

ADAPTIVNA SENZORNA INTEGRACIJA NA OSNOVI BIOMEHANSKIH IN FIZIOLOŠKIH MERITEV V REHABILITACIJSKI ROBOTIKI

Domen Novak, Matjaž Mihelj, Jaka Ziherl, Andrej Olenšek, Marko Munih
Laboratorij za robotiko in biomedicinsko tehniko
Fakulteta za elektrotehniko
Tržaška 25, 1000 Ljubljana, Slovenia
Tel: +386 1 4768196; fax: +386 1 4768239
e-mail: domen.novak@robo.fe.uni-lj.si

POVZETEK

V prispevku je predstavljena metoda za senzorno integracijo na osnovi biomehanskih in fizioloških meritev v sistemu za rehabilitacijo roke. Sistem temelji na haptičnem robotu HapticMaster, ki je povezan z navideznim okoljem, v katerem lahko uporabnik vadi gibanje roke in prijemanje predmetov. Senzorji na robotu merijo gibe, sile in navore, poleg tega pa psihofiziološki senzorji merijo elektrokardiogram, prevodnost kože, dihanje in temperaturo kože uporabnika. S pomočjo adaptivne diskriminantne analize vse te meritve združimo v oceno, kakšna težavnost naloge bi bila primerna za uporabnika. Metoda je bila preizkušena na 24 zdravih oseb in 11 hemiparetičnih pacientih. V navzkrižni validaciji je bila pravilnost sistema (odstotek pravilno napovedanih merjenčevih izbir) 84,7 % za zdrave osebe in 89,4 % za paciente.

ABSTRACT

This paper presents a method of integrating biomechanical and physiological measurements in a hand and arm rehabilitation system. The system is based on the HapticMaster haptic robot, which is connected to a virtual environment that allows the user to practice arm movement and grasping. The robot's sensors measure movement, forces and torques. Additionally, psychophysiological sensors measure the user's electrocardiogram, skin conductance, respiration and skin temperature. Using adaptive discriminant analysis, all these measurements are integrated into an estimate of the difficulty level that would be appropriate for the user. The method was tested with 24 healthy subjects and 11 hemiparetic patients. In cross-validation, the system accuracy (percentage of correctly predicted subjects' choices) was 84.7 % for healthy subjects and 89.4 % for patients.

1 UVOD

V današnjem času roboti sodelujejo z ljudmi na najrazličnejših področjih. Eno od teh področij je rehabilitacija, kjer lahko roboti nadomestijo terapevta in

pacientu nudijo intenzivno vadbo oslavljenih okončin [1]. S pomočjo senzorjev sil in premikov lahko pacientove gibe razpoznajo v začetni fazi giba in pacientu pomagajo le toliko, kot je nujno potrebno [2]. Žal pa so raziskave pokazale, da je težko ovrednotiti in interpretirati subjektivne občutke človeka do robota [3], saj senzorji sil in premikov ne nudijo informacij o človekovih občutkih: stresu, zadovoljstvu, motivaciji ... Ravno ti občutki pa so pri rehabilitaciji zelo pomembni, saj motivirani pacienti intenzivneje vadijo in hitreje okrevajo [4].

Informacije o pacientovem psihološkem stanju bi lahko robot pridobil s pomočjo takoimenovanih psihofizioloških meritev: meritev fizioloških odzivov na psihološke dražljaje. Te so se v interakciji človek-stroj že izkazale za zelo uspešne. Čustveni odzivi igralcev računalniških iger so naprimer vidni v njihovem srčnem utripu, prevodnosti kože in temperaturi kože [5]. Nedavne raziskave psihofizioloških odzivov pacientov med rehabilitacijo roke so prav tako pokazale povezavo med fiziološkimi odzivi in psihološkimi stanji [6]. Tako bi v rehabilitacijski robotiki lahko združili biomehanske meritve s psihofiziološkimi meritvami in pridobili bolj popolno, celostno sliko stanja pacienta.

V prispevku je predstavljena integracija uspešnosti v nalogi, biomehanskih meritev (sile in premiki) ter psihofizioloških meritev (srčni utrip, prevodnost kože, frekvenca dihanja in temperatura kože) v rehabilitacijski robotiki s pomočjo diskriminantne analize. Ker se psihofiziološke meritve močno razlikujejo od osebe do osebe, je predstavljena tudi metoda prilagajanja sistema trenutnemu uporabniku s pomočjo adaptivne različice diskriminantne analize.

2 MATERIALI IN METODE

Cilj raziskave je bil združiti meritve, pridobljene med rehabilitacijo roke v navidezni resničnosti, in iz njih določiti, kakšna težavnost vaje bi bila primerna za uporabnika. Strojna oprema sistema je predstavljena v poglavju 2.1, navidezno okolje pa v poglavju 2.2. Postopek merjenja je opisan v poglavju 2.4. Iz surovih signalov smo

po postopkih, opisanih v poglavju 2.5, izluščili več spremenljivk in jih združili v oceno primerne težavnosti po metodi, opisani v poglavju 2.6. Metoda je bila preverjena z navzkrižno validacijo, ki je podrobneje predstavljena v poglavju 2.7.

2.1 Strojna oprema

Strojna oprema sestoji iz treh komponent: haptičnega vmesnika, prikazovalnika navideznega okolja, in psihofiziološkega merilnega sistema.

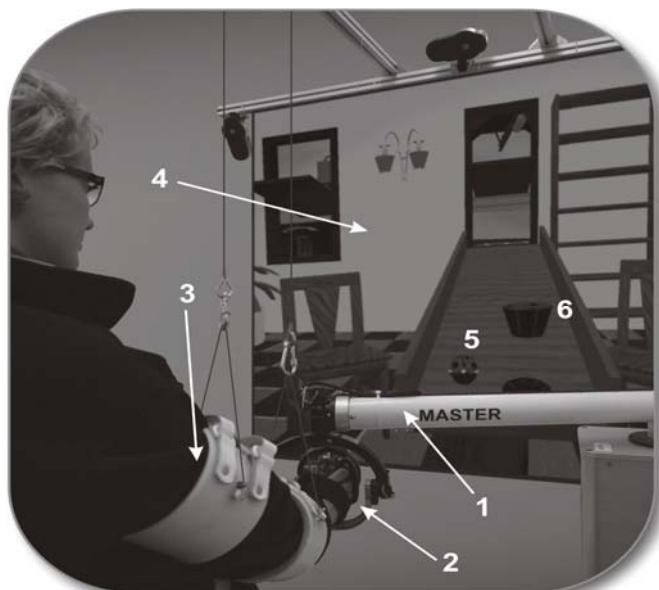
Haptični vmesnik je osnovan na haptičnem robotu HapticMaster [7] s tremi prostostnimi stopnjami. Na vrhu robota se nahaja tudi senzor za merjenje sile v treh oseh kartezičnega koordinatnega sistema. Na senzor za merjenje sile je pritrjen modul za prijemanje predmetov v navideznih okoljih. Robot HapticMaster z navideznim okoljem je prikazan na sliki 1. Poleg robota HapticMaster z modulom za prijemanje ima haptični vmesnik še sistem za kompenzacijo teže roke. Na roko uporabnika sta pritrjeni dve manšeti (ena nad in ena pod komolcem), ki sta preko vrvi povezani z motorjema na stropu. Tako na uporabnikovo roko stalno deluje sila, ki kompenzira silo teže.

Navidezno okolje je prikazano na ekranu velikosti 1,4 x 1,4 metra. Uporabnik sedi približno 1,25 metra pred ekranom, haptični vmesnik pa je postavljen med sedež in ekran.

Med nalogo lahko s pomočjo ojačevalnika g.USBamp (proizvajalec g.tec Medical Engineering GmbH, Avstrija) in pripadajočih senzorjev merimo štiri različne fiziološke signale: elektrokardiogram, prevodnost kože, frekvenco dihanja in temperaturo kože. Elektrode za elektrokardiogram so nameščene na trup. Senzor za prevodnost kože je realiziran v obliki dveh elektrod, nameščenih na kazalec in sredinec. Senzor za temperaturo kože je termistor, nameščen na konico mezinca. Tudi senzor dihanja je realiziran v obliki termistorja, ki je nameščen pod nos merjenca in meri razliko med temperature vdihanega ter izdihanega zraka.

2.2 Navidezno okolje

V raziskavi smo uporabili navidezno okolje, ki je bilo že uporabljeno v raziskavi psihofizioloških odzivov v rehabilitacijski robotiki [6]. Prikazano je na sliki 1 skupaj s haptičnim vmesnikom. V sredini navideznega okolja je miza, nagnjena navzdol proti gledalcu. Vrh robota HapticMaster je predstavljen z rumenimi oznakami. Na vrhu mize se pojavi žoga, ki se začne kotaliti navzdol. Naloga uporabnika je, da s pomočjo haptičnega vmesnika prime žogo, preden le-ta doseže spodnji rob mize. Ko je žoga prijeta, se nad mizo pojavi koš. Uporabnik mora žogo držati in jo postaviti v koš. Ko je žoga v košu ali pa pade z mize, se na vrhu mize pojavi nova žoga in naloga se nadaljuje. Okolje ima sedem različnih težavnostnih stopenj. Z višanjem stopnje žoga postaja vedno hitrejša in manjša.



Slika 1: Merjenec opravlja nalogo z robotom HapticMaster (1) in modulom za prijemanje (2), medtem ko je roka podprta z manšetama (3). Ekran (4) prikazuje nagnjeno mizo, žogo (5) in koš (6).

2.3 Merjenci

V raziskavi je sodelovalo štiriindvajset zdravih oseb (20 moških, 4 ženske, starost 31.1 ± 10.9 let) ter enajst hemiparetičnih pacientov po možganski kapi oziroma operaciji neoplazme možganov (8 moških, 3 ženske, starost 43.2 ± 13.5 let). Šest pacientov je imelo levostransko, pet pa desnostransko hemiparezo.

2.4 Merilni postopek

Ob prihodu je vodja raziskave vsakemu merjencu predstavil robota in raziskave. Po podpisu soglasja o sodelovanju v raziskavi se je merjenec usedel pred robota, terapevt pa je nanj namestil manšeti za kompenzacijo sile teže ter psihofiziološke merilne senzorje. Merjenec je nato opravil kratko vajo naloge pri tretji težavnostni stopnji. Po vaji je merjenec dve minuti počival. Ta interval je bil namenjen merjenju psihofizioloških signalov v mirovanju. Nato je pričel z opravljanjem naloge na težavnostni stopnji 3, 4 ali 5 (naključno izbrano). Po dveh minutah opravljanja naloge je bila ta za kratek čas prekinjena, merjenec pa je bil vprašan, ali bi raje nadaljeval z višjo ali z nižjo težavnostno stopnjo. Težavnost je bila spremenjena za eno ali dve stopnji v izbrano smer. Naloga se je nato nadaljevala na novi težavnostni stopnji. Merjenec je nalogo skupaj opravljal dvanajst minut (šestkrat po dve minuti, s spremembo težavnosti na vsaki dve minuti).

2.5 Obdelava signalov

Med počitkom in opravljanjem naloge so bili signali zajemani z vzorčno frekvenco 100 Hz (sile in premiki) oziroma 1200 Hz (fiziologija). Po zaključku meritev smo za

vsak dvominutni interval iz surovih signalov izluščili več relevantnih spremenljivk. Te so razdeljene v tri kategorije: uspešnost, biomehanika in psihofiziologija.

Spremenljivke uspešnosti opisujejo, kako dobro je merjenec opravil nalogo in kako dolgo jo je že opravljal. Štiri spremenljivke uspešnosti so *trenutna težavnost* (1-7), *trenutni interval naloge* (1 – prvi, 6 – zadnji), *odstotek ujetih žog* ter *odstotek žog, postavljenih v koš*.

Biomehanske spremenljivke opisujejo sile in gibe, ki jih izvajajo merjenci. Te spremenljivke so *povprečna sila*, *povprečna hitrost*, *povprečni pospešek*, *skupno delo*, *povprečna frekvenca signala pozicije*, *povprečna frekvenca signala hitrosti*, *povprečna frekvenca signala pospeška*, in *povprečna frekvenca signala sile*. Izračunane so le za gibe v vodoravni ravnini med ujemanjem žoge.

Psihofiziološke spremenljivke so izračunane iz štirih fizioloških signalov: srčnega utripa (elektrokardiograma), prevodnosti kože, dihanja in temperature kože. Spremenljivke, pridobljene iz srčnega utripa, so *povprečni srčni utrip* ter pet ocen variabilnosti srčnega utripa: *SDNN*, *RMSSD*, *pNN50*, *skupna moč v nizkofrekvenčnem pasu srčnega utripa*, ter *skupna moč v visokofrekvenčnem pasu srčnega utripa*. Te ocene so podrobno definirane v [8]. Signal prevodnosti kože delimo na nivo prevodnosti kože (nizkofrekvenčna komponenta) in odzive prevodnosti kože (hitra, kratkotrajna povečanja prevodnosti kože). Spremenljivke, pridobljene iz prevodnosti kože, so *povprečni nivo prevodnosti*, *povprečni odvod nivoja prevodnosti*, *povprečna frekvenca odzivov prevodnosti*, in *povprečna amplituda odzivov prevodnosti*. Spremenljivki, pridobljeni iz dihanja, sta *povprečna frekvenca dihanja* in *standardna deviacija frekvence dihanja*. Iz temperature kože je izluščena *temperatura ob koncu intervala*.

2.6 Senzorna integracija

Izračunane spremenljivke je potrebno združiti v oceno, kakšna težavnost naloge bi bila primerna za uporabnika. Ker v primeru rehabilitacijske robotike povezave med gibi, psihofiziologijo in težavnostjo naloge niso dobro znane, smo se odločili za senzorno integracijo na podlagi učne množice in metode diskriminantne analize.

Med meritvijo smo merjence večkrat vprašali, ali bi raje nadaljevali z višjo ali z nižjo težavnostno stopnjo. Tako smo pridobili učno množico z znanimi vhodi v sistem (spremenljivke, izračunane v poglavju 2.5) ter znanimi izhodi iz sistema (merjenec izbral višjo/nižjo težavnost). Klasifikacijo večih vhodnih spremenljivk v dva možna razreda (višja / nižja težavnost) lahko opravimo s statistično metodo linearne diskriminantne analize [9]. Enačbe za klasifikacijo vhodnega vektorja x v enega od dveh razredov s pomočjo linearne diskriminantne analize so:

$$\begin{aligned} D(x) &= b + w^T \cdot x \\ b &= -w^T \cdot \frac{1}{2} \cdot (\mu_1 + \mu_2) \\ w &= (S_1 + S_2)^{-1} \cdot (\mu_2 - \mu_1) \\ C(x) &= \begin{cases} 1; D(x) < 0 \\ 2; D(x) \geq 0 \end{cases} \end{aligned}$$

kjer so $D(x)$ diskriminantna funkcija, b in w uteži te funkcije, S_k kovariančna matrika razreda, μ_k povprečna vrednost za razred k , $C(x)$ pa izhodni razred za vektor x .

Obstaja tudi adaptivna verzija linearne diskriminantne analize, ki s pomočjo Kalmanovega filtra rekurzivno posodablja uteži diskriminantne funkcije, ko dobi dostop do novega podatka [10]. V našem primeru jo uporabimo tako, da diskriminantno funkcijo najprej zgradimo s podatki iz učne množice, ko pa merjenec opravlja nalogo, se po vsakem dveminutnem intervalu uteži diskriminantne funkcije posodobijo s podatki iz preteklega intervala (vektor vhodnih spremenljivk in merjenčeva izbira). Tako se diskriminantna funkcija vedno bolj prilagaja trenutnemu merjencu. Enačbe za adaptivno diskriminantno analizo so:

$$\begin{aligned} H_k &= [1, x_k^T] \\ y_k &= y_k - H_k \cdot \hat{w}_{k-1} \\ v_k &= 1 - UC \\ Q_k &= H_k \cdot A_{k-1} \cdot H_k^T + v_k \\ k_k &= \frac{A_{k-1} \cdot H_k^T}{Q_k} \\ \hat{w}_k &= \hat{w}_{k-1} + k_k \cdot e_k \\ \hat{A}_k &= A_{k-1} - k_k \cdot H_k \cdot A_{k-1} \\ A_k &= \frac{\text{traces}(\hat{A}_k) \cdot UC}{p} + \hat{A}_k \end{aligned}$$

kjer so e_k napaka predikcije Kalmanovega filtra, y_k trenutni razred, x_k trenutni vhodni vektor, \hat{w}_k vektor stanj ($\hat{w}_k = [b, w^T]$, uteži diskriminantne funkcije), Q_k ocenjena variance predikcije, A_k takoimenovana "a priori state error correlation matrix", \hat{A}_k vmesna vrednost, potrebna za izračun A_k , v_k varianca inovacijskega procesa, k_k ojačanje Kalmanovega filtra, UC posodobitveni koeficient in p število elementov vektorja \hat{w}_k .

2.7 Navzkrižna validacija

Uspešnost diskriminantne analize pri integraciji meritev in napovedovanju merjenčevih želja smo ocenili s postopkom navzkrižne validacije. Diskriminantno funkcijo, ki iz signalov napove merjenčevo izbiro (višjo/nižjo težavnost) smo zgradili z učno množico, ki je vsebovala meritve vseh merjencev razen enega. To diskriminantno funkcijo smo nato preizkusili na preostalem merjencu. Postopek je bil ponovljen tolikokrat, kolikor je bilo merjencev. Zgradili smo več diskriminantnih funkcij: samo s spremenljivkami uspešnosti, samo s biomehanskimi spremenljivkami, samo s psihofiziološkimi spremenljivkami in z vsemi spremenljivkami. Preizkusili smo tako neadaptivno kot

adaptivno diskriminantno analizo. Zdrave osebe in pacienti so bili obravnavani ločeno.

Diskriminantne funkcije smo ocenili glede na zmožnost napovedovanja merjenčevih izbir (izbral višjo/nizjo težavnost). Pravilnost diskriminantne funkcije je bila definirana kot odstotek pravilno napovedanih izbir.

3 REZULTATI

Tabela 1 prikazuje pravilnost diskriminantne funkcije za obe skupini merjencev (zdravi in pacienti), za neadaptivne in adaptivne funkcije, ter za različne tipe vhodnih podatkov.

Tabela 1: Pravilnost diskriminantnih funkcij v odstotkih za različne tipe vhodnih podatkov. Okrajšave: usp. = uspešnost, meh. = biomehanika, psih. = psihofiziologija.

	usp.	meh.	psih.	vse
zdravi neadaptivno	81,9	75,0	60,4	84,7
zdravi adaptivno	82,6	80,6	76,4	84,7
pacienti neadaptivno	81,8	75,8	60,6	89,4
pacienti adaptivno	81,8	75,8	68,2	89,4

4 RAZPRAVA

Za najpomembnejše so se izkazale spremenljivke uspešnosti, ki so tako pri zdravih kot pacientih vrnile najvišjo pravilnost diskriminantne funkcije (cca. 82 %). Pravilnost biomehanskih spremenljivk je bila slabša, psihofiziološke spremenljivke pa so se v neadaptivni diskriminantni analizi izkazale za relativno nezanesljive (pravilnost cca. 60 %). Adaptivna diskriminantna analiza lahko izboljša pravilnost psihofizioloških spremenljivk (za 16 % pri zdravih in 8 % pri pacientih), kar pa je še vedno slabše od ostalih tipov spremenljivk. Zaključimo lahko, da psihofiziološke meritve same po sebi niso zanesljive v rehabilitacijski robotiki.

Združitev različnih tipov podatkov poveča skupno pravilnost diskriminantne funkcije. Nadaljnja analiza je pokazala, da je povečanje rezultat kombinacije uspešnosti in psihofiziologije. Tako psihofiziologija lahko izboljša sistem, vprašljivo pa je, ali je izboljšava dovolj velika, da upraviči povečano kompleksnost sistema. Če imamo na voljo ocene uspešnosti, so psihofiziološke meritve verjetno nepotrebne, lahko pa se izkažejo za uporabne v primerih, ko ni možno objektivno oceniti uspešnosti pacienta v nalogi.

Adaptivni pristop izboljša pravilnost psihofizioloških spremenljivk, manj uspešen pa je pri drugih tipih podatkov. Vseeno pa vidimo, da se lahko sistem prilagodi trenutnemu merjencu, če ima na voljo podatke o merjenčevih izbirah.

5 ZAKLJUČEK

V prispevku smo predstavili metodo integracije različnih tipov meritev. S predstavljenimi metodami lahko napovedamo,

kakšna težavnost naloge bi bila primerna za uporabnika, adaptivna komponenta pa se lahko prilagodi trenutnemu uporabniku in tako poveča uporabnost sistema. Metodo bi lahko uporabili tudi na drugih področjih, kjer je zahtevana integracija fizioloških meritev z drugimi viri informacij.

Zahvala

Raziskavo sta podprla Javna agencija za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije ter Sedmi okvirni program Evropske skupnosti (projekt MIMICS, grant 215756).

Viri

- [1] Lo, A. C., Guarino, P. D., Richards, L. G., Haselkorn, J. K., Wittenberg, G. F., Federman, D. G., et al. (2010). Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *New England Journal of Medicine*, 362, 1772-1783.
- [2] Riener, R., Lünenburger, L., Jezernik, S., Anderschitz, M., Colombo, G., & Dietz, V. (2005). Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: First experimental results. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13, 380-394.
- [3] Bethel, C. L., Salomon, K., Murphy, R. R. and Burke, J. L. (2007) Survey of psychophysiology measurements applied to human-robot interaction. *16th IEEE International Conference on Robot and Human Interactive Communication*, 732-737.
- [4] N. Maclean, P. Pound, C. Wulfe, and A. Rudd, "The concept of patient motivation: A qualitative analysis of stroke professionals' attitudes," *Stroke*, vol. 33, pp. 444-448, Feb. 2002.
- [5] van Reekum, C. M. and Johnstone, T. Psychophysiological responses to appraisal dimensions in a computer game (2004). *Cognition and Emotion*, 18, 663-688.
- [6] Novak, D., Zihlerl, J., Olenšek, A., Milavec, M., Podobnik, J., Mihelj, M., et al. (2010). Psychophysiological responses to robotic rehabilitation tasks in stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18, 351-361.
- [7] R. Q. van der Linde, P. Lammertse. HapticMaster – a generic force controlled robot for human interaction. *Industrial Robot: An International Journal*, 30:515-524, 2003.
- [8] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17, 354-381, 1996.
- [9] Fisher, R. (1936). The use of multiple measurements in taxonomic problems. *Annals of Eugenics*, 7, 179-188.
- [10] Vidaurre, C., Schlögl, A., Cabeza, R., Scherer, R., & Pfurtscheller, G. (2007). Study of on-line adaptive discriminant analysis for EEG-based brain computer interfaces. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54, 550-556.