

Tadej Bajd¹

Uporaba kognitivne povratne zanke pri urjenju hoje s funkcionalno električno stimulacijo

Use of Cognitive Feedback in Training of Walking with Functional Electrical Stimulation

IZVLEČEK

KLJUČNE BESEDE: parapareza – rehabilitacija, tetraplegija rehabilitacija, hoja, električna stimulacija, zdravljenje, povratna zveza

Rehabilitacijski sistem za ponovno učenje hoje je namenjen urjenju hoje bolnikov z nepopolno okvaro hrbtenjače kmalu po nezgodi. Predstavljajo ga trije sistemi: aktuacijski, senzorni in kognitivni. Aktuacijski sistem je izveden z uporabo aferentne električne stimulacije. Senzorni sistem predstavljajo goniometri, žiroskopi, akcelerometri, nožna stikala in računalniški vid. Kognitivno informacijo posredujemo bolniku v obliki senzorne električne stimulacije, zvočne ali vidne povratne zanke.

ABSTRACT

KEY WORDS: paraparesis – rehabilitation, quadriplegia – rehabilitation, gait, electrical stimulation therapy, feedback

The rehabilitation system for re-learning of walking is aimed at gait training in patients with incomplete spinal cord injuries soon after the accident. It consists of three systems: actuation, sensory, and cognitive. The actuation system is represented by afferent electrical stimulation. The sensory system makes use of goniometres, gyroscopes, accelerometers, foot-switches and computer vision. Cognitive information is delivered to the patient in the form of sensory electrical stimulation, and audio or visual feedback.

55

¹ Prof. dr. Tadej Bajd, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Tržaška 25, 1000 Ljubljana.

UVOD

Uporaba električnih tokov ima v medicini dolgo zgodovino. Že stari Rimljani so uporabljali električne skate pri zdravljenju migrene in epilepsije. Kasneje so zdravniki uporabljali elektrostatične vire. Slikovit opis takšnega zdravljenja najdemo pri A. Slomšku (1):

Zdravniki imajo kolovrate, ki na glažovatih nogah stojijo, med žido vertijo glažovato kolo, da se takega ognja nabere. Ako se s prstom dotekneš, kerhko pokne in te po celem životu zmekini. Naj bi se prav veliko takega ognja nabralo, vola vbije. S tem se ozdravi protin, mertvi udi in več takih bolezni.

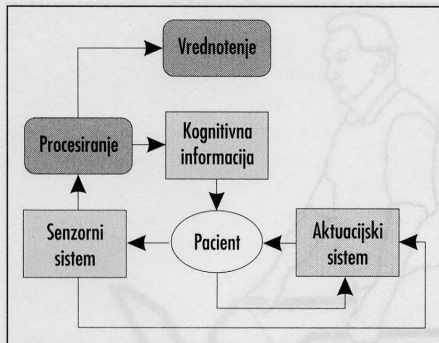
Lep pregled zgodovine električne stimulacije podaja delo P. Strojnika (2). Elektrostatičnim stimulatorjem sledijo tako imenovani induktoriji. Impulze različnih frekvenc so proizvedli z Wagnerjevim kladivcem, ki ga najdemo tudi v hišnem zvoncu. Jakost impulzov so nastavljali s premikanjem dveh tuljav. S takšnim stimulatorjem je bilo že mogoče ustvariti vlake električnih impulzov, ki predstavljajo funkcionalno električno stimulacijo (FES).

FES je rehabilitacijska tehnologija, ki z električnimi tokovi vzbuja periferne živce. FES omogoča obnovev giba ali funkcije pri ohromeli osebi (3). Ko privedemo stimulacijski tok na elektrodi, ki sta postavljeni na kožo nad mišico, se med elektrodama vzpostavi električno polje. Tok elektronov, ki tečejo skozi žice elektrod, se pretvori v tok ionov v tkivu. Ionski tok, ki zadane živec, povzroči spremembo transmembranske napetosti in sproži akcijski potencial. Akcijski potencial potuje vzdolž živca in povzroči krčenje mišice. Mišica se odzove na umetno injiciran akcijski potencial enako kot na naravnega.

Pomemben dosežek FES je bila v zadnjih desetletjih prejšnjega stoletja hoja povsem hromih paraplegičnih bolnikov (4). V Ljubljani smo sinetizirali minimalni vzorec recipročne bipedalne lokomocije s samo štirimi kanali električne stimulacije (5). Raziskovalci v ZDA so kompleksne gibe hoje najprej realizirali tako, da so s perkutanimi elektrodami stimulirali kar 48 mišic nog in trupa (6). Kasneje so razvili implantibilni sistem s šestnajstimi kanali električne stimulacije. V zadnjih letih se je naš pogled na pomen FES-hoje znatno spremenil. Zavedati se je namreč potrebno,

da je hoja paraplegične osebe s FES desetkrat počasnejša od hoje zdravega človeka. Roke morajo prenašati velik del teže telesa, tako da je energijska učinkovitost hoje nizka. Takšna hoja je lahko namenjena le vsakodnevni vadbi in ne more pomeniti alternative gibanju z invalidskim vozičkom. V desetletnem zasledovanju naših bolnikov smo pokazali, da FES hoja prinaša številne fiziološke prednosti. Pri bolnikih, ki so redno vadili FES-hoje, nismo opazili kontraktur v sklepih. Redna uporaba FES ojačuje paralizirane mišice, izboljšuje krvni pretok in tako preprečuje nastanek preležanin ter zmanjšuje spastičnost. Pokončna drža preprečuje okužbe urinarnega trakta in izboljšuje delovanje notranjih organov. Kljub naštetim prednostim FES-urjenja hoje pa smo opazili, da so številni bolniki opuščali redno vadbo. Glavni razlog najdemo v razmeroma dolgotrajnem nameščanju površinskih elektrod pri večkanalni FES. Problem nekoliko omilijo implantibilni sistemi, ki so, na primer, poznani pri srčnih spodbujevalnikih.

Pomen FES spodnjih okončin vidimo danes predvsem pri ponovnem učenju hoje delno ohromelih oseb, predvsem paraparetičnih in tetraparetičnih bolnikov. Ta proces mora potekati zgodaj po poškodbi v rehabilitacijski ustanovi. Zanimiva možnost pa se kaže tudi v skrajšanju bivanja v rehabilitacijskem centru, s tem da poteka nadzorovano urjenje hoje po odpustitvi bolnika še nekaj časa na domu. Shematični prikaz ponovnega učenja hoje prikazuje slika 1. Bolnik je obkrožen s tremi sistemi: aktuacijski, senzorni in kognitivni. Aktuacijski sistem je v našem primeru FES. Na tem mestu je treba poudariti, da se kot aktuacijski sistemi v vse večji meri uvajajo rehabilitacijski roboti, katerih cena pa je za sedaj še zelo visoka. Pri senzornem sistemu ločimo senzorje za zaznavanje neoviranega gibanja, ko je noga v zraku, in gibanja, ko je noga v dotiku s tlemi. V prvem primeru uporabljamo goniometre, žiroskope in akcelerometre, ki merijo kote, hitrosti in pospeške posameznih segmentov noge. V drugem primeru uporabljamo stikala na podplatih ali pritiskovne vložke v čevljih. Posebno pozornost pri ponovnem učenju hoje posvečamo kognitivnemu sistemu. Koncept kognitivne povratne zanke, kjer bolniku posredujemo senzorično informacijo o stanju ohromele



Slika 1. Shematični prikaz ponovnega učenja hoje.

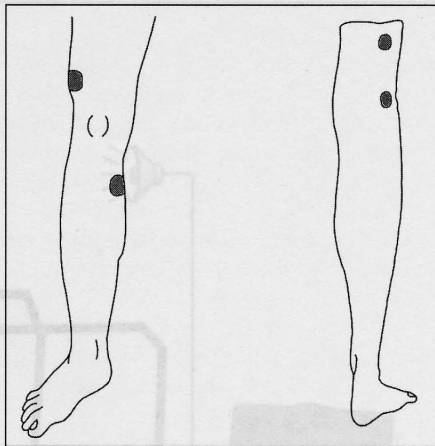
noge, ni nov. V še danes zanimivi knjigi ga opisuje oče kibernetike N. Wiener na primeru bolnika s protezo (7):

Bolnik ne sprejema povratne informacije o položaju in gibanju proteze, kar vpliva na zanesljivost hoje po neravnem terenu. Nobe ne ovire ni, zakaj ne bi vgradili v umetne sklepe in na podplat senzorjev sile in pritiska, ki bi posredovali povratno informacijo v obliki električne stimulacije ali vibracije na nepoškodovanem delu kože.

Mikavna ideja genialnega Norberta Wienerja je morala počakati na razvoj miniaturnih in zanesljivih senzorjev. V naših sistemih predlagamo senzorno električno stimulacijo, zvočno in vidno povratno informacijo.

AKTUACIJSKI SISTEM

Kot aktuacijski sistem pri ponovnem učenju hoje predlagamo dve obliki aferentne stimulacije. Bistvo pristopa je v tem, da uporabimo en sam par elektrod, informacijo pa preko aferentnih poti posredujemo centrom v hrbtenjači, ki se odzovejo s kompleksnimi gibi spodnje okončine. Najobičajnejša je uporaba peronealne električne stimulacije. Zamah noge med hojo dobimo tako, da vzbudimo sinergijski fleksijski odziv. Približno lego majhnih okroglih elektrod prikazuje slika 2 (desno). S tem da postavimo elektrode v bližino mešanega perifernega živca, hkrati dosežemo fleksijo v kolku in kolenu ter dorzifleksijo v gleženjskem sklepu. Uporabljen frekvenca električnih dražljajev je 50 Hz, trajanje posameznega impulza pa 0,3 ms. Jakost fleksijskega odziva spreminjamo s povečevanjem ali zmanjševanjem jakosti električnih impul-



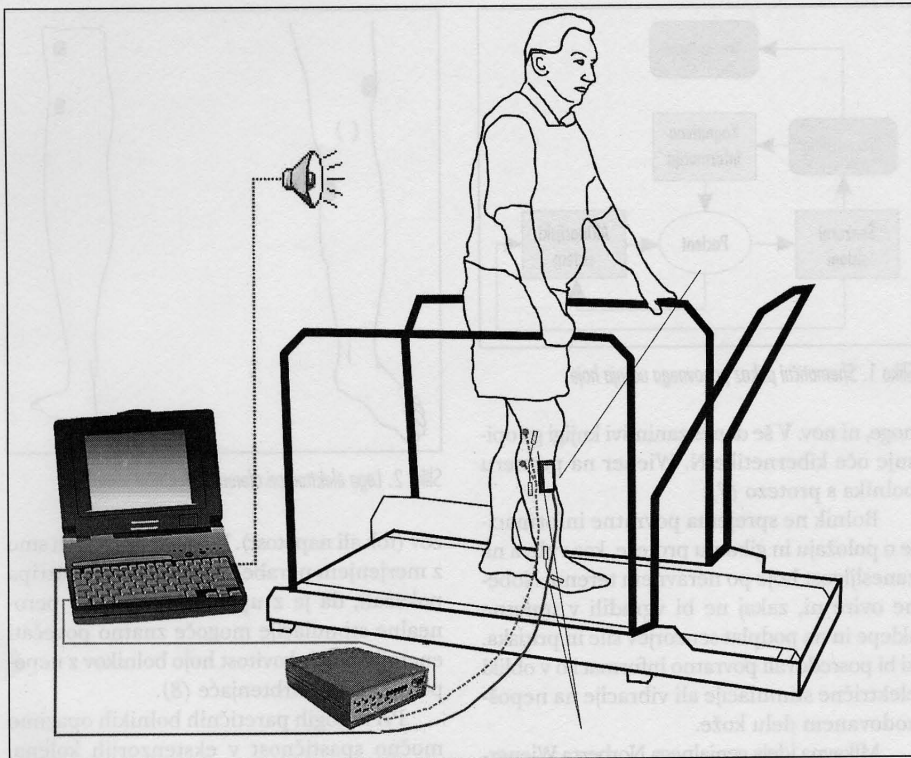
Slika 2. Lega elektrod pri aferentni električni stimulaciji.

zov (tok ali napetost). V naših raziskavah smo z merjenjem porabe kisika in srčnega utripa pokazali, da je z uporabo enostavne peronealne stimulacije mogoče znatno povečati energijsko učinkovitost hoje bolnikov z nepopolno okvaro hrbtenjače (8).

Pri mnogih paretičnih bolnikih opazimo močno spastičnost v ekstenzorjih kolena. Bolniki težko premagajo ta ekstenzijski vzorec, da bi napravili zamah. V tem primeru se je pokazala za učinkovito stimulacija dermatoma L-3,4. Eno elektrodo postavimo medialno pod kolonom in drugo lateralno nad kolonom (slika 2 levo). Z električno stimulacijo dermatoma zmanjšamo spastičnost v ekstenzorjih kolena, ki so oživčeni z istega nivoja hrbtenjače kot dermatom. Tokrat smo uporabili stimulacijsko frekvenco 100 Hz. Električna stimulacija kože ni povzročila nikakršne mišične krčitve. Opazili smo, da je stimulacija dermatoma bistveno izboljšala fleksijo v kolku in kolenu ter dorzalno fleksijo in everzijo v gleženjskem sklepu (9).

SENZORNI SISTEM

V Ljubljani smo razvili dva sistema za ponovno učenje hoje z uporabo FES pri bolnikih z nepopolno okvaro hrbtenjače. Pri prvem smo testirali zanesljivost dostopa, pri drugem pa smo ocenjevali fazo zamaha. Ker bolniki ob dostopu ne dobijo ustrezne senzorne informacije iz paralizirane okončine, uporabljajo vidno povratno zvezo. To pomeni, da ob



58

Slika 3. Urjenje hoje ob uporabi električne stimulacije in kognitivne povratne zveze.

dostopu nenaravno gledajo navzdol v tla, kar ima za posledico preveč počasno hojo. Uporabili smo tri senzorje: tipko v ročaju bergle, goniometer, pričvrščen na kolenski sklep, in stikala na podplatih čevljev. Tipka je pod hote-no kontrolo bolnika. Ko bolnik želi, da gre noga v zamah, s prstom pritisne na tipko v ročaju bergle. S tem se sproži stimulacija peronealnega živca, ki povzroči zamah stimulirane noge. Električni dražljaji so prisotni ves čas, dokler bolnik ne spusti tipke. Tedaj nastopi dostop. Z lahkim fleksibilnim goniometrom, ki ni ovi-ral hoje, smo merili kot v kolenskem sklepu, z nožnimi stikali pa smo zaznavali, ali je noga v zraku ali na tleh. Bolnik med hojo ni spo-soben hkrati sprejemati informacije iz vseh treh senzorjev. Potrebna je integracija treh senzornih signalov. Zanesljiv dostop bo nasto-pil, brž ko bodo izpolnjeni naslednji trije pogoji: ročna tipka mora biti razklenjena, signal kolenskega goniometra mora ustrezati izte-gnjenemu kotu, nožna stikala pa morajo biti sklenjena. Takoj ko so hkrati izpolnjeni vsi tri-je pogoji, smemo bolniku posredovati signal,

da je dostop zanesljiv. Ta signal smatramo kot nekakšno nagrado za uspešen prehod iz faze zamaha v fazo opore. Istočasno je to ukaz bolni-ku, naj ne gleda navzdol, ampak naj nadaljuje z naslednjo fazo hoje, ki pomeni premik kontra-lateralne bergle. Z opisanim rehabilitacijskim sistemom smo bolnike urili en mesec (8). Izmerili smo znatno skrajšanje faze dvojne opore, kar pomeni hitrejšo hojo bolnika.

V spodnjih okončinah bolnikov z nepo-polno okvaro hrbtenjače pogosto zasledimo premočno ekstenzijsko aktivnost, ki jo bolni-ki težko premagajo. Zamah je zato zakasnen, zaradi premajhne aktivnosti fleksorjev pa tudi prešibek. V drugem sistemu za ponovno učenje hoje smo se predvsem posvetili fazi zamaha. Razvili smo izviren multisenzorni sistem, sestavljen iz štirih akcelerometrov in žiroskopa. Senzorni sistem smo pritrdili na goleni, tako je žiroskop meril kotno hitrost goleni, akcelerometri pa so merili radialni in tan-gencialni pospešek. Izmerjene signale smo primerjali z brezkontaktnim optičnim mer-jenjem in dobili izvrstno ujemanje. Signal

žiroskopa smo uporabili za detekcijo zamaha in s tem za proženje vlaka električnih impulzov, signal absolutne vrednosti pospeška pa za ocenjevanje kvalitete zamaha. Za veliko večino bolnikov z nepopolno okvaro hrbtenjače velja očitna nesimetrija v hoji. Ena noga je skoraj povsem ohromljena, medtem ko je druga skoraj zdrava. Oceno zamaha smo zato osnovali na primerjavi pospeška desne in leve noge. Izračunali smo korelacijo med periodo časovnega poteka pospeška ene in druge noge. Vrednost korelacijskega koeficienta med 0 in 0,2 je pomenila slab zamah, 0,2 do 0,6 zadovoljiv zamah, vrednosti med 0,6 in 1 pa so pripadle dobremu zamahu. Ponovno učenje hoje je potekalo na tekočem traku, ki tudi sam, s tem da potegne nogo v ekstremno ekstenzijo v kolčnem sklepu, pripomore k učinkovitejšemu zamahu. Rezultirajoči korelacijski signal smo vodili neposredno bolniku in tudi na električni stimulator. Stimulirali smo peronealni živec s ciljem, da vzbujamo fleksijski odziv stimulirane okončine (slika 3). Kadar smo zaznali pet zaporednih dobrih zamahov, se je amplituda električnih dražljajev zmanjšala za 10 %, in obratno, po petih zaporednih slabih zamahih se je jakost stimulacijskih impulzov za 10 % povečala. Začetno jakost električne stimulacije je nastavljal fizioterapevt. Bolniki, ki so s paralizirano nogo s težavo drsali po tleh, so s pomočjo opisanega sistema tekoče hodili celo brez opore rok (10).

KOGNITIVNI SISTEM

Pomembna značilnost človekove hoje je pretakanje energije med segmenti nog in trupom, ki ga povzročajo sile mišic, ki potekajo preko dveh sklepov (11). Za naš primer ponovnega učenja hoje to pomeni, da bodo električno stimulirane biartikularne mišice vplivale na segmente, ki so pod hoteno kontrolo. Obratno bodo mišice bolnika z nepopolno okvaro hrbtenjače, ki so pod hoteno kontrolo, vplivale na paralizirane segmente in segmente, ki jih vodijo stimulirane mišice. Hoja paretičnega bolnika bo energijsko učinkovita le tedaj, kadar bomo dosegli dobro sinhronizacijo med paraliziranim in neparaliziranim delom telesa. Bistveni del predlaganega sistema za ponovno učenje hoje je kognitivni sistem, preko katerega sporočamo bolniku relevantno

in zgoščeno informacijo o trenutnem stanju paralizirane okončine. V splošnem definiramo kognitivne sisteme kot umetne sisteme, ki znajo interpretirati podatke o dogodkih in procesih iz resničnega sveta. Na osnovi pridobljenega znanja predlagajo odločitve, ki jih posredujejo na razumljiv način.

Pri prvem sistemu, ki smo ga opisali v prejšnjem poglavju, smo informacijo o zanesljivem dostopu prenesli bolniku s pomočjo senzorne električne stimulacije. Na nadlaket roke, na isti strani, kot je stimulirana okončina, smo namestili dve majhni površinski elektrodi. Ukaz bolniku, naj ne gleda navzdol, ampak naj nadaljuje s hojo, smo posredovali kot vlak nebolečih impulzov frekvence 50 Hz, ki je trajal 0,2 s. Signal se je pojavil, takoj ko je opisani senzorni sistem zaznal zanesljiv dostop noge na tla (8). Pri drugem sistemu, kjer smo ocenjevali kvaliteto zamaha, smo uporabili zvočno povratno informacijo. Korelacijski koeficient, ki je podajal podobnost med signali desne in leve noge, smo pretvorili v zvočne signale treh različnih frekvenc. Slab zamah smo ponazorili z najnižjo frekvenco, zadovoljivega s srednjo, dobremu zamahu pa smo pripisali visoko frekvenco. Takšna oblika povratne informacije je dovolj preprosta, da jo bolnik med hojo zlahka razume. Bolnik se je skoncentriral na zvočni signal in skušal doseči čimbolj simetrično hojo (10).

Še boljše rezultate si obetamo od vidne kognitivne povratne zanke. Tu je treba povedati, da je razpoznavanje hoje, posnete s sistemi računalniškega vida, zelo vroče raziskovalno področje (12). Razlog za to so vse bolj pogosti teroristični napadi in vse večja prepredenost našega okolja z nadzornimi sistemi umetnega vida. Po drugi strani se zavedamo, da zlahka prepoznamo svojega prijatelja po hoji in da ni težko ločiti moške od ženske hoje. Cilj omenjenih raziskav je z videoposnetka razpoznati identiteto osebe. Prednost pristopa je tudi v razpoznavanju identitete na daljavo, saj ostali biometrični postopki (prstni odtis, šarenica) omogočajo le razpoznavanje v neposredni bližini. Razpoznavanje gibov z videoposnetkov uporabljajo tudi v športu in baletu, naš cilj pa je sodobne pristope v razpoznavanju vzorcev in računalniškem vidu uporabiti na področju rehabilitacije.

Novi sistem za ponovno učenje hoje je osnovan na že opisanih multisenzornih kine-

matičnih merilnih sistemih in na sistemu računalniškega vida. Zelo pomembna ugotovitev je, da lahko iz kinematičnih multisenzorjev dobimo informacijo o nagibu segmenta in s tem posredno o kotu med dvema segmentoma. Kot med dvema segmentoma lahko merimo z goniometri, ki pa so pritrjeni na dva segmenta (pod in nad sklepom), kar v precejšnji meri ovira hojo. Senzorni sistemi z žiroskopi in akcelerometri pa so majhni in lahki in predvsem pričvrščeni na en sam segment, tako da hoje ne ovirajo. Še manj oviranja hoje dosežemo z uporabo brezžičnih senzorjev. Naklon segmenta lahko ocenimo z integriranjem žiroskopskega signala. Tako dobljeno oceno popravimo z nagibom, izračunanim iz radialne in tangencialne komponente pospeška (13). Multisenzorne sisteme uporabimo za zaznavanje anomalij hoje bolnika. Bolnik hodi na tekočem traku, pred seboj pa ima velik računalniški zaslon, na katerem mu predvajamo posnetek njegove hoje v realnem času. Boljše razumevanje slike dosežemo, če bolniku posredujemo animacijo njegove hoje in ne videoposnetka. To pomeni, da je treba signal videokamere ustrezno predprocesirati. S posnetka odstranimo ozadje in ohranimo le silhueto hodeče osebe. Gibajočo se silhueto pretvorimo v model človekovega telesa. Ta model je lahko predstavljen kot palična figura ali z dvodimenzijskimi obrisi posameznih segmentov telesa ali kot tridimenzijska rekonstrukcija, kjer segmente telesa nadomestimo, na primer, z eliptičnimi valji. Na animirano hodečo osebo superponiramo anomalije hoje, izmerjene s kinematičnimi senzornimi sistemi. Na primer, kadar bo v fazi opore koleno prešlo v neželjeno hiperekstenzijo, se bo koleno animirane lutke na zaslonu zasvetilo v močni rdeči barvi. Ker je hoja periodičen proces, bo bolnik prej ali slej opazil napako in jo poskušal popraviti z ustreznim hotenim prenašanjem teže telesa.

ZAKLJUČEK

Splošno opažamo, da v rehabilitacijske ustanove po svetu in tudi pri nas prihaja vse več

bolnikov z nepopolno in manj tistih s popolno okvaro hrbtenjače. Razloge lahko najdemo v sodobnejši ureditvi prometa, varnejših avtomobilih, hitrejši prvi pomoči in naprednejših kirurških posegih. Več kot polovica bolnikov okreva in ob odpustu iz rehabilitacijske ustanove ne potrebuje nikakršnega ortotičnega pripomočka. Večina teh bolnikov pa na začetku običajno ni sposobna hoditi. FES predstavlja enega redkih rehabilitacijskih pristopov za ponovno učenje hoje, ki ga lahko uporabimo kmalu po nezgodi (14). Cilj opisane rehabilitacijske sistema pa ni samo povzročiti umetno krčenje mišic v izbranem intervalu periode hoje, ampak zaznavati senzorno informacijo s paralizirane okončine in jo posredovati bolniku s ciljem, da dosežemo sinhronizacijo gibanja paraliziranega in neparaliziranega dela telesa in s tem čim bolj energijsko učinkovito hojo. Ker predlagani sistem omogoča merjenje in vrednotenje vzorca hoje, lahko kvantitativno zasledujemo izboljšanje bolnikove hoje v času rehabilitacijskega procesa. V svetu se danes pojavljajo robotski rehabilitacijski sistemi, namenjeni urjenju hoje (15). Mnenja sem, da predlagani FES-sistem prekaša robotske sisteme, saj je v prvi vrsti neprimerno cenejši. Omogoča tudi enostavno rokovanje, nameščanje elektrod in senzorjev pa je kratkotrajno. Sistem je mogoče prilagoditi individualnim potrebam bolnika in skoraj ne ovira njegove hoje. Preko kognitivne povratne zveze je bolnik aktivno vključen v rehabilitacijski proces, ki vpliva na reorganizacijo osrednjega živčnega sistema in omogoča funkcionalno izboljšanje motoričnih sposobnosti. Menim, da bi si takšni sistemi lahko utrli pot ne le v rehabilitacijske ustanove, ampak tudi v domove za ostarele in v ustanove zdraviliškega turizma.

ZAHVALA

Opisano raziskovalno delo financira Ministrstvo za visoko šolstvo, znanost in tehnologijo Republike Slovenije v obliki programske skupine Analiza in sinteza gibanja pri človeku in stroju ter štipendiranja mladih raziskovalcev.

LITERATURA

1. Slomšek A. Blaže in Nežica v nedelskejši šoli. Celovec: Natisnil Janez Leon; 1875.
2. Strojnik P. Električna in elektronska v človeškem telesu. Ljubljana: Tehniška založba Slovenije; 2001.
3. Vodovnik L. Zbrana dela - Collected works. Ljubljana: Univerza v Ljubljani; 2003.
4. Bajd T, Kralj A. Novi dosežki pri električnem spodbujanju ohromelih mišic. Med Razgl 1981; 20: 259-69.
5. Kralj A, Bajd T. Functional electrical stimulation: Standing and walking after spinal cord injury. Boca Raton: CRC Press; 1989.
6. Kobetic R. Advancing step by step. IEEE Spectrum 1994; 32: 27-31.
7. Wiener N. Cybernetics or control and communication in the animal and the machine. Paris: Herman & C^{le} Editeurs; 1948.
8. Bajd T, Cikajlo I, Šavrin R, Erzin R, Gider F. FES rehabilitative systems for re-education of walking in incomplete spinal cord injured persons. Neuromodulation 2000; 3: 167-74.
9. Bajd T, Munih M, Šavrin R, Benko H, Cikajlo I. Dermatome electrical stimulation as a therapeutic ambulatory aid for incomplete spinal cord injured patients. Artif Organs 2002; 26: 260-2.
10. Cikajlo I, Matjačić Z, Bajd T. Development of a gait re-education system in incomplete spinal cord injury. J Rehabil Med 2003; 35: 213-6.
11. Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. Gait Posture 2002; 16: 215-32.
12. Wang L, Hu W, Tan T. Recent developments in human motion analysis. Pattern Recognition 2003; 36: 585-601.
13. Cikajlo I, Matjačić Z, Bajd T, et al. The use of Kalman filtering in assistive device for data assessment and control in gait re-education. IROS'04; 2004; Sendai, Japan. p. 2295-2300.
14. Bajd T. Neurorehabilitation of standing and walking after spinal cord injury. In: Rosh PJ, Markov MM, eds. Bioelectromagnetic medicine. New York: Marcel Dekker, Inc.; 2004. p. 439-59.
15. Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. J Rehab Res Dev 2000; 37: 693-700.

Prispelo 14. 12. 2004