

Pregled pristopov k robotske rehabilitaciji hoje

Matej Tomc, Zlatko Matjačić

Univerzitetni rehabilitacijski Inštitut Republike Slovenije – Soča, Linhartova c. 51, 1000 Ljubljana, Slovenija
E-pošta: matej.tomc@ir-rs.si

Povzetek. V preglednem članku opisujemo stanje tehnike na področju robotske rehabilitacije hoje po možganski kapi. Kljub dokaj dobrim uveljavljenostim robotov v rehabilitaciji je njihova učinkovitost še vedno predmet razprave. Eden izmed razlogov za to je problematično vrednotenje rezultatov rehabilitacije. Izpostavljamo potrebo po spremembah cilja rehabilitacije od funkcionalnega napredka k nevrološkemu okrevanju. Popisali smo stanje tehnike rehabilitacijske robotike v klinični praksi in raziskovalnem okolju. Opažamo sledeče trende: novi načini aktuacije, naprednejše metode vodenja, usmeritev v specifične podnaloge hoje in individualizacija vadbe. Na podlagi trendov in izpostavljenih potreb smo predlagali koncept idealnega rehabilitacijskega robotskega sistema. Opredelili smo lastnosti idealnega rehabilitacijskega robota in vmesnikov za interakcijo robota s pacientom in terapeutom. Pregledali smo, v kolikšni meri so te lastnosti dosežene pri robotskih sistemih v klinični praksi in raziskovalnem okolju. Poleg že prisotnih trendov izpostavljamo še potrebo po tesni vključitvi terapevta v proces robotske rehabilitacije in po upoštevanju varnostnih standardov pri razvoju rehabilitacijskih robotskih sistemov.

Ključne besede: rehabilitacija, rehabilitacijski robot, hoja, pregled stanja tehnike

Approaches to Robotic Rehabilitation of Human Walking

The paper reviews the state-of-the-art in the field of robotic rehabilitation of walking after a stroke. Despite the widespread use of rehabilitation robots, their effectiveness is still disputable. One of the reasons is an inadequate evaluation of rehabilitation results. The need is high to change the rehabilitation goal from functional progress to the neurological recovery. Both in the clinical practice and in the research environment the trends, such as new actuation methods, advanced control strategies, focus on walking sub-tasks and training individualization are observed. Based on the current trends and to meet the needs, a concept of an ideal robotic rehabilitation system is proposed. The properties of an ideal rehabilitation robot and an ideal patient and therapist robot interface are defined. The extent to which these properties are achieved in clinical practice and in the research environment is assessed. The need for a close involvement of the therapist in the process of robotic rehabilitation and for a compliance with the applicable safety standards in the further development of robotic rehabilitation systems is emphasized.

Keywords: rehabilitation, rehabilitation robot, walking

1 UVOD

Možganska kap je eden od vodilnih vzrokov za gibalno oviranost. Zaradi demografskih sprememb se skupina oseb, pri katerih je tveganje za kap visoko, povečuje, populacija, ki za paciente skrbi, pa zmanjšuje [1]. Prav tako se kap vedno pogosteje pojavlja pri ljudeh med 20. in 60. letom starosti. V Združenih državah Amerike kap letno doleti 795 tisoč oseb. 50 % oseb ostane gibalno oviranih, 26 % jih ostane nezmožnih opravljati aktivnosti vsakdanjega življenja [2].

Glavni posledici možganske kapi z vidika gibalne ovinosti sta spastičnost in pareza [3]. Navadno so mišice na hemiparetični strani šibke in spastične. Do različnih stopenj je lahko ovirano gibanje zgornje okončine, spodnje okončine ali trupa na prizadeti strani telesa. Možganska kap lahko povzroči širok spekter anomalij v pacientovi hoji [4].

Pri zdravem človeku je hoja ponovljiv periodičen proces. Med gibanjem obeh nog sta prisotna visoka stopnja simetrije in fazni zamik polovice cikla hoje [5]. Cikel hoje se začne in konča z dostopom izbrane noge, delimo ga na fazo opore in fazo zamaha. Fazo opore naprej delimo na začetno fazo opore, fazo enojne opore in končno fazo opore. Začetna faza opore traja od dostopa izbrane noge do odriva nasprotne noge. V fazi enojne opore izbrana noga skrbi za stabilnost, medtem ko nasprotna noga v zamahu napreduje do mesta naslednjega dostopa. Faza končne opore je faza med dostopom nasprotne noge in odrivom izbrane noge. V fazi zamaha izbrana noga napreduje do naslednjega mesta dostopa. Največ energije se potroši ob prehodih med fazama opore in zamaha. Ob dostopu je delo potrebno za zaviranje in stabilizacijo, ob odrivu pa za pospeševanje telesa [6]. Mehansko delo, ki ga je treba opraviti med hojo, je močno korelirano z metabolično porabo [7].

Hoja pacientov s hemiparezo se od hoje zdravih oseb precej razlikuje. Zaradi oslabelosti in neusklenjenega delovanja mišic, kar se kaže kot spastičnost, je hoja počasna, nesimetrična in z biomehanskoga vidika precej drugačna od zdrave hoje. Povečana je tudi nevarnost za padec [4]. Zdrava hoja teži k minimizaciji metabolične porabe, medtem ko je hemiparetična hoja naporna in

neučinkovita.

2 OKREVANJE ALI KOMPENZACIJA

Na področju rehabilitacije po možganski kapi v ospredje stopa razlikovanje med kompenzacijo in okrevanjem. Pravo nevrološko okrevanje opredelimo kot povratek telesnih funkcij na raven, ki je značilna za zdrave osebe pacientove starosti. Določeno nalogo pacient, ki je okreval, opravi na enak način kot pred kapjo. Kompenzacija je osredotočena predvsem na funkcijo in pomeni uporabo neprizadetega uda ali drugih neprizadetih mišičnih skupin za izvedbo naloge. [8]. Na področju rehabilitacije zgornjih udov se razglablja, ali morda spodbujanje kompenzacijskih strategij v zgodnjem obdobju rehabilitacije preprečuje polno okrevanje [9]. Longitudinalne raziskave na tem področju kažejo, da je napredek pacientov večinoma posledica naučenih kompenzacijskih strategij, in ne okrevana [8]. Princip nevroplastičnega obnavljanja centralnega živčnega sistema je enak tudi pri rehabilitaciji hoje, zato sklepamo, da je treba enako pozornost dilemi med okrevanjem in kompenzacijo posvetiti tudi na tem področju. Naučena neuporaba paričnih mišic zmanjša zmožnost njihove zavestne aktivacije [9].

Vse bolj se uveljavlja mnenje, da naj bo pravo okrevanje prvi cilj v rehabilitaciji. Šele ko se izkaže, da povrnitev funkcije prizadetega senzorno-motoričnega dela telesa ne bo mogoča, je treba začeti spodbujati kompenzacijske strategije, ki bodo pacientu omogočile čim bolj uspešno delovanje v vsakodnevni življenu.

Težava pri spodbujanju okrevana v primerjavi s kompenzacijo je tudi način vrednotenja uspešnosti rehabilitacije. Meritve so podlaga za diagnostiko in odločanje ter pogoj za izbiro in individualno prilagoditev programa rehabilitacije. Napredek pacienta največkrat ovrednotimo prek meritev povečane hitrosti hoje, vzdržljivosti, simetrije hoje, razdalje med nogo in podlogo v fazi zamaha ter podobnih meritil. Ta merila sicer dajejo nekaj objektivnih indikatorjev, ki napovedujejo uspešnost funkciranja pacienta v vsakdanjem okolju, ne pokažejo pa, ali je izvor napredka v okrevanju ali kompenzaciji. V literaturi se za določanje samostojnosti pri hoji najpogosteje pojavljajo naslednji klinični testi: desetmetrski test hoje (angl. kratica 10MWT), ki meri hitrost hoje, šestminutni test hoje (6MWT), ki meri vzdržljivost, in Bergova lestvica za oceno ravnotežja (BBS).

Za izvedbo kliničnih testov potrebujemo malo opreme, za večino zadostujeta že merilni trak in štoparica. V laboratorijskem okolju nam je na voljo več merilne opreme, s katero lahko bolj podrobno proučujemo hojo. Najpogosteje so meritve kinematike, ki jih največkrat dobimo s sistemom kamer za zajem gibanja. Reakcijsko silo podlage merimo s pritiskovnimi ploščami ali instrumentiranim tekočim trakom, to je tekočim trakom z integriranimi senzorji sile. Iz sočasne meritve kinematike in reakcijske sile podlage lahko izračunamo kinetiko v posameznih sklepih. Aktivnost

mišic lahko merimo z elektromiografijo (EMG). Ker so kompenzacijske strategije navadno z vidika ohranjanja energije manj učinkovite, se v raziskovalnem okolju uveljavlja meritev metabolične porabe, ki je korelirana z opravljenim mehanskim delom [7], [10]. Metabolično porabo merimo prek spremenjenih koncentracij kisika in ogljikovega dioksida v izdihanem zraku.

3 VLOGA ROBOTOV V REHABILITACIJI

Rehabilitacijska robotika je zelo mlado raziskovalno področje. Prvi prototipi so se pojavili v 80. letih, šele po letu 2000 pa je prišlo do širše klinične uporabe rehabilitacijskih robotov, zlasti eksoskeletov [11]. Pri-marna naloga rehabilitacijskih robotov je razbremeniti fizioterapevte in izboljšati učinkovitost terapije.

Za klasični postopek rehabilitacije hoje so potrebni do trije terapevti, ki pacienta držijo pokonci in ročno premikajo njegove noge. Za terapevte je to delo fizično naporno, za bolnišnice pa pomeni visok strošek. Prvi korak k razbremenitvi terapeutov je uporaba tekočega traku in sistema za razbremenitev telesne teže, pri katerem je navadno uporabljen viseči varovalni pas, terapeutom pa ostane naporna naloga ročnega premikanja parične noge. Tak način rehabilitacije še vedno prevladuje v klinični praksi [9]. Nalogo premikanja noge lahko preuzeme rehabilitacijski robot, s čimer se povečata ponovljivost in intenziteta treninga, saj nista več odvisni od vzdržljivosti terapevta.

Učinkovitost uporabe rehabilitacijskih robotov v primerjavi s klasično rehabilitacijo je še vedno predmet razprave. Medtem ko kratkotrajne študije uporabe posameznih rehabilitacijskih robotov večinoma dajejo spodbudne rezultate, metaanaliza študij ni našla dokazov, da je uporaba elektromehaničnih naprav v rehabilitaciji vedno nadgradnja klasične rehabilitacije. Rezultati kažejo, da je lahko rehabilitacija z roboti učinkovita pri pacientih, ki še niso sposobni samostojne hoje [12], [13]. Trening hoje po tekočem traku s podporo telesne teže se je izkazal za učinkovitega pri tistih pacientih, ki so bili že pred treningom sposobni samostojne hoje [14].

Iosa s soavtorji izpostavlja paradoks raziskav učinkovitosti rehabilitacijske robotike [11]. Obstaja konzenz, da mora biti terapija čim bolj individualizirana. Pacientu se je treba sproti prilagajati, izkorisčati njegove sposobnosti in vzdrževati primerno raven zahtevnosti naloge. Študije so zato omejene na izredno ozko področje robotske rehabilitacije in zaradi majhne količine podatkov ne dajejo dobrih statističnih rezultatov. Študije, ki so protokol prilagodile individualnim pacientom, so zaradi nestandardiziranega postopka izločene iz metaanaliz. Večje randomizirane klinične študije s standardiziranimi postopki pacientom ne morejo zagotoviti optimalne rehabilitacije, zato so zabeleženi učinki pričakovano manjši.

4 REHABILITACIJSKI ROBOTI V KLINIČNI PRAKSI

V klinični praksi se pojavljajo raznoliki rehabilitacijski roboti. Grobo lahko robote za rehabilitacijo spodnjih ekstremitet razdelimo na eksoskelete in robote, ki na pacienta delujejo le s svojim vrhom (angl. end-effector based). Eksoskeleti so zgrajeni tako, da se v več točkah pritrdijo na človekov ud. Sklepi eksoskeletov morajo biti poravnani s človekovimi sklepi. Z eksoskeleti je mogoče ciljno generirati navore v človekovih sklepih. Roboti, ki so s človekom v stiku le s svojim vrhom, so navadno v obliki premičnih platform, na katere se pritrdi človekova stopala. Robot vsiljuje gibanje stopal, gibanja v preostalih sklepih pa neposredno ne določa. Nekateri rehabilitacijski roboti so namenjeni le hoji po tekočem traku, medtem ko drugi omogočajo tudi hojo po tleh. Pogosto rehabilitacijske robote uporabljamo v kombinaciji z visečim varovalnim pasom, ki pacienta varuje pred padci, ponuja pa tudi možnost delne ali popolne razbremenitev telesne teže (angl. body weight support, BWS). Občasno se v kombinaciji z rehabilitacijskimi roboti uporablja tudi funkcionalna električna stimulacija. Sledi opis rehabilitacijskih robotov, ki trenutno prevladujejo na trgu in so v rabi v klinični praksi.

Med najbolj razširjenimi rehabilitacijskimi roboti v klinični praksi je Lokomat (Slika 1.a). Lokomat (Hocoma, Zürich, Švica) je eksoskelet, ki se uporablja za nadgradnjo treninga hoje po tekočem traku. Na vsako nogo je pritrjena robotizirana ortoza, ki lahko generira gibanje v kolenu in kolku. Da pacient v fazi zamaha s prsti ne zadene ob tla, je poskrbljeno z elastičnimi trakovi. Z z varovalnim pasom pa je poskrbljeno za razbremenitev telesne teže [15]. Starejše različice Lokomata, ki so še vedno pogoste v klinični rabi, uporabljajo pozicijsko vodenje in pacientove noge vodijo po vnaprej programirani trajektoriji, ki je osnovana na podlagi kinematike zdravih oseb. Naprava omogoča skaliranje parametrov, kot je denimo dolžina koraka, ne dopušča pa odstopanja od referenčne trajektorije. Novejše različice Lokomata uporabljajo modificirano impedančno vodenje [16]. Omogočajo nastavljanje nivoja ravni pomoči, ki jo ortoza nudi pacientu pri hoji. Zmanjšana nivo raven asistence pomoči pomeni, da se okrog referenčne trajektorije poveča haptični tunel, po katerem se lahko noge premika, hkrati pa se zmanjša sila, ki noge v primeru deviacij potiska proti referenčni trajektoriji. Sprotno povratno informacijo o svojem napredku pacient dobi preko biološke povratne zanke v obliki video igre, ki še dodatno dviguje motivacijo. Le ustrezno izbrani parametri (nivo raven kompenzacije telesne teže, nivo raven pomoči pri premikanju nog, dolžina koraka in hitrost hoje) zahtevajo od uporabnika podobno aktivacijo mišic, kot pri zdravi hoji [17].

Lokomatu zelo podobni roboti so Robogait (Bama, Ankara, Turčija), ReoAmbulator (Motorika Medical, Izrael) in NX-A3 (Guangzhou Yiking, Guangzhou, Ki-

tajska). Vsi so sestavljeni iz robotiziranih ortoz z aktuatorji za premikanje kolka in kolena, varovalnega pasu za delno razbremenitev telesne teže in tekočega traku. Vsi sistemi vsebujejo zaslon za prikaz biološke povratne zanke. Med eksoskeleti za hojo po tekočem traku izstopa Walkbot (P&S Mechanics, Seul, Koreja) (Slika 1.b). Zgradba naprave je zelo podobna Lokomatu in preostalim, le da ima na vsaki nogi še dodaten aktuator za premikanje gležnja. Aktuator za gleženj je namenjen preprečevanju padca stopala v fazi zamaha [18].

G-EO (Reha Technology AG, Olten, Švica) (Slika 1.c) sestavlja pomični 3DOF-platformi, ki sta pritrjeni na pacientova stopala, in varovalni pas za razbremenitev telesne teže. S premikanjem platform po referenčnih trajektorijah G-EO simulira hojo po ravnih tleh, klancu ali stopnicah. Na trgu obstajata še zelo podobni napravi Gait Trainer GT II (Reha-Stim Medtec AG, Schlieren, Švica) in THERA-Trainer Lyra (medica Medizintechnik GmbH, Hochforf, Nemčija), ki sta prav tako sestavljeni iz sistema za delno razbremenitev teže in pozicijsko vodenih platform za premikanje stopal. Vse tri naprave spadajo v skupino rehabilitacijskih robotov, ki na pacienta delujejo le s svojim vrhom.

Vsi do zdaj našteti rehabilitacijski roboti so namenjeni rabi v rehabilitacijskih ustanovah. Pojavlja pa se vedno več eksoskeletov, ki služijo kot podporni sistemi za gibanje v kliničnem in domačem okolju. Ti roboti pacienta ne omejujejo na gibanje po tekočem traku, ampak omogočajo gibanje po raznolikem terenu. Tak robot je eksoskelet ReWalk Personal 6.0 (ReWalk Robotics, Marlborough, ZDA), ki je primarno namenjen pacientom s poškodbami hrbtnača. Baterijsko napajani motorji ustvarjajo navor v kolenu in kolku vsake noge. Uporabnikom ta robot omogoča hojo po terenu, stopnicah in sedenje/vstajanje. Zaradi varnosti morajo pacienti ob hoji uporabljati medicinske pripomočke za oporo, na primer bergle. Njemu podoben je eksoskelet ExoNR (Ekso Bionics, Richmond, ZDA), ki je baterijsko napajan in namenjen uporabi v kliničnem okolju. Pacientom pomaga pri treningu ravnotežja, prenosa teže, počepa in hoje. Hybrid Assistive Limb (HAL) (Cyberdyne, Tsukuba, Japonska) (Slika 1.d) je eksoskelet, ki je pritrjen na pacientovo medenico ter lahko ustvarja navore v kolku in kolenu. Ta eksoskelet svoje delovanje prilagaja nameri uporabnika, ki jo zaznava prek meritev površinske elektromiografije (EMG). Kadar je elektromiografska aktivnost nizka in pacient ni sposoben ustvarjati dovolj visokih navorov za samostojno gibanje, ga HAL vodi po referenčni trajektoriji, ki posnema zdravo hojo. Uporabiti ga je mogoče s tekočim trakom ali brez njega. Za varovanje pacienta pri hoji po terenu je uporabljen premični sistem za delno razbremenitev telesne teže. Po zgradbi je do zdaj naštetim eksoskeletom podoben tudi rehabilitacijski robot Rex (Rex Bionics, Melbourne, Avstralija) (Slika 1.e), a se po namembnosti od preostalih precej razlikuje. Rex je zelo tog eksoskelet, ki je samostoječ (pripomočki



Slika 1: Rehabilitacijski roboti na trgu: a) Lokomat, b) Walkbot, c) G-EO, d) HAL, e) REX, f) ReStore Exo-Suit

za stabilnost niso potrebni), zato je primeren zlasti za razgibavanje pacientov, nesposobnih hoje. Primeren je tudi za tiste, ki še nimajo popolnoma hotenega nadzora trupa.

ReStore Exo-Suit (ReWalk Robotics, Marlborough, ZDA) (Slika 1.f) je predstavnik mehkih eksoskeletov (angl. exo-suits). Mehki eksoskeleti so aktivne nosiljive obleke. Namesto togih segmentov, ki so pri eksoskeletih v nekaj točkah pritrjeni na pacientov ud, pri mehkih eksoskeletih ud objame tkanina. Namesto motorjev, nameščenih ob sklepih noge, je pri mehkih eksoskeletih sila na segmente noge izvedena z dislociranimi motorji prek bovdenskega potega (angl. Bowden cable). ReStore Exo-Suit je namenjen klinični rehabilitaciji pacientov, ki okrevajo po kapi. Baterijsko napajana motorja, ki jih oseba nosi na pasu, prek tetiv zagotavlja pomoč pri plantarfleksiji in dorzifleksiji gležnja. Senzorji gibanja omogočajo sprotno prilaganje pacientovim potrebam, terapeutu pa dajejo objektivne podatke o napredku treninga.

5 REHABILITACIJSKI ROBOTI V RAZISKAVAH

Raziskovalno področje rehabilitacijske robotike je zelo aktivno. Klinične študije so pokazale, da je trening z rehabilitacijskimi roboti, uveljavljenimi v klinični praksi, primeren le za paciente, ki še niso sposobni hoje [12], medtem ko je hoja po tekočem traku z razbremenjeno telesno težo primerna za paciente, ki so sposobni

hoje [14]. V raziskovalnem okolju obstaja več robotov, ki spadajo med eksoskelete (npr. LOPES in RLO) in robote, ki so s človekom v stiku le s svojim vrhom (npr. Gait Trainer in GaitMaster). Ti so po zgradbi podobni rehabilitacijskim robotom, ki so trenutno na trgu. Omejitve, ki zmanjšujejo učinkovitost rehabilitacijskih robotov v klinični praksi, poskušajo preseči z novimi načini aktuacije in naprednimi metodami vodenja.

Primer napredka pri vodenju je denimo rehabilitacijski eksoskelet ANdROS [19]. ANdROS je eksoskelet, namenjen hoji po tleh. Robot je impedančno voden, referenčna trajektorija pa se sproti spreminja na podlagi pacientovega gibanja. V primeru pacientovega prehitovanja ali zaostajanja se robot s človekom ponovno sinhronizira, tako da se hoja nadaljuje s pacientovo izbrano kadenco.

Odkriva se tudi novo široko področje naprav, ki so namenjene nadgradnji treninga hoje po tekočem traku. Te naprave so namenjene pacientom, ki že hodijo, a so v njihovi hoji prisotne številne nepravilnosti. Trenda pri razvoju teh naprav sta manjše omejevanje gibanja pacienta v primerjavi z uveljavljenimi rehabilitacijskimi roboti in specifičen fokus na problematične podnaloge hoje. Usmeritev raziskav se premika od robotov, namenjenih čim več različnim pacientom, k robotom za čim boljšo rehabilitacijo specifičnih težav pri hoji. Le tako je namreč mogoče odpraviti temeljne vzroke za nepravilnosti v hoji, kar omogoča pravo okrevanje, in ne razvoja kompenzacijskih strategij.

Primer kombinacije novega pristopa aktuacije z željo

po manjšem omejevanju stopenj prostosti pacientove noge je Cable-Driven Locomotor Trainer (CaLT), ki dokazuje primernost tetivnih robotov za rehabilitacijo. Po dva motorja prek tetiv delujeta na vsak gleženj. To omogoča asistivno in rezistivno delovanje sistema. Sila, ki jo tetivi izvajata na gleženj, je odvisna od odstopanja od referenčne trajektorije hoje. CaLT se uporablja pri hoji po tekočem traku, teža pacientov je delno razbremenjena z visečim varovalnim pasom.

Eden od najpogostejših pripomočkov, ki jih zdravniki predpisujejo pacientom po kapi, je ortoza za gleženj in stopalo (OGS) (angl. Ankle foot orthosis, AFO). Pripomoček je primeren za paciente, ki jim med fazo zamaha pada stopalo, saj onemogoča plantarfleksijo stopala v fazi zamaha, kar zmanjšuje verjetnost za spotikanje. V fazi opore OGS stabilizira nogo. Toga izvedba ortoze ima stranski učinek omejevanja plantarfleksije med odrivom, zaradi česar se pri pacientih delo za propulzijo od distalnih prerazporedi k proksimalnim mišicam.

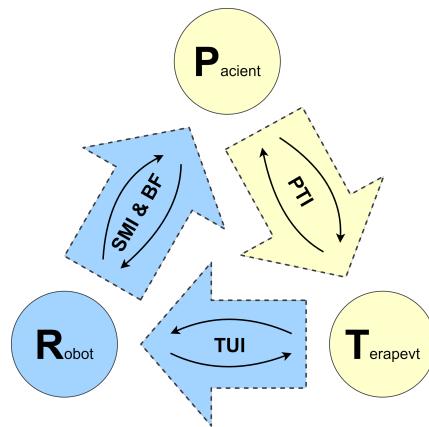
Medtem ko toge pasivne OGS zmanjšujejo propulzijo, to je pogon naprej, s paretično nogo [20], je mogoče z aktivnimi OGS pri pacientih doseči višjo raven paretične propulzije, ki se ohrani tudi po koncu treninga[21]. Povečata se tudi hitrost hoje in dorsifleksija stopala v zamahu, zaradi česar se zmanjša tveganje za spotik. Avtorji člankov o aktivnih OGS izpostavljajo zlasti problematiko dodatne teže ortoze, ki vpliva na kinematiko in kinetiko pacientove hoje med treningom, ter velik vpliv pravočasnosti nastopa intervencije v ciklu hoje na učinkovitost rehabilitacije z aktivno OGS [21], [22], [23].

Nepravilnosti pri hoji je mogoče omiliti s treningom z biološko povratno zanko, ki jo je mogoče uporabiti skupaj z rehabilitacijskim robotom ali pa samo s senzornim sistemom brez aktivnega vpliva na človekov motorični sistem. Po šesttedenskem rehabilitacijskem programu hoje po tekočem traku s sprotno povratno informacijo o vertikalnem gibanju težišča je skupina pacientov s hemiparezo znižala porabo energije pri hoji in povečala pred tem pomanjkljivo fleksijo kolena v fazi zamaha. Zmanjšana poraba energije nakazuje, da so se pacienti odvadili svoje kompenzacijске strategije in ta metoda podpira pravo okrevanje [24].

6 IDEALNI SISTEM ROBOTSKE REHABILITACIJE

Na podlagi pregleda literature smo ugotovili, katere izzive pri rehabilitaciji hoje robotska rehabilitacija dobro rešuje in katere so največje pomanjkljivosti današnjih rehabilitacijskih robotskih sistemov. Predlagamo splošni koncept idealnega rehabilitacijskega robotskega sistema. V tabeli 1 smo zbrali ključne lastnosti idealnega robotskega rehabilitacijskega sistema in ocenili, v kolikšni meri jih dosegajo robotski sistemi v današnji klinični praksi in raziskovalnem okolju. Shema na sliki 2 prikazuje interakcije med vsemi tremi akterji v rehabilitaciji:

pacientom, terapeutom in rehabilitacijskim robotom. Z modro barvo je na shemi označeno vse, kar v širšem smislu spada pod rehabilitacijski robotski sistem. Poleg robota mora razvijalec poskrbeti še za primeren uporabniški vmesnik za terapevta (angl. Therapist User Interface, TUI), ustrezno senzorno-motorično interakcijo (SMI) med pacientom in robotom ter ustrezni prikaz biološke povratne zanke (angl. Biofeedback, BF).



Slika 2: Interakcije med pacientom, terapeutom in robotom. Interakcija med pacientom in terapeutom (PTI) je neposredna. Terapeut in robot interagirata prek uporabniškega vmesnika za terapevta (TUI). Med robotom in pacientom potekata senzorno-motorična interakcija (SMI) in biološka povratna zanka (BF).

Lastnosti, kot so ponovljivost, fizična razbremenitev terapevta in visoka intenzivnost treninga, so bile dosežene že s prvimi rehabilitacijskimi roboti. Stanje tehnike v robotiki je že dolgo na ravni, ko lahko roboti naloge opravljam bistveno dlje in z večjo ponovljivostjo kot terapeut. Dejstvo, da se robot ne utrudi, je tudi glavna prednost, ki pacientu omogoča dolgotrajnejši in intenzivnejši trening.

Ko je pacient v stiku z rehabilitacijskim robotom, na pacienta pripeti segmenti robota prinašajo dodatno težo in posledično vplivajo na vztrajnost. Rehabilitacijski roboti ta učinek delno izničijo z aktivno kompenzacijo lastne teže. Problem dodane teže izstopa pri aktivnih ortozah za gleženj in stopalo [25]. Zaradi dodane teže aktuatorja in ortoze se mora aktivnost mišic v nogi spremeniti. Dober zgled robotov, ki zmanjšujejo problem vztrajnosti, sta ReStore Exo-suit, pri katerem pacient motorje in baterije nosi na pasu, zato je zmanjšana ročica, s katero pacient pri zamahu nosi dodano težo [26], in CaLT, kjer so motorji na tleh, pacient pa hodi po tekočem traku [27]. Oba robota silo na segmente telesa izvajata prek lahkih tetiv.

Idealni rehabilitacijski robot naj bi nogi omogočal gibanje v vseh njenih stopnjah prostosti, a je zaradi velike kompleksnosti zgradbe človeške noge tak robot za zdaj neizvedljiv. Večina eksoskeletov se osredotoča na vodenje noge v sagitalni ravnini, ki je dominantna

Tabela 1: Ocena stanja tehnike rehabilitacijskih robotskih sistemov v klinični praksi in raziskovalnem okolju. +: lastnost je popolnoma dosežena, O: lastnost je deloma dosežena, -: lastnost ni dosežena

Lastnost idealnega rehabilitacijskega robotskega sistema	Stanje tehnike v klinični praksi	Stanje tehnike v raziskovalnem okolju
Ponovljivost	+	+
Visoka intenzivnost treninga	+	+
Razbremenitev terapevta (fizična)	+	+
Nizka vztrajnost robota	O	+
Zgradba robota ne omejuje prostostnih stopenj noge	-	-
Ustrezna aktuacija v vseh sklepih (kolk, koleno, gleženj)	(O,O,-)	(O, O, O)
Vodenje robota po paradigmi pomoč po potrebi	-	O
Trening specifičnih podnalog hoje	-	+
Biološka povratna zanka	+	+
Uporabniški vmesnik za terapevta	O	O
Varnost	O	O

ravnina premikanja pri človekovi hoji. Tudi rehabilitacijski roboti, ki na človeka delujejo samo s svojim vrhom in neposredno omejujejo le gibanje stopala, imajo navadno pod stopali platforme z največ tremi prostostnimi stopnjami. Pri hoji je ključno tudi gibanje medenice, zato se tako v raziskovalnem kot kliničnem okolju v zadnjih nekaj letih eksoskeletom dodaja module za njeno bolj prosto gibanje. Zaradi svoje poenostavljene zgradbe in dodatne vztrajnosti današnji roboti omejujejo gibanje pacienta in mišic ne aktivirajo na podoben način kot pri naravni hoji [28].

Skoraj vsi eksoskeleti v klinični praksi omogočajo neposredno aktuacijo kolka in kolena v sagitalni ravni. Tudi Walkbot, ki edini vsebuje motor, poravnani z gležnjem, tega uporablja le za dvig stopala v fazi zamaha, ne pa tudi za ciljano rehabilitacijo dorsifleksorjev in plantarfleksorjev gležnja. Ustreznost aktuacije je pri vseh eksoskeletih pogojena z uspehom poravnave robotovih s človekovimi sklepi, kar v praksi pomeni veliko težavo. To zaobidejo roboti, ki so v stiku s pacientom le s svojim vrhom, vendar je pri njih aktuacija posredna prek gibanja stopala, zato ni zagotovljeno ustrezno gibanje preostalih segmentov noge. Tudi v raziskovalnem okolju je aktuacija navadno omejena na sagitalno ravnino. V raziskovalnem okolju se v skladu s trendom bolj specifične rehabilitacije posameznih nepravilnosti v hoji pojavljajo naprave, ki delujejo le na en sklep, saj neposredno vodenje celotnega uda ni nujno pomembno za trening specifične pomanjkljivosti v hoji. Primer tega so aktivne ortoze za koleno in aktivne OGS.

Longitudinalna študija pacientov po možganski kapi med glavnimi mehanizmi za povrnitev funkcije navaja nevroplastičnost, to je sposobnost živčnega sistema za oblikovanje novih povezav, in vedenjske kompenzacijске strategije [29]. Trening, ki dovoli pacientu nadzorovana odstopanja in učenje iz njih, spodbuja nevroplastičnost [13], [30]. Na področju rehabilitacije zato v zadnjem času prevladuje paradigma pomoči po potrebi (angl. assist as needed); pacientu je treba zagotoviti toliko

robotske pomoči, da gib izvede ob primerenem deležu lastnega truda. Roboti, ki so v klinični rabi, so pogosto pozicijsko vodeni in ne dopuščajo odstopanj od referenčne trajektorije. Trajektorija, po kateri vodijo pacientovo nogo, je določena vnaprej na podlagi posnetkov hoje zdravih oseb. Večina rehabilitacijskih robotov na trgu ponuja zelo omejeno možnost prilaganja zahtevnosti treninga. Z uporabo impedančnega vodenja okrog referenčne trajektorije ustvarijo haptični tunel, po katerem lahko pacient nogo premika z zmanjšano pomočjo ali brez pomoči. Idealni robotski rehabilitacijski sistem bi moral trening prilagoditi vsakemu pacientu tako, da bi izkoristil njegove preostale sposobnosti [11], pri čemer bi trening vodil proti nevrološkemu okrevanju, in ne spodbujanju kompenzacijskih strategij. V raziskovalnem okolju se preizkuša več strategij vodenja, ki bi pripomogle k boljšemu prilaganju treninga sposobnostim pacienta.

Rehabilitacijski roboti v klinikah omogočajo terapeutu, da nastavi določene parametre, kot sta hitrost hoje in dolžina koraka. Vsi nastavljeni parametri so lastnosti celotnega cikla hoje. Pri idealnem robotskem rehabilitacijskem sistemu predlagamo možnost nastavljanja bolj specifičnih parametrov, kot sta asistenčna sila pri odrivu in trajanje faze opore. Tako je trening lahko osredotočen na točno določeno podfazo cikla hoje, kar bi pripomoglo tudi k njegovi individualizaciji. V raziskovalnem okolju je usmeritev k rehabilitaciji posameznih podnalog hoje že razširjena, kar se kaže na primeru raziskav rehabilitacije propulzije.

Rehabilitacijski robotski sistem deluje tudi kot merilnik. Kadar podatke o pacientovem stanju in njegovi uspešnosti gibanja robotski sistem prikazuje pacientu, to imenujemo biološka povratna zanka. Ta ima pomembno vlogo pri rehabilitaciji, saj pacientu pomaga razumeti, kje v hoji dela napako, in ga motivira, da to zavestno odpravi, kar pri pacientu spodbuja nevroplastičnost [31], [32]. Tako v kliničnem kot raziskovalnem okolju je bila biološka povratna zanka že uspešno implemen-

tirana na različne načine. Navadno je informacija o uspešnosti izvajanja naloge pacientu posredovana prek avdio-vizualnih signalov. Nekateri sistemi uporabljajo celo videoigre ter okolja navidezne in obogatene resničnosti, ki lahko pri pacientu še povečajo motivacijo za trening.

Prisotnost terapevta je prav tako nujna pri robotski rehabilitaciji. Poleg terapeutovih izkušenj in strokovnega znanja je ključna tudi njegova empatija. Terapeut je pacientu pri rehabilitaciji v oporo; daje mu spodbudo in občutek varnosti. Interakcija med pacientom in terapeutom (PTI na shemi na sliki 2) poteka tako v naravnem jeziku kot tudi z nebesedno komunikacijo. S pogovorom in opazovanjem je terapeut sposoben oceniti stanje pacienta (počutje, bolečina, utrujenost, motivacija). S svojim znanjem in možnostjo prilaganja trenutnemu stanju pacienta mora biti on tisti, ki določa potek treninga z robotskim sistemom. Naloga razvijalcev rehabilitacijskih robotskih sistemov je tudi razvoj primerenega uporabniškega vmesnika za terapevte (TUI na shemi na sliki 2). Terapeut mora imeti na voljo izbrani nabor cenilk hoje, ki ga robotski sistem ustvari na podlagi meritev gibanja pacienta, na podlagi teh podatkov pa se odloči o poteku treninga. Uporabniški vmesnik idealnega sistema bi terapeutu omogočal visokonivojsko kvalitativno vodenje treninga. Pomembno je tudi, da je uporabniški vmesnik za terapevta intuitiven, vendar pri današnjih rehabilitacijskih robotih večinoma ni tako [11].

Zaradi nenehnega stika robota s pacientom je varnostni vidik pri rehabilitacijskih robotih izrednega pomena. Glede na opredelitev iz Uredbe Evropskega parlamenta in Sveta o medicinskih pripomočkih [33] rehabilitacijski roboti spadajo med medicinske pripomočke, za katere veljajo stroge regulatorne zahteve. Na trgu Evropske unije naprave, ki zadostujejo vsem – tudi varnostnim – standardom in drugim določilom, nosijo oznako CE. To oznako so si s certifikacijo prislužili tudi nekateri rehabilitacijski roboti, na primer HAL for Medical Use (Lower Limb Type). Pot do certifikacije pa še do nedavnega ni bila jasna. Guiochet in sodelavci so leta 2012 popisali svoj poskus certifikacije novega rehabilitacijskega robota. Pri tem so ugotovili, da niti standarda ISO 10218:2011, ki govori o industrijskih robotih, niti standarda ISO 13482:2012, ki govori o robotih za osebno nego, ni bilo mogoče prenesti na njihov primer [34]. Področje je bilo urejeno šele leta 2019 s standardom IEC 80601-2-78:2019, ki določa zahteve za osnovno varnost in učinkovitost medicinskih robotov, ki so v fizičnem stiku z gibalno oviranim pacientom [35]. V novem standardu je poudarjen pojmom situacijskega zavedanja, ki v tem primeru pomeni skupek operaterjevega (terapeutovega) zaznavanja, razumevanja in predvidevanja posledic glede na trenutno stanje sistema. Izguba situacijskega zavedanja operaterja pomeni tveganje. Standard opozarja, da s povečanjem kom-

pleksnosti robotskega sistema verjetnost za terapeutovo izgubo situacijskega zavedanja naraste, zato odsvetuje uporabo umetne inteligenčne za vodenje sistema. Zahteve, določene z novim standardom, lahko otežijo certifikacijo rehabilitacijskih robotskih sistemov, ki izkoriščajo napredne metode vodenja. Pri bodočem razvoju bo treba poskrbeti za inherentno varnost robotskih sistemov in tesno vključitev terapeutov v robotsko rehabilitacijo.

7 ZAKLJUČEK

V pregledu smo opisali stanje tehnike na področju robotske rehabilitacije hoje s poudarkom na rehabilitaciji hoje po možganski kapi. Povzeli smo dilemo med pravim okrejanjem in razvojem kompenzacijskih strategij. Medtem ko klinični testi ne razlikujejo med njima, je pri razvoju rehabilitacijskih robotov prav želja po pravem okrejanju pacientov gonilo za nove pristope k rehabilitaciji. Pregled rehabilitacijskih robotov v klinični praksi in raziskovalnem okolju nam je dal vpogled v trenutne tendence na izbranem področju. Med njimi izpostavljamo vse večje zavedanje, da sta za uspešno rehabilitacijo potrebna individualizacija in sprotno prilaganje treninga. Zlasti v raziskovalnem okolju v ospredje stopajo naprave za trening specifičnih podnalog hoje, ki omogočajo osredotočeno rehabilitacijo izbranih nepravilnosti v ciklu hoje. Take naprave bodo primerne zlasti za paciente, že sposobne hoje, pri katerih je bila do zdaj rehabilitacija z roboti premalo uspešna.

Izpostavljene potrebe na področju robotske rehabilitacije smo zbrali v predlaganem idealnem sistemu robotske rehabilitacije. Poleg prenosa napredka iz raziskovalnega okolja v klinično praks izpostavljamo tudi potrebo po boljši vključitvi terapeutov v sistem robotske rehabilitacije. Prostor za napredek ostaja tudi pri mehanski zasnovi rehabilitacijskih robotov, saj bo v prihodnje treba zmanjšati težo robotskih segmentov v stiku s človekom, omogočiti več prostostnih stopenj za naravno gibanje pacienteve noge in poskrbeti za bolj primerno aktuacijo zlasti gleženjskega sklepa. S prihodom nove zakonodaje se bo treba tudi bolj posvetiti varnostnim vidikom rehabilitacijskih robov.

LITERATURA

- [1] T. Truelsen, B. Piechowski-Józwiak, R. Bonita, C. Mathers, J. Bogousslavsky in G. Boysen, "Stroke incidence and prevalence in europe: a review of available data," *European journal of neurology*, vol. 13, str. 581–98, Jun 2006.
- [2] M. Katan in A. Luft, "Global burden of stroke," *Seminars in neurology*, vol. 38, str. 208–211, Apr 2018.
- [3] S. Li, "Spasticity, Motor Recovery, and Neural Plasticity after Stroke," *Frontiers in Neurology*, vol. 8, 2017.
- [4] S. Li, G. E. Francisco in P. Zhou, "Post-stroke Hemiplegic Gait: New Perspective and Insights," *Frontiers in Physiology*, vol. 9, 2018.
- [5] F. Canavese in J. Deslandes, *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy: A Comprehensive Approach*. Pediatrics - laboratory and clinical research, Nova Science Publishers, Incorporated, 2015.

- [6] A. D. Kuo, J. M. Donelan in A. Ruina, "Energetic Consequences of Walking Like an Inverted Pendulum: Step-to-Step Transitions," *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol. 33, str. 88–97, apr. 2005.
- [7] J. M. Donelan, R. Kram in A. D. Kuo, "Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking," *Journal of Experimental Biology*, vol. 205, str. 3717–3727, dec. 2002.
- [8] F. Buma, G. Kwakkel in N. Ramsey, "Understanding upper limb recovery after stroke," *Restorative Neurology and Neuroscience*, vol. 31, str. 707–722, jan. 2013.
- [9] C. Beyaert, R. Vasa in G. Frykberg, "Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies," *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, vol. 45, no. 4, str. 335 – 355, 2015. Special issue : Balance and Gait.
- [10] M. D. Lewek, A. J. Osborn in C. J. Wutzke, "The influence of mechanically and physiologically imposed stiff-knee gait patterns on the energy cost of walking," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 93, no. 1, str. 123 – 128, 2012.
- [11] M. Iosa, G. Morone, A. Cherubini in S. Paolucci, "The Three Laws of Neurorobotics: A Review on What Neurorehabilitation Robots Should Do for Patients and Clinicians," *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 36, str. 1–11, feb. 2016.
- [12] J. Mehrholz, S. Thomas, J. Kugler, M. Pohl in B. Elsner, "Electromechanical-assisted training for walking after stroke," *Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 10, 2020.
- [13] J. A. Haarman, J. Reenalda, J. H. Buirke, H. van der Kooij in J. S. Rietman, "The effect of 'device-in-charge' versus 'patient-in-charge' support during robotic gait training on walking ability and balance in chronic stroke survivors: A systematic review," *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, vol. 3, str. 2055668316676785, 2016. PMID: 31186917.
- [14] J. Mehrholz, S. Thomas in B. Elsner, "Treadmill training and body weight support for walking after stroke," *Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 8, 2017.
- [15] K. P. Westlake in C. Patten, "Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, str. 18, jun. 2009.
- [16] R. Riener, L. Lünenburger, I. C. Maier, G. Colombo in V. Dietz, "Locomotor training in subjects with sensori-motor deficits: An overview of the robotic gait orthosis lokomat," *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 1, str. 517674, 2010.
- [17] K. van Kammen, A. M. Boonstra, L. H. V. van der Woude, H. A. Reinders-Messelink in R. den Otter, "The combined effects of guidance force, bodyweight support and gait speed on muscle activity during able-bodied walking in the Lokomat," *Clinical Biomechanics*, vol. 36, str. 65–73, julij 2016.
- [18] S.-Y. Kim, L. Yang, I. Park, E. J. Kim, M. Park, J. You, Y.-H. Kim, H.-Y. Ko in y.-i. Shin, "Effects of Innovative WALKBOT Robotic-Assisted Locomotor Training on Balance and Gait Recovery in Hemiparetic Stroke: A Prospective, Randomized, Experimenter Blinded Case Control Study With a Four-Week Follow-Up," *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 23, apr. 2015.
- [19] O. Unluhisarcikli, M. Pietrusinski, B. Weinberg, P. Bonato in C. Mavroidis, "Design and control of a robotic lower extremity exoskeleton for gait rehabilitation," v 2011 *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, str. 4893–4898, 2011.
- [20] A. Vistamehr, S. A. Kautz in R. R. Neptune, "The influence of solid ankle-foot-orthoses on forward propulsion and dynamic balance in healthy adults during walking," *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 29, str. 583–589, maj 2014.
- [21] B. Shi, X. Chen, Z. Yue, S. Yin, Q. Weng, X. Zhang, J. Wang in W. Wen, "Wearable Ankle Robots in Post-stroke Rehabilitation of Gait: A Systematic Review," *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 13, 2019.
- [22] M. Moltedo, T. Baćek, T. Verstraten, C. Rodriguez-Guerrero, B. Vanderborght in D. Lefebvre, "Powered ankle-foot orthoses: the effects of the assistance on healthy and impaired users while walking," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 15, str. 86, okt. 2018.
- [23] M. Moltedo, T. Bacek, B. Serrien, K. Langlois, B. Vanderborght, D. Lefebvre in C. Rodriguez-Guerrero, "Walking with a powered ankle-foot orthosis: the effects of actuation timing and stiffness level on healthy users," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 17, str. 98, julij 2020.
- [24] F. Massaad, T. M. Lejeune in C. Detrembleur, "Reducing the energy cost of hemiparetic gait using center of mass feedback: a pilot study," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 24, str. 338–47, May 2010.
- [25] G. S. Sawicki in D. P. Ferris, "Mechanics and energetics of level walking with powered ankle exoskeletons," *Journal of Experimental Biology*, vol. 211, str. 1402–1413, maj 2008.
- [26] L. N. Awad, A. Esquenazi, G. E. Francisco, K. J. Nolan in A. Jayaraman, "The ReWalk ReStore™ soft robotic exosuit: a multi-site clinical trial of the safety, reliability, and feasibility of exosuit-augmented post-stroke gait rehabilitation," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 17, str. 80, jun. 2020.
- [27] M. Wu, J. M. Landry, S. Yen, B. D. Schmit, T. G. Hornby in M. Rafferty, "A novel cable-driven robotic training improves locomotor function in individuals post-stroke," v 2011 *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, str. 8539–8542, avg. 2011. ISSN: 1558-4615.
- [28] C. Swank, S. Wang-Price, F. Gao in S. Almutairi, "Walking with a robotic exoskeleton does not mimic natural gait: a within-subjects study," *JMIR rehabilitation and assistive technologies*, vol. 6, no. 1, str. e11023, 2019.
- [29] G. Kwakkel, B. Kollen in E. Lindeman, "Understanding the pattern of functional recovery after stroke: Facts and theories," *Restorative Neurology and Neuroscience*, vol. 22, str. 281–299, jan. 2004.
- [30] L. L. Cai, A. J. Fong, C. K. Otoshi, Y. Liang, J. W. Burdick, R. R. Roy in V. R. Edgerton, "Implications of assist-as-needed robotic step training after a complete spinal cord injury on intrinsic strategies of motor learning," *Journal of Neuroscience*, vol. 26, no. 41, str. 10564–10568, 2006.
- [31] O. M. Giggins, U. M. Persson in B. Caulfield, "Biofeedback in rehabilitation," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 10, str. 60, jun. 2013.
- [32] M. G. Browne in J. R. Franz, "Ankle power biofeedback attenuates the distal-to-proximal redistribution in older adults," *Gait & Posture*, vol. 71, str. 44 – 49, 2019.
- [33] "Uredba (eu) 2017/745 evropskega parlamenta in sveta z dne 5. aprila 2017 o medicinskih pripomočkih, spremembih direktive 2001/83/es, uredbe (es) št. 178/2002 in uredbe (es) št. 1223/2009 ter razveljavitvi direktiv sveta 90/385/egs in 93/42/egs," *UL L 117*, vol. 60, Maj 2017.
- [34] J. Guiochet, Q. A. Do Hoang, M. Kaâniche in D. Powell, "Applying Existing Standards to a Medical Rehabilitation Robot: Limits and Challenges," v *Workshop FW5: Safety in Human-Robot Coexistence & Interaction: How can Standardization and Research benefit from each other?*, *IEEE/RSJ Intern. Conference Intelligent Robots and Systems (IROS2012)*, (Vilamoura, Portugal), okt. 2012.
- [35] IEC 80601-2-78:2019 *Medical electrical equipment — Part 2-78: Particular requirements for basic safety and essential performance of medical robots for rehabilitation, assessment, compensation or alleviation*.

Matej Tomc je magistriral na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani, kjer nadaljuje v doktorskim študijem. Zaposlen je kot mladi raziskovalec na Univerzitetnem rehabilitacijskem inštitutu RS - Soča in prejema štipendijo Univerzitetne ustanove ing. Milana Lenarčiča. Raziskovalno se ukvarja s področjem rehabilitacijske robotike.

Zlatko Matjačić je doktoriral na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Vodi Službo za raziskave in razvoj na Univerzitetnem rehabilitacijskem inštitutu RS - Soča in kot profesor predava na Zdravstveni fakulteti Univerze v Ljubljani. Njegova raziskovalna zanimanja vključujejo analizo in sintezo človeške hoje, biomehaniko in rehabilitacijsko robotiko.