



Programování robota KUKA iiwa pro využití rehabilitace ve zdravotnictví

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Jan Ferkl**
Vedoucí práce: Ing. Tomáš Martinec, Ph.D.





Programming the KUKA iiwa Robot for Use of Rehabilitation in Health Care

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology
Author: **Jan Ferkl**
Supervisor: Ing. Tomáš Martinec, Ph.D.





Zadání bakalářské práce

Programování robota KUKA iiwa pro využití rehabilitace ve zdravotnictví

Jméno a příjmení: **Jan Ferkl**
Osobní číslo: D16000003
Studijní program: B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: Biomedicínská technika
Zadávající katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2018/2019**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Seznámit se s problematikou senzitivních robotů, konkrétně s roboty KUKA iiwa, jejich vlastnostmi a limity
2. Najít existující řešení robotické rehabilitace, existující normy pro tuto oblast a zjistit, zda je použití robota ve zdravotnictví v souladu s legislativou
3. Vytvořit jednoduchou aplikaci pro senzitivního robota, která by demonstrovala jeho možnosti použití pro podporu rehabilitace
4. Seznámit se s existující aplikací a ověřit její funkčnost a limity

Teoretická východiska:

Ve zdravotnictví se k rehabilitaci používají jednoúčelové přístroje pro konkrétní cvik. Na trhu se ale vyskytují roboty multifunkční, které by funkci některých z nich mohly nahradit. Jedním z nich je i robotické rameno KUKA iiwa. Pomáhat by mělo pacientům se svalovým onemocněním, u kterých by měřilo sílu nebo rozsah pohybu končetin a zároveň ulehčovalo práci zdravotnickým pracovníkům. Všechno bude nastaveno v souladu s normami. Výstupem kvalifikační práce bude vytvoření článku připraveného k publikaci v odborném periodiku.

Výzkumné předpoklady:

1. Předpokládáme, že lze senzitivního robota využít pro účely rehabilitace
2. Předpokládáme, že využití senzitivních robotů pro podporu rehabilitace odpovídá příslušné legislativě pro využití ve zdravotnictví
3. Předpokládáme, že aplikace bude umět jednoduché pohyby s robotem simulující rehabilitaci
4. Předpokládáme, že porozumím existující aplikaci a naleznu možnosti a limity jejího využití v rehabilitační praxi

Metoda:

Experiment

Technika práce, vyhodnocení dat:

Technika práce: měření, analýza dokumentů, programování

Vyhodnocení dat: Text bude zpracován textovým editorem Microsoft Office Word. Data budou zpracována pomocí grafů a tabulek v programu Microsoft Excel.

Místo a čas realizace výzkumu:

Místo: Technická univerzita v Liberci (laboratoře CXI)

Čas výzkumu: listopad 2018 až leden 2019 Vzorek:

Funkce přístroje: pohyb v sedmi osách, senzor síly, orientace v prostoru.

Rozsah pracovní zprávy: 50 – 70
Forma zpracování práce: tištěná/elektronická



Seznam odborné literatury:

- BECKERLE, Philipp et al, 2017. A human Robot Interaction Perspective on Assistive and Rehabilitation Robotics. *Frontiers in Neurorobotics*. 11, 1-24. DOI 10.3389/fmech.2017.00003. Dostupné také z: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnbot.2017.00024/full>
- HAMAYA, Masashi et al, 2017. Learning assistive strategies for exoskeleton robots from user-robot physical interaction. *Pattern Recognition Letters*. 99, 67-76. DOI 10.1016/j.patrec.2017.04.007. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167865517301198>
- KOLÁŘ, Pavel a Miloš MÁČEK, 2015. *Základy klinické rehabilitace*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-219-0
- MARHOUL, Vojtěch, 2018. *Využití senzitivních robotů pro účely rehabilitace*. Liberec. Diplomová práce. Technická univerzita v Liberci. Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií.
- MCCONNELL, Alistair C. et al, 2017. SOPHIA: Soft Orthotic Physiotherapy Hand Interactive Aid. *Frontiers in Mechanical Engineering*. 3, 1-3. DOI 10.3389/fmech.2017.00003. Dostupné také z: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fmech.2017.00003>
- MOKARAM, Saeid et al, 2017. A ROS-integrated API for the KUKA LBR iiwa collaborative robot. *IFAC-PapersOnLine*. 50(1), 15859-15864. DOI 10.1016/j.ifacol.2017.08.2331. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2405896317331464>
- QIAN, Zhiqin a Bi ZHUMING, 2014. Recent development of Rehabilitation Robots. *Advances in Mechanical Engineering*. 1-11. DOI 10.1155/2014/563062. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/full/10.1155/2014/563062>
- RESQUÍN, Francisco et al, 2016. Hybrid robotic systems for upper limb rehabilitation after stroke: A review. *Medical Engineering & Physics*. 38(11), 1279-1288. DOI 10.1016/j.medengphy.2016.09.001. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453316302016>
- SIMONETTI, Davide et al, 2017. Reprint of "Multimodal adaptive interfaces for 3D robot-mediated upper limb neuro-rehabilitation: An overview of bio-cooperative systems". *Robotics and Autonomous System*. 90, 86-96. DOI 10.1016/j.robot.2016.1.002. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0921889016307035>
- ZHANG, X., Z. YUE a J. WANG, 2017. Robotics in Lower-Limb Rehabilitation after Stroke. *Behavioural Neurology*. 2017, 1-13. DOI 10.1155/2017/3731802. Dostupné také z: <https://www.hindawi.com/journals/bn/2017/3731802/>
- ZHOU, Shou-Han et al, 2016. Learning control in robot-assisted rehabilitation of motor skills – a review. *Journal of control and Decision*. 19-43. DOI 10.1080/23307706.2015.1129295. Dostupné také z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/23307706.2015.1129295>

Vedoucí práce: Ing. Tomáš Martinec, Ph.D.
Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání práce: 1. září 2018

Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2019

L. S.

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

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

V Liberci 30. listopadu 2018

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

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

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

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že texty tištěné verze práce a elektronické verze práce vložené do IS STAG se shodují.

16. 6. 2019

Jan Ferkl

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat svému vedoucímu práce Ing. Tomáši Martincovi, Ph.D. za odborné rady, ochotu a připomínky při konzultacích a v neposlední řadě poskytnutí potřebných materiálů pro psaní mé bakalářské práce.

Anotace

- Autor:** Jan Ferkl
- Instituce:** Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
- Název práce:** Programování robota KUKA iiwa pro využití rehabilitace ve zdravotnictví
- Vedoucí práce:** Ing. Tomáš Martinec, Ph.D.
- Počet stran:** 60
- Rok obhajoby:** 2019
- Souhrn:** Práce se zabývá problematikou asistované rehabilitace za pomoci průmyslových robotů. Představuje základní rehabilitační metody a seznamuje s existujícími kolaborativními průmyslovými roboty na trhu, které by mohli být pro účely rehabilitace použity. Představuje i konkrétní robotická rehabilitační řešení. Dále uvádí normy vztahující se k použití technických prostředků ve zdravotnictví a také ke kolaborativním robotům v kontaktu s člověkem. Mimo to obsahuje také vlastní návrh rehabilitačního řešení aplikovaném na robotovi KUKA LBR iiwa.
- Klíčová slova:** KUKA LBR iiwa, kolaborativní robotika, robotická rehabilitace, asistovaná rehabilitace, rehabilitační metody

Abstract

Author: Jan Ferkl

Institution: Technical university of Liberec, Faculty of Health Studies

Title: Programming the KUKA iiwa Robot for Use of Rehabilitation in Health Care

Supervisor: Ing. Tomáš Martinec, Ph.D.

Pages: 60

Year: 2019

Summary: This thesis is focused on the topic of assisted rehabilitation with the use of industrial collaborative robots. It also presents basic methods of regular rehabilitation and the already existing collaborative industry robots on the market, which could be used for the purpose of rehabilitation. It also contains specific robotic solutions for rehabilitation. Then it presents standards related to the use of medical devices and also to collaborative robots in interaction with a human. In addition, this thesis also introduces a proposition of its own rehabilitation solution applied by the KUKA LBR iiwa.

Key words: KUKA LBR iiwa, collaborative robots, robotic rehabilitation, assisted rehabilitation, methods of rehabilitation

Obsah

1	Úvod.....	13
2	Teoretická část.....	14
2.1	Medicínská část.....	14
2.1.1	Kosterní soustava horní končetiny.....	14
2.1.2	Svalová soustava horní končetiny.....	15
2.1.3	Rehabilitace a její definice.....	16
2.1.4	Rozdělení rehabilitace.....	17
2.1.5	Terapeutické postupy mobilizace.....	18
2.1.6	Rehabilitace motodlahou.....	20
2.2	Technická část.....	21
2.2.1	Robotika.....	21
2.2.2	Rozdělení průmyslových robotů.....	22
2.2.3	Kooperativní/kolaborativní robotika.....	22
2.2.4	Bezpečnost a legislativa robotů.....	27
2.2.5	Robotické aplikace ve zdravotnictví.....	33
3	Výzkumná část.....	41
3.1	KUKA LBR iiwa 7 R800.....	41
3.2	Program simulující rehabilitaci motodlahou.....	42
3.3	Testování existující aplikace.....	47
4	Diskuze.....	52
5	Závěr.....	53
	Seznam použité literatury.....	54
	Seznam tabulek.....	59
	Seznam obrázků.....	59
	Seznam zdrojových kódů.....	60
	Seznam příloh.....	60

Seznam použitých zkratek

CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
CPM	kontinuální pasivní pohyb (continuous passive motion)
ČR	Česká republika
ČSN	česká technická norma (dříve československá státní norma)
EEG	elektroencefalografie
EMG	elektromyografie
EN	evropská norma (european standard/norm)
IFR	mezinárodní federace pro robotiku (international federation of robotics)
iiwa	inteligentní průmyslový pracovní asistent (Intelligent Industrial Work Assistant)
ISO	mezinárodní organizace pro normalizaci
LBR	robot lehké konstrukce (Leichtbauroboter)
LED	světlo emitující dioda (Light-Emitting Diode)
LSR	Life Science Robotics
MS	Microsoft
PC	osobní počítač (personal computer)
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
PTP	point to point
PVC	polyvinylchlorid

1 Úvod

V posledních letech lze pozorovat rostoucí zájem o výzkum asistenční a rehabilitační robotiky. Důvodem je zvyšující se délka života a s tím související poptávka po rehabilitačních pracovnících, kterých je už nyní nedostatek. Dalším důvodem jsou přesnější data o účinnosti rehabilitace a pokrocích pacienta v jejím průběhu. Do budoucna hraje tedy interakce mezi člověkem a robotem zásadní roli (BECKERLE et al., 2017).

Tématem této práce je využití průmyslových senzitivních robotů v úplně jiné oblasti, než pro kterou byly původně určeny a tou je zdravotnictví, konkrétně fyzická rehabilitace. Tyto roboty jsou navrženy pro spolupráci s člověkem, a proto není důvod, proč by takto být využity nemohly. V této práci jsme pracovali s robotem iiwa od společnosti KUKA. Představujeme zde ale přehled i ostatních kolaborativních robotů na trhu. Vysvětlujeme jejich základní parametry a uvádíme příklady projektů, které tento typ robotů zkusily do zdravotnického prostředí implementovat. Dále také uvádíme projekty zabývající se robotickou rehabilitací i jinak než pomocí průmyslových robotů. Mimo to také seznamujeme čtenáře se základními metodami používaných ve fyzioterapii.

Ve výzkumné části se seznamujeme se součástmi robota KUKA LBR iiwa a popisujeme zdrojový kód námi vytvořené aplikace pro rehabilitaci horní končetiny. Dále se věnujeme testování komplexnější aplikace, která byla již vytvořena a hledáme její limity.

2 Teoretická část

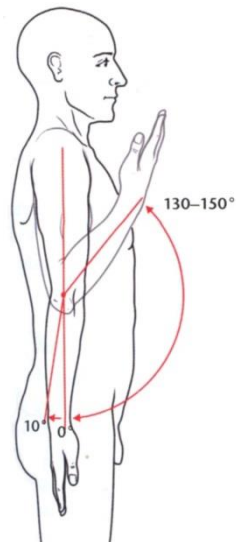
2.1 Medicínská část

V této části si představíme informace potřebné k pochopení problematiky ze zdravotnického pohledu. Uvádíme zde anatomická fakta doplněná o biomechaniku svalů a komplexní informace z odvětví rehabilitace.

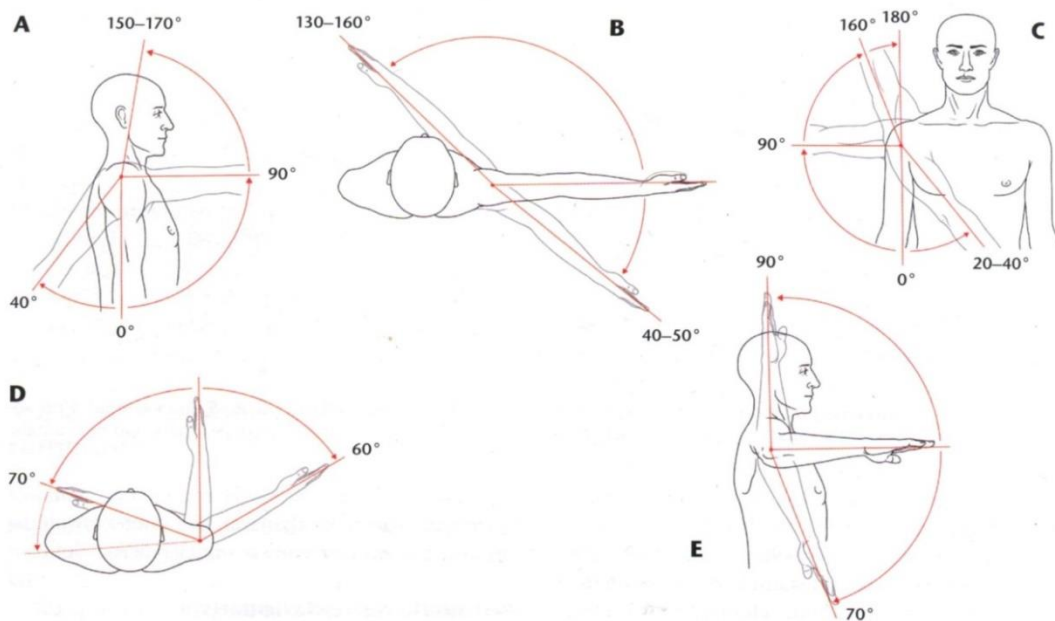
2.1.1 Kosterní soustava horní končetiny

Horní končetina je připojena na osový skelet prostřednictvím pletence. Ten tvoří lopatka (scapula) a kost klíční (clavicula). Lopatka není připojena k páteři a tím zvyšuje rozsah pohybu. Na pletenec je připojena volná horní končetina začínající kostí pažní (humerus). Jedná se o nejsilnější kost, na které je umístěno několik úponů svalů. Dále navazuje předloktí tvořené kostí loketní (ulna) a vřetenní (radius). Koncové části se říká vlastní ruka a je složena z osmi zápěstních (karpálních) kostí, na které se napojují kosti záprstní (metakarpy) a na každou záprstní kost navazují jednotlivé články prstů.

Mezi jednotlivými kostmi jsou spojeny kloubem a vazem. Kloub s největším rozsahem je kloub ramenní (viz obr. č. 2). Řadí se mezi kulovité klouby, které dovolují pohyb ve všech rovinách. V pořadí následuje kloub loketní, ve kterém se setkávají humerus, radius a ulna. Styčná plocha mezi humerem a ulnou dovoluje pohyb typu flexe a extenze (viz obr. č. 1), protože má kladkový tvar. Mezi humerem a ulnou je plocha kulovitá, ale protože se kosti předloktí nemůžou navzájem oddalovat je pohyb omezen. Radius se může kolem ulny otáčet a těmito pohyby se říká supinace a pronace. Zápěstní kloub umožňuje, jako kloub loketní, pohyby typu flexe a extenze. Navíc je schopen pohybů do stran, kterým se říká dukce (ČAPEK et al., 2018).



Obrázek 1: Fyziologický rozsah pohybu v loketním kloubu (KOLÁŘ, 2009, s. 153)



Obrázek 2: Fyziologický rozsah pohybů v ramenním kloubu (KOLÁŘ, 2009, s. 146)

2.1.2 Svalová soustava horní končetiny

Hlavní tkáň, která se podílí na tvorbě svalu je svalové vlákno. Jejich větší spojení pak tvoří svalové snopce. Primární činnost svalu je kontrakce, tedy stah. Ještě si přiblížíme vztahy mezi svaly. Sval, který má dominantní postavení při ohybu kloubu je agonista.

Dvou a více svalům při kooperaci při jednom pohybu se říká synergisté. Jejich opakem jsou antagonisté.

Začneme se svaly začínající na pletenci a úponem na proximální části humeru. Ze zadní plochy scapuly začínají malý a velký sval oblý, nadhřebenový a podhřebenový sval. Tyto svaly rotují ramenem z vnějšku. Antagonista jim je sval podlopatkový, který začíná na přední straně scapuly. Šlachám těchto svalů se říká rotátorová manžeta, protože těsně doléhají na pouzdro kloubu a jsou významné pro jeho pevnost. Velkým svalem horní končetiny je sval deltový. Má počátky na třech částech pletence a ze tří stran také obklopuje kloub. Z těchto důvodů umožňuje více pohybů, ale abdukce je tím nejvýznamnějším.

Svaly paže většinou slouží k ohybu v lokti a začínají na scapule nebo humeru. Ty vpředu jsou flexory a nejvýznamnějším je dvojhlavý sval pažní (musculus biceps brachii), pod ním se ještě nachází sval pažní (musculus brachialis). Bicepsový sval umožňuje na rozdíl od svalu pažního mimo flexe lokte, také supinaci v předloktí. Na zadní straně jsou extenzory lokte a zase uvádíme nejvýznamnější - trojhlavý sval pažní (musculus triceps brachii).

Svaly předloktí se dělí do 3 skupin, které se dělí zase dál na vrstvy. Ve vrstvách už je pak rozdělení na samostatné svaly. Pro naše účely postačí vysvětlení funkčních principů. Na hřbetní straně předloktí se nachází extenzory prstů a zápěstí. Na vnitřní straně jsou pak flexory a pronátory. Existuje ještě třetí skupina svalů na palcové straně předloktí. Tam se nacházejí zase extenzory a k tomu ještě supinátory zápěstí. Ve vlastní ruce jsou pak další drobné svaly umožňující pohyb prstů (ČAPEK et al., 2018).

2.1.3 Rehabilitace a její definice

Rehabilitace je pojem širšího významu obecně užívaný jako: „*koordinované a plynulé úsilí společnosti s cílem sociální integrace jedince včetně zlepšení nebo stabilizace jeho zdravotního stavu*“ (KOLÁŘ, 2015, s. 13). Pro rehabilitaci lidí se zdravotním postižením se užívá pojmu ucelená rehabilitace. Definice od Světové zdravotnické organizace z roku 1969 je takováto: „*Kombinované a koordinované využití lékařských, sociálních, výchovných a pracovních prostředků pro výcvik nebo znovuzískání co možná nejvyššího stupně funkčních schopností*“ (KOLÁŘ, 2015, s. 13). Roku 1981 byla ještě rozšířena o sdělení: „*rehabilitace obsahuje všechny prostředky směřující ke zmenšení tlaku, který působí disabilita a následný handicap. Usiluje především o společenské začlenění postiženého*“

(KOLÁŘ, 2015, s. 13). Název oboru užívaného pro léčebnou rehabilitaci postižených na zdraví v plném rozsahu, který se snaží o zařazení postiženého zpět do aktivního života, je pak: „Rehabilitační a fyzikální medicína“ (KOLÁŘ, 2015).

2.1.4 Rozdělení rehabilitace

Rehabilitaci můžeme rozdělit do 4 oblastí: léčebná (medicínská) rehabilitace, sociální rehabilitace, pedagogická rehabilitace a pracovní rehabilitace. Pro naše účely bude termín vystihovat léčebnou rehabilitaci. Pro úplnost uvádíme stručné vysvětlení i zbylých termínů (KOLÁŘ, 2009).

2.1.4.1 Léčebná rehabilitace

Tato oblast rehabilitace obsahuje soubor diagnostických, terapeutických, rehabilitačních a organizačních opatření. Tento soubor má vést k nejvyšší možné funkční zdatnosti pacienta a utvoření podmínek k jejímu uskutečnění. Za předpokladu, že je tato rehabilitace poskytnuta včas, tak platí, že až 1/3 pacientů po těžkém úrazu využije pouze tuto jednu oblast rehabilitace a nepotřebuje celý komplexní systém. Mezi jednotlivé obory léčebné rehabilitace se řadí: fyzioterapie, ergoterapie, rehabilitační inženýrství, fyziatrie a myoskeletální medicína.

- **Fyzioterapie** se zabývá pohybovým systémem a to jak jeho diagnostikou, tak i možnostmi ovlivnění jeho poruch.
- **Ergoterapie** je obor zabývající se terapií a je součástí multidisciplinárního léčebného přístupu pro více diagnóz.
- **Rehabilitační inženýrství** je interdisciplinárním oborem a zároveň pojem, který zahrnuje jednotlivé možnosti využití technický prostředků pro různé typy zdravotního postižení a jejich souvislostmi. Jeho náplní je vybavení zdravotně postiženého pacienta technickými pomůckami tak, aby jeho plnohodnotné zařazení do společnosti bylo s maximální možným uspokojením životních potřeb.
- **Fyziatrie**, nebo také **fyzikální medicína** studuje fyzikální podněty. Mezi tyto podněty patří různé typy energií nebo jejich kombinace a to např.: mechanická, chemická, elektrická aj. Fyziatrie je využívá pro diagnostiku, terapii a také prevenci. Nás bude zajímat ta mechanická, která bývá nazývána také jako mechanoterapie. Sem se totiž řadí i přístroje vykonávající pohyby s pacientem.

- Náplní **myoskeletální medicíny** je diagnostika a terapie funkčních poruch hybného systému, které jsou součástí strukturálního onemocnění, ale i těm, ke kterým dochází samostatně (KOLÁŘ, 2009).

2.1.4.2 Sociální, pedagogická a pracovní rehabilitace

Sociální rehabilitace je proces, ve kterém se jedinec se zdravotním postižením učí dovednosti potřebné k dosažení samostatnosti v nejvyšší možné míře v oblasti sociálního začlenění.

Cílem pedagogické rehabilitace je pomoci lidem se zdravotním postižením dosáhnout nejvyššího možného vzdělání za využití podpůrných opatření, které, pokud možno, eliminují zdravotní postižení.

Pracovní rehabilitace je tu od toho, aby pomohla lidem se zdravotním postižením najít a udržet si zaměstnání s ohledem na jejich zdravotní stav, pracovní způsobilost a dosažené vzdělání (KOLÁŘ, 2009).

2.1.5 Terapeutické postupy mobilizace

V této kapitole uvedeme různé konvenční postupy mobilizace končetin s potenciálem pro použití ve spolupráci s robotem.

2.1.5.1 Pasivní pohyby

Tento terapeutický postup nepředpokládá vlastní aktivitu pacienta na vykonávaném pohybu. Zavádí se v prvních dnech po operacích. Je vhodný především pro jednotlivce s poruchou vědomí a pro ty, kteří nemůžou překonat vazivovou kontrakturu volní aktivitou. Při vykonávání pasivních pohybů se zabraňuje vývoji spasticity, vzniku kontraktur a hlavně se snaží zachovat stoprocentní pohyblivost v kloubech. Spasticitou rozumíme zvýšení svalového napětí a kontraktura znamená chorobné stažení svalu. Nejvýznamnější podíl u terapií pasivním pohybem dnes mají motomed a motodlaha (KOLÁŘ, 2009).

2.1.5.2 Aktivní pohyby s asistencí

Tyto pohyby jsou prováděny aktivně pacientem s určitou dopomocí. Asistence má pomoci provádět pohyb tak, aby jeho klouby byly v centrovaném postavení. Problém v pohybu může způsobovat např. spasticita. Vždy se snaží využít maximálních pohybových rozsahů pacienta. Začátky těchto cvičení mohou být zaměřené na izolované

soustavy horních, dolních končetin a trupu. Tato cvičení mají také pomoci při svalové slabosti dokončit prováděný pohyb. Míra dopomoci se určuje při sledování kvality pohybu, se kterou je schopen pacient pohyb vykonat. Zaměřuje se především na napětí v kloubech, rozsah a plynulost pohybu.

2.1.5.3 Aktivní cvičení síly

Svalové cvičení spočívá ve zvýšení odporu proti pohybu pacienta. K tomu lze využít mnoho pomůcek od obyčejných činek až po sofistikovanější přístroje. Způsob zátěže volí fyzioterapeut. Při takovémto tréninku lze jednotlivý sval považovat za samostatnou anatomickou jednotku a zaměřit se tedy jen na směr jeho kontrakce od začátku k úponu. Tento přístup ale téměř nerozvíjí mezisvalové koordinace. Při posilování svalu se totiž zapojují i svaly, které zajišťují úponovou stabilizaci svalu cvičenému. Dále to také způsobuje přetěžování kloubních segmentů vlivem porušení stabilizační funkce, které vede k decentraci kloubu. Pod pojmem centrace kloubu rozumíme jeho postavení tak, že jsou jeho pracovní plochy v maximálním kontaktu a působící síly jsou tedy rovnoměrně rozložené (KOLÁŘ, 2009).

2.1.5.4 Trakce

Tento výkon se provádí tahem v ose kloubu a nesmí se přesáhnout síla, která by vyvolala ochrannou reflexní reakci ve svalech. Kvůli tomuto limitu vyhovuje spíše trakce vykonaná odborným pracovníkem více než přístrojem. Neznamená to ale, že by to robot využít nešel.

2.1.5.4.1 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

Na úvod této kapitoly uvádíme vysvětlení základních pojmů. Prvním z nich je aferentní dráha, tzn. dostředivá. Jde o vlákna, která vedou ze spinálních ganglií, konkrétně z jejich neuronů, do CNS zadními rohy míšními. Zde se dále dělí na dvě kolaterály. Dalším souvisejícím pojmem je eferentní dráha, tzn. odstředivá. Její vlákna vystupují z předního rohu míšního a motoneurony končí na efektoru, což je orgán, který se skládá z dráždivých buněk. Představit si pod tím můžeme příčně pruhovanou svalovinu (FONTANA, 2014). Poslední termín je proprioceptor. To je receptor, neboli nervové zakončení, přenášející informaci ze svalů, vazů, šlach a kloubních pouzder (HROMÁDKA, 2012). Neurofyziologickým základem samotné metody je působení skrze aferentní impulsy ze svalových, ale i šlachových a kloubních proprioceptorů na motorické neurony předních rohů míšních. Dále je také působeno na motorické

neurony přes eferentní impulsy z vyšších motorických center. Ty také reagují na aferentní impulsy, které přicházejí z různých exteroceptorů. Kýženeho působení na proprioceptory se dosahuje různými pohyby a to aktivními i pasivními, nebo i dynamickou či statickou prací proti odporu.

Metoda vychází ze zásady, která říká, že mozek myslí v pohybech. To znamená, že pro jeden pohyb automaticky zapojí více svalů. Z tohoto principu pak vychází pohybové vzorce, které jsou základem PNF. Tyto vzorce spočívají v pohybu po diagonále a současně rotací v ose končetiny.

Indikace pro tuto metodu je obrovská. Může jí být především onemocnění centrálního nervového systému (centrální paréza, ataxie, aj.) a poškození periferních nervů (různé parézy, ortopedické poruchy, traumatická poškození pohybového aparátu). Kontraindikace je pak např. aplikování odporů distálně od místa zlomeniny nebo závažnější kardiovaskulární onemocnění. (KOLÁŘ, 2009)

2.1.6 Rehabilitace motodlahou

Motodlaha je přístroj, který se rozšířil zhruba od začátku 21. století a je užíván pro kontinuální pasivní pohyb (CPM). Jeho indikace je především v rehabilitaci poúrazových a pooperačních stavů. Bylo prokázáno, že dlouhodobá imobilizace kloubů způsobuje biomechanické, histochemické ale i histologické nežádoucí změny kloubních struktur, kostí a měkkých tkání. Konkrétně se prostor kolem kloubů vyplňuje tukovým vazivem. To později nahrazuje i chrupavku. Patogeneze kloubního ztuhnutí se dělí do 4 stádií. V prvním stadiu dochází k intraartikulárnímu krvácení, které způsobí distenzi v kloubním pouzdře a otok. Aby se tomuto zamezilo, tak se zavádí drenáž. Toto stadium trvá v řádu minut až hodin. Končetina se zavádí do polohy takové, kde je v kloubní dutině největší možný objem. V případě lokte je to zhruba 80° flexe. Druhé stadium patří čistě otoku. Pozorujeme ho v 6 hodinách po stadiu prvním. Otok je významný z důvodu předejití dalších dvou stádií. Ve třetím stadiu se v okolí kloubu formuje granulační tkáň, která způsobuje další tuhnutí. A čtvrté stadium je stadium fibrotizace.

Na základě několika pokusů se koncepce CPM prokázala jako vysoce pozitivní. Konkrétně ve formování hyalinní chrupavky, vstřebávání synoviálního hemartrosu, hojení periostálního štěpu při rekonstrukci chrupavky, vstřebávání pooperační flebotrombózy. Pokud bychom ale od začátku nastavili velký rozsah pohybů, tak bude způsobovat bolesti. Tyto pozitivní vlivy jsou pozitivní ve vysoké míře především

ve srovnání s úplnou imobilizací. Pokud se podíváme na klinické studie, přínos už není tak markantní. To znamená srovnání CPM s klasickou rehabilitací. V tomto případě je přínos především v ušetření sil a energie fyzioterapeuta. Význam přístroje klesá při zlepšení pacienta a situaci, kdy může přejít k aktivní rehabilitaci. V delším časovém rozsahu lze vliv CPM pozorovat na rozsahu pohybu, který souvisí s návazností strukturálních a funkčních poruch ve svalech. Příkladem může být svalová hypertonie, která má tendenci ochranného držení a tím může způsobovat omezení pohybu. CPM zde může proprioceptivním působením rozsah vrátit do fyziologických hodnot. Je potřeba ale navázat aktivním cvičením s centrací kloubu pro udržení rozsahu. Americká společnost Aetna vydala doporučení indikací pro CPM. Rozděluje je do dvou skupin, my si je ale uvádíme souhrnně a ne v plném znění. Patří sem např.: stavy po operační artrolýze nebo redresu, podpora a hojení kloubní chrupavky, fraktura distálního radia nebo revmatoidní artritida.

Metodika použití CPM není zcela standardizovaná a dost se tedy liší. Shodující fakta ale jsou, že v prvních dvou stádiích patogeneze je CPM efektivní, ve třetím efektivita klesá a ve čtvrtém už není žádná. Pro použití CPM zohledňujeme tyto faktory: odstup od operace, lokální funkční nález kloubu, omezení stanovená na základě hojení a nakonec reakce pacienta na terapii. Výrobci si stanovili pro určování rychlosti pohybu jednotku [$^{\circ}/\text{min}$]. Maximum bývá $150^{\circ}/\text{min}$ to je $2,5^{\circ}/\text{s}$. Je možné zadat i sílu, která je však v bezrozměrných hodnotách od 1 do 6. V krajních pozicích se nechává pauza zhruba 2 sekundy. Doba jedné aplikace je kolem 30 minut. Úchyt končetiny nebývá nijak pevný, aby měl pacient v případě bolesti možnost kompenzovat omezený pohyb změnou polohy. Tato volnost je důležitá u rehabilitace ramene, kde je cíl stabilizace lopatky. Dále má pacient v ruce ovladač, kterým si celý proces může řídit (VAŘEKA a VAŘEKOVÁ, 2015).

2.2 Technická část

Tato kapitola pojednává o situaci a pojmech z technické sféry a vytváří přehled robotů, které by se dali použít k účelu rehabilitace.

2.2.1 Robotika

Robotiku můžeme popsat jako vědu o vývoji robotů, která je provázaná s dalšími obory jako kybernetika, neuronové sítě a umělá inteligence (ANON, 2018).

Podle Mezinárodní organizace pro standardizaci definice robota, která určila definici i pro normu ISO 8373, je slovo robot definováno následovně (ŘEHÁKOVÁ, 2014).

„Automaticky řízený, opětovně programovatelný, víceúčelový manipulátor pro činnost ve třech nebo více osách, který může být buď pevně upevněn na místě, nebo mobilní k užití v průmyslových automatických aplikacích“ (ŘEHÁKOVÁ, 2014, s. 1).

2.2.2 Rozdělení průmyslových robotů

Základní rozdělení průmyslových robotů je členění do těchto skupin:

- **Ruční manipulátory** jsou přímo ovládané člověkem, jejich primární cíl je zvýšit sílu člověka.
- **Manipulátory s pevným programem** pracují automaticky, opakují předem pevně naprogramované pohyby.
- **Manipulátory s pružným programem** funguje podobně jako robot výše, ale lze zasahovat do jeho programu. Patří sem i kognitivní roboty, které jsou schopny upravit program po komunikaci s člověkem (HAVLÍČEK, 2015).

Dále je lze dělit podle typu pohybu:

- **Kartézské roboty** mají 3 klouby a možnost pohybu jen lineárně.
- **Scara roboty** vykonávají translační pohyby a otáčejí se kolem horizontální osy.
- **Angulární roboty** jsou přidělaný otočným spojem k podložce a rameno tvoří klouby (nejčastěji 6 os). Slouží k polohování předmětů a orientaci.
- **Redundantní roboty** jsou podobné jako angulární, ale dostanou se k předmětu z různých pozic. Sem bychom zařadili i robota KUKA LBR iiwa.
- **Delta roboty** jsou známé jako pavoukovité roboty a tvoří je kloubové rovnoběžníky se společnou základnou.
- **Dual-arm roboty** mají dvě paže, které jsou schopny spolu kooperovat, ale pracovat i zvlášť (VALDMAN, 2017).

2.2.3 Kooperativní/kolaborativní robotika

Jedná se i v rámci robotiky v průmyslu o relativně novou disciplínu, která se zabývá spoluprací člověka s roboty. Standardně pracují průmyslové roboty z bezpečnostních důvodů v klecích, aby nemohlo dojít ke zranění člověka. Kolaborativní roboty (někdy také nazývané kooperativní nebo senzitivní) mohou pracovat s člověkem bezpečně

i v jednom prostoru. Takové fungování umožňují různé senzory a bezpečné materiály, které slouží k pohlcení energie (VALDMAN, 2017). Mezi ty nezákladnější senzory patří především senzory momentu síly v jednotlivých osách robota, díky kterým je možné vyhodnocení síly, které působí na koncové části robota, tzv. efektory (MARHOUL, 2018). Kolaborativního robota lze také nazvat „cobot“. Coboty vyznačuje možnost naprogramovat je „naučením“ pohybu manuálně a ne nutně skrze příkazové řádky (VALDMAN, 2017).

2.2.3.1 Trend kolaborativní robotiky

Na úvod si uvádíme číslo od IFR, které říká, že počet prodaných robotů vzrostl v roce 2017 o 31 %. Toto číslo zahrnuje všechny roboty, pro ty kolaborativní se odhaduje růst daleko větší. IFR dále popisuje budoucnost robotů v strojovém učení a intuitivnějšímu ovládání. To znamená, že jejich zavádění by mělo být jednodušší a především méně náročné na odborníky v místech, kde by byly roboty využity. Z toho vychází trend v kolaborativní robotice.

Jak jsme si již řekli jeden z nejdůležitějších požadavků na coboty je jednoduchost nastavení. Takové coboty umožňují rychlejší inovace. Další požadavek, který přišel z průmyslu, je minimalizovaná doba implementace. Poslední z požadavků se týká komplexnosti robota. Je potřeba, aby zvládl více úloh a ne jen tu, ke které byl původně určen. To znamená variabilitu, co se nástrojů týče a softwarovou podporu. Pro spolupráci s člověkem je nutné splňovat bezpečnostní standardy EN ISO 13849-1 a EN ISO 10218-1, o kterých si řekneme více v samostatné kapitole.

Na samostatný vývoj techniky v robotice se dále nabalují služby. Ty zahrnují především krátkodobý pronájem cobotů včetně jejich zavedení do provozu. To využívají podniky v krátkodobých projektech nebo ve špičkách provozu, kdy jejich vlastní zaměstnanci nestačí (BEZUCKÝ, 2018).

2.2.3.2 Parametry cobotů

Mezi základní parametry kolaborativních robotů patří tyto:













- **Počet os** určuje počet stupňů volnosti, které cobot má. Standardní průmyslové roboty mají obvykle 6 os, cobot může mít ale i více.
- **Dosah** udává maximální vzdálenost, ve které je schopen cobot normálně pracovat. Definice ale není jednotná, proto je hodnota spíše orientační. Udává se v milimetrech.
- **Užitečné zatížení** udává maximální zatížení, které lze na cobota vyvinout. Je uváděno v kilogramech.
- **Rychlost** udává, jak rychle je cobot schopen pracovat. Jednotky jsou různé. Pro pohyb v kartézských souřadnicích se udává v jednotce [mm/s]. Pro pohyb typu PTP zase v [°/s] a [rad/s].
- **Hmotnost** je váha cobota bez zatížení, která se uvádí v kilogramech.

Dalším důležitým parametrem, který ale není technický, by mohla být cena. Liší se pochopitelně od výrobce. V ceně robota mohou být mimo vlastního robota zahrnuty také různé doplňky jako např.: softwarové rozšíření, jeho aktualizace, nástroj, atd. (VALDMAN, 2017).

2.2.3.3 Porovnání výrobců

Firem, které se zabývají výrobou a vývojem cobotů je celá řada (viz tabulka č. 1). Mezi největší společnosti zabývající se kolaborativní robotikou patří FANUC, Universal Robots, ABB nebo právě KUKA (DUCHOSLAV, 2017).

Tabulka 1: Porovnání důležitých parametrů cobotů od různých výrobců zpracované dle Robotiq.com

Obrázek	Název	Počet os	Dosah [mm]	Užitečné zatížení [kg]	Přesnost opakování [mm]	Hmotnost [kg]
	ABB – Yumi	2 x 7	500	0,5	0,02	38
	AUBO – I5	7	880	5	0,05	24
	BOSCH – APAS	6	911	4	0,03	230
	KUKA – LBR IIWA 7 R800	7	800	7	0,1	22
	KUKA – LBR IIWA 14 R820	7	820	14	0,15	30
	FANUC – CR 35IA	6	1813	35	0,08	990
	F&P PERSONAL ROBOTICS – PROB 2R	6	775	3	0,01	20
	FRANKA – EMIKA	7	800	3	0,01	18,5
	MOTOMAN/YASKAWA – HV10	6	1200	10	0,1	47
	MRK SYSTÉM – KR 5 SI	6	1423	5	0,01	150
	RETHINK ROBOTICS – SAWYER	7	1260	4	0,1	19
	STÄUBLI – TX2-60	6	670	3,5	0,02	51,4
	UNIVERSAL ROBOTS – UR5	6	850	5	0,1	18,4

Ze zmíněných robotů si vybíráme zástupce pro detailnější porovnání dle práce Marhoula (2018). Jsou jimi tyto:

- **UR5 (Universal Robots)**

Mimo tento model nabízí firma i další a to UR3 a UR10. Číslo vždy označuje nosnost daného modelu. Tyto roboty jsou původně určené pro práci s předměty s malou hmotností. Tento tedy konkrétně do 5 kg a dosahem až 850 mm.

- **YuMi (ABB)**

Tento robot má na rozdíl od zbylých porovnávaných 2 ramena. Vyznačuje se vysokou přesností opakování pohybu na 0,02 mm a rychlostí až 1500 mm/s. Zátěž na jedno rameno může být maximálně 0,5 kg. Vzhledem k vysoké přesnosti opakování dokáže navléknout i nit na jehlu, což mu umožňuje specifické uplatnění.

- **Sawyer (Rethink Robotics)**

Rethink robotics vyvinula tohoto robota se 7 stupni volnosti a přesností opakování pohybu na 0,1 mm. Má v sobě integrováno i strojové vidění a může být zatížen 7 kg.

- **CR-35iA (FANUC)**

Tento robot může být zatížen až 35 Kg. Je to vůbec nejvíc ze všech zmiňovaných.

- **LBR iiwa 7 (KUKA)**

KUKA vytvořila robota se 7 osami ve dvou variantách. S nosností 7 kg a dvojnásobnou 14 kg. Dosah mají obě varianty podobný. Robot disponuje momenty síly v každé ose.

Nyní si odůvodníme proč je LBR iiwa nejvhodnější kandidát pro rehabilitační účely. Je to především protože disponuje 7 osami, které mají z bezpečnostních důvodů omezený rozsah. To je potřeba z důvodu, aby nemohla být sevřena končetina člověka mezi ramena robota. Proto bylo nutné robota rozšířit o 7. osu, aby zůstal v dosahu celý prostor kolem robota a to v jakémkoliv úhlu natočení efektoru. Celé toto nastavení umožňuje velkou variabilitu tvorby trajektorie a přidává značný bezpečnostní aspekt. Stejný počet os má robot Sawyer i YuMi. Oba mají ale nižší nosnost, která je pro tyto účely také podstatným parametrem. Několikanásobně vyšší nosností disponuje robot

od firmy FANUC. Díky této vlastnosti si jeho využití v rehabilitaci také dokážeme představit a to především v aplikaci na dolní končetiny (MARHOUL, 2018).

2.2.3.4 Singularita

U robota, se kterým pracujeme ve výzkumné části a jemu podobným, máme 3 typy singularit. Nazývají se zápěstní, ramenní a loketní singularita. Všechny jsou způsobeny určitým vzájemným postavením ramen, kdy osy otáčení u dvou ramen jsou identické a v této konfiguraci je možné dosáhnout koncové polohy nekonečně mnoha kombinacemi natočení těchto os. První dvě zmiňované mají za následek, že se robot v některých osách začne chaoticky otáčet o 180 °. Třetí zmiňovaná se projevuje uzamčením nevhodně postavených os a s robotem v tu chvíli nelze pohnout. Chování robotů od různých výrobců v blízkosti singularity se ale může lišit.

Pohyb robota v blízkosti singularit není příliš žádoucí, protože může docházet k nevypočitatelnému chování robota v tomto bodě, případně i k jeho zastavení a nutnosti ručního zásahu obsluhy. Proto je důležitá i volba pracovního prostoru a volba orientace nástroje tak, aby se těmto situacím předcházelo (OWEN-HILL, 2016).

2.2.4 Bezpečnost a legislativa robotů

Úplně nejdůležitější v problematice bezpečnosti robotů je lidská odpovědnost. Robot může být lidem nebezpečný a pořád se vyskytují pracoviště, která bezpečnost nezajišťují. Důležité je podotknout, že nebezpečí hrozí i od cobotů. Bezpečí může zajistit až správná aplikace. S ohledem na to musí být navržena a tím spíš, když je robot v kontaktu přímo s člověkem. Můžeme se ale řídit některými nařízeními a normami, která platí pro robotická zařízení. Jsou jimi ČSN EN ISO 10218-1, 2 a předpis ISO TS 15066. Ten druhý je sice jen předpis, ale stanovuje, jaké zatížení může robot na jednotlivou část těla člověka vyvinout. Více v samostatné kapitole o této specifikaci. Robotika jde ale kupředu rychleji než je frekvence vydávání norem. Ty vycházejí cca každé dva roky. Pro zavedení robota ve spolupráci s člověkem lze využít jako bezpečnostní prvek např. kameru. Ta umožní robotu pohyb v plné rychlosti, zároveň ale neohrozí člověka v blízkosti, protože v tu chvíli rychlost omezí tak, aby v případě kolize už nemohl způsobit žádná zranění. Takovéto úpravy robota prodražují, ale v případě, kdy má manipulovat s ostrými, nebo jinak člověku nebezpečnými předměty se stávají nezbytnými. Další hrozbou je určitě kybernetická bezpečnost, zvláště ve zdravotnictví, kde se člověk jako pacient stává velice snadno zranitelný. (SMELÍK, 2017)

Technická norma je dokument, který vytvoří výrobci, výzkumné a vývojové instituce, uživatelé nebo stát. Jako tvůrci ale nemají autorská práva, ty připadají distributorům. V normách nalezneme ustanovení o vlastnostech materiálů, výrobků, součástí, postupů nebo o používaných pojmech. Nejnadhřazenější jsou normy mezinárodní, ty pak přebírají evropské a ty nakonec státní, tedy české. Normy jako takové nejsou závazné, v právním řádu na ně ale nalezneme mnoho odkazů, kde je uvedena jako jediný způsob provedení v mezích zákona. Normy ISO se dělí na typ A, B a C. Typ A jsou základní bezpečnostní normy, typ B skupina bezpečnostních norem a typ C jsou bezpečnostní normy pro stroje.

Ještě v nedávné minulosti se z důvodu bezpečnosti nepřepokládalo, že by mohlo dojít k práci člověka bezprostředně vedle stroje. Dnes už je ale situace jiná. Pomáhají nám k tomu globalizované standardy, které jsou po světě přijímány v různých formách. V Kanadě, Spojených státech amerických a např. Japonsku je to ve formě zákona. Naproti tomu v Evropské unii jsou to směrnice nebo nařízení. Zde si každý členský stát určuje sám, jestli je povinné směrnice a nařízení dodržovat. K nejdůležitějším normám pro hodnocení, zda je robot bezpečný, patří tyto: ISO 10218-1 a ISO 10218-2. V Evropě ještě s doplňkem ZX, který je dává do souladu se směrnicí Evropského parlamentu a Rady 2006/42/ES o strojních zařízeních. V České republice byly přijaty se zmiňovaným dodatkem v roce 2012 jako: ČSN EN ISO 10218-1 Roboty a robotická zařízení – Požadavky na bezpečnost průmyslových robotů – Část 1 a ČSN EN ISO 10218-2 Roboty a robotická zařízení – Požadavky na bezpečnost průmyslových robotů – Část 2. Pro příklad si v tabulce č. 2 uvádíme kompletní seznam standardů, kterými se řídí výrobce Universal Robots při navrhování svých robotů. Většina, kterou tam nalezneme, jsou normy harmonizované jako ČSN. Jsou tam ale 2 výjimky a to ISO 14118, která je neharmonizovaná a ISO/TS 15066. Druhé zmiňované označení je pouze technickou specifikací, která byla vytvořena pro doplnění ISO 10218-1, 2 v oblasti kolaborativní robotiky. Specifikace je z roku 2016 (BARTOŠÍK, 2017).

Tabulka 2: Seznam norem používaných výrobcem Universal Robots zpracovaný dle Bartošíka (2017)

ČSN EN ISO 12100	Bezpečnost strojních zařízení – Všeobecné zásady pro konstrukci – Posouzení rizika a snižování rizika
ČSN EN ISO 13849-1	Bezpečnost strojních zařízení – Bezpečnostní část ovládacích systémů – Část 1: Obecné zásady pro konstrukci
ČSN EN ISO 13850	Bezpečnost strojních zařízení – Nouzové zastavení – Zásady pro konstrukci
ČSN EN ISO 13857	Bezpečnost strojních zařízení – Bezpečné vzdálenosti k zamezení dosahu do nebezpečných prostor horními a dolními končetinami
ČSN EN ISO 13855	Bezpečnost strojních zařízení – Umístění ochranných zařízení s ohledem na rychlosti přiblížení částí lidského těla
ČSN EN ISO 10218-1	Roboty a robotická zařízení – Požadavky na bezpečnost průmyslových robotů – Část 1
ČSN EN ISO 10218-2	Roboty a robotická zařízení – Požadavky na bezpečnost průmyslových robotů – Část 2
ČSN EN ISO 9409-1	Manipulační průmyslové roboty – Mechanická rozhraní
ČSN EN ISO 9946	Manipulační průmyslové roboty – Uvádění charakteristických vlastností
ČSN EN ISO 9283	Manipulační průmyslové roboty – Technické parametry a související zkušební metody
ISO 14118	Safety of machinery – Prevention of unexpected start-up
ISO/TS 15066	Robots and robotic devices – Collaborative robots

2.2.4.1 ISO/TS 15066

Tuto specifikaci vytvořila technická komise ISO/TC 299. Jejími členy je většina výrobců cobotů. Jmenovitě jsou to: Rethink Robotics, Kuka, Yaskawa, Universal Robots, ABB, Fanuc a Denso Wave. Všechny jejich nové roboty tuto specifikaci splňují. Jak jsme již psali, tak tato specifikace rozšiřuje normy ISO 10218-1, 2, ve kterých se o cobotech zmiňovalo pouze na jedné stránce. Tato nová specifikace to rozšiřuje o dalších třicet stran. Najdeme v nich limity bolestivosti v případě kvazistatického a přechodového kontaktu. Kvazistatický kontakt je mezi ramenem robota a pevnou částí jeho buňky. Přechodný je tehdy, když má osoba z druhé strany prostor pro uhnutí. Tyto limity byly určeny po experimentální zkoušce na velkém počtu osob (BARTOŠÍK, 2017). Limity jsou stanoveny pro 29 částí těla a najdeme je v tabulce č. 3. (ROBOTIQ). V budoucnu by se tato specifikace mohla stát součástí dvou zmiňovaných norem. (BARTOŠÍK, 2017).

Tabulka 3: Biomechanické limity dle specifikace ISO/TS 15066
(VALDMAN, 2017, s. 44)

Region Těla	Specifická oblast těla		Kvazi-statický kontakt		Přechodový kontakt	
			Maximální dovolený tlak ps [N/cm ²]	Maximální dovolená síla N	Násobitel maximálního dovoleného tlak pT	Násobitel maximální dovolené síly FT
Lebka a čelo	1	Střed čela	130	130	Nelze použít	Nelze použít
	2	Spánek	110		Nelze použít	Nelze použít
Obličej	3	Žvýkáč svaly	110	65	Nelze použít	2
Krk	4	Krční sval	140	150	2	2
	5	Sedmý krční obratel	210		2	2
Záda a ramena	6	Ramenní kloub	160	210	2	2
	7	Pátý bederní obratel	210		2	2
Hrudník	8	Prsní kost	120	140	2	2
	9	Prsní sval	170		2	2
Břicho	10	Břišní sval	140	110	2	2
Pánev	11	Pánevní kost	210	180	2	2
Paže a loketní klouby	12	Deltový sval	190	150	2	2
	13	Pažní kost	220		2	2
Předloktí a zápěstí	14	Vřetenní kost	190	160	2	2
	15	Sval předloktí	180		2	2
	16	Pažní nervy	180		2	2
Ruce a prsty	17	Bříško ukazováčku D	300	140	2	2
	18	Bříško ukazováčku ND	270		2	2
	19	Koncový kloub ukazováčku D	280		2	2
	20	Koncový kloub ukazováčku ND	220		2	2
	21	Thenar eminence (svaly dlaně)	200		2	2
	22	Dlaň D	260		2	2
	23	Dlaň ND	260		2	2
	24	Hřbet ruky D	200		2	2
	25	Hřbet ruky ND	190		2	2
Stehna a kolena	26	Stehenní sval	250	220	2	2
	27	Češka	220		2	2
Dolní končetiny	28	Střed holeně	220	130	2	2
	29	Lýtkový sval	210		2	2

Dále je také důležitá tabulka č. 4 s hodnotami pro efektivní hmotnost a tuhost.

Tabulka 4: Hodnoty efektivní hmotnosti a tuhosti pro model člověka (VALDMAN, 2017, s. 43)

Oblast těla	Efektivní tuhost K [N/mm]	Efektivní hmotnost mH [kg]
Lebka a čelo	150	4,4
Obličej	75	4,4
Krk	50	1,2
Záda a ramena	35	40
Hrudník	25	40
Břicho	10	40
Pánev	25	40
Paže a loketní klouby	30	3
Předloktí a zápěstí	40	2
Ruce a prsty	75	0,6
Stehna a kolena	50	75
Dolní končetiny	60	75

POZNÁMKA: Hodnoty hmotnosti pro stehna, kolena a dolní končetiny jsou nastaveny na celkovou váhu těla, protože tyto části těla jsou ovlivněny zpětným rázem nebo zatažením od nárazu, zatímco operátor stojí.

Pomocí těchto dvou tabulek lze vypočítat maximální dovolenou energii, kterou lze přenést na vybranou oblast těla. Výpočet se provádí pomocí rovnice č. 1.

$$E = \frac{F_{max}^2}{2K} \quad \text{Rovnice 1 (Valdman, 2017, s. 44)}$$

E nám značí přenesenou energii, F_{max} vyjadřuje maximální sílu v kontaktu s danou oblastí těla a K je efektivní tuhost pro danou oblast těla (VALDMAN, 2017).

2.2.4.2 ČSN EN ISO 10218-1 a 10218-2

Tyto normy rozlišují dva termíny. První je **průmyslový robot** složený z robotického ramene a řídicího systému. Druhým je **průmyslový systém robota**, pod kterým se rozumí robot, efektor a manipulovaný předmět. Tyto normy zajišťují bezpečnost cobotů požadavky na provozní spolupráci jako jsou: bezpečnostní monitorované zastavení, ruční vedení, monitorování rychlosti a polohy a omezení síly a příkonu

(BARTOŠÍK, 2017). Robot musí splňovat alespoň jeden z těchto požadavků. Při dosažení mezních hodnot musí dojít k ochrannému zastavení.

- **Bezpečnostní monitorované zastavení** – Tento požadavek říká, že pokud se člověk objeví v prostoru, kde robot pracuje, tak se musí zastavit po dobu, než ta daná osoba prostor zase opustí.
- **Ruční vedení** – V tomto požadavku najdeme, že pokud je součástí systému, tak musí být v blízkosti efektoru a musí zahrnovat nouzové zastavení nebo souhlasné povelové zařízení. Bývá využíváno při procesu učení.
- **Monitorování rychlosti a polohy/separace** – V popisu tohoto požadavku se říká, že robot nesmí překročit stanovenou rychlost a vzdálenost od člověka, který ho ovládá. Dále je řečeno, že vzájemná relativní rychlost člověka a robota musí být použita při výpočtu separační vzdálenosti. Podrobnosti bychom našli v ISO 13855.
- **Omezení síly a příkonu/výkonu** – Zde se říká, že je na robota nahlíženo jako na součást spolupracujícího systému. To znamená, že kromě robota musí být bezpečný i nástroj. V případě, že by to byl ostrý předmět, tak musí být uložen do klece. Dále, že se musí dojít před aplikací do provozu ke stanovení rizika a s podrobnostmi se odkazuje na ISO/TS 15066. Právě tato funkce umožňuje přímou spolupráci s člověkem (ČSN EN ISO 10218-1, 2012).

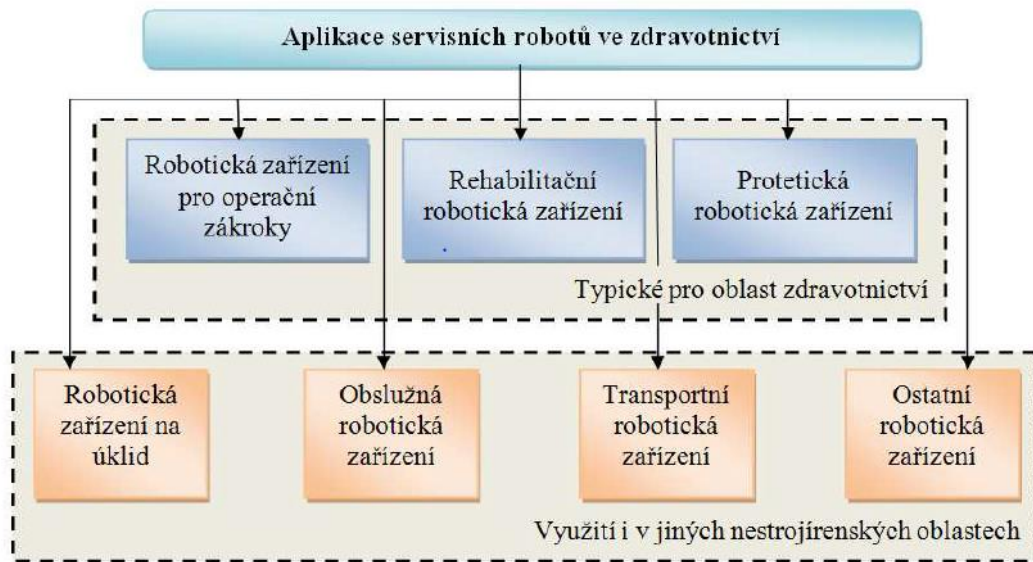
Předpokládá se, že u robotů s touto certifikací bude doba trvání, než se dostanou do zdravotnické praxe, daleko kratší než u těch bez ní (MATHIASSEN, 2016).

2.2.4.3 ČSN EN 60601-1 ed. 2

Celý název této normy je: ČSN EN 60601-1 ed. 2 Zdravotnické elektrické přístroje - Část 1: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost. Je to základní norma, kterou je třeba splnit, pokud chce, společnost vyrábějící elektrický zdravotnický prostředek, distribuovat. V různých modifikacích je přijímána téměř všude po světě. Stanovuje základní požadavky na bezpečnost a funkčnost, které jsou aplikované všeobecně. Existují i zvláštní normy pro některé zdravotnické přístroje se speciálními požadavky. Pokud existuje speciální norma, neměla by být aplikovaná všeobecná samostatně (ČSN EN 60601-1, 2007).

2.2.5 Robotické aplikace ve zdravotnictví

Obecně jsou na roboty ve zdravotnictví kladeny vysoké nároky na odolnost, robustnost, tichost, spolehlivost konstrukce a bezpečnost. Mohou být využity pro činnosti manipulační, transportní, operační a rehabilitační. Ve všech typech činností nahrazují namáhavé a únavové práce. Základní rozdělení činností, které by mohly být vykonávány roboty, můžeme vidět na obrázku č. 3.



Obrázek 3: Schéma oblastí pro využití robotů ve zdravotnictví
(KÁRNÍK, 2011, s. 42)

Konkrétní robotická aplikace na operační zákroky je např. da Vinci, který má 3 hlavní části. První je operační konzole, která má variabilní počet ramen, na kterých lze podle potřeby obměňovat nástroje. Druhá část je přístrojová věž a poslední částí je ovládací pult. Operatér má od pultu věrohodný obraz díky 3D zpracování. Robot je vhodný pro širší spektrum zákroků, obecně lze ale říci, že především pro laparoskopický typ operací. Jeho výhodou je v jeho dobré pohyblivosti s nástroji.

Konkrétní zařízení pro účely rehabilitace můžeme rozdělit na mobilní a stacionární. Obě ale mohou být s pohonem i bez něj. Tato zařízení lze používat buď při rozcvičení po operaci (viz kapitola o motodlahách), nebo jako pomoc v každodenních úkonech. Mezi ty každodenní řadíme i různé protézy, které mají různý počet pohonů podle toho, kolik kloubů nahrazují. Další využití můžeme nalézt u transportní činnosti a to od léků až po pacienty. Mohou být řízeny člověkem, nebo využívat prvky umělé

inteligence pro orientaci v prostoru. Jako příklad si uvedeme autonomní inteligentní invalidní vozík Rolland (KÁRNÍK, 2011).

V nedávné minulosti byl pokrok rehabilitačních robotů oproti potřebám společnosti poněkud pozadu. Počet lidí s potřebou rehabilitace roste, ale počet fyzioterapeutů je nedostatečný. Současné roboty mají omezené možnosti použití a jsou stále finančně nedostupné. Jejich potřeba se bude ale zvyšovat. Především s ohledem na to, že se prodlužuje věk dožití a že lidí, kteří potřebují rehabilitaci, dramaticky přibývá s věkem nad 65 let (QIAN et al., 2014). Nyní si představíme řazení nejmodernějších interaktivních systémů pro účely rehabilitace.

- **Pasivní mechanismy**, které jsou osazeny různými senzory. Zejména senzory polohy, setrvačnosti, atd. Bývají také obohaceny o virtuální prostředí, které má formu hry. Zástupci takových mechanismů jsou např.: AbleX, ReJoyce nebo Armeo®Spring.
- **Robotické manipulátory**, které regulují pohyb na efektoru robota tak, jako končetinu pacienta. Tato zařízení je také osazena řadou senzorů. Zástupci tohoto řešení je např.: InMotion ARM.
- **Robotické exoskeletony** jsou poslední skupinou aktivních systémů, kterou si zde uvádíme. Jsou to robotické mechanismy, které regulují pohyb a sílu ve stejném prostoru, jako je končetina. Senzory u tohoto řešení snímají polohu, úhel rehabilitovaného kloubu a moment síly. Příkladem tohoto řešení je Armeo®Power (ZHOU et al., 2016).

2.2.5.1 Rehabilitace po cévní mozkové příhodě

Z aktuálních dat můžeme říci, že CMP utrpí každý rok 15 milionů lidí. Odhaduje se, že v roce 2030 to bude 18 milionů. Jedno z nejvýznamnějších postižení CMP je omezení kontroly vyvolaných pohybů, které omezují denní život pacienta. Po dokončení standardní rehabilitace trpí zhruba 50 % pacientů určitým stupněm motorického poškození.

Nyní si představíme některé hybridní robotické systémy pro rehabilitaci po CMP. Pod slovem hybridním rozumíme využití aktivity pacienta, vnější elektrické stimulace a mechanického vedení robotem. Dělí se do 3 základních skupin podle zaměření a to na: úchop, dosah a kombinaci dvou předešlých. U každého z nich představujeme jedno existující řešení. Začneme s řešením pro úchop, které je označeno, jako trénink

zapěstí. Toto zařízení se skládá z EMG snímače, robotického efektoru, složeném ze dvou tyčí a elektrod pro stimulaci. Pacient kopíruje pohyb na obrazovce a v případě neschopnosti provést pohyb je mu pomoheno zmiňovaným systémem. Nejlepších výsledků bylo dosaženo při 50% pomoci robotem a 50% pomoci stimulací. Druhý systém je určený pro trénování dosahu a na rozdíl od zaměření předešlého systému se tento soustředí především na kloub lokte a ramene. Jinak je jeho fungování obdobné. Do třetí skupiny patří systém SAIL. Tento systém využívá pro trénink reálné situace jako: stisk vypínače, přemístění sklenice, zavření zásuvky. Jako robotické zařízení byly využity ArmeoSpring, nebo Saebomas. Elektrická stimulace je pak aplikována na 3 skupiny svalů: deltoideální, tricepsy a extenzory zápěstí a prstů. Síla impulsů je regulována pomocí iterativního algoritmu řízení na základě chyb přechozích pohybů. Velkou nevýhodou těchto rozhraní je ale velký šum a artefakty ve snímaných signálech (RESQUÍN, 2016).

Výhledově by mohl těžké robotické systémy nahradit menší tzv. měkké robotické systémy, které jsou z kompatibilního měkkého materiálu a umožňují dělat přirozenější pohyb. Takové řešení robotické rukavice spolu s monitorováním EEG signálů nabízí projekt SOPHIA (MCCONNELL et al., 2017).

2.2.5.1.1 Mobilní exoskelet pro podporu horní končetiny

Exoskelet, který si zde představujeme, byl vytvořen pro podporu horních končetin v rehabilitační terapii po mozkové příhodě. Vznikl jako výsledek tříletého projektu Recupera-Reha v Brémách. Exoskelet dokáže terapeuticky pomáhat v klasických rehabilitačních metodách, ale i pomoc v běžném životě. Příkladem může být úchop sklenice, nebo jiného předmětu. Takto převzímou zdravé části mozku funkční odpovědnost těch zničených. Konstrukce exoskeletu musí být připevněna k invalidnímu vozíku. V případě, že by šlo o skelet na celé tělo, tak se konstrukce pro ruce připevní na tu pro nohy. Pacient si může volit ze tří navržených módů pro podporu horní končetiny. První mód kopíruje exoskeletem s paží končetinu zdravou tak, že ji vlastně zrcadlí. To pomáhá propioceptivní stimulaci. Ve druhém módu vykonává exoskelet pohyb zadaný terapeutem a je pohyb schopný opakovaně vykonat. Třetí mód je řízen vlastní svalovou aktivitou pacienta. Lze ho použít v případě, kdy není zcela ochrnutý. Je to založeno na snímání EMG signálu, ze kterého lze odhadnout úmysl pohybu a dopomoci mu v něm. Tvůrci věří, že našli prostředek, který pomůže zvýšit efektivitu rehabilitace a pomůže mnoho pacientům (KAB., 2018).

2.2.5.1.2 Robotická rehabilitace dolních končetin

Zde si uvádíme robotická řešení pro rehabilitace dolních končetin zejména po cévní mozkové příhodě. U starších osob se toto onemocnění stává totiž čím dál běžnější a může vést až k trvalé invaliditě. U rehabilitace je potřeba velká intenzita cvičení, kterou nestačí pokrývat fyzioterapeutický personál. Aplikace robotů se tedy přímo nabízí. Navíc může číselně analyzovat pokroky pacienta během fyzioterapie s vysokou přesností. Výsledky si poté může převzít doktor. Rehabilitační roboty dolních končetin lze rozdělit do dvou kategorií a to exoskeletony a koncové efektoři. Exoskeletony obvykle fixují nějakou část těla a poté s nimi hýbou za použití vnější sil. Limit tohoto typu robota je v omezené adaptabilitě na pohyb. U robotů s koncovým efektořem je přizpůsobení snazší. V posledních letech probíhalo několik výzkumů a my si některé z nich uvedeme.

Mezi exoskeletony, založené na principu chodícího pásu, patří projekty jako Lokomat, LokoHelp, LOPES nebo ALEX (Active Leg Exoskeleton). Základ těchto projektů je princip běžícího pásu. Lokomat vznikl roku 2001 na univerzitě v Zurichu. Exoskeleton pomáhá pacientovi s chůzí pohybem v sagitální rovině, aby se v mozku obnovili centra pro její ovládání. Exoskeleton má 4 rotační spoje, které jsou poháněné motory na stejnosměrný proud. Druhým projektem je LokoHelp, který byl vytvořen německým soukromým subjektem. LokoHelp lze rozdělit na tři části – zařízení pro držení nohou, systém běžeckého pásu a systém odpružení. Poskytuje základní rehabilitaci tréninkem chůze. Klinické experimentální studie prokázali, že výsledek rehabilitace na tomto zařízení je srovnatelný s tradičními metodami a navíc šetří lidské zdroje. Dalším projektem, který si představujeme je holandský LOPES. Tato konstrukce má 2 stupně volnosti v kyčelním kloubu a jeden v kloubu kolenním. Nabízí dva módy. Jeden, kdy je dominantní pacient se svoji vlastní svalovou aktivitou a druhý řízený robotem. Čtvrtým představovaným projektem je tréninkový robot ALEX, který se skládá z pohyblivé konzoly a exoskeletonové ortézy. Stejně jako u předchozího modelu jsou tu 2 stupně volnosti pro kyčelní kloub a 1 pro kolenní. Navíc ale přibývá díky delší konstrukci také jeden pro kloub kotníku.

Další skupinou exoskeletonů jsou typu aktivní ortézy. Do této skupiny patří projekty AAFO, KAFO a HAL. Projekt AAFO (Active Ankle-Foot Orthosis) vznikl na univerzitě v Jižní Koreji. Už podle názvu je zřejmé, že je zaměřen na pohyb v kotníku. Pro tento kloub je dostačující jeden stupeň volnosti. Ortéza je vyrobeny

z polypropylenu, který je lehký a do určité míry flexibilní. Pohyb je zajištěn sériovým pružným pohonem. Další projekt je KAFO (Knee-Ankle-Foot Orthosis). Jde o robotickou ortézu z Kanady. Měla by pomáhat s chůzí při ochablých svalových extenzorech na nohách. Odlišuje se od ostatních tím, že v ní nejsou žádné motory, pouze důmyslně uložená pružina. Japonský projekt HAL (Hybrid Assistive Limb) je určen pro pacienty s motorickou dysfunkcí dolních končetin. Měl pomoci při běžných denních činnostech jako chůze, sezení, stání, atd... V současné době je na trhu 5. generace, která má podobu celotělového exoskeletonu. Pomáhá tedy s horními i dolními končetinami.

Třetí skupinou, na kterou se zaměříme, jsou zařízení s koncovým efektem se základnou pro nohu. Patří sem Gait Trainer (GTI) a Haptic Walker. GTI je rehabilitační robot vyvinutý v Berlíně. Za pomoci stimulace svalů dolní končetiny by měl pomoci při tréninku chůze. Při cvičení se zaměřovali především na opakované pasivní pohyby a ignorovala aktivní složku. Šlo o jeden z prvních takových systémů a přínos byl především v úspoře sil fyzioterapeutů. Haptic Walker je systém postavený na virtuální realitě. Je to v podstatě simulátor pohybu nohou se šesti stupni volnosti. Pacient se zavěsí tak, aby se nedotýkal země a na nohy se mu připevní plošinky se senzory síly. Na hlavě má pacient helmu s promítanou virtuální realitou a na nohy se mu přenáší simulace scény z ní. Tato varianta terapie má charakter hry a proto lze očekávat pozitivnější přístup pacienta k ní. Tento projekt byl vůbec prvním svého druhu.

Poslední skupinou jsou roboty s platformou na koncovém efektoru. Mezi takové se řadí ARBOT a Rutgers ankle (Rutgersův kotník). Druhý zmiňovaný byl ale v pořadí prvním robotickým zařízením pro rehabilitaci kotníku. Byla zde taky využita virtuální realita. Systém byl složen z pevné plošiny využitě jako základny, na ní je upevněno 6 teleskopických řetězců, které hýbou s další plošinou určenou pro připevnění nohy. Takto systém dokáže vykonávat pohyb v 6 stupních volnosti (ZHANG et al., 2017).

2.2.5.2 Exoskeleton s EMG

Tým Masahi Hamayi (2017) se zabývá asistovanou rehabilitací exoskeletonem, která využívá interakce mezi pacientem a robotem pomocí EMG signálů. Ty umožňují určit, kdy pacient vyvinul vlastní svalovou aktivitu. Robotické zařízení se tedy učí, kdy už je za limitem rozsahu pacienta a nemá pokračovat v pohybu. V tomto případě použili konstrukci o jednom stupni volnosti pro pohyb v lokti. Na biceps a triceps poté umístili senzory EMG, které snímaly aktivitu pacienta.

2.2.5.3 Robot UR5 pro vyšetření ultrazvukem

Tato část představuje projekt, který se zabývá využití robota UR5 od Universal Robots k vyšetření ultrazvukem. Motivací bylo ulevit vyšetřujícím doktorům, kteří jsou nuceni držet sondu v nekomfortních polohách po delší dobu vyšetření. Tím u nich docházelo k poškození pohybového aparátu. Další využití může být v odvětví telemedicíny pro vyšetření na dálku. Ovládání robota je prováděno přes haptické zařízení. V aplikaci pro robota jsou navrženy dva módy. Prvním je „force control mode“. Ten je řízen pomocí senzorů síly a momentů sil. Tento režim je vhodný např. pro monitoraci cév, protože robot dokáže vyvinout konstantní tlak po dlouhou dobu. Druhým je „tele-operation mode“, ve kterém robota ovládá doktor přes zmiňované haptické zařízení. Bezpečnost je zajištěna mechanismy robota, softwarově a potom ještě bezpečnostním tlačítkem pro vypnutí robota v případě jakýchkoliv nepříjemných pocitů. Tlačítko je na straně lékaře i pacienta. O tom, jestli by bylo robotické vyšetření vhodné použít na konkrétní lékařský postup, by mělo rozhodnout posouzení rizik (MATHIASSEN, 2016).

2.2.5.4 KUKA – lékařská robotika

Pro lékařské účely vytvořila společnost KUKA komponentu LBR Med, která vychází právě z robota KUKA LBR iiwa, ale má certifikaci pro použití ve zdravotnictví. Konkrétně podle plánu IECEE - CB. To znamená, že je přezkoušen v akreditovaném zařízení podle norem IEC 62304 a IEC 60601-1 a to jak softwarově, tak i hardwarově. Zejména jsou tedy implementovány biokompatibilní a korozi odolné povrchy. Je určena pro více aplikací a to při asistenci na sálech, tak i při diagnostice nebo různých ošetřeních, mezi které se řadí i rehabilitační terapie. Pro variabilitu mezi těmito jednotlivými úkony slouží příruba médií.

KUKA aplikuje své roboty i jako systémy pro pohyb s těžkými přístroji. Základem těchto systémů je robot QUANTEC a je aplikován např. na pohyb rentgenovým obloukem typu C kolem pacienta. Jiným použitím je zaměření paprskového kanonu u zařízení CyberKnife.

Společnost KUKA na svých stránkách představuje také své výzkumné projekty a jeden z nich je HaiLeg (viz obr. č. 4). Jedná se o nášlapnou tlakovou desku, která snímá tlak a v počítači se následně vytvoří biomechanický model kolene. Znárodnění viz obrázek (KUKA).



Obrázek 4: Projekt HaiLeg pro cvičení nohou (KUKA)

Společnost Life science robotics vyvinula svoji aplikaci robota KUKA iiwa pro účely rehabilitace (viz obr. č. 5). Zaměřuje se na rehabilitaci dolních končetin u pacientů na lůžku. Disponuje třemi režimy pro přístup k rehabilitaci. Je to pasivní pohyb, aktivně pasivní a aktivně asistivní. Umožňuje tedy cvičit hlavně kyčelní kloub v abdukci i addukci, flexi i extenzi. Potom kolenní kloub ve flexi a extenzi a také plantární a dorzální flexi. Robot je instalován šikmo k rovině se zemí. To mu umožňuje větší variabilitu pohybů pro účely rehabilitace, aniž by se dostal do singularity (LIFE SCIENCE ROBOTICS).



Obrázek 5: Rehabilitační využití robota KUKA iiwa od společnosti LSR (LIFE SCIENCE ROBOTICS)

3 Výzkumná část

3.1 KUKA LBR iiwa 7 R800

Robota, kterého jsme programovali pro účely rehabilitace, vyvinula společnost KUKA a jeho celý název je LBR iiwa 7 R800. Existují dvě verze tohoto robota. Liší se v hodnotě maximální zátěže. Jedna verze má maximální zatížení 14 kg a druhá 7 kg. My jsme pracovali s verzí s nosností 7 kg. Robot se skládá z několika součástí, které popisuje tabulka č. 5 a obrázek č. 6.



Obrázek 6: Robot KUKA LBR iiwa a jeho součásti (KUKA ROBOTER, 2015, s. 9)

Tabulka 5: Popis součástí robota (KUKA ROBOTER, 2015)

1	Propojovací kabel se smartPADem
2	Řídící panel KUKA smartPAD
3	Manipulátor
4	Propojovací kabel k ovladači KUKA Sunrise Cabinet robot
5	Ovladač KUKA Sunrise Cabinet

Na robotovi, kterého jsme používali, byl přidělán koncový efektor ve formě madla. Toto madlo slouží jako místo kontaktu mezi pacientem a robotem. Tato část je zhotovena z PVC trubice, která je vyplněna montážní pěnou. Fotku robota s koncovým efektozem lze vidět na obrázku č. 7.



Obrázek 7: Efektor pro účely rehabilitace (MARHOUL, 2018, s. 29)

Robot se programuje pomocí objektově orientovaného jazyka Java. Prostředí, ve kterém se programuje, se nazývá KUKA Sunrise Workbench. Robot pracuje na operačním systému KUKA Sunrise.

3.2 Program simulující rehabilitaci motodlahou

Program, který sloužil především k pochopení, jak pracovat s robotem, se věnuje simulaci rehabilitace CPM ramene. Inspirovali jsme se videoobsahem, který tento pohyb znázorňuje z (QAL MEDICAL, 2017) a (MEDCOM GROUP, 2011). Tuto rehabilitační implementaci jsme zvolili jako nejvhodnější vzhledem k poloze robota a jeho vlastnostem. Robot vykonává pohyb s pacientem ve vertikální a horizontální rovině. Aplikace se ovládá ze smartPAD panelu. Uživatel si může zvolit z nabídky rozsah pohybu, který je vyjádřen procentuálně z maximálního fyziologického rozsahu

zdravého člověka. Dále si uživatel volí rychlost, jakou má být cvik prováděn a jeho opakování. Nyní následuje detailnější popis samotného kódu.

Před samotným začátkem psaní kódu jsme nastavili bázi robota vzhledem, ke které se bude v budoucnu pohybovat. Dále bylo také potřeba nadefinovat nástroj. To znamenalo naučit robota vzdálenost, o kterou se s efektem prodloužil a také naučení těžiště. To je proces, ve kterém robot zjistí pomocí osazených senzorů, jakou silou efektor působí a v jeho následných pohybech bude s touto větší hmotností počítat. Tím se předejde nechtěným kolizím.

Na začátku programu jsou naimportovány potřebné knihovny (viz zdrojový kód č. 1), které prostředí samo vložilo při vytvoření nové aplikace nebo nabídlo během psaní programu při zadání příslušných příkazů. Jejich výčet je zobrazen na obrázku níže.

```
import java.util.concurrent.TimeUnit;
import com.kuka.generated.ioAccess.MediaFlangeIOGroup;
import com.kuka.roboticsAPI.applicationModel.RoboticsAPIApplication;
import static com.kuka.roboticsAPI.motionModel.BasicMotions.*;
import com.kuka.roboticsAPI.controllerModel.Controller;
import com.kuka.roboticsAPI.deviceModel.LBR;
import com.kuka.roboticsAPI.geometricModel.CartDOF;
import com.kuka.roboticsAPI.geometricModel.Tool;
import com.kuka.roboticsAPI.motionModel.Spline;
import com.kuka.roboticsAPI.motionModel.controlModeModel.CartesianImpedanceControlMode;
import com.kuka.roboticsAPI.uiModel.ApplicationDialogType;
```

Zdrojový kód 1: Import potřebných knihoven (zdroj: autor)

V další části programu začíná třída, kde si definujeme proměnné pro následnou práci s robotem. Hned pod definicí proměnných je metoda, která spouští propojení s robotem přiřazením příslušných proměnných (viz zdrojový kód č. 2).

```

public class Motodlaha extends RoboticsAPIApplication {
    private Controller kuka_Sunrise_Cabinet_1;
    private LBR robot;
    private Tool podpera;
    private MediaFlangeIOGroup mediaFlange;
    private int cvicime = 0; //definováno zde kvůli cyklu while
    private double rychlost;
    private int opakovani;
    private Spline rozsahHT;
    private Spline rozsahHZ;
    private Spline rozsahVT;
    private Spline rozsahVZ;

    @Override
    public void initialize() {
        kuka_Sunrise_Cabinet_1 = getController("KUKA_Sunrise_Cabinet_1");
        robot = (LBR) getDevice(kuka_Sunrise_Cabinet_1,
            "LBR_iiwa_7_R800_1");
        mediaFlange = new MediaFlangeIOGroup(kuka_Sunrise_Cabinet_1);
    }
}

```

Zdrojový kód 2: Definice proměnných (zdroj: autor)

V tuto chvíli už nebudeme popisovat program chronologicky tak, jak je napsán, ale podle toho, jak komunikuje s uživatelem. Na začátku je uvítací fráze a požadavek pro přesun do výchozí pozice přes nulovou pozici kloubů robota. Ta je tam z důvodu předejití kolize. Pro přesun využíváme pohyb metody PTP, protože víceméně nezávisí, po jaké trajektorii se robot do výchozí pozice dostane a předejde se tím problémům s průchodem singularitou. Zadáváme i rychlost pohybu, ta je ale při tomto typu pohybu pouze relativní. V době toho přesunu se zapne výstražný LED pásek. V případě zvolení „Zrušit“ se aplikace ukončí (viz zdrojový kód č. 3).

```

getLogger().info("Toto je aplikace pro rehabilitaci ramene ");
int start = getApplicationUI().displayModalDialog(ApplicationDialogType.INFORMATION,
    "Potřebuji se přesunout do výchozí pozice", "OK", "Zrušit");
if(start == 0){
    mediaFlange.setLEDBLue(true);
    podpera.move(ptp(0,0,0,0,0,0,0).setJointVelocityRel(1));
    podpera.move(ptp(getApplicationData().getFrame("/baze/H1")).setJointVelocityRel(0.85));
}

```

Zdrojový kód 3: Přesun robota do neutrální pozice (zdroj: autor)

Nyní přichází sekvence dotazů na parametrizaci rehabilitace. Konkrétní parametry jsou: rozsah, rychlost a opakování. V případě rozsahu si uživatel volí zvlášť v horizontální i vertikální rovině. V případě, že by se na počátku zvolilo tlačítko „Ne“, tak se robot přesouvá do nulové pozice (viz zdrojový kód č. 4).

```

while (cvicime == 0){
    cvicime = getApplicationUI().displayModalDialog(ApplicationDialogType.QUESTION, "Chceš cvičit?", "Ano", "Ne");

    switch(cvicime){
    case 0:
        mediaFlange.setLEDBLue(false);
        int jakaRychlost = getApplicationUI().displayModalDialog(ApplicationDialogType.QUESTION,
            "Jakou rychlostí budeme cvičit?", "pomalu", "středně", "rychle");
        switch(jakaRychlost){
        case 0:
            rychlost = 100;
            break;
        case 1:
            rychlost = 175;
            break;
        case 2:
            rychlost = 250;
            break;
        }
    }
}

```

Zdrojový kód 4: Parametrizace rychlosti (zdroj: autor)

Samotný pohyb rehabilitace je proveden pomocí „spline“, protože potřebujeme dodržet požadovanou trajektorii. Pohyb se tedy skládá z bodů, které jsme robota naučili a on je proloží křivkou, po které provede požadovaný pohyb. Pohyb v obou rovinách je zapsán ve dvou směrech, aby bylo možné robota v nejbližším bodě daného rozsahu pozastavit tak, jak popsáno v kapitole o CPM (viz zdrojový kód č. 5 a 6).

```

int jakyRozsahHoriz = getApplicationUI().displayModalDialog(ApplicationDialogType.QUESTION,
    "Zvolte rozsah z maxima v horizontální rovině", "50 %", "75 %", "100 %");
switch (jakyRozsahHoriz){
case 0:
    rozsahHT = horizPohybTamPade;
    rozsahHZ = horizPohybZpetPade;
    break;
case 1:
    rozsahHT = horizPohybTamSedm;
    rozsahHZ = horizPohybZpetSedm;
    break;
case 2:
    rozsahHT = horizPohybTamSto;
    rozsahHZ = horizPohybZpetSto;
    break;
}

```

Zdrojový kód 5: Volba rozsahu pohybů (zdroj: autor)

```

//Pohyb ve 100% rozsahu
Spline horizPohybTamSto = new Spline (
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H1")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H2")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H3")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H4")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H5")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H6")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H7"))
);
Spline horizPohybZpetSto = new Spline(
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H7")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H6")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H5")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H4")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H3")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H2")),
    spl(getApplicationData().getFrame("/baze/H1"))
);

```

Zdrojový kód 6: Jednotlivé body trajektorie (zdroj: autor)

Parametr simulující pružinu a tedy určitou možnost odchylky od ideální trajektorie v průběhu cviku jsme nastavili na pevně po experimentálním otestování různých hodnot. Zadané hodnoty jsme vyhodnotili jako nejvhodnější (viz zdrojový kód č. 7).

```

CartesianImpedanceControlMode pruznost = new CartesianImpedanceControlMode();
pruznost.parametrize(CartDOF.X).setStiffness(5000).setDamping(0.7);//stiffness [N/m]
pruznost.parametrize(CartDOF.Y).setStiffness(5000).setDamping(0.7);
pruznost.parametrize(CartDOF.Z).setStiffness(5000).setDamping(0.7);

```

Zdrojový kód 7: Parametrizace tuhosti robota (zdroj: autor)

Na zdrojovém kódu č. 8 potom vidíme závěrečnou implementaci navolených parametrů do finálního cyklu příkazů.

```

for(int i= 0; i< opakovani; i++){
    podpera.move(rozsahHT.setCartVelocity(rychlost));
    podpera.move(positionHold(pruznost, 2, TimeUnit.SECONDS));
    podpera.move(rozsahHZ.setCartVelocity(rychlost));

    podpera.move(rozsahVT.setCartVelocity(rychlost).setMode(pruznost));
    podpera.move(positionHold(pruznost, 2, TimeUnit.SECONDS));
    podpera.move(rozsahVZ.setCartVelocity(rychlost).setMode(pruznost));
}

```

Zdrojový kód 8: Závěrečná podoba jednotlivých pohybů (zdroj: autor)

Program končí metodou pro spuštění výše popsané aplikace (viz zdrojový kód č. 9).

```

public static void main(String[] args) {
    Motodlaha app = new Motodlaha();
    app.runApplication();
}

```

Zdrojový kód 9: Metoda pro spuštění aplikace (zdroj: autor)

3.3 Testování existující aplikace

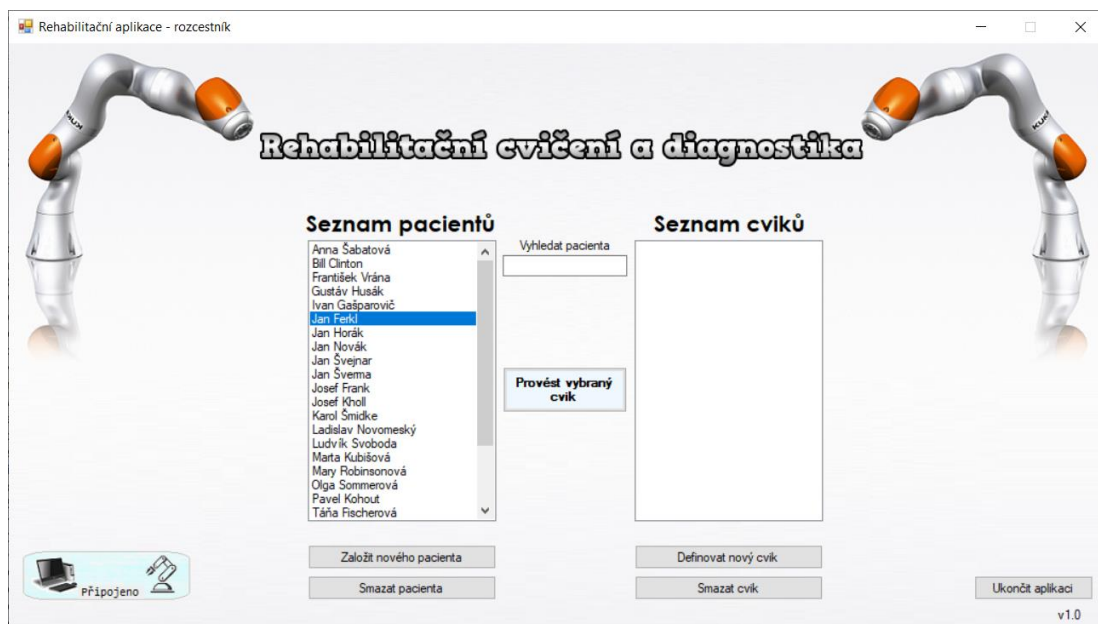
Marhoul se ve své práci (2018) věnuje programování aplikace pro účel rehabilitace. Tato aplikace využívá jak ovládání na smartPADu, tak i grafické rozhraní na počítači připojeném k robotovi. Aplikace má čtyři hlavní funkce. Jsou jimi správa pacientů a cviků, definice trajektorie, provedení cviku a grafické vyhodnocení cviku.

První ze jmenovaných je dostupná i v offline režimu a synchronizuje se ihned po připojení. Jde o evidenci pacientů ve formě složek, ke kterým lze přiřazovat naučené cviky. Definice trajektorie je také dostupná offline. Při definici trajektorie je nutné vybrat pacienta a pojmenovat cvik. Dále si uživatel musí zvolit, jestli chce definovat rychlost pohybu robota, nebo interval, po kterém bude zaznamenávat body pro následné zopakování cviku. Nelze zadat obojí. Minimální interval je 1 cm. Při definici rychlosti je pak interval nastaven automaticky na 0,5 cm. Po zadání těchto parametrů v aplikaci na počítači pokračuje komunikace na smartPADu. Zde může uživatel ještě nastavit uzamčení těch os, které by chtěl při definici trajektorie zafixovat. Nyní je uživatel vyzván, aby robota navedl do výchozí pozice a následně provedl cvik. Vede tedy efektor robota po trajektorii, kterou bude robot opakovat s pacientem. Následně se cvik uloží do složky s pacientem a přechází se do 3. funkce. Před samotným provedením nadefinovaného cviku je možné ještě dodatečně parametrizovat a to konkrétně tuhost os, počet opakování, rychlost pohybu a prahovou hodnotu. Rychlost lze nastavit, pouze pokud byl snímán časový interval při učení cviku. Po nastavení parametrů robot přejde do počáteční pozice a s cvikem začne po zaznamenání síly působící na efektor. Jinými slovy, až položí pacient ruku na madlo. Poslední funkcí je vyhodnocení průběhu rehabilitace. Jedná se především o sílu [N], kterou kladl pacient odpor vůči trajektorii pohybu v jednotlivých osách kartézského systému. Tento záznam se ukládá do složky se jménem pacienta do souboru ve formátu MS Excel, ve kterém jsou síly v jednotlivých osách, ale i jejich součet. Nalezneme tam i parametry, které byly pro cvik navoleny.

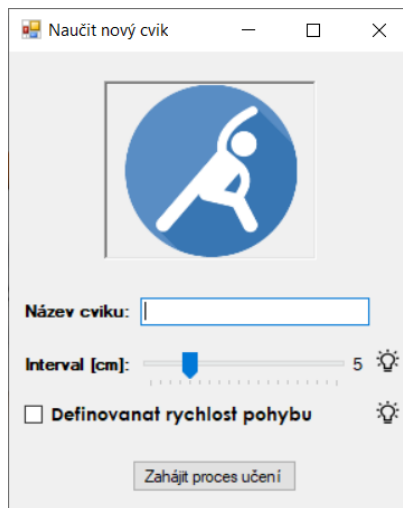
Aplikace je na první pohled navržena uživatelsky příjemně. Nicméně první překážka byla v problému se spuštěním aplikace na libovolném počítači. Chyba byla pravděpodobně v podobě konkrétně zadaných adresářů pro ukládání cviků na počítači tvůrce. To způsobovalo, že se aplikace sice spustila, ale další práce s ní nebyla možná. Testování tedy probíhalo na počítači vedoucího této práce, kde byly adresáře přepsány. Samotná myšlenka a návrh aplikace, jak by měla fungovat, jsou velice praktické. Tedy,

že fyzioterapeut naučí robota pohyb, který pacientova léčba vyžaduje a tento pohyb bude vysoce individualizovaný pro potřeby pacienta. Toto dosvědčuje i řešení firmy LSR, která volí stejný přístup. Nicméně se rozhodla pro rehabilitaci nohou. Tato firma se rozhodla neukotvit robota na rovnoběžnou podložku, ale nastavit ho šikmo k této ose (viz obr. 5). Toto umístění robota je pro účely rehabilitace vhodnější z důvodu omezení jeho os v bezpečných limitech a jeho nastavením pro vyhnutí se singularitě. To je v reálu cítit větším odporem v určitých polohách ramene robota. Odpor může způsobit i neschopnost provést navrhnutý cvik. Proto by bylo vhodné změnit ukotvení robota i u této aplikace. Dalším řešením by bylo nastavit efektor tak, aby nebyl v ose poslední části robota, ale mířil do strany. Tím by se také docílilo zmenšení rizika singularity. Efektor sám o sobě také není ergonomicky nejlepším řešením a bylo by vhodné na něm zapracovat. Nabízelo by se také přesunout tlačítko, které umožňuje manipulaci s robotem na samotný efektor. To by umožnilo naučit robota pohyb o něco efektivněji vzhledem k potřebám pacienta.

Pro testování jsme zvolili podobný cvik, jako v předchozí konkrétní aplikaci, protože pro tento cvik se zdála vhodná i tato poloha robota. Na počátku jsme vytvořili nového pacienta a k němu cvik pro zmiňovanou rehabilitaci ramene (viz obr. č. 8). Následně jsme zvolili snímání bodů na trajektorii v intervalu 5 cm (viz obr. č. 9).

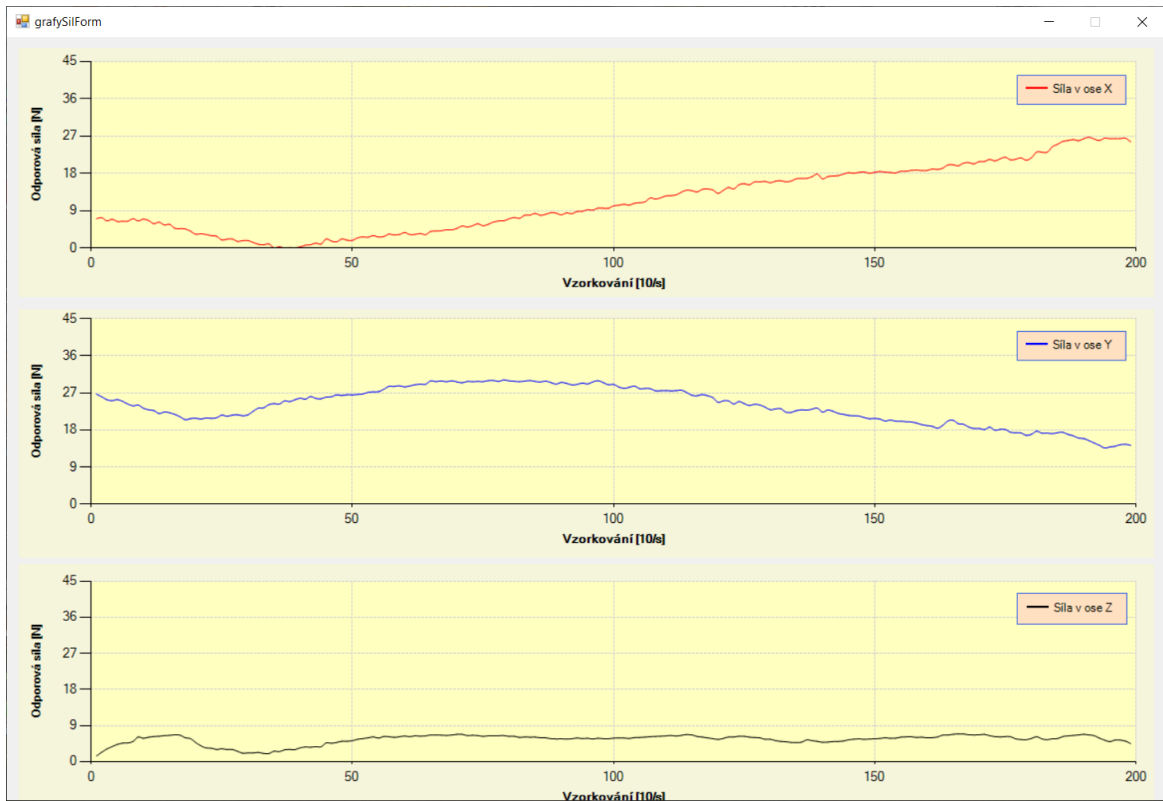


Obrázek 8: Vytvoření nového pacienta (zdroj: autor)



Obrázek 9: Parametrizace snímání bodů trajektorie (zdroj: autor)

Následovala výzva pro provedení cviku. Tento proces lze nalézt na obsahu vloženém v přílohách. Po uložení cviku jsme zvolili vytvořeného pacienta a naučený cvik. Robot podle očekávání pohyb bez problému provedl. Testovali jsme, jak bude reagovat na různé intenzity odporu. Tyto síly se zobrazují během pohybu na připojeném PC v grafech pro jednotlivé osy kartézské soustavy souřadnic (viz graf č. 1). V tomto bylo nastavení téměř ideální. Impedance byla nastavena ve dvou krocích. Nejdříve pro souřadný systém na efektoru (viz zdrojový kód č. 10 a 11) a poté pro jednotlivé osy (viz zdrojový kód č. 12). Nicméně by bylo vhodné v oblasti ochrany pacienta, která je zajištěna snímáním síly pacienta působící na efektor, použít také monitoring životních funkcí. Ty totiž dokáží dát objektivnější přehled o tom, jak moc obtížné je pro pacienta cvik vykonat.



Graf 1: Odporové síly působící na efektor v jednotlivých osách (zdroj: autor)

```
CartesianImpedanceControlMode impedanceControlMode = new CartesianImpedanceControlMode();
impedanceControlMode.parametrize(CartDOF.X).setStiffness(1500);
impedanceControlMode.parametrize(CartDOF.Y).setStiffness(1500);
impedanceControlMode.parametrize(CartDOF.Z).setStiffness(1500);
double tuhostOs[] = nastavTuhost();
```

Zdrojový kód 10: Definice impedance pro souřadný systém na efektoru (zdroj: autor)

```
public double[] nastavTuhost() {
    double konst[] = new double[11];
    konst[0]=2000; konst[1]=1700;konst[2]=1500;konst[3]=1300;konst[4]=1050;
    konst[5]=900;konst[6]=750;konst[7]=600;konst[8]=450; konst[9]=300;konst[10]=150;

    /*konst[0]=2000; konst[1]=1700;konst[2]=1500;konst[3]=1200;konst[4]=900;
    konst[5]=700;konst[6]=250;konst[7]=190;konst[8]=160; konst[9]=130;konst[10]=100;*/

    String tuhostOs = procesniPromenne.getTuhostOS();
    System.out.println(tuhostOs);
    String[] zpracujPozadavek = tuhostOs.split(";");
    double tuhost[] = new double[zpracujPozadavek.length];
    for(int i=0;i<zpracujPozadavek.length;i++){
        tuhost[i] = konst[Integer.valueOf(zpracujPozadavek[i])];
    }
    return tuhost;
}
```

Zdrojový kód 11: Nastavení tuhosti os (zdroj: autor)


```

for(int i=0;i<tuhostOs.length;i++){
    System.out.print(tuhostOs[i]+" ");
}

JointImpedanceControlMode impedance = new JointImpedanceControlMode
(tuhostOs[0], tuhostOs[1], tuhostOs[2], tuhostOs[3], tuhostOs[4], tuhostOs[5], tuhostOs[6] - 148.0);
impedance.setStiffness
(tuhostOs[0], tuhostOs[1], tuhostOs[2], tuhostOs[3], tuhostOs[4], tuhostOs[5], tuhostOs[6] - 148.0);

```

Zdrojový kód 12: Nastavení impedance pro jednotlivé osy (zdroj: autor)

Na závěr byly hodnoty uloženy do souboru ve formátu MS Excel v tabulce, která zobrazuje síly v jednotlivých osách ale i jejich konečný součet. Proces ukládání je poněkud zdlouhavý a byl by zde jistě prostor pro zlepšení. Ukázkou části tabulky lze vidět na obrázku č. 10.

Rehabilitace ramene						Parametry cviku		
Číslo vzorku	Cyklus [%]	Součet sil [N]	Síla x [N]	Síla y [N]	Síla z [N]	Počet op.	Rychlost	Tuhost os (1 - 7)
0	0	22,1701893	-4,037223361	15,35472995	-2,778235986	1	1	0;0;0;0;0;0
1		24,39357687	-4,286505989	17,19354565	-2,913525231			
2		18,39624335	-2,740949865	15,18382423	0,471469257			
3		19,1771123	-3,0559549	15,43384507	-0,68731233			
4		19,88353145	-2,659144821	16,86718695	0,357199683			
5		25,72798363	-4,482602937	21,05061663	0,194764061			
6		31,4471692	-5,629020136	24,75551068	-1,062638383			
7		35,18982059	-7,085354097	26,72482984	-1,379636654			

Obrázek 10: Ukázkou části výstupu aplikace v podobě tabulky (zdroj: autor)

4 Diskuze

Robotické řešení asistované rehabilitace má své výhody i nevýhody. V tuto chvíli nelze robotem zcela nahradit fyzioterapeuta, ale to také není cílem. Situace je ale taková, že specializovaní pracovníci nemají dostatek času, který by mohli věnovat rehabilitaci pacienta v rozsahu, jaký si vyžaduje jeho diagnóza. Robotická řešení mohou pomoci fyzioterapeutům ve cvičeních opakujícího se charakteru a dokáží přesněji zhodnotit progres, který pacient v rehabilitaci má. Nejrozšířenější robotická asistence pro účely rehabilitace je v tuto chvíli motodlaha. Po celém světě je ale několik týmů, které vyvíjí svá, sofistikovanější řešení robotem asistované rehabilitace pro různé typy zranění. Využívají snímání elektrofyziologických signálů, umělou inteligenci, různé senzory a interaktivní obsah ve formě hry.

Řešení, kterým jsme se zabývali my, je v této oblasti výjimečné tím, že není jednoúčelové. V budoucnu by mohlo sloužit k rehabilitaci dolních i horních končetin v celé škále zranění. Od mechanického poškození až po rehabilitaci cévní mozkové příhody. Nabízí se ale otázka, jestli to je reálné řešení po ekonomické stránce. Můžeme porovnat cenu, v tuto chvíli často využívané, motodlahy s moderním řešením firmy LSR. Cena motodlahy se pohybuje kolem 130 000,- Kč (ALL CB). LSR zvolili dle videa (KUKA – ROBOTS & AUTOMATION, 2018) obchodní model založený na pronájmu. Cena uváděná ve videu je zhruba 91 000,- Kč za měsíc. Prodejní cena na českém trhu je okolo 3 800 000,- Kč (HOŘEJŠÍ, 2019). Jde tedy o výrazně dražší řešení, ale nabízí univerzálnost pohybů, kterou motodlaha neposkytne. LSR představilo tento koncept v roce 2019. Jde tedy o zcela novou věc a do budoucna lze očekávat příznivější vývoj ceny. V takovém případě se nabízí využití pro zařízení, která by neměla jednoúčelová rehabilitační řešení dostatečně vytížená a ocenila by univerzálnost.

5 Závěr

Tato práce se zabývala robotem asistovanou rehabilitací. Uvedli jsme si v ní elementární anatomické skutečnosti člověka a některé funkční metody používané v praxi z pohledu medicíny. Představili jsme i robotické řešení, které se v této oblasti již používají. V další části jsme se věnovali seznámení s kooperativními průmyslovými roboty, které jsou vytvořeny pro spolupráci s člověkem. Vysvětlili jsme jejich klíčové vlastnosti a představili situaci na trhu. Zmínili jsme také využití těchto robotů ve zdravotnictví v širší perspektivě. Popsali jsme dále normy, které se týkají této oblasti robotů obecně, ale i takové, které musí splnit v případě použití ve zdravotnictví. Na závěr teoretické části jsme představili některé projekty, zabývající se pokročilou robotickou rehabilitací.

Ve výzkumné části jsme pracovali s robotem KUKA LBR iiwa. Nejprve jsme nastudovali materiály potřebné pro práci s robotem a následně navrhli vlastní aplikaci pro rehabilitační účely. Šlo o pohyby inspirované motodlahou pro rehabilitaci ramene. Celá aplikace se ovládá pouze pomocí smartPADu. Dále jsme otestovali aplikaci, která vznikla v rámci diplomové práce studenta Marhoula (2018). Tato aplikace svou částí běží i na připojeném PC a nabízí univerzální řešení pro rehabilitaci horních končetin. Teoreticky lze ale použít i na dolní končetiny. Klíčová je v tomto případě podoba koncového efektoru.

Seznam použité literatury

ALL CB. Kolenní motodlaha: ceny. ANTEE. *All CB: Prodej a servis zdravotnické techniky* [online]. [Cit. 2019-05-28]. Dostupné z:

<https://www.allcb.cz/index.php?oid=3192511>

ANON. 2018. Robotika a bezpečnost v kybernetickém světě. TECHBIT.CZ. *Techbit.cz: život, vesmír, IT a vůbec...* [online]. 24. 4. 2018, [cit. 2019-03-23]. Dostupné z:

<https://www.techbit.cz/2018/robotika-a-bezpecnost-v-kybernetickem-svete/>

BARTOŠÍK, Petr. 2017. Bezpečnost kolaborativních robotů. *Automa: časopis pro automatizační techniku*. **2017**(8-9), 74-76. ISSN 1210-9592. Dostupné také z:

http://www.automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/11040.pdf

BECKERLE, Philipp et al, 2017. A human Robot Interaction Perspective on Assistive and Rehabilitation Robotics. *Frontiers in Neurorobotics*. **11**, 1-24. DOI 10.3389/fnbot.2017.00024. Dostupné také z:

<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnbot.2017.00024/full>

<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnbot.2017.00024/full>

ROBOTIQ. Colaborative robot ebook. TÝM PRACOVNÍKŮ SPOLEČNOSTI ROBOTIQ. *Robotiq* [PDF online]. 7th edition. [Cit. 2019-03-20]. Dostupné z:

<https://blog.robotiq.com/collaborative-robot-ebook>

ROBOTIQ. ISO/TS 15066 Explained. TÝM PRCOVNÍKŮ SPOLEČNOSTI ROBOTIQ. *Robotiq* [PDF online]. [cit. 2019-03-25]. Dostupné z:

<https://blog.robotiq.com/isots-15066-explainer>

BEZUCKÝ, Pavel. 2018. Kolaborativnost je jedním z hlavních trendů současné robotiky. *Automa: časopis pro automatizační techniku*. **2018**(8-9), 56. ISSN 1210-9592. Dostupné také z:

http://www.automa.cz/cz/casopis-clanky/kolaborativnost-je-jednim-z-hlavnich-trendu-soucasne-robotiky-2018_08_0_11707/

ČAPEK, L., P. HÁJEK a P. HENYŠ. 2018. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0367-6.

ČSN EN 60601-1. 2007. Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost. Praha: Český normalizační institut.

ČSN EN ISO 10218-1. 2012. Roboty a robotická zařízení. Požadavky na bezpečnost průmyslových robotů – Část 1: Roboty. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví.

DUCHOSLAV, Petr. 2017. Co je to kolaborativní robot? 5 věcí, které byste o něm měli vědět. *FactoryAutomation.cz* [online]. [Cit. 2019-03-16]. ISSN 2533-4271. Dostupné z: <https://factoryautomation.cz/co-je-to-kolaborativni-robot-5-veci-ktere-byste-o-nem-meli-vedet/>

FONTANA, Josef et al. 2014. Motorické funkce. KOLEKTIV AUTORŮ 3. LÉKÁŘSKÉ FAKULTY UNIVERZITY KARLOVY. *Funkce buněk a lidského těla: multimediální skripta* [online]. Praha: 3. lékařská fakulta Univerzity Karlovy, 21. 1. 2014 [cit. 2019-04-25]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/regulacni-mechanismy-2-nervova-regulace/8-motoricke-funkce/>

HAMAYA, Masahi et al. 2017. Learning assistive strategies for exoskeleton robots from user-robot physical interaction. *Pattern recognition letters*. **99**, 67-76. DOI 10.1016/j.patrec.2017.04.007. Dostupné také z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167865517301198?via%3Dihub>

HAVLÍČEK, Daniel. 2015. Základní pojmy z automatizace: 32 termínů, které musíte znát. *FactoryAutomation.cz* [online]. [Cit. 2019-03-16]. ISSN 2533-4271. Dostupné z: <https://factoryautomation.cz/zakladni-pojmy-z-automatizace-32-terminu-ktere-musite-znat/>

HOŘEJŠÍ, Tereza. 11. června 2019 12:15. *LSR ROBERT – dotaz* [elektronická komunikace]. Message to: Jan FERKL. [Cit. 2019-06-11]. Osobní komunikace.

HROMÁDKA, Rastislav. 2012. Receptory. KOLEKTIV AUTORŮ ANATOMICKÉHO ÚSTAVU 1. LÉKÁŘSKÉ FAKULTY UNIVERZITY KARLOVY. *AnatoNomina: Interaktivní výuka anatomie* [online]. Praha: 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy, 2019 [cit. 2019-04-25]. Dostupné z: <http://www.anatomina.org/data/ext/proprio/receptory.html>

KAB. 2018. Přenosný exoskelet pomáhá pacientům po mozkové příhodě. *Automa: časopis pro automatizační techniku*. **2018**(8-9), 77. ISSN 1210-9592. Dostupné také z: http://www.automa.cz/cz/casopis-clanky/prenosny-exoskelet-pomaha-pacientum-po-mozkove-prihode-2018_08_0_11720/

KÁRNÍK, Ladislav. 2011. Využití servisních robotů v nestrojírenských aplikacích. VYSOKÁ ŠKOLA BÁŇSKÁ – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA. *Fakulta strojní – VŠB – TUO: projekty s podporou EU* [online PDF]. Ostrava [cit. 2019-03-18]. Dostupné z: <http://projekty.fs.vsb.cz/147/ucebniopory/978-80-248-2728-5.pdf>

KOLÁŘ, Pavel. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘ, Pavel a Miloš MÁČEK. 2015. *Základy klinické rehabilitace*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-219-0.

KUKA. Lékařská robotika firmy KUKA: Projekty a studie. KUKA. *KUKA* [online]. [Cit. 2019-03-16]. Dostupné z: <https://www.kuka.com/cs-cz/odv%C4%9Btv%C3%AD/zdravotn%C3%AD-p%C3%A9%C4%8De/1%C3%A9ka%C5%99sk%C3%A1-robotika-firmy-kuka/projekty-a-studie-v-oblasti-1%C3%A9ka%C5%99sk%C3%A9-robotiky-firmy-kuka/>

KUKA ROBOTER. 2015. *LBR iiwa: assembly instructions*. 5th edition. Augsburg.

KUKA – ROBOTS & AUTOMATION. 2018. Rehab Robot Gives New Hope for Bedridden Patients [video online]. In: *YouTube* [cit. 2019-06-11]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=qotp80vftEM>

LIFE SCIENCE ROBOTICS. Robert. LIFE SCIENCE ROBOTICS. *Life science: robotics* [online]. [Cit. 2019-04-02]. Dostupné z: <https://www.lifescience-robotics.com/>

MARHOUL, Vojtěch, 2018. *Využití senzitivních robotů pro účely rehabilitace*. Liberec. Diplomová práce. Technická univerzita v Liberci. Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií.

MATHIASSEN, KIM et al. 2016. An Ultrasound Robotic System Using the Commercial Robot UR5. *Frontiers in Robotics and AI* [online]. **3** [cit. 2019-27-03]. DOI 10.3389/frobt.2016.00001. Dostupné z:

<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/frobt.2016.00001/full>

MEDCOM GROUP. 2011. How to Use a Shoulder CPM [video online]. In: *YouTube* [cit. 2019-04-03]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=n1X7pjBeoHs&>

MCCONNELL, Alistair C. et al. 2017. SOPHIA: Soft Orthotic Physiotherapy Hand Interactive Aid. *Frontiers in Mechanical Engineering*. **3**.

DOI 10.3389/fmech.2017.00003. Dostupné také z:

<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fmech.2017.00003/full>

OWEN-HILL, Alex. 2016. 3 types of robot singularities and how to avoid them. TÝM PRACOVNÍKŮ ROBOTHUB. *Robothub* [online]. 2. 3. 2016 [cit. 2019-06-12]. Dostupné z: <https://robohub.org/3-types-of-robot-singularities-and-how-to-avoid-them/>

QAL MEDICAL, 2017. S3 OrthoAgility® Shoulder CPM [video online]. In: *YouTube* [cit. 2019-04-03]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=rsaet8GUnX8>

QIAN, Zhiqin a Zhuming BI. 2014. Recent Development of Rehabilitation Robots. *Advances in Mechanical Engineering*. **7(2)**. DOI 10.1155/2014/563062. Dostupné také z: <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1155/2014/563062>

RESQUÍN, Francisco et al. 2016. Hybrid robotic systems for upper limb rehabilitation after stroke: A review. *Medical Engineering & Physics*. **38(11)**, 1279-1288. DOI 10.1016/j.medengphy.2016.09.001. Dostupné také z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453316302016?via%3Dihub>

ŘEHÁKOVÁ, Eva. 2014. Kdo vymyslel slovo robot? Karel Čapek to nebyl. *FactoryAutomation.cz* [online]. [Cit. 2019-03-16]. ISSN 2533-4271. Dostupné z: <https://factoryautomation.cz/kdo-vymyslel-slovo-robot-karel-capek-to-nebyl/>

SMELÍK, Lukáš. 2017. Žádný robot není bezpečný. Bezpečná musí být aplikace. *Control engineering: česko*. **12(2)**. ISSN 1896-5784. Dostupné také z: <http://www.controlengcesko.com/hlavni-menu/artykuly/artykul/article/zadny-robot-neni-bezpecny-bezpecna-musi-byt-aplikace/>

VALDMAN, Tomáš. 2017. *Implementace kolaborativního robota*. Plzeň. Diplomová práce. Západočeská univerzita v Plzni. Fakulta strojní. Dostupné také z: https://dspace5.zcu.cz/bitstream/11025/26646/1/DP_VALDMAN.pdf

VAŘEKA Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. 2015. Kontinuální pasivní pohyb v rehabilitaci kloubů po úrazech a operacích. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae czechoslovaca*. **82**(3), 186-191. ISSN 0001-5415. Dostupné také z: http://www.achot.cz/dwnld/achot_2015_3_186_191.pdf

ZHANG, X., Z. YUE a J. WANG. 2017. Robotics in Lower-Limb Rehabilitation after Stroke. *Behavioural Neurology* [online]. **2017**, 1-13 [cit. 2019-03-28]. DOI 10.1155/2017/3731802. Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2017/3731802>

ZHOU, Shou-Han et al. 2016. Learning control in robot-assisted rehabilitation of motor skills – a review. *Journal of Control and Decision*. **3**(1), 19-43. DOI 10.1080/23307706.2015.1129295. Dostupné také z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/23307706.2015.1129295>

Seznam tabulek

Tabulka 1: Porovnání důležitých parametrů cobotů od různých výrobců	25
Tabulka 2: Seznam norem používaných výrobcem Universal Robots	29
Tabulka 3: Biomechanické limity dle specifikace ISO/TS 15066	30
Tabulka 4: Hodnoty efektivní hmotnosti a tuhosti pro model člověka	31
Tabulka 5: Popis součástí robota	41

Seznam obrázků

Obrázek 1: Fyziologický rozsah pohybu v loketním kloubu	15
Obrázek 2: Fyziologický rozsah pohybů v ramenním kloubu	15
Obrázek 3: Schéma oblastí pro využití robotů ve zdravotnictví	33
Obrázek 4: Projekt HaiLeg pro cvičení nohou	39
Obrázek 5: Rehabilitační využití robota KUKA iiwa od společnosti LSR	40
Obrázek 6: Robot KUKA LBR iiwa a jeho součásti	41
Obrázek 7: Efektor pro účely rehabilitace	42
Obrázek 8: Vytvoření nového pacienta	48
Obrázek 9: Parametrizace snímání bodů trajektorie	49
Obrázek 10: Ukázka části výstupu aplikace v podobě tabulky	51

Seznam zdrojových kódů

Zdrojový kód 1: Import potřebných knihoven	43
Zdrojový kód 2: Definice proměnných	44
Zdrojový kód 3: Přesun robota do neutrální pozice	44
Zdrojový kód 4: Parametrizace rychlosti	45
Zdrojový kód 5: Volba rozsahu pohybů	45
Zdrojový kód 6: Jednotlivé body trajektorie	46
Zdrojový kód 7: Parametrizace tuhosti robota	46
Zdrojový kód 8: Závěrečná podoba jednotlivých pohybů	46
Zdrojový kód 9: Metoda pro spuštění aplikace	46
Zdrojový kód 10: Definice impedance pro souřadný systém na efektoru	50
Zdrojový kód 11: Nastavení tuhosti os	50
Zdrojový kód 12: Nastavení impedance pro jednotlivé osy	51

Seznam příloh

Příloha A: CD disk

- Projekt vlastní aplikace
- 2 videoukázky funkce robota ve formátu MP4
- Výstup testovaného cviku v tabulce MS Excel
- Elektronická podoba práce