

Vodenje sistema FES za krepitev senzomotoričnih sposobnosti gornjih ekstremitet

Jernej Perdan^{1, 2}, Roman Kamnik¹, Pavla Obreza³, Tadej Bajd¹, Marko Munih¹

¹ Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Tržaška 25, 1000 Ljubljana, Slovenija

² Iskra Medical d.o.o., Stegne 23, 1000 Ljubljana

³ Inštitut Republike Slovenije za rehabilitacijo, Linhartova 51, 1000 Ljubljana, Slovenija

E-pošta: jernej.perdan@robo.fe.uni-lj.si

Povzetek. Prispevek predstavlja sistem za krepitev senzomotoričnih sposobnosti gornjih ekstremitet. Za vadbo ekstenzorjev in fleksorjev prstov se uporablja naloga sledenja sile v izometričnih razmerah. Uporabnik sledi referenčni sili ali samo s hotenim krčenjem mišic ali pa mu pri sledenju pomaga funkcionalna električna stimulacija (FES). FES je zaprtozankno vodena s PI-regulatorjem, ki ga je treba pred vadbo uglasiti glede na odziv mišic na električno stimulacijo. Delo predstavlja sistem, postopek prilagoditve sistema uporabniku in rezultate evalvacije zaprtozanka sistema vodenja FES. Pri praktičnem preizkusu je sodelovalo pet zdravih in dve tetraparetični osebi. Rezultati preizkusa kažejo, da je uglašen zaprtozankni sistem sposoben samostojnega vodenja FES med izvajanjem naloge sledenja sile, pri čemer je dosežena kakovost sledenja, primerljiva s kakovostjo sledenja zdravih oseb. Doseženo je robustno delovanje FES tudi ob prisotnosti hotene aktivnosti uporabnika.

Ključne besede: naloga sledenja sile, zaprtozanka FES, vadba gornjih ekstremitet

Control of the FES System for Upper-Extremities Sensorimotor- Ability Augmentation

Extended abstract. In this paper, a novel system for therapeutic exercise of grasping in patients with upper limb disability is presented. The system is designed to train the finger flexor and extensor muscles through a force-tracking task under isometric conditions. A closed-loop controlled FES is added to the tracking exercise to augment the patient's voluntary activity. The actual forces are acquired by a specially designed adjustable measurement device with two force sensors. A visual feedback of the tracking performance is provided to the patient.

The main components of the system are a hand force measuring device, electrical stimulator and personal computer (Figure 1). An original device was developed for measurement of hand forces (Figure 2). The hand is fixated into the device by means of finger fixations and forearm support. Finger fixations fully constrain finger motion in the direction of flexion and extension.

The stimulator is controlled by a proportional-integral (PI) controller that transforms the difference between the actual and reference force into the duration of the current stimulation pulse. The stimulation parameters are sent to the stimulator via an RS-232 serial connection with a frequency of 33 Hz. The surface electrodes were used for stimulation. The reference force generation, actual grip-force acquisition, visual presentation of the reference and hand force, and stimulation control are implemented by the use of a personal computer. The software application for controlling the system was developed in the C++ programming language.

As the muscle response to stimulation is dependent on the placement of the electrodes, the system has to be adjusted to the individual each time. After the placement of the electrodes, the model of the muscle in isometric conditions has to be identified. For this purpose, the Hammerstein model of the muscle is used (Figure 3). It comprises static recruitment nonlinearity and linear transfer function (Equation 3). To derive the recruitment curve of the isometric muscle response, increasing stimulation pulse duration was applied to the muscles from 0 to 500 μ s in increments of 10 μ s. Five identification trials were performed and averaged to obtain recruitment curve (Figure 5). In the next step of muscle response identification, the response to the pseudo-random binary signal (PRBS) was measured and used to determine the linear transfer function (Figure 6).

To tune the PI controller, a discrete model of the closed-loop FES system and a muscle model was developed using the Matlab-Simulink (Figure 4). Parameters K_P and K_I were defined by the optimization procedure, which minimized the tracking error.

Five healthy and two incomplete tetraplegic subjects participated in evaluation of the PI controller. To assess the tracking performance, the relative root mean-square error (rrmse) (Equation 4) of each tracking task was calculated. The results prove the robust operation of the system in interaction with the voluntary activity of the subject and suggest its usability in the clinical practice.

Keywords: Force-tracking task, closed-loop FES, training of upper extremities

1 Uvod

Pri poškodbi osrednjega živčnega sistema lahko nastopi popolna ali delna paraliza gornjih okončin, zaradi česar ima bolnik omejene zmožnosti opravljanja vsakdanjih aktivnosti. Obstoječa rehabilitacija ohromljenih gornjih okončin temelji večinoma na fizioterapevtski vadbi, ki z dolgotrajnim ponavljanjem gibov pacientu do neke mere omogoči povrnitev hotene kontrole gibanja. Kljub različnim metodam za oceno funkcionalnosti roke je končna ocena povrnitve funkcionalnosti odvisna od fizioterapevta in njegove izkušnosti, torej je subjektivna.

Za oceno senzomotorične kontrole med prijemom, kjer nastopajo sile manjše od maksimalne sile prijema, so se za primerne izkazale naloge sledenja sile [1, 2]. Pri izvajanju naloge sledenja sile oseba s silo prijema sledi želeni vrednosti referenčnega signala, ki je prikazan na zaslonu. Poleg ocene prijema lahko naloge sledenja uporabimo tudi za vadbo. V študijah je bilo pokazano, da uporaba sistema za sledenje sile izboljša točnost kontrole sile prijema in poveča maksimalno silo prijema [2, 3].

Kot dodatek k navadni terapiji je mogoče koristno uporabiti tudi funkcionalno električno stimulacijo (FES) [4-6]. FES je metoda, pri kateri z električnimi impulzi vzdražimo periferni živec, ki oživčuje določeno mišično skupino, s čimer umetno vzbudimo mišično kontrakcijo in dosežemo funkcionalen gib.

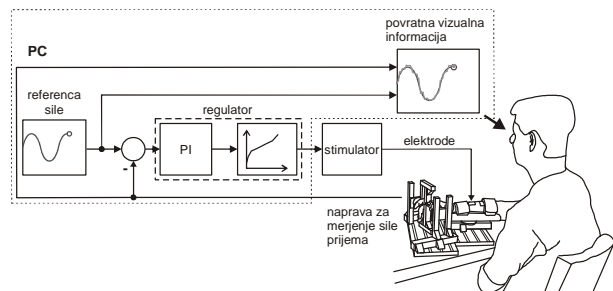
Večina sistemov FES, ki so danes uporabljeni v klinični praksi, je vodenih odprtozančno, kar pomeni, da so vzorci stimulacije prednastavljeni oz. jih spreminja terapevt ali uporabnik. Če želimo imeti avtomatsko vodenje FES, je treba uporabiti zaprtozančno voden sistem FES.

Pričujoča študija predstavlja sistem za sledenje sile prijema v kombinaciji z zaprtozančno voden FES. Sistem je bil razvit za vadbo prijema bolnikov s poškodbami osrednjega živčnega sistema, ki imajo delno ohranjeno hoteno kontrolo roke. Zaprtozančni sistem FES je pri tem uporabljen kot pomoč bolniku, da lažje in bolje sledi referenčni vrednosti sile prijema.

V delu so v drugem poglavju opisane glavne komponente sistema. Tretje poglavje podaja korake s katerimi prilagodimo sistem uporabniku, v četrtem pa je podana metodologija evalvacije sistema v praksi. V petem poglavju so predstavljeni rezultati, v zadnjem poglavju pa podani sklepi.

2 Opis sistema

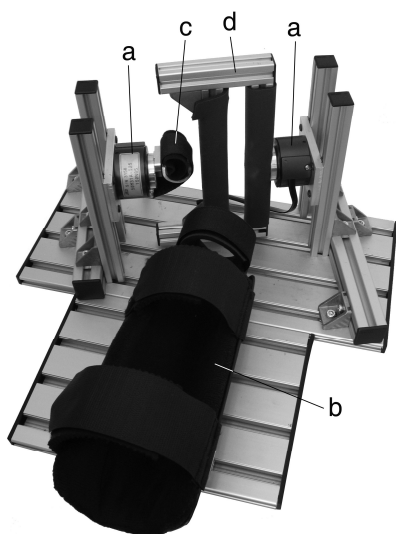
Na sliki 1 je prikazana blokovna shema funkcionalnih sklopov, ki sestavljajo sistem za krepitev senzomotoričnih sposobnosti gornjih okončin. Ti so naprava za merjenje sile prijema, električni stimulator ter osebni računalnik s prikazovalnikom.



Slika 1: Blokovna shema sistema
Figure 1. Conceptual scheme of the system

Za zajemanje sil prijema je bila razvita naprava, ki je prikazana na sliki 2. Njeno ogrodje je sestavljeno iz aluminijastih profilov, na katere sta pritrjena dva senzorja za merjenje sil in navorov (JR3, 50M31A-I25, Inc., Woodland, CA, USA) ter podpora za podlaket. Kot je razvidno s slike 2, je levi senzor namenjen merjenju sil palca. Palec je pritrjen na senzor prek podpore in Velcro® traku. Desni senzor je namenjen merjenju sile preostalih štirih prstov roke. Pritrditev za prste je izvedena z dvema vzporednima aluminijastima profiloma, s katerima popolnoma omejimo gibanje prstov v smeri fleksije in ekstenzije. Vse podpore za prste so obložene z neoprensko gumo. Za preprečitev premikanja roke med vadbo podlaket s trakovi pritrdimo v oporo za podlaket. Pri napravi za merjenje sile prijema je mogoče nastaviti pozicijo obeh senzorjev in opore za podlaket, kar nam omogoča, da napravo priredimo za merjenje desne ali leve roke. Podatki z obeh senzorjev se zajemajo s vmesniško kartico PCI s frekvenco 100 Hz ter so filtrirani v realnem času z na kartici integriranim filtrom z mejno frekvenco 31,25 Hz.

Za stimulacijo je uporabljen štirikanalni električni stimulator s površinskimi elektrodami, ki omogoča računalniško voden spreminjanje jakosti stimulacije. Izhodi stimulatorja so monofazni tokovni impulzi z maksimalnim trajanjem 1,29 ms in maksimalno amplitudo 100 mA. Trajanje posameznega impulza lahko določimo na 10 μ s, amplitudo pa na 0,4 mA natančno. Jakost stimulacije je vodena s proporcionalno-integralnim (PI) regulatorjem, ki spreminja pulzno širino stimulacijskih impulzov na podlagi razlike med želeno in dejansko vrednostjo sile prijema, pri čemer je amplituda stimulacijskih impulzov konstantna. Vrednosti o amplitudi in trajanju vsakega stimulacijskega impulza so stimulatorju posredovane s serijsko povezavo RS232 s frekvenco 33 Hz, ki je hkrati tudi frekvenca stimulacijskih impulzov.



Slika 2: Naprava za merjenje sile prijema a) JR3 senzorja sil in navorov, b) opora za podlakti, c) in d) pritrditvi za prste
Figure 2. Hand-force measuring device a) two JR3 force/torque sensors, b) forearm support c) and d) finger supports for fixation of fingers

Razvita programska oprema teče na osebnem računalniku pod operacijskim sistemom Windows XP. S programsko opremo zajemamo dejansko silo prijema, generiramo referenčno silo, prikazujemo dejansko in referenčno silo na prikazovalniku ter vodimo stimulator. Poleg izvajanja naloge sledenja sile nam program omogoča tudi merjenje maksimalne sile prijema. Pri sili prijema upoštevamo le z komponento vektorja sile, ki deluje pravokotno na senzor sile v smeri fleksije/ekstenzije prstov.

3 Prilagoditev sistema uporabniku

Ker je odziv mišice na električno stimulacijo odvisen od postavitve elektrod, je treba pri vsaki uporabi sistem najprej prilagoditi uporabniku. Prilagoditev sistema je izvedena v več korakih.

3.1 Namestitev elektrod

Prvi korak je namestitev površinskih elektrod na podlaket. Eno od elektrod namestimo v bližini zapestja, drugo pa više na podlakti, in sicer tako, da stimulacija povzroči fleksijo/ekstenzijo prstov brez hkratne fleksije/ekstenzije zapestja. Med nameščanjem elektrod je pomembno, da oseba drži roko v enakem položaju, kot se bo le ta nahajala med vadbo. S spremembo položaja roke se namreč spremeni tudi položaj elektrod na koži glede na mišice s tem pa tudi odziv na električno stimulacijo. Po namestitvi elektrod prste in podlaket namestimo in pritrđimo v napravo.

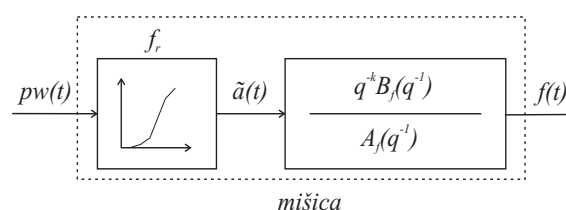
3.2 Identifikacija modela mišice

V naslednjem koraku sledi identifikacija modela električno stimulirane mišice v izometričnih razmerah. Za model mišice smo uporabili Hammersteinov model mišice [7], ki je prikazan na sliki 3. Model tvori statična nelinearnost mišice f_r (angl. recruitment curve), ki predstavlja nelinearen odziv mišice na električno stimulacijo, in linearna diskretna prenosna funkcija, ki opisuje dinamični odziv mišice. Signali v predstavljenem modelu so:

$pw(t)$ - pulzna širina stimulacijskih pulzov

$\tilde{a}(t)$ - aktivacijski nivo mišice

$f(t)$ - sila, ki je posledica kontrakcije mišice



Slika 3. Hammersteinov model mišice

Figure 3. Hammerstein model of the muscle

V linerani diskretni prenosni funkciji s parametrom k ($k \geq 1$) določimo diskretno zakasnitev, A_f in B_f pa sta polinoma operatorja zakasnitve q^{-1} in imata naslednjo obliko:

$$A_f(q^{-1}) = 1 + a_1 q^{-1} + \dots + a_n q^{-na} \quad (1)$$

$$B_f(q^{-1}) = b_0 + b_1 q^{-1} + \dots + b_n q^{-nb} \quad (2)$$

pri čemer je stopnja polinoma A_f ponavadi za ena manjša kot stopnja B_f ($nb = na - 1$). Iz literature [7] sledi, da dinamiko mišice najbolje opisujeta strukturi prenosne funkcije $(na, nb, k) = (3, 2, 1)$ in $(2, 1, 1)$. Pri modeliranju smo, po preizkusu obeh modelov, izbrali prvo možnost:

$$\frac{q^{-1} B_f(q^{-1})}{A_f(q^{-1})} = \frac{q^{-1}(b_0 + b_1 q^{-1} + b_2 q^{-2})}{1 + a_1 q^{-1} + a_2 q^{-2} + a_3 q^{-3}} \quad (3)$$

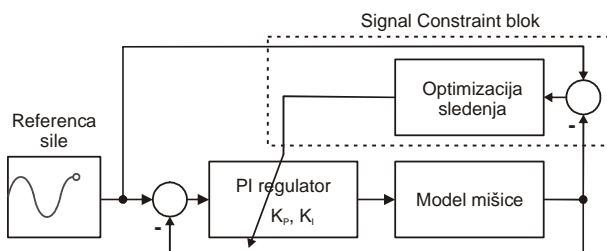
Za določitev statične nelinearnosti mišice smo uporabili stimulacijski signal pri kateremu smo povečevali trajanje stimulacijskih impulzov od 0 do 500 μs , po korakih 10 μs . Frekvenca stimulacijskih impulzov je bila 33 Hz, amplituda pa konstantna. Meritev izvedemo petkrat z vmesnimi premori, ki trajajo 15 s. Približek statične nelinearnosti mišice izračunamo s povprečenjem rezultatov vseh petih meritev.

Po določitvi statične nelinearnosti mišice je treba določiti parametre prenosne funkcije (3). Te določimo z identifikacijskim postopkom odziva na PRBS (angl. pseudo-random binary sequence) signal [7]. Ustrezno

skaliran signal PRBS določa v identifikacijskem postopku širino stimulacijskih impulzov. Vhodni signal PRBS vodimo v stimulator prek nasprotne statične nelinearne karakteristike mišice, s čimer izničimo vpliv nelinearnega dela modela mišice. Odziv mišice izmerimo z napravo za merjenje sile prijema. Vhodni signal PRBS in izmerjeni odziv nato uporabimo kot vhodna parametra funkcije arx programskega paketa Matlab. Rešitev funkcije arx so koeficienti a_i in b_i polinomov A_f in B_f .

3.3 Nastavitev ojačenj K_I in K_P PI regulatorja

Za nastavitev ojačenja K_P proporcionalnega dela in ojačenja K_I integralnega dela PI regulatorja uporabimo orodje za optimizacijo v programskem okolju Matlab-Simulink. Optimizacijsko orodje v simulacijskih tehnikah na podlagi razlik med referenčnim signalom in odzivom sistema spreminja ojačenja regulatorja za zagotovitev najmanjšega odstopanja. Shematično je postopek optimizacije regulatorja prikazan na sliki 4. Za metodo iskanja je bila izbrana metoda Latin hypercube, začetni vrednosti ojačenj pa sta bili $K_I = 0,1$ in $K_P = 1$.



Slika 4: Shematičen prikaz nastavitve regulatorja
Figure 4. Conceptual scheme of controller tuning

4 Metodologija evalvacije sistema

Pri evalvaciji sistema je sodelovalo pet zdravih (spol moški, starost $30,6 \pm 4,9$ let) in dve tetraparetični osebi (AD: spol moški, starost 28 let, poškodba C5/C6; AS: spol moški, starost 15 let, poškodba C3/C4), ki so sistem uporabljali štiri dni zaporedoma. Vsaka oseba je vsak dan opravila tri vaje sledenja za fleksorje in tri za ekstenzorje prstov desne roke. Prvi trije dnevi so bili namenjeni privajanju, sistem vodenja FES pa je bil preizkušen četrty dan. Preizkus je bil izveden v dveh načinih delovanja. Pri zdravih osebah je bilo preizkušeno avtomatsko vodenje sile prijema s FES. Pri tem zdrave osebe niso smele s hoteno kontrakcijo mišic vplivati na stimulacijo FES, kar je bilo doseženo tako, da jim ni bila posredovana vizualna povratna informacija o referenčni in dejanski sili. Sila prijema je bila dosežena izključno s pomočjo delovanja zaprtozančnega sistema FES. Pri obeh tetraparetičnih osebah pa je bilo preizkušeno delovanje zaprtozančnega sistema FES v interakciji s hoteno aktivnostjo osebe. V tem načinu sta k sili prijema pomagala delna hotena

aktivnost osebe kot tudi umetno vzbujena kontrakcija mišic.

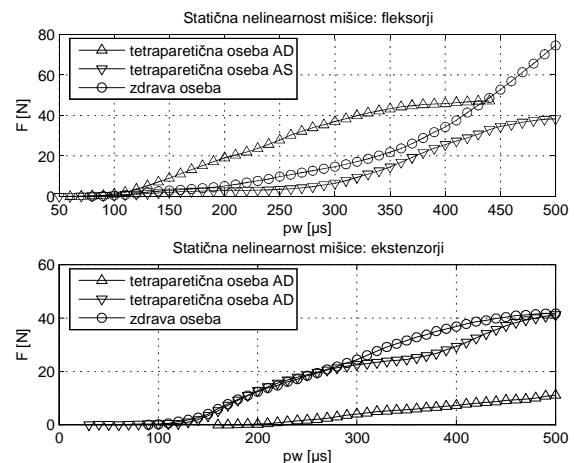
Referenčni signal želene sile je bil sestavljen iz štirih posameznih period sinusnega signala frekvenc 0,025, 0,033, 0,05 in 0,1 Hz, ki so si sledile ena za drugo z vmesnimi premori po 15 s. Amplituda signala je bila nastavljena na 50 odstotkov maksimalne sile prijema, ki jo je oseba sposobna doseči s hoteno aktivnostjo.

Za evalvacijo sledenja je bila izračunana relativna napaka sledenja $rmse$ (angl. relative root mean square error), ki podaja relativno napako med referenčno F_{ref} in izmerjeno F_{izm} silo:

$$rmse = \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{t=0}^{t=T} \frac{(F_{ref}(t) - F_{izm}(t))^2}{\max(F_{ref})^2}} \quad (4)$$

5 Rezultati

Na sliki 5 je prikazan primer izmerjenih statičnih nelinearnosti mišic fleksorjev in ekstenzorjev prstov za zdravo osebo ter obe tetraparetični osebi. Iz slike je razvidno, da se karakteristike med seboj razlikujejo tako po doseženi sili v odvisnosti od impulzne širine (pw), kot tudi po širini mrtvega območja, območja naraščanja in območja nasičenja. Tetraparetična oseba AD je imela zaradi spastičnih fleksorjev vidno slabši odziv ekstenzorjev prstov (slika 5, spodnji graf).



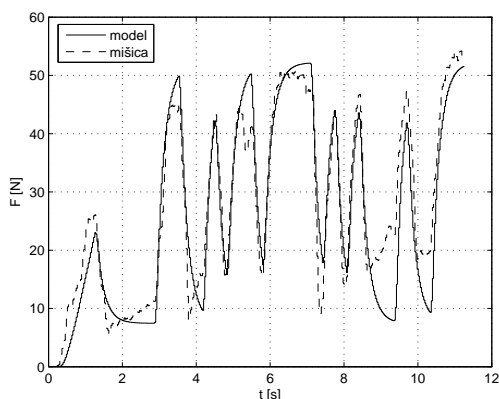
Slika 5: Primer izmerjenih statičnih nelinearnosti mišic fleksorjev (zgoraj) in ekstenzorjev prstov (spodaj)

Figure 5. Example of static recruitment nonlinearity for finger flexors (top graph) and extensors (bottom graph)

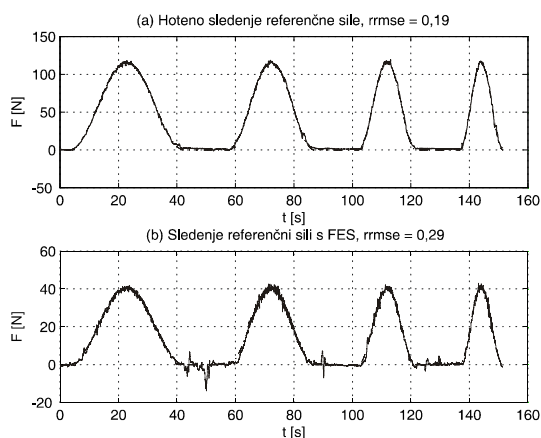
Na sliki 6 je prikazan primer izmerjenega odziva na signal PRBS in izračunan odziv modela na isti signal.

Slika 7 prikazuje primer rezultatov naloge sledenja sile pri zdravi osebi. Zgornji graf prikazuje rezultat sledenja v primeru, ko je zdrava oseba sledila željeni sili le s hoteno kontrolo mišic in pri tem dosegla napako sledenja $rmse = 0,19$. Na spodnjem grafu slike 7 je prikazano sledenje referenčni sili v primeru, ko je ta

dosežena samo z avtomatsko vodeno FES. Pri tem je bila dosežena napaka sledenja $rmse = 0,29$. Amplituda referenčnega signala je bila pri avtomatsko vodeni FES znižana na 20 % maksimalne sile prijema zaradi lažjega prenašanja bolečine, ki lahko nastopi pri električni stimulaciji.

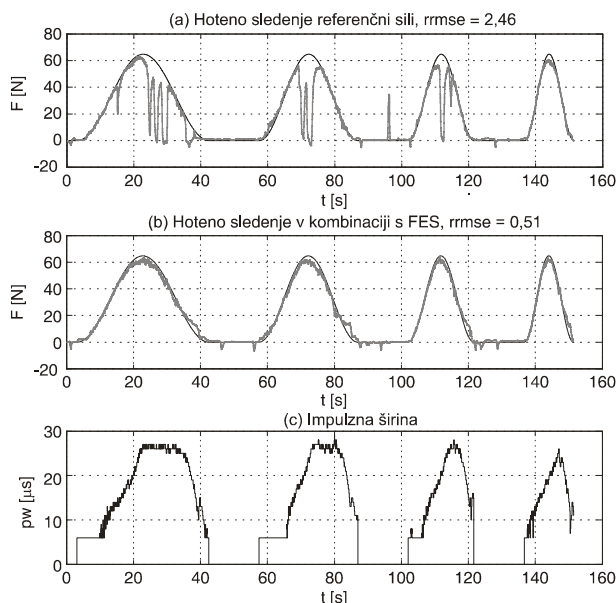


Slika 6: Izmerjeni odziv mišic fleksorjev prstov in odziv modela mišice na signal PRBS
Figure 6. Measured response of the muscle to PRBS and model response to PRBS



Slika 7: Primer sledenja referenčne sile zdrave osebe za fleksorje prstov (a) hotena kontrola brez pomoči FES, (b) samo FES
Figure 7. Example of force tracking in a healthy subject for finger flexors (a) only voluntary activity (b) only FES

Primer sledenja tetraparetične osebe AD je prikazan na sliki 8. Zgornji graf prikazuje primer, ko oseba ni mogla dobro slediti referenčnemu signalu. Večja odstopanja so opazna predvsem kadar je oseba morala dalj časa vzdrževati večjo silo prijema. Manjša odstopanja so vidna tudi pri kratkotrajnem vzdrževanju sile prijema. Sredinski graf na sliki 8 prikazuje sledenje referenčni sili s pomočjo FES in kot je razvidno, je sledenje znatno boljše. V spodnjem grafu slike 8 je prikazano spreminjanje impulzne širine stimulacijskih impulzov pri sledenju referenčni sili s pomočjo FES.



Slika 8: Primer sledenja referenčne sile pri tetraparetični osebi
Figure 8. Force tracking task of an incomplete tetraplegic person

V tabeli 1 so zbrani podatki povprečnih napak sledenja $rmse$ za četrti dan merjenj zdravih oseb. Iz rezultatov je razvidno, da regulator pri nalogi sledenja za fleksorje slabše sledi referenci kot zdrave osebe, pri ekstenzorjih prstov pa so rezultati primerljivi.

	rmse	
	hotena kontrola	FES
fleksorji	$0,22 \pm 0,06$	$0,47 \pm 0,15$
ekstenzorji	$0,41 \pm 0,17$	$0,46 \pm 0,33$

Tabela 1: Povprečna vrednost $rmse$ za zdrave osebe pri hoteni in FES vodeni nalogi sledenja
Tabel 1. Average $rmse$ value for healthy subjects: voluntary control and a FES-driven tracking task

	rmse	
	hotena kontrola	FES + hotena
fleksorji	$0,64 \pm 0,30$	$0,56 \pm 0,35$
ekstenzorji	$0,97 \pm 1,03$	$0,90 \pm 0,47$

Tabela 2: Povprečna vrednost $rmse$ za tetraparetični osebi pri hoteno ter FES + hoteno vodeni nalogi sledenja
Tabel 2. Average $rmse$ value for incomplete tetraplegic subjects: voluntary and FES + voluntary driven tracking task

V tabeli 2 so zbrani podatki povprečnih napak sledenja $rmse$ za četrti dan merjenj obeh tetraparetičnih oseb. Iz rezultatov je razvidno, da pri tetraparetičnih osebah FES rahlo pripomore k boljšemu rezultatu sile prijema.

6 Sklep

V pričujoči študiji je predstavljen sistem za krepitev senzomotoričnih sposobnosti gornjih okončin oseb z delno kontrolo prijema. Sistem je namenjen vadbi mišic fleksorjev in ekstenzorjev prstov roke v izometričnih razmerah. Vadba temelji na izvajanju naloge sledenja sile s pomočjo zaprtizančno vodene FES. Članek predstavlja sistem, postopek prilagoditve uporabniku in rezultate evalvacije zaprtizančnega sistema vodenja FES. V postopku prilagoditve sistema uporabniku je zaprtizančni sistem vodenja FES po postavitvi elektrod uglasen na odziv mišic prek identifikacije modela mišice in optimizacije parametrov regulatorja glede na kakovost sledenja referenčnega signala. V evalvaciji zaprtizančnega sistema vodenja FES je sodelovalo pet zdravih in dve tetraparetični osebi. Testne osebe so po treh dneh privajalne vadbe izvedle testno sledenje sile s hoteno aktivnostjo in s pomočjo FES.

Rezultati pri zdravih osebah, ki so nalogo sledenja izvajale samo s hoteno kontrolo prijema ali samo s pomočjo FES, so pokazali, da so napake sledenja sile pri prijemu, vodenim s FES, pri ekstenzorjih primerljive s tistimi, ki jih dosegajo zdrave osebe s hoteno kontrolo prijema. Nekoliko slabši rezultati sledenja s pomočjo FES so bili doseženi pri fleksiji prstov.

Rezultati testiranja pri tetraparetičnih osebah, kjer je bil zaprtizančni sistem vodenja FES preizkušen v kombinaciji s hoteno aktivacijo mišic, kažejo, da je sistem FES tudi v tem primeru kljub slabšim rezultatom v primerjavi z zdravimi osebami rahlo izboljšal kakovost sledenja sile.

Predstavljeni rezultati kažejo, da je postopek uglasitve zaprtizančnega sistema FES ustrezen in da zaprtizančni sistem deluje robustno tudi pri motnjah, ki nastanejo pri dodatni hoteni aktivnosti trenirane osebe. Ob delni hoteni kontroli zaprtizančni FES sistem pripomore k boljši kakovosti sledenja referenčne sile, kar poleg večje mišične aktivnosti dodatno motivira trenirano osebo. Na tej podlagi je mogoče povzeti, da je sistem za krepitev senzomotoričnih sposobnosti gornjih okončin primeren za uporabo v klinični praksi.

7 Literatura

- [1] G. Kurillo, A. Zupan, T. Bajd, Force tracking system for the assessment of grip force control in patients with neuromuscular diseases. *Clinical Biomechanics*, 19, 1014–1021, 2004.
- [2] G. Kriz, J. Hermsdörfer, C. Marquardt, N. Mai, Feedback-based training of grip force control in patients with brain damage. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76, 653–659, 1995.
- [3] G. Kurillo, M. Gregorič, N. Goljar, T. Bajd, Grip force tracking system for assessment and rehabilitation of hand function. *Technology and Health Care*, 13, 137–149, 2005.
- [4] B. R. Bowman, L. L. Baker, R. L. Waters, Positional feedback and electrical stimulation: an automated treatment for the hemiplegic wrist. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 60, 497–501, 1979.
- [5] M. R. Popović, A. Curt, T. Keller, V. Dietz, Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations. *Spinal Cord*, 39, 403–412, 2001.
- [6] K. L. Kilgore, P. H. Peckham, G. B. Thorpe, M. W. Keith, K. Gallaher-Stone, Synthesis of hand grasp using functional neuromuscular stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 36, 7, 761–770, 1989.
- [7] K. J. Hunt, M. Munih, N. N. Donaldson, F. M. D. Barr, Investigation of the Hammerstein hypothesis in the modeling of electrically stimulated muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 45, 8, 998–1008, 1998.

Jernej Perdan je na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani mladi raziskovalec podjetja Iskra Medical. Njegovo raziskovalno področje so rehabilitacijski sistemi gornjih okončin.

Roman Kamnik je docent na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Njegovo raziskovalno področje so biomehanika, rehabilitacijska in mobilna robotika.

Pavla Obreza je fizioterapevtka na Inštitutu Republike Slovenije za rehabilitacijo.

Tadej Bajd je redni profesor na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani in izredni član SAZU. Njegovo raziskovalno področje dela je analiza in sinteza gibanja pri človeku in stroju.

Marko Munih je redni profesor na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani, kjer je predstojnik Laboratorija za robotiko in biomedicinsko tehniko. Njegova področja dela so rehabilitacijska in industrijska robotika ter mikroročunalniški in biomedicinski tehnični sistemi.