vyhodnocení pomocí aproximace mělo stejný výsledek, a proto zde není uvedeno. Je patrné, že průběh není ovlivněn, na rozdíl od předchozí problematiky (obrázek 4.9).



Obrázek 4.9: Vyhodnocení pomocí surových dat. Zdroj: M. Kmoníčková

#### 4.3.3. Loket v pohybu

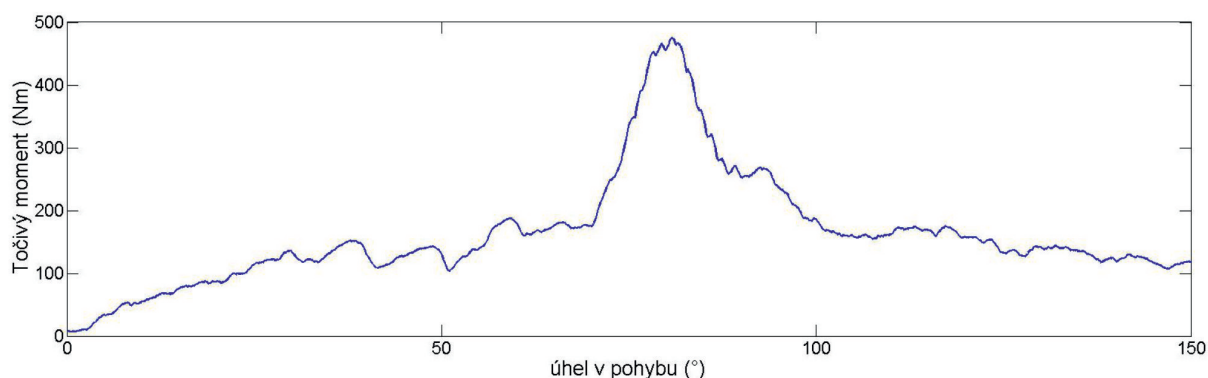


Obrázek 4.10: Zobrazení sil při nestabilnímu lokti. Zdroj: Kmoníčková

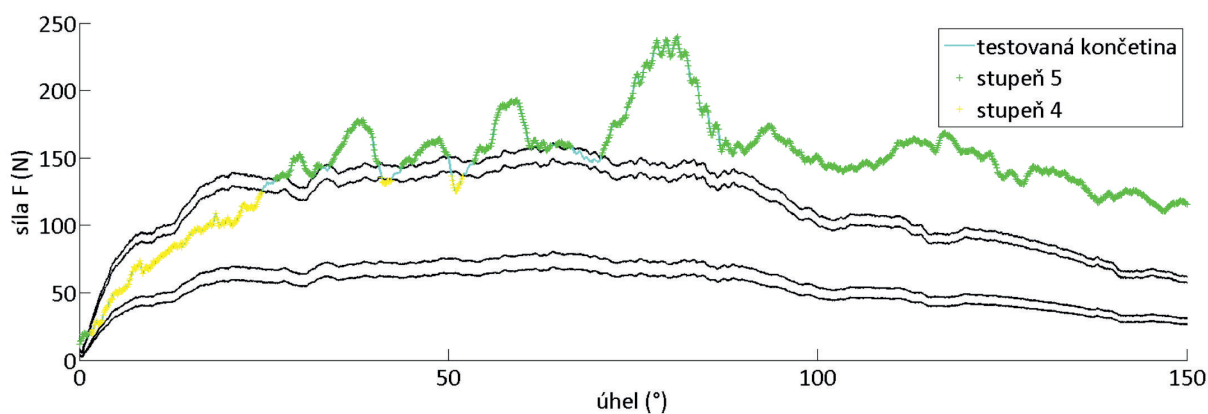
Další situace, která může nastat je, že měřená osoba bude při měření hýbat loktem do stran a neudrží ho ve stejné pozici. Mohlo by docházet ke stejné situaci, jako když se působí na koncový bod ve špatném směru vlivem pronace/supinace. Během této

simulace však docházelo k cyklickým změnám polohy lokte. V okamžiku, kdy je loket vychýlen, celá paže jde laterálně a nějaká síla již je spotřebována na udržení tohoto odstupu a pohybu se účastní i jiné svaly. Proto také graf na obrázku 4.10 zobrazuje výraznější změnu v průběhu než graf na obrázku 4.8, a také je patrná změna v točivém momentu, viz obrázek 4.11.

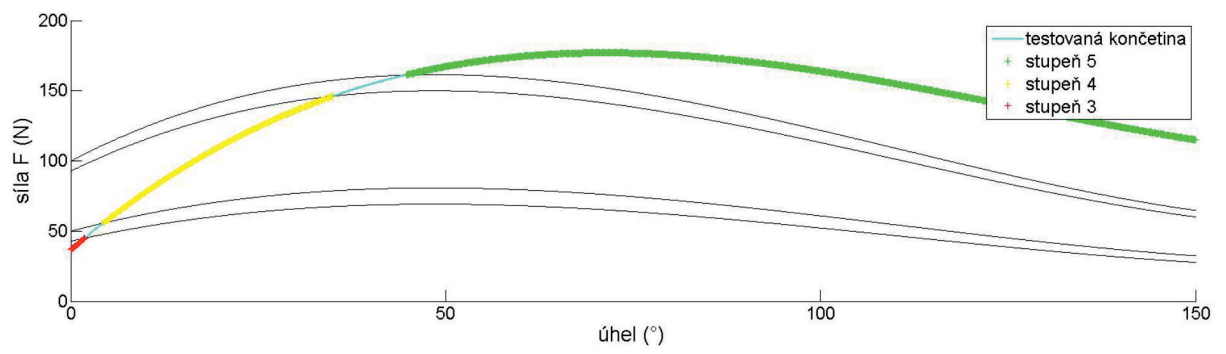
Při vyhodnocení pomocí surových dat (obrázek 4.12) jsou patrné výkyvy působení a pomalejší vzestup křivky v počáteční fázi. Což ani aproximace neusměrní (obrázek 4.13).



Obrázek 4.11: Zobrazení točivého momentu při nestabilnímu lokti. Zdroj: M. Kmoníčková



Obrázek 4.12: Vyhodnocení ze surových dat při nestabilním lokti. Zdroj: M. Kmoníčková



Obrázek 4.13: Vyhodnocení pomocí aproximace při lokti v pohybu. Zdroj: M. Kmoníčková



## 5. Diskuse

Cílem této práce bylo stanovit způsob vyhodnocování svalového testu za použití robotického ramene KUKA LBR iiwa R800 a zjistit průběh takto naměřených dat. Protože svalový test se provádí na mnoha různých pohybech, pro tuto práci byla určena flexe v lokti při supinaci předloktí. Důvodem je, že se jedná o jeden z hlavních testovacích pohybů při pohybovém omezení horní končetiny. Aby mohlo být měření realizováno, bylo zapotřebí vyrobit takové madlo (koncový člen), které odpovídá požadovaným parametřům.

Tvar madla vychází ze současného měření svalového testu v praxi, kdy fyzioterapeut těsně nad zápěstím působí proti pohybu na vnitřní straně pacientovy paže. V tu chvíli fyzioterapeut přidrží pacientovo předloktí tak, že jen zcela obepíná svou celou dlaní a prsty. Palec má přitážený k ukazováčku. Pacientova paže je tak lépe fixována, než kdyby byla dlaň natažená. Ke stejným výsledkům jsem došla i na robotickém rameni. Při prvních pokusech jsem použila rovné madlo, kde však docházelo k nežádoucímu posunu předloktí po madle. Tvar U na straně madla, která se dotýká předloktí pacienta, tento pohyb neumožňuje. Gumová vložka na vnitřní straně madla činí pro pacienta měření komfortnější.

S hotovým madlem připevněným na silově poddajný robotický manipulátor jsem měřila bilaterálně. Tím jsem si ulehčila určení hranic jednotlivých stupňů při svalovém testu. Existuje sice studie, která zjišťovala sílu při odpovídajícím pohybu u různých věkových kategorií [15]. Je zde ale několik problémů, které mi tato zjištění neumožnily využít. Za prvé jsem měřila pouze při úhlu 90°, nikoliv v celém pohybu. Za druhé se jednalo o sílu, která byla změřena dynamometrem stojícím na místě. Protože se však robotické rameno pohybuje samostatně ve směru pohybu předloktí, je síla měřené horní končetiny o něco nižší. Měření se tedy nejdříve provede na zdravé ruce a to určí hranice jednotlivých stupňů pro vyhodnocení končetiny s pohybovým omezením. Výhodou je, že vyhodnocení je individuální pro každou měřenou osobu, přičemž byl zahrnut i 8% rozdíl mezi dominantní a nedominantní končetinou, který byl zjištěn ze studie [15].

Pro lidi s poškozením na obou horních končetinách však tato metoda použít nelze. Bylo by tedy možné např. inspirovat se výše zmíněnou studií [15] a zjistit tak obvyklý průběh sil pro různé věkové kategorie, kdy by tato data pak mohla posloužit určení hranic u osob s oboustranným pohybovým poškozením.

Pohyb robotického ramene jsem předem naprogramovala tak, aby se koncový bod robotu pohyboval konstantní rychlostí. Je to proto, aby měřená osoba pohybovala paží spojitě a nezastavovala. Má to své výhody i nevýhody. Výhodou je plynulost měření. Naopak nevýhodou je, že rameno “nečeká” na předloktí a klidně se pohybuje bez něj. Avšak na záznamu by bylo patrné, že předloktí na koncový bod nepůsobilo. Problematika silového řízení je poměrně náročná, neboť se musejí vyřešit nastavení regulátoru. Navíc musí mít robotické rameno kvůli plynulosti měření minimální odezvu na externí sílu. Nemohla jsem porovnat, která z variant je vhodnější, protože v době práce nebyla vyřešena problematika silového řízení na pracovišti vedoucího práce.

Při vykreslení grafu na obrázku 3.12 je patrné, že na počátku pohybu z polohy  $0^\circ$ , že je pohyb podstatně náročnější. Maximálních hodnot sil pak křivka dosahuje okolo  $70-90^\circ$  a poté opět začne klesat, nyní již mírněji. Důvodem, proč je počátek pohybu tak náročný a člověk nevyvine takovou sílu je, že v této poloze je paže v nejméně výhodné pozici. O této problematice se zmiňuje i Janda [14] ve svém popisu flexe v loktu při supinaci předloktí. Naopak mírný pokles v druhé části průběhu je způsoben omezením loketního kloubu. Je pravda, že největší sílu má člověk při pohybu např. realizujícím hru “páka”, když je úhel mezi paží a předloktím co možná nejmenší. Je třeba si však uvědomit, že během tohoto měření působí měřená osoba nadále po definované kružnici, směrem k rameni, nikoliv mediálně proti ruce soupeře. M. biceps brachii, který v tomto pohybu hraje dominantní roli. Předloktí se už nemá kam posunout vlivem konce rozsahu pohybu. Tato síla je proto podstatně menší. Vykreslení krouticího momentu (viz obrázek 3.13) je pouze ukázkou, že nejsnadnější pohyb je opravdu okolo  $90^\circ$ .

Zobrazení dat sil z obou končetin, jako na obrázku 3.15, je pouze pro prvotní představu a posouzení shody obou křivek. Zobrazení umožňuje kontrolu, zda měření proběhlo v rámci mezí. Navíc by tímto způsobem mohly být porovnávány např. pokroky mezi jednotlivými rehabilitacemi. Pokud by měl pacient takovou zpětnou odezvu, měl by motivaci pro další cvičení. Bylo by tak možné nejspíš i zjistit, že pacient vykonává pohyb podstatně plynuleji a s menší námahou.

Důvodem, proč bylo pro zpracování dat využito dvou metod (zpracování surových dat vs. jejich aproximace polynomiální křivkou) je, že jsem se snažila, co nejméně ovlivňovat naměřený záznam. Při konzultacích s fyzioterapeuty jsem se dozvěděla, že nejoblíbenějším sledovaným parametrem je právě síla jako taková, a proto jsem se snažila ji co nejméně ovlivnit. Na druhou stranu hodnoty působících sil, i když se

člověk snaží sebevíc, nejsou nikdy konstantní, a proto na určení stupně vyhodnocení bylo vhodnější používat aproximaci. Z grafů však nebylo možné mnoho vyčíst, za to při zobrazení surových dat bylo mnohem lépe patrnější, jaká fáze je snazší a jaká méně.

Hodnotící škála je vytvořena na základě hodnocení, které je popsáno v knize Funkční svalový test od Jandy [14]. Tato hodnotící škála byla navržena pro subjektivní hodnocení. Zde je hodnocení rozděleno ještě na + a – u každé kategorie, aby se hodnotilo lépe. Při použití robotického ramene lze toto odbourat a určovat, zda se jedná pouze o 3., 4. nebo 5. stupeň. Vzhledem k tomu, že je však toto značení již zavedené a lze z něho vyrozumět i zda se např. blíží spíše 5. nebo 4. stupni, není je z vykresleného grafu (obrázek ?? a 4.2) možné tento údaj vyčíst. Tím lze posoudit, zda se měření pohybu spíše u dolní nebo horní hranice daného stupně.

Výhoda aproximace byla zřejmá v okamžiku, kdy v naměřených datech byly patrné výchylky, např na grafu na obrázku 4.7, nebo, pokud se síla testované končetiny pohybovala na hranici některého stupně. Křivka byla vyhlazena a body, které zasahovaly do oblasti mezi dvěma stupni, byly srovnány k ostatním, viz 4.1. Nejvýraznější vliv aproximace je v počáteční fázi, kdy křivky stoupají různě strmě vzhůru. Nutno podotknout, že pokud na stejné končetině bylo provedeno měření dvakrát a poté bylo srovnáno, byl tento vzestup také různý. V této fázi jsou křivky velmi citlivé a malé rozdíly ve strmosti nemohou být brány jako pohybové omezení. Proto nevádí když je tato strmost aproximací ovlivněna.

U vyhodnocení svalového testu ze samotných dat je největší výhodou, že nedochází k ovlivnění naměřených dat. Tato měření postačovala, až na nějaká extrémní měření. Dá se však předpokládat, že osoba s pohybovým omezením bude mít větší problémy působit konstantní silou a vyhodnocení pomocí aproximace bude vhodnější.

Otestovala jsem nejčastější chyby při měření a sledovala vliv na vyhodnocení a průběh dat. Neměřila jsem však na lidech s omezenou pohyblivostí. Vždy se jednalo pouze o simulaci slabšího svalového působení zdravým člověkem. První z nich bylo sledování vlivu při nekonstantním působení. Patrný byl silný vliv už při zobrazení jednotlivých sil (obrázek 4.5). V tomto případě vyhodnocení ze samotných dat vůbec nemělo smysl, neboť data se pohybovala napříč všemi kategoriemi. Aproximace tyto změny potlačila a byl tak určen stupeň 5. Vzhledem k tomu, že víme, že měřená osoba netrpěla žádným

pohybovým omezením a snažila se působit maximální silou, bylo toto určení vyhodnoceno správně.

Další sledovanou odchylkou bylo, pokud měřená osoba paží působila lehce do strany mimo rovinu danou svíraným loketním kloubem. Na obrázcích 4.8 a 4.9 jsem nepozorovala žádnou příčinnou souvislost s působením do strany. Důvodem může být právě vyrobené madlo ve tvaru U. Při měření totiž bylo nejsnazší a nejpríjemnější působit ve správném směru a tak se mohlo stát, že i když se snažila měřená osoba působit lehce do strany, šlo to ztěžka.

Posledním vlivem na měření, který jsem sledovala, bylo, když měřená osoba nemá loketní kloub fixovaný na jednom místě, ale během pohybu s ním hýbe. Zde byl vliv ze záznamu již patrnější. Jev se projevoval především v počáteční fázi pohybu, viz obrázek 4.12, kdy je vzestupná fáze pomalejší. Navíc jsou patrné i výkyvy v naměřených hodnotách, což je vidět i na grafu točivého momentu, viz obrázek 4.11. Tyto výchyly byly pomocí aproximace sice potlačeny, ale podstatně mírnější vzestupná fáze je zachována, viz obrázek 4.13. Výhodou je, že při pozorování měřené osoby je toto špatné provádění pohybu patrné a lze tedy měřenou osobu upozornit a měření zopakovat. Loket pomocí pomůcek jsem nefixovala, abych fixací lokte neovlivnila měření. Dala jsem přednost požadavku, že paže nemá obepnuta. V praxi je tato problematika řešena tak, že fyzioterapeut přidrží loket zezadu a vnímá, zda nedochází k vybočování, případně pacienta upozorní. To lze samozřejmě realizovat i při používání robotického ramene. Alternativou je vyčíst vybočování z naměřených dat. Může zdát, že se jedná o stejnou problematiku, jako když měřená osoba působí do strany. Musíme si uvědomit, že v tomto případě bylo loktem neustále hýbáno. Pokud byl loket pouze vychýlen a dále s ním nebylo pohybováno, byl by výsledek nejspíše stejný jako při působení do boku. Na grafech by odchylka nebyla patrná. Záleželo by samozřejmě na míře vychýlení.

Pokud při měření byla zaznamenána jakákoliv odchylka od běžného měření, je třeba si uvědomit, zda se jedná o nevhodné provedení pohybu. Měřená osoba špatně porozuměla pokynům, co má dělat, nebo se jedná o pohybové problémy horní končetiny. Poté jsou dvě varianty řešení. První variantou je provedení nového měření, když je odchylka od běžného průběhu způsobena pouze nepozorností měřené osoby. Druhou variantou je použít právě aproximaci, odchylky vyrovnat a z grafu vyčíst stupeň vyhodnocení. Určení zda se jedná o nepozornost měřené osoby nebo pohybové omezení lze určit podle

toho, že se měření provede alespoň dvakrát. I v případě optimálního průběhu je lepší provést měření vícekrát a pracovat s průměrem naměřených hodnot.

Během měření jsem používala robotické rameno, které je připevněno ke stolu. Pro měření na lidech menšího vzrůstu by se musel přistavit schod, aby zápěstí bylo nad stolem. Vhodnější pro další měření by bylo, pokud by robotické rameno bylo na nějakém stojanu, které by neomezovalo tolik v poloze v ose  $z$ . Pokud by stojan byl například i pohybovatelný, omezila by se i omezení samotného robotického ramene. Stejně tak by bylo vhodnější, kdyby měřené osoby při měření seděly, neboť se tak omezí potřebný výškový rozsah jednotlivých měřených osob. Navíc by se tak lépe určila pozice v prostoru, kde se měřená osoba bude nacházet a jak lokalizovat trajektorii k měření.

Pro zachování bezpečnosti při měření doporučuji sledovat na počítači simulaci pohybu. V případě závažnější odchylky je potom možné robot okamžitě vypnout.

### 6. Závěr

V diplomové práci jsme splnila zadání a stanovené cíle (viz sekce 1.2). Ukázala jsem teoretickým rozborem i praktickou implementací, že silově poddajný robot KUKA LBR iiwa lze použít pro robotickou rehabilitaci. Lze dokonce předvídat, že po očekávaném zlevnění silově poddajných robotů kvůli jejich hojnějšímu nasazení v průmyslu pro spolupráci robotů a lidí, bude jejich použití ve fyzioterapii hojnější.

Ve spolupráci s Mgr. Monikou Kimličkovou a dalšími fyzioterapeuty z FBMI ČVUT jsem vybrala pro praktickou robotickou implementaci jednu fyziologicky relevantní úlohu, a to funkční svalový test bicepsu. Navrhla jsem způsob vyhodnocení funkčního svalového testu při flexi v lokti při supinaci předloktí.

Navrhla jsem a vytvořila jsem jednoduché dřevěné madlo a přišroubovala ho na koncový bod robotu. Tím jsem robot přizpůsobila pro funkční svalový test bicepsu. Robot tak poskytl pro funkční svalový test a jeho vyhodnocení měření síly/krouticího momentu ve všech sedmi kloubech. To mi umožnilo svalový test kvantifikovat.

Úlohu spojenou s funkčním testem flexe v lokti jsem navrhla, implementovala a experimentálně ověřila. Číselné ohodnocení experimentů dává prostor pro zobecnění pro další možná fyziologická použití robotické technologie.

Teoretický rozbor a zjišťování stavu vědění jsem opřela především o zahraniční publikace a konzultace s fyzioterapeuty s dlouholetou praxí. Pomohla mi také návštěva Rehabilitačního ústavu v Kladrubech v srpnu 2017, kde jsme byli s vedoucím práce, konzultantem a Mgr. Monikou Kimličkovou. Tam jsem viděla několik špičkových a specializovaných strojů pro rehabilitaci. Dostalo se nám vysvětlení, na jaká rehabilitační cvičení se tyto stroje hodí a jaká jsou jejich omezení.

V praktické části jsem využila příležitosti nabídnuté v CIIRC ČVUT. Na pracovišti vedoucího práce mají k dispozici dva silově poddajné roboty KUKA LBR iiwa R800. Výzkumníci CIIRC se sami učí využívat pro ně novou technologii silově poddajných robotů. Záměrně roboty řídí prostřednictvím programového rozhraní ROS (Robotic Operating System) a nikoliv přímo přes proprietární softwarové rozhraní Sunrise firmy KUKA, které programům zvnějšku zpřístupňuje funkcionalitu řídicího systému. V době, kdy jsem se diplomové práci věnovala, kolegové z CIIRC ČVUT implemento-

vali rychlou silovou a momentovou zpětnou vazbu. Výsledky ještě nebyly k dispozici, a tak jsme je nemohla při řešení diplomové práce využít.

Silově poddajné robotické rameno s dřevěným madlem a moje programy pro řízení robotu a zpracování sil a momentů ze senzorů v kloubech mi dovolily udělat experimenty. Experimentálními osobami jsem byla jednak já a také kolegové z laboratoře. Z hlediska fyziologického experimentu šlo o zdravé osoby.

Stanovila jsem trajektorii pohybu robotického ramene, kterou měřená osoba kopíruje a přitom působí na koncový bod. Tato trajektorie je přizpůsobitelná na různé délky předloktí a různý rozsah pohybu. Změnou parametrů programu je možné přizpůsobit vyhodnocení podle výšky měřené osoby.

Pro vyhodnocení svalového testu lze data zpracovat dvěma způsoby. První variantou je určení daného stupně svalového testu pomocí surových dat. Tato metoda sice zachovává veškeré výchyly v měření, ale zároveň z ní lze vyčíst samotný průběh pohybu (např. jeho obtížnost v určité fázi pohybu). Druhou metodou je vyhodnotit data pomocí aproximace. Tato metoda eliminuje vliv výkyvů na výsledné hodnocení a jednotlivé body lépe zařadí do jednotlivých kategorií. Nelze však vyšetřit samotná naměřená data. Aproximace byla velmi účinná právě při simulaci nekonstantního působení na robotické rameno. Každopádně obě metody vyhodnocují stupeň vyhodnocení jako 3., 4. a nebo 5. stupeň, přičemž hranice těchto kategorií tvoří data naměřená na zdravé horní končetině. Optimální variantou je nejspíš kombinace obou metod, tedy posoudit průběh vykreslených samotná data a poté aproximovat.

Zjistila jsem, že nejnáročnějším úsekem pohybu je jeho počáteční fáze. Naopak nejnadhěji se působí, pokud mezi paží a předloktím je úhel asi  $90^\circ$ . Velmi zajímavým zjištěním bylo, že pokud měřená osoba hýbala s loktem do stran, místo toho, aby byl loket fixován v jedné poloze, byla vzestupná fáze na počátku pohybu podstatně mírnější než u optimálního měření. Stejně tak docházelo k výrazným výchylnám působící síle.

Hlavním přínosem této úlohy byla objektivizace vyhodnocování svalového testu. Pokud by na každé rehabilitaci byl u stejného pacienta jiný fyzioterapeut, mohl by každý z nich vyhodnotit test lehce jinak. Tímto způsobem by se této hrubé chybě zamezilo.

Při měření mělo robotické rameno předem počítanou trajektorii. Jako možné další rozšíření této úlohy by mohlo být využít silové poddajnosti a nechat měřenou osobu

vykonat pohyb samostatně a přitom působit na robot, který by na tuto sílu odpovídal svým pohybem ve směru působící síly. Stejně tak zajímavým pokračováním této práce je provedení měření na skutečných pacientech a výsledky porovnat s manuálním vyhodnocením fyzioterapeutem. Je možné, že z průběhu sil naměřených na lidech s pohybovým omezením HK by bylo možné vyčíst další informace než ze sil naměřených na zdravých lidech. Dá se předpokládat, že rozdíl bude patrný právě v počáteční fázi pohybu, kdy je pohyb náročnější. Naprogramováním dalších trajektorií by bylo možné použít toto zpracování i na vyhodnocení dalších pohybů, neboť zpracování dat v Matlabu je univerzální.



## Reference

- [1] Wikipedia contributors. Gymnasticon. In: *Wikipedia, The Free Encyclopedia* [online]. Wikipedia, The Free Encyclopedia, 23. 6. 2017. [vid. 24. 4. 2018]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Gymnasticon>.
- [2] Vařeka, I.; Bednář, M. a Vařeková, R. Robotická Rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. Praha: Ambit Media, a. s, 79/112(2), 168-172. [vid. 13.2.2018]. ISSN 1802-4041. Dostupné z: [http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/roboticka-rehabilitace-chuze-57772?confirm\\_rules1](http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/roboticka-rehabilitace-chuze-57772?confirm_rules1).
- [3] Bien, Z. Zenn. *Advances in Rehabilitation Robotics*. Human-friendly Technologies on Movement Assistance and Restoration for People with Disabilities. 1. vydání. Německo: Springer, 2004. ISBN 3-540-21986-2.
- [4] *Hi Tech robotická rehabilitace* [online]. Praha: Stargen EU s.r.o. [cit. 13. 2. 2018]. Dostupné z: <http://www.stargen-eu.cz/rehabilitace/>.
- [5] *Pokročilé rehabilitační systémy – robotika* [online]. Praha: BTL zdravotnická technika, a.s. [vid. 13. 2. 2018]. Dostupné z: <http://www.btl.cz/produkty-fyzioterapie-pokrocile-rehabilitacni-systemy>.
- [6] Kim, Y.; Pei, Y.; Obinata, G.; Genda, E.; Stefanov, D. Robot-Aided Motion Planning for knee Joint Rehabilitation with two Robot-Manipulators. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 35th Annual International Conference of the IEEE* [online]. Singapur: IEEE, 2013. [cit. 27. 6. 2017]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6610046/>.
- [7] Krebs, I.; Peltz, A. H. R.; Berkowe, J.; Angacian, G.; Cortes, M. a Edwards, D. Robotic Biomarkers in RETT Syndrome: Evaluating Stiffness. In: *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 6th IEEE International Conference* [online]. Singapur: IEEE, 2016. vid. [cit. 27. 6. 2017]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7523704/>.
- [8] Koukal, M., 2012. Cévní mozková příhoda je závod o život. *21. století* [online]. Praha: RF HOBBY, s. r. o. [cit. 15. 1. 2018]. Dostupné z: <http://21století.cz/2012/02/22/cevni-mozkova-prihoda-je-zavod-o-zivot/>.

- [9] Klamroth-Marganska, V.; Blanco, J.; Campen, K.; Curt, A.; Dietz, V.; Ettlin, T.; Felder, M.; Felinghauer, B.; Guidali, M.; Kollmar, A.; Luft, A.; Nef, T.; Schuster-Amft, C.; Stahel, W.; Riener, R., 2014. Three dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial. *The Lancet Neurology* [online]. USA: The Lancet, číslo 13(2), 159–166. [cit. 15. 9. 2017]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24382580>.
- [10] Kahn, L. E.; Lum, P. S.; Rymer, Z.; Reikensmeier, D. J., 2006. Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does? *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. USA: *Veterans Health Administration Office of Research and Development*, 43(5), 619 - 630. [cit. 27.6.2017]. Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/06/43/5/Kahn.html>.
- [11] Kwakkel, G.; Kollen, B. J.; Krebs, H. I., 2008. Effects of Robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: A Systematic Review. *Neurorehabil Neural Repair* [online]. UK: SAGE Publications Ltd, 22(2), 111-121. [cit. 27. 6. 2017]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2730506/>.
- [12] Marhanani, C. A Suprijato, W. Free regressor Adaptive Impedance Control of Arm Rehabilitation Robot. In: *Instrumentation, Control and Automation (ICA), International Conference* [online]. Indie: IEEE, 2016. [cit. 27. 6. 2017]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7811479/>
- [13] Mohammadi, H.; Zohoor, S.; Khadem, M. Control system design of an active assistive exoskeletal robot for rehabilitation of elbow and wrist. In: *Robotics and Mechatronics (ICRoM), Second RSI/ISM International Conference* [online]. Iran: IEEE, 2014. [cit. 27. 6. 2017]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6991008/>.
- [14] Janda, V. *Funkční svalový test*. 1. vydání. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-7169-208-5.
- [15] Kerschbaum, M.; Maziak, Nina; Böhm, E. a Scheibel, M., 2017. Elbow flexion and forearm supination strength in a healthy population. *J Shoulder Elbow Surg* [online]. Kanada: Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 26(9), 1616-1619. [cit. 18. 2. 2018]. Dostupné z: [http://www.jshoulderelbow.org/article/S1058-2746\(17\)30317-8/pdf](http://www.jshoulderelbow.org/article/S1058-2746(17)30317-8/pdf).

- [16] Douma, R.; Soer, R.; Krjinen, W.; Reneman, M. a Schans, C., 2014. Reference values for isometric muscle force among workers for the Netherlands: a comparison of reference values. *BMC Sports Sci Med Rehabil* [online]. London, VB: BMC, 6(1). [cit. 6. 3. 2018]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3996060/>.
- [17] Cevní mozková příhoda. *Vitalion* [online]. Praha: MAFRA. [cit. 13. 2. 2018]. Dostupné z: <https://nemoci.vitalion.cz/cevni-mozkova-prihoda/>.
- [18] *Cevní mozková příhoda (iktus, mrtvice, stroke)* [online]. Brno: Cerebrovaskulární ambulance. [cit. 13. 2. 2018]. Dostupné z: <http://www.cmp-brno.cz/Co-je-mozkova-prihoda-mrtvice.html>.
- [19] Kolář, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [20] Šeclová, S. *Trauma mozku a jeho rehabilitace*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-569-7.
- [21] Lippert-Grüner, M. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [22] Hermanová, K. a Jandejsková, B. Motivace k rehabilitaci zkušenosti z rehabilitačního ústavu z pohledu psycholožky a ergoterapeutky [online]. In: *Jak motivovat osoby s dysfunkcemi mozku k rehabilitaci* [online]. Praha: Rehabilitační ústav Kladruby, 2006. [vid. 13. 2. 2018]. Dostupné z: <http://docplayer.cz/1449393-Motivace-k-rehabilitaci-zkusenosti-z-rehabilitacnihoustavu-z-pohledu-psycholozky-a-ergoterapeutky.html>.
- [23] Hislop, H. J. a Hislop M. J. In: *Manual Muscle Testing of the Elbow* [online]. The University of West Alabama. [cit. 29. 4. 2018]. Dostupné z: <http://at.uwa.edu/mmt/Elbow.htm>.
- [24] Flat whites free weights. *Muscle specific trainings part 1 - the biceps files* [online]. Flat whites free weights. [cit. 30. 4. 2018]. Dostupné z: <http://flatwhitesfreeweights.com/muscle-specific-training-part-1-the-biceps-files/>.
- [25] Hoggett R. 1972-5 – Rancho Anthropomorphic Manipulator (RAM) – Rancho Los Amigos Hospital (American) In: *cyberneticzoo.com* [online]. [cit. 14. 2. 2018] Do-

- stupné z: <http://cyberneticzoo.com/teleoperators/1972-rancho-anthropomorphic-manipulator-ram-rancho-los-amigos-hospital/>.
- [26] *Armeo* [online]. Praha: Stargen EU s.r.o. [cit. 14. 2. 2018]. Dostupné z: <http://www.stargen-eu.cz/rehabilitace/horni-koncetina/armeo/>.
- [27] *Reo GO* [online]. Praha: BTL zdravotnická technika, a.s. [cit. 14. 2. 2018]. Dostupné z: <https://www.btl.cz/produkty-porkocile-rehabilitacni-systemy-reo-go>.
- [28] *LBR iiwa* [online]. Zdiby, ČR: KUKA Roboter CEE GmbH. [cit. 15. 2. 2018]. Dostupné z: <https://www.kuka.com/cs-cz/produkty,-sluzby/roboticke-systemy/prumyslove-roboty/lbr-iiwa>.
- [29] Hlaváč, V. *Robot kinematics* [online]. Praha: CIIRC [cit. 3. 5. 2018]. Dostupné z: <http://people.ciirc.cvut.cz/hlavac/TeachPresEn/51Robotics/11KinematicsRobot.pdf>.
- [30] Kauler, J. *Přednáška 1: Kinematická dvojice, Třídy a rozdělení kinematických dvojic, Kinematické řetězce, Kinematické řetězce průmyslových robotů, Obecný pohyb těles, Transformační matice pohybu, Charakteristické matice základních pohybů těles* [online]. Kladno: FBMI. [cit. 16. 2. 2018]. Dostupné z: [https://predmety.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/predmet/1969/prednasky/17PBBRBL\\_20150422\\_113803\\_c1a13a711f60c55f9e4409f733bfb598.pdf](https://predmety.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/predmet/1969/prednasky/17PBBRBL_20150422_113803_c1a13a711f60c55f9e4409f733bfb598.pdf).
- [31] Kauler, J. *Přednáška 3: Inverzní úloha kinematiky, Jacobián kinematického řetězce, Newtonova iterační metoda s Jacobiánem* [online]. Kladno: FBMI. [cit. 16. 2. 2018]. Dostupné z: [https://predmety.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/predmet/1969/prednasky/17PBBRBL\\_20150423\\_030919\\_6230e38772558c206108ba2a166a79df.pdf](https://predmety.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/predmet/1969/prednasky/17PBBRBL_20150423_030919_6230e38772558c206108ba2a166a79df.pdf).