

# Ocenjevanje dvoročne vadbe z robotom

Ana Mandeljc<sup>1</sup>, Eva Čebašek<sup>1</sup>, Marko Munih<sup>1</sup>, Janez Podobnik<sup>1</sup>, Matjaž Mihelj<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Tržaška cesta 25, 1000 Ljubljana  
E-pošta: ana.mandeljc@fe.uni-lj.si

## Evaluation of two-handed exercise with a robot

**Abstract.** *The aim of our study was to evaluate bimanual movements and to calculate the parameters of movement coordination using a two-handed gripper and pressure sensors on a robotic system. The research involved designing a measurement protocol on a HapticMaster robot, executing the measurements and analyzing the forces of interaction between the upper limbs. While designing the measurement protocol, we had to consider different values of damping. Lastly, we tested our measurement protocol on a sample of post-stroke patients, evaluated the interaction parameters and compared the results with a control group of healthy subjects.*

## 1 Uvod

Možganska kap letno prizadene vsaj 0,2% populacije ter več kot 1% ljudi, starejših od 65 let. Med preživelimi po kapi jih je vsaj polovica trajno onesposobljenih, zato je možganska kap vodilni vzrok za zmanjšanje motoričnih, kognitivnih, govornih ter socialnih zmožnosti – tako pri nas, kot po svetu [1].

V zgodnjem obdobju po možganski kapi je pomembna čimprejšnja rehabilitacija, s katero pacient nadaljuje tudi po odhodu iz bolnišnice. Zaradi različnih stopenj telesne prizadetosti, pacienti že takoj po nastopu akutne faze pričnejo z ustrežno rehabilitacijo [1]. Z napredkom v robotiki so terapevti v proces rehabilitacije začeli vključevati tudi robote, ki jih uporabljajo predvsem kot vadbene pripomočke, s katerimi lahko pacientom pomagajo pri hitrejšem doseganju ciljev fizikalne rehabilitacije.

Ker je velika večina vsakodnevnih dejavnosti dvoročnih, je za njihovo izvedbo potrebno koordinirano gibanje obeh zgornjih udov – načeloma gre za koordinirano potiskanje ali vlečenje obeh rok ali pa ena roka potiska in druga vleče. Med izvajanjem takšnih nalog ljudje težimo k simetriji gibanja zgornjih udov, ki jih med takšnim gibanjem nadzorujemo kot eno funkcijsko enoto. Pacienti med dvoročno vadbo z zdravim udom razgibavajo, oziroma vodijo okvarjen ud, ter kasneje začnejo z aktivnim gibanjem okvarjenega uda. Pri tem je pomembno, da v tem večji meri poskušajo nalogo opraviti z okvarjenim udom, z zdravim pa si pomagajo le toliko, da nalogo uspešno opravijo. Takšna vadba izboljša koordinacijo med udoma, moč prijema in ostale funkcijske

sposobnosti okvarjenega uda. Pozitivni učinki dvoročne vadbe se prenesejo tudi na enoročno izvajanje nalog s prizadetim udom [2].

Poleg vadbe za izboljšanje motoričnih sposobnosti, povečanja delovnega prostora ter izboljšanja spretnosti okvarjenega uda, uporaba rehabilitacijskih robotov s senzori pozicij in sil omogoča tudi sledenje različnim parametrom gibanja, kot so sile, navori, hitrosti, pospeški in podobno. To omogoča objektivno ocenjevanje pacientovih gibalnih sposobnosti ter napredka tekom okrevanja.

Cilj članka je bila izvedba enostavnih dvoročnih gibalnih nalog z robotskim sistemom ter obdelava in analiza surovih signalov. S pomočjo meritev smo želeli objektivno oceniti nekatere izmed parametrov ocenjevanja gibanja in ugotoviti, kako se njihove vrednosti razlikujejo med zdravimi osebami ter pacienti po možganski kapi.

## 2 Metodologija

### 2.1 Preiskovanci

Za potrebe meritev smo oblikovali skupino zdravih preiskovancev, ki je služila za referenco, ter skupino pacientov po možganski kapi. V skupino zdravih preiskovancev je bilo vključenih 26 oseb, od tega 7 žensk in 19 moških, povprečne starosti  $37,6 \pm 16,8$  let. Skupino pacientov po kapi je na začetku sestavljalo 16 oseb, a smo v analizo meritev, za potrebe tega članka, vključili le osebe z višjo okvaro desnega uda. Analizirano skupino pacientov po kapi je tako sestavljalo 7 pacientov, od tega 3 ženske in 4 moški, povprečne starosti  $61,7 \pm 6,6$  let.

### 2.2 Merilni sistem

Strojno opremo merilnega sistema predstavlja haptični robot HapticMaster, proizvajalca »FSC Control System«. Ima tri prostostne stopnje – rotacijo in translacijo v osi  $z$  ter translacijo v osi  $x$ . Je admitančno voden – ko na vrh robota delujemo s silo, se robot odzove s premikom. Na vrh robota smo pritrčili dvoročno držalo, razvito v okviru magistrske naloge [3], ki sistemu doda še dve prostostni stopnji – rotacijo vrha robota okoli vertikalne in horizontalne osi. Držalo ima na vsaki ročki tudi senzor sil in navorov – 50M31, proizvajalca JR3 Inc., ki omogoča merjenje sile v interakciji uporabnik-robot.

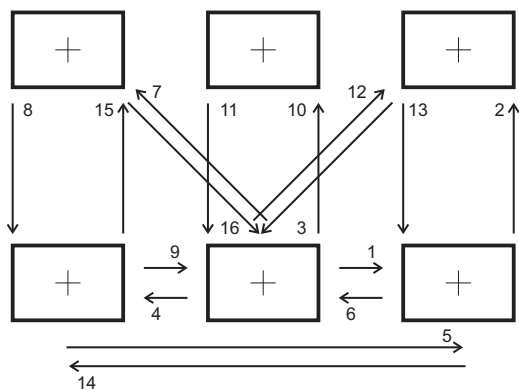
Kljub temu, da z držalom razširjen sistem omogoča gibanje v 5ih prostostnih stopnjah, smo za potrebe naše študije aktivno uporabljali le 3 – translacijo ter rotacijo v

osi  $z$  ter vrtenje držala okoli horizontalne osi. Gibanje v preostalih prostostnih stopnjah smo v primeru translacije v osi  $x$  onemogočili s pomočjo navidezne stene, gibanje držala okoli vertikalne osi pa smo omejili z mehansko blokado.

S pomočjo programskih paketov Matlab in Simulink ter okolja xPC Target, proizvajalca The MathWorks Inc., je bila razvita programska oprema, potrebna za izvedbo vodenja robota. Za vizualizacijo navideznega okolja smo uporabili programski paket Unity 3D, proizvajalca Unity Technologies. Uporabljeni sistem omogoča avtomatski zajem in obdelavo podatkov meritev, uporablja pa tudi navidezno okolje z vizualno povratno zanko, ki uporabniku posreduje informacijo o poteku izvedbe naloge. Programska oprema in navidezno okolje sta bila razvita v sklopu magistrske naloge [4], tako, da je bilo potrebno za našo študijo definirati le novo gibalno nalogo, določiti število ponovitev ter vrednosti navideznega dušenja  $b$  in v sistemu vodenja dodati navidezno steno za zamejitev gibanja vzdolž osi  $x$ .

### 2.3 Opis naloge in navideznega okolja

Nalogo, ki so jo preiskovanci izvajali na robotskem sistemu, smo zasnovali za koordinirano gibanje rok v frontalni ravnini. Cilj naloge je bil voditi vrh robota tako, da se s sledilnim objektom prekrije referenčni objekt, katerega položaji so predhodno določeni. Orientacija referenčnega objekta se ni spreminjala. Za postopno oteževanje izvajanja naloge smo na podlagi empiričnih opazovanj določili 3 stopnje navideznega dušenja  $b$ , pri katerih se je naloga opravljala – 0, 20 in 40 Ns/m.



Slika 1: Prikaz postavitve tarč in zaporedja gibov med njimi.

Spreminjanje lege referenčnega objekta prikazuje Slika 1, pri čemer zaporedje sprememb prikazujejo številke ob puščicah. Lega referenčnega objekta se spremeni, ko ga s sledilnim objektom primerno pokrijemo ter pokritost ohranjamo 3 s – kot primerna pokritost se smatra interval ujemanja položajev sledilnega in referenčnega objekta, z orientacijsko napako manjšo od  $5^\circ$  ter napako lege manj kot 2 cm. Naloga je bila sestavljena iz gibanj gor-dol, levo-desno ter diagonalno. Ker so bili gibi sestavljeni iz referenčnih začetnih in končnih položajev, smo lahko ocenili ponovljivost in primerjali različne parametre sil interakcije, tako pri posameznih vrednostih navideznega dušenja  $b$ , kot pri posameznem gibu.

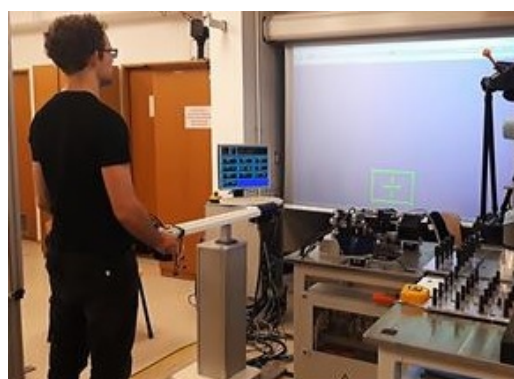
Navidezno okolje omogoča vizualno povratno informacijo in s tem olajša izvajanje ter samo razumevanje naloge, hkrati pa jo naredi tudi bolj zabavno, kar pomembno vpliva na povečanje ter vzdrževanje motivacije med izvajanjem naloge. V navideznem okolju je bil referenčni objekt prikazan kot belo, sledilni pa kot rumeno obarvan pravokotnik. Diagram prehajanja stanj virtualnega simulatorja pokrivanja tarč je prikazan na Sliki 3. Imamo seznam objektov, z določenim številom objektov  $O$  in ponovitev  $N$ . Ko objekt dosežemo, se sledilni objekt obarva zeleno, po vzdrževanju pokritosti 3 s pa se referenčni objekt preslika v novo lego, določeno na seznamu. Če smo že dosegli vse lege, program poveča število ponovitev za 1 ter znova začne s prikazovanjem lege referenčnega objekta od začetka seznama. Ko opravimo predvideno število ponovitev  $N$ , program zaključi z izvajanjem.

Pomembna spremenljivka diagrama prehajanja stanj je indikator pokritosti objekta – ko se referenčni objekt pokrije s sledilnim, se vrednost indikatorja v programu iz 0 spremeni v 1 (stanje 2 v diagramu), kar pri analizi meritev uporabimo kot pomoč pri segmentaciji signalov.

### 2.4 Potek meritev

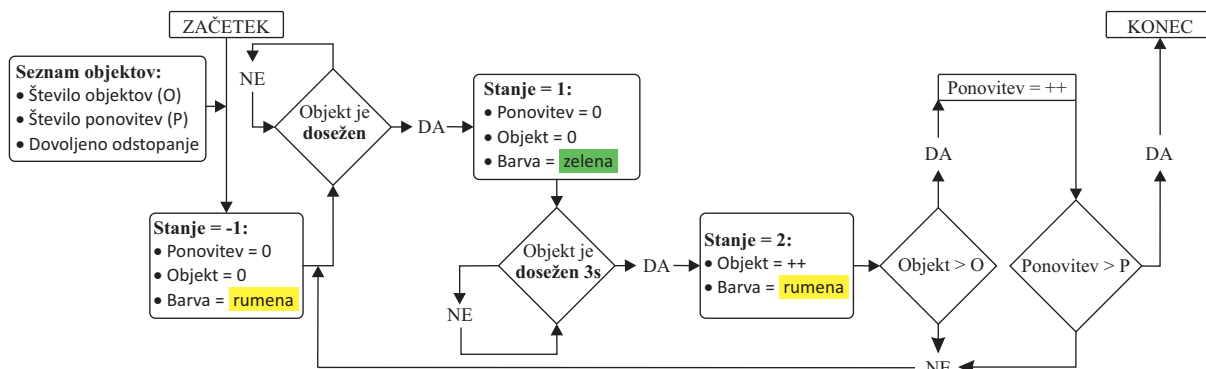
Preiskovanci so meritve opravljali v Laboratoriju za robotiko na Fakulteti za elektrotehniko, Univerze v Ljubljani. Pred začetkom meritev so vsi preiskovanci podpisali pristopno izjavo. Vsi preiskovanci, tako zdravi kot pacienti po kapi, so nalogo izvajali v stoječem položaju. Postavljeni so bili pred platno, velikosti 1,4 m x 1,4 m, na katerega smo projecirali navidezno okolje, ter pred robota, tako, da je bil center držala v liniji vertikalne telesne osi.

Razdalja med držalom in telesom je bila tolikšna, da so bile nadlakti merjencev ob telesu, ko je bil robot postavljen v začetni položaj (Slika 2). Pacientom, ki so imeli težave s prijemanjem ročke z okvarjenim udom, smo na dlan namestili opornico, ki je preprečevala zdrs roke z držala.



Slika 2: Prikaz merilnega sistema, navideznega okolja ter začetnega položaja merjenca.

Protokol meritev je vseboval 3 ponovitve naloge pri 3 različnih vrednostih navideznega dušenja  $b$  – v zaporedju 0, 20 in 40 Ns/m, kar pomeni 48 gibov pri posameznem dušenju  $b$  in 144 gibov tekom celotne meritve. Po izvedbi naloge pri posameznem dušenju  $b$ , so preiskovanci, po potrebi, naredili nekaj minutni premor. Izvedba



Slika 3: Diagram prehanjanja stanj.

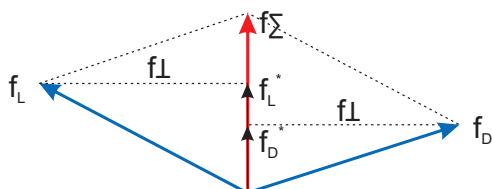
celotnega protokola za posameznega preiskovanca je trajala najmanj 15-20 minut.

## 2.5 Analiza meritev

Pri analizi meritev smo se zaradi omejitev študije omejili le na skupini zdravih preiskovancev ter pacientov s hujše okvarjenim desnim zgornjim udom.

Da bi lahko ovrednotili parametre gibanja, smo zajete signale najprej primerno obdelali – da bi jih lahko med seboj primerjali, smo trajektorije gibanja parametrizirali z normalizirano dolžino loka ter, s pomočjo informacije o stanju indikatorja pokritosti tarče, posamezno trajektorijo razdelili na intervale med tarčami. S tem smo pridobili enako dolge vektorje, ki omogočajo enostavno primerjavo med različnimi ponovitvami in preiskovanci.

Nazadnje smo izvedli še dekompozicijo sil interakcije z robotom, saj smo za nadaljni izračun parametrov gibanja potrebovali vrednosti sil levega in desnega uda ter vrednosti pravokotnih komponent in aktivnega dela sil (Slika 4).



Slika 4: Dekompozicija vsote sil  $f_{\Sigma}$  na aktivne, v smeri gibanja,  $f_{L,D}^*$  ter pravokotne  $f_{\perp}$ .

Za statistično analizo razlik v parametrih ocenjevanja gibanja, smo uporabili Mann-Whitneyev test, s katerim smo analizirali razlike med različnimi skupinami ter znotraj posameznih skupin preiskovancev. Podatke smo razdelili v vzorec zdravih preiskovancev ter vzorec podatkov pacientov z okvarjenim desnim zgornjim udom. Primerjave med skupinami preiskovancev ter primerjave med različnimi stopnjami dušenja  $b$  smo obravnavali kot neodvisne vzorce. Mejo statistično značilnih vrednosti pri Mann-Whitneyevem testu smo določili pri  $p \leq 0,05$ .

## 2.6 Parametri ocenjevanja gibanja

Za potrebe našega članka smo izbrali sledeče tri parametre za ocenjevanje gibanja: kooperativnost, delo ter gladkost gibanja.

Kooperativnost  $M_{ko}$  (1) predstavlja mero, ki pove, koliko si uda pri izvedbi naloge pomagata med seboj in jo izračunamo kot:

$$M_{ko} = \frac{\sum_{k=1}^N \delta_k \cdot \|f_{\Sigma k}\|}{\sum_{k=1}^N \|f_{\Sigma k}\|}, \quad (1)$$

kjer je  $\delta_k$  parameter kooperativnosti. Ko je  $\delta = 0$ , je  $f_D^* = f_L^* = \frac{1}{2} f_{\Sigma}$ . Če je  $|\delta| \leq \frac{1}{2}$ , oba uda prispevata k izvedbi naloge. Če je  $|\delta| > \frac{1}{2}$ , en ud deluje v smeri, ki je nasprotna  $f_{\Sigma}$ , zato mora drugi ud to silo kompenzirati in izvajati delo, ki je večje od dela, potrebnega samo za izvedbo naloge [5]. Pri dvoročnih gibih zgornja uda izvajata različni sili na objekt. Pri izračunu dela  $A_D$  (2) smo upoštevali le aktivne sile in je določeno kot:

$$A_D = \int_{t_0}^{t_t} f_D^* \cdot p_D \cdot dt = \int f_D^* \cdot dp_D, \quad (2)$$

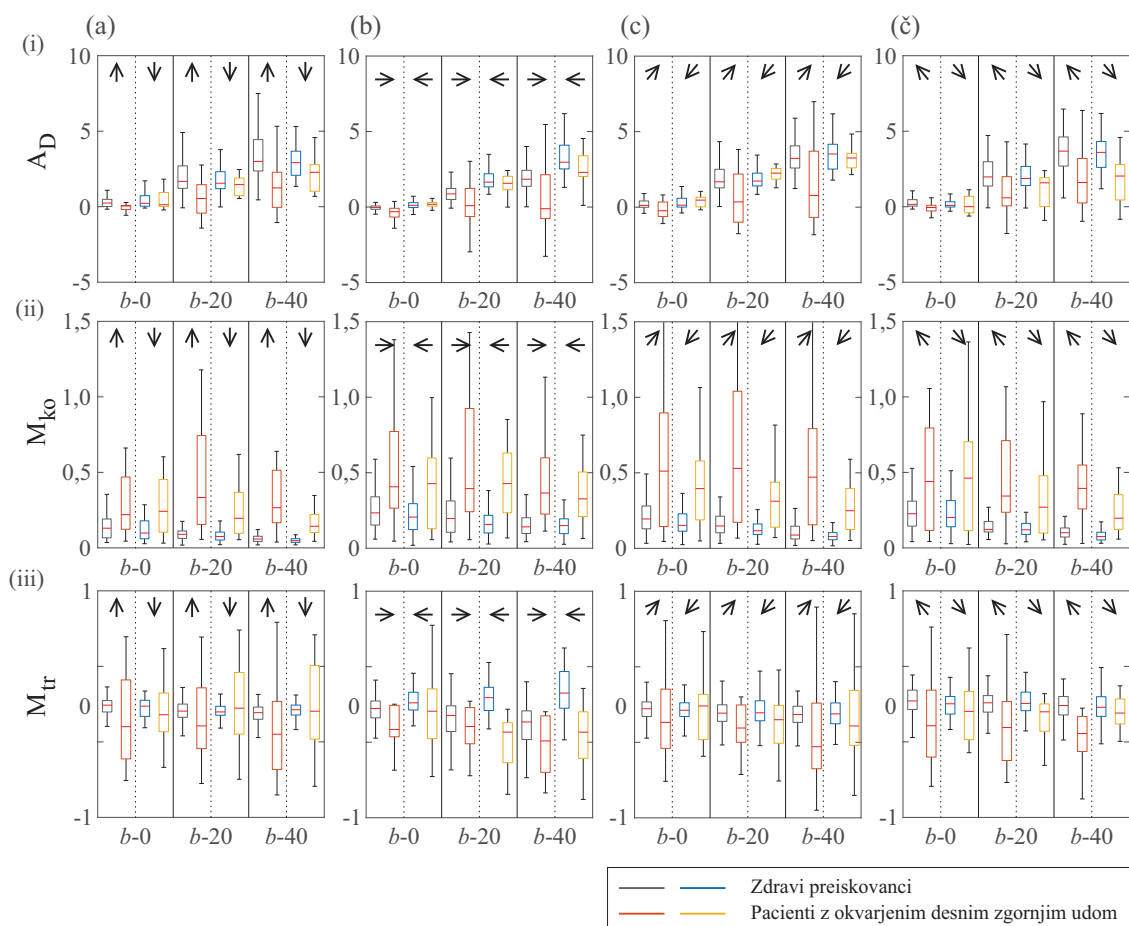
pri čemer sta  $t_0$  in  $t_t$  začetni ter končni čas giba [6]. Gladkost giba moremo ocenjevati na osnovi trzaja, ki je določen kot tretji odvod položaja po času, oziroma prvi odvod pospeška po času. Sila in pospešek sta linearno povezana, zato lahko kot približek ocene trzaja uporabimo prvi odvod sile po času. Za izračun mere trzaja  $M_{tr}$  (3) smo izračunali razmerje trzajev [6]:

$$M_{tr} = \frac{1}{2} \log \left( \frac{\sum_{k=1}^N \|\dot{f}_{Lk}\|^2}{\sum_{k=1}^N \|\dot{f}_{Dk}\|^2} \right). \quad (3)$$

## 3 Rezultati in diskusija

Slika 5 na naslednji strani prikazuje rezultate analize meritev za izbrane parametre ocenjevanja gibanja pri določenih gibih – smer gibanja je označena s puščico na vrhu vsakega škatlastega diagrama. Vrednosti vsakega ocenjevanega parametra (i) so prikazane za vsako od skupin preiskovancev za posamezno gibanje (a-č) in stopnjo dušenja  $b$ . Opravljena je bila tudi statistična analiza, pri kateri smo ugotavljali statistično pomembne razlike v vrednostih parametrov med skupinami preiskovancev ter znotraj posamezne skupine preiskovancev za posamezna dušenja  $b$ , ki pa je, zaradi omejitve dožine, nismo vključili v članek.

V prvi vrstici so prikazane vrednosti parametra opravljenega dela  $A_D$ . Te se pri zdravih preiskovancih pri



Slika 5: Rezultati analize izbranih parametrov - dela  $A_D$ , mere kooperativnosti  $M_{ko}$  ter gladkosti giba  $M_{tr}$ .

vseh gibanjih s povečanjem stopnje dušenja  $b$  povečujejo, pri pacientih pa je opazen upad vrednosti. To nakazuje, da so pacienti pri težji nalogi v manjši meri uporabljali okvarjeni, desni ud ter v večji meri nalogo izvajali z zdravim, levim udom.

Pri vrednostih parametra mere kooperativnosti  $M_{ko}$  v drugi vrstici, vrednosti tem bližje 0 pomenijo tem boljši rezultat in enakomerno sodelovanje udov. Vrednosti parametra so pri skupini pacientov višje kot pri zdravih preiskovancih, pri vseh gibanjih, kar kaže na to, da so pacienti premik držala v večji meri opravili s pomočjo neokvarjenega, levega uda.

Zadnja vrstica prikazuje vrednosti parametra gladkosti gibanja  $M_{tr}$ . Vrednosti bližje 0 pomenijo bolj gladek, nadzorovan gib. Vrednosti zdravih preiskovancev se tekom vseh nalog gibljejo blizu 0, neodvisno od dušenja  $b$  in vrste giba, so pa zaradi hitrejšega izvajanja gibanja in posledično trzaja pri preklapu smeri gibanja iz leve v desno, vrednosti povišane pri gibanju (b). Pri pacientih opazimo s povečanjem dušenja  $b$  večji odklik od vrednosti 0, kar pomeni, da je bilo pri težji nalogi gibanje manj gladko.

## 4 Zaključek

S pomočjo robotskega sistema smo uspešno objektivno ovrednotili parametre ocenjevanja gibanja – kooperativnost, delo ter gladkost giba, pri zdravih osebah ter pacientih po kapi in jih primerjali med seboj. To za sistem

pomeni veliko uporabnost ter, da ga v praksi lahko uporabljamo za rehabilitacijsko vadbo, hkrati pa tudi za ocenjevanje ter sledenje napredka rehabilitacije pacientov po možganski kapi.

## Zahvala

Študija je bila opravljena v sklopu raziskovalnega programa št. P2-0228, ki ga je sofinancirala Javna agencija za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije iz državnega proračuna.

## Literatura

- [1] M. Strgar-Hladnik, "Možganska kap", *Združenje zdravnikov družinske medicine Slovenije*, vol. 4, 2014.
- [2] S. Waller in J. Whittall, "Bilateral arm training: Why and who benefits?", *NeuroRehabilitation*, vol. 23(1), str. 29-41, 2008.
- [3] S. Lokar, "Rehabilitacijski robot za dvoročno vadbo", diplomsko delo visokošolskega študija, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2018.
- [4] A. Stražar, "Analiza gibanja pri dvoročni vadbi z robotskim sistemom HapticMaster", magistrsko delo, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2019.
- [5] E. Noohi in M. Žefran, "A model for human-human collaborative object manipulation and its application to human-robot interaction", *IEEE Transactions on robotics*, vol. 32(4), str. 880-896, 2016.
- [6] E. Čebašek, "Personalizirana senzorno in robotsko podprta vadba za zgornje ude", doktorska disertacija, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2019.