

# Analiza odzivov mišično-skeletnega sistema na motnje ravnotežja pri pokončni stoji

Jan Babič, Goran Škorja

*Institut Jožef Stefan, Odsek za avtomatiko, biokibernetiko in robotiko, Jamova cesta 39, 1000 Ljubljana, Slovenija*

*E-pošta: jan.babic@ijs.si*

**Povzetek.** Namen študije je analizirati mišične odzive zdravih odraslih oseb na motnje podporne površine v vzdolžnem in prečnem nagibu. V primerjavi s tradicionalnimi metodami generiranja motnje, kjer podporna površina rotira okoli poljubne osi, smo mi uporabili napreden eksperimentalni pristop. Namesto vnaprej določenega nagibanja podporne površine, ki povzroči motnjo v ravnotežju, smo uporabili Stewartovo paralelno ploščad s pritrjeno pritiskovno ploščo, s katero smo med poskusom merili položaj projekcije težišča. Podatek o položaju projekcije težišča je omogočal, da so preizkušanci z odmikom težišča aktivno vodili orientacijo Stewartove platforme. Z uporabo polarnih diagramov smo predstavili odzive štirih mišičnih skupin med miotatičnim in propioceptivnim refleksom ter mišične odzive, ki so posledica vizualnega zaznavanja. V primerjavi z rezultati prejšnjih raziskav, so bile mišične aktivnosti med miotatičnim in propioceptivnim refleksom enakomerno porazdeljene v vseh smereh motnje podporne površine. Na podlagi kinematičnih parametrov, ki smo jih pridobili z optičnim zajemanjem gibanja, smo določili, ali je motnja podporne površine povzročila skrčenje ali raztezanje mišic. Določili smo tudi učinkovitost mišic pri kompenziranju motenj v različnih smereh.

**Ključne besede:** ravnotežje, motnje ravnotežja, robotski paralelni mehanizem, mišične aktivnosti

## Analysis of musculoskeletal system responses to perturbations during standing posture

The purpose of the study was to examine the muscular responses of healthy adult subjects to support surface rotations in pitch and roll planes. We used an enhanced experimental approach compared to the traditionally used methods in the previous studies by other researchers where the support surface beneath the subject's feet randomly perturbed the equilibrium. Instead of a predetermined motion of the support surface that would cause the perturbation of the subject's equilibrium, we perturbed the equilibrium by a Stewart parallel platform. Mounted on the platform, a force plate was recording the motion of the centre-of-mass projection during the experiment. This setup enabled the subjects to actively control the orientation of the parallel platform by shifting the position of their centre-of-mass during the experiment. Using polar diagrams, we show the responses of four muscle groups during the stretch and proprioceptive reflex and the muscular responses to the visual stimuli. Compared to the results of the previous studies, muscular activities during the stretch and proprioceptive reflex were more equally distributed in all directions. Based on the motion of the subjects that we recorded using the motion capture system, we determined whether the muscles were stretching or extending during the responses to the perturbations. We also showed the effectiveness of the muscles to compensate the perturbations in different directions.

## 1 UVOD

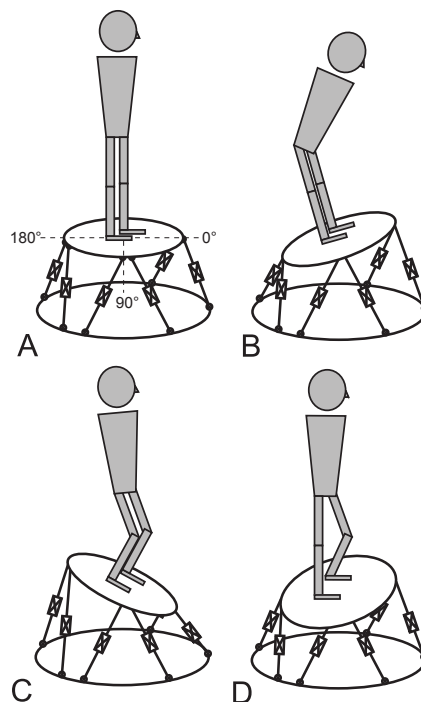
Kakovost in natančnost gibanja med pokončno stojo in različnimi telesnimi držami je odvisna od sposobnosti človekovega telesa ohranjati ravnotežen položaj. Ravnotežje je nenehno izzvano, saj na telo vplivajo predvidene in nepredvidene motnje iz zunanjega okolja. Hkrati pa na ravnotežje vplivajo tudi notranji dejavniki, kot so utrujenost, morebitne poškodbe ali kronične bolezni, ki spremenijo stanje senzorično-motoričnega sistema. Dejstvo je, da smo ljudje nestabilen sistem, zato nenehno potrebujemo nadzor nad ravnotežjem in stojo [19]. Nadzor ravnotežja in pokončne stoje je zapleten proces, ki izvira iz centralnega živčnega sistema, vsebuje aktivnost mišic, porazdeljenih po vsem telesu, in uporablja senzomotorične informacije, ki jih priskrbijo vizualni, somatosenzorični in vestibularni sistemi [4]. Analiza mirne pokončne stoje je lahko pomemben kazalec učinkovitosti delovanja posameznega podsistema nadzora ravnotežja in stoje [17]. Sposobnost ohranjanja ravnotežja in mirne pokončne stoje skušamo meriti na različne načine ter s tem spremljati napredek ali primanjkljaj, ki sta lahko posledica vadbe ali različnih poškodb ter bolezni.

Večina dosedanjih študij vzdrževanja ravnotežja in pokončne stoje je bila usmerjena v raziskave mehanizmov delovanja posameznih podsistemov za nadzor drže [2], [3], [16]. Osrednja tema raziskav je bila opredelitev strategij vodenja centralnega živčnega sistema z

opazovanjem kinematičnih in kinetičnih parametrov ter mišičnih sinergij med mirnim in motenim vzdrževanjem ravnotežja in pokončne stoji [10]. Učinkovit eksperimentalni pristop za razumevanje delovanja živčnega nadzora drže dosežemo z vsiljeno motnjo ravnotežja in z opazovanjem vedenjskih reakcij na te motnje. Najpogostejši način realizacije motnje ravnotežja pri pokončni stoji je s spodrsavanjem, nagibanjem, pospeševanjem ali zaviranjem podporne površine. Dosežki takšnih raziskav so pripomogli k razumevanju večsklepne koordinacije in medsebojnega senzoričnega delovanja motoričnega sistema [9].

Nashner et al. [16] so prvi opisali sinergijo mišic kot stereotipne mišične odzive, ki so posledica reakcij na translacijo in rotacijo podporne površine. Ugotovili so, da je pri ekstenziji kolena zaradi motnje podporne podlage aktivnost mišic spodnje ekstremitete minimalna, čeprav pride do natega. Posledično se na motnjo odzove tista mišica, ki je udeležena pri vzdrževanju ravnotežja. Odzivi mišic na motnjo so sproženi s somatosenzoričnimi informacijami [11]. Raziskovalci so tudi pokazali [13], [5], da pri večanju frekvence motnje podporne površine v antero-posteriorni smeri postane gibanje telesa večsegmentno, kar zbuja občutek, da so za takšno motnjo ubrane drugačne strategije vzdrževanja ravnotežja kot pri enosmerni motnji. Diener et al. [7] so raziskovali strategije vzdrževanja ravnotežja pri višjih frekvencah motnje podporne površine. Pokazali so, da je odmik glave od ravnovesne lege manjši kot odmik boka, kar nakazuje, da je vzdrževanje ravnotežja težišča glave in trupa doseženo z različnimi strategijami. Poskusi [6], [8], [14] so pokazali, da so mišični in biomehanski odzivi na strategijo vzdrževanja ravnotežja občutljivi na smer motnje podporne površine. In ker je znano, da sklepni receptorji in vestibularni aparat priskrbijo informacijo o smeri motnje [18], je pomembno, da raziščemo lastnosti vzdrževanja ravnotežja za različne smeri motnje.

Namen naše študije je analiza odzivov mišično-skeletnega sistema na vzdrževanje ravnotežja pri pokončni stoji z motnjami podporne površine. Uporabili smo nadgrajen eksperimentalni pristop v primerjavi s tradicionalnimi metodami v prejšnjih študijah [6], [13], [8], [15], [1], kjer so osebe stale pokončno na premični podporni površini, podporna površina pod stopali oseb pa je naključno motila ravnotežje z rotacijo okoli poljubne osi in translacijo v horizontalni ravnini. V našem eksperimentu smo za premično podporno površino uporabili Stewartov paralelni robotski mehanizem. Na vrh mehanizma oziroma platforme smo pritrdili pritiskovno ploščo, ki je preizkušancem omogočala aktivno vodenje orientacije platforme s spreminjanjem položaja projekcije težišča. Pravzaprav so mišični odzivi preizkušancev odpravili motnjo v ravnotežju. V primerjavi s prejšnjimi študijami, kjer preizkušanci niso imeli možnosti aktivnega spreminjanja položaja podporne površine in kjer



Slika 1: Položaj A: začetni položaj brez motnje podporne površine. Položaj B: korekcija ravnotežja kot odziv na motnjo v smeri 180°. Položaj C: korekcija ravnotežja kot odziv na motnjo v smeri 0°. Položaj D: korekcija ravnotežja kot odziv na motnjo v smeri 90°.

so mišične aktivnosti pomenile izometrično kontrakcijo, temelji naš prispevek na mišičnih aktivnostih, ki pripomorejo h kompenzaciji motnje v ravnotežju in so boljša primerjava vzdrževanja ravnotežja v realnih življenjskih razmerah.

## 2 METODOLOGIJA

### 2.1 Preizkušanci

V raziskavi je sodelovalo deset oseb moškega spola brez okvar gibalnega sistema. Povprečna starost udeležencev je bila  $27 \pm 3$  leta, s povprečno maso  $82 \pm 6$  kg in povprečno višino  $175 \pm 5$  cm. Vsi preiskovanci so bili seznanjeni s potekom poskusa, nalogami, ki so jih morali opraviti ter pripravah in načinu merjenja. Raziskavo je odobrila Državna komisija za medicinsko etiko.

### 2.2 Eksperimentalno okolje

Za generiranje motnje v ravnotežju osebe smo uporabili nagibno ploščad. Nagibna ploščad je Stewartov paralelni robotski mehanizem s tremi prostostnimi stopnjami, ki omogoča rotacije podporne površine okoli treh osi koordinatnega sistema na vrhu ploščadi (slika 1). Motnjo v ravnotežju oseb je predstavljala rotacija podporne površine v antero-posteriorni (A/P) smeri, medio-lateralni (M/L) smeri in kombinaciji obeh. Motnja je imela konstanten nagib  $8,5^\circ$  s kotno hitrostjo  $50^\circ/\text{s}$  in se je naključno generirala v 16 različnih smereh okoli

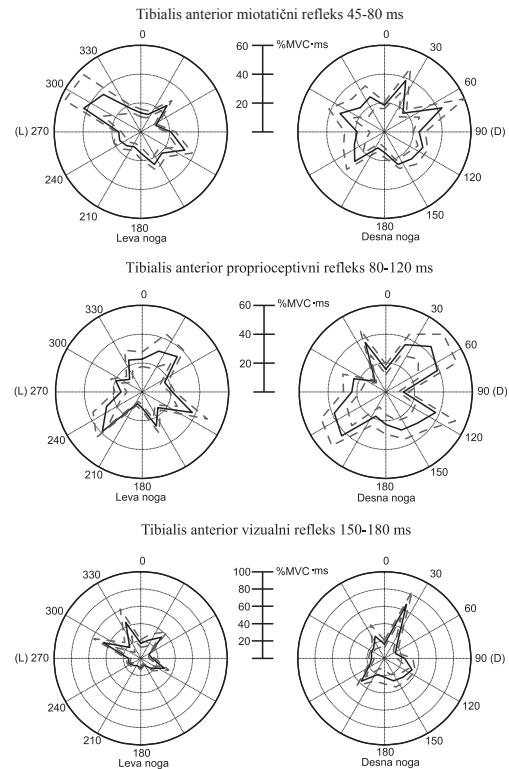
navpične osi. Iz pogleda od zgoraj na podporno površino je pomenila motnja v smeri 0° in 180° čisti A/P naklon ploščadi, motnja v smeri 90° in 270° pa čisti M/L naklon ploščadi. Motnja v preostalih 12 smereh pa je pomenila naklon ploščadi v kombinirani ravnini A/P in M/L, kjer so bile posamezne smeri motnje med seboj ločene za 22,5°. Na vrhu nagibne ploščadi je bila pritrjena pritiskovna plošča, s katero smo med poskusom merili položaj projekcije težišča oseb. Podatek o položaju projekcije težišča smo uporabili za povratnozančno vodenje nagibne ploščadi oziroma za vodenje orientacije podporne površine v realnem času. Spremembo mišičnih aktivnosti zaradi vzdrževanja ravnotežja med eksperimentom smo merili z elektromiografom. Površinske elektrode EMG smo namestili bilateralno na tibialis anterior (TA), vastus lateralis (VAS), soleus (SOL) in paraspinalis (PARA). Za merjenje kinematičnih parametrov smo uporabili optični sistem za zajemanje gibanja s 6 kamerami, postavljenimi okoli delovne površine, in namestili 10 pasivnih markerjev na kožo nad koščenimi deli ekstremitet. Markerje smo postavili bilateralno na ramo, kolk, koleno, gleženj in 5. metatarzalni sklep.

### 2.3 Potek eksperimenta

Pred začetkom poskusa smo preiskovancem najprej namestili elektrode EMG. Za posamezne mišične skupine smo določili maksimalno hoteno kontrakcijo (ang. MVC - maximum voluntary contraction), ki so jo preizkušanci izvedli z izometričnim upiranjem posamezne mišice. Med poskusom so preizkušanci s prekrižanimi rokami pokončno stali na pritiskovni plošči, pritrjeni na vrh nagibne ploščadi, in z odmikom projekcije težišča aktivno vodili orientacijo podporne površine. Stopala so bila poravnana z vnaprej določenim razmikom in se med poskusom niso premikala. Aktivnemu vodenju orientacije podporne površine se je v naključni smeri prištel motnja, ki je trajala 15 s. Preizkušancem smo naročili, naj čim bolj ohranijo svoje ravnotežje. Ker je bila višina nagibne ploščadi približno 70 cm od tal, smo jo zaradi varnosti in z namenom, da bi zmanjšali strah pred višino, ogradili z odrom. Poskus je za posameznega preizkušanca trajal 240 s.

### 2.4 Obdelava podatkov

Pred uporabo podatkov za analizo smo signale EMG usmerili, razdelili na 16 delov od začetka posamezne motnje do njenega upada in sortirali glede na smer motnje od 0° do 360° v smeri ure. V časovnem intervalu od 0 s do 5 s, ko motnje ni bilo, smo za vsak del razdeljenega signala izračunali povprečno vrednost in to vrednost odšteli od preostalega signala. Dobljeni signal smo normirali z MVC-vrednostjo. EMG normalizirano površino mišične aktivnosti smo izračunali z uporabo trapeznega integrala (enačba 1) na določenem časovnem intervalu ( $t_1$ ,  $t_2$ ), povezanim z miotatičnim refleksom (45 ms - 80 ms od trenutka motnje), propioceptivnom



Slika 2: Polarni diagrami povprečne vrednosti površine pod normalizirano EMG-aktivnostjo in standardna deviacija (črtkana črta) mišice tibialis anterior za 10 preizkušancev. Odzivi prikazujejo meritve pri motnji podporne površine v 16 različnih smereh med miotatičnim (45 ms) in propioceptivnim refleksom (80 - 120 ms) ter med vizualnim zaznavanjem (150 - 180 ms).

refleksom (80 ms - 120 ms) in vizualnim zaznavanjem (150 ms - 180 ms) [12].

$$\text{mišična aktivnost} = \frac{1}{MVC} 100\% \int_{t_1}^{t_2} EMG dt \quad (1)$$

Za 10 serij obdelanih meritev smo izračunali povprečno vrednost in standardno deviacijo EMG normirane površine v smeri posamezne motnje. Končno obdelane signale smo predstavili s polarnimi diagrami (slike od 2 do 5), ki so pomenili odvisnost EMG normalizirane površine od smeri motnje. Podatek o projekciji težišča smo dobili iz pritiskovne plošče. Filtriran signal o poziciji projekcije težišča smo razdelili na 16 delov od trenutka motnje do njenega upada in ga sortirali glede na smer motnje od 0° do 360° v smeri ure. V intervalu brez motnje smo posameznemu delu signala določili srednjo vrednost in jo odšteli od največje vrednosti preostalega signala. Tako dobljen podatek je pomenil maksimalen odmik projekcije težišča v smeri motnje.

## 3 REZULTATI

Rezultate smo prikazali s polarnimi diagrami, kjer je radij diagrama srednja vrednost s standardno deviacijo

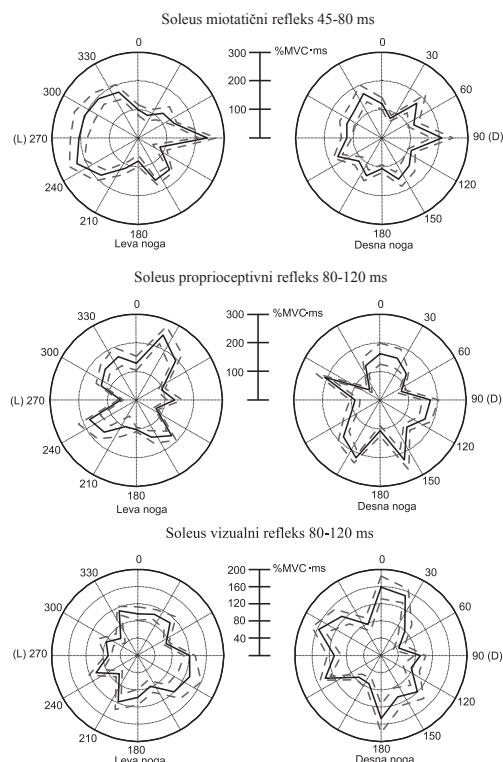
Šmer motnje	Tibialis anterior %MVCms				Soleus %MVCms			
	Anteriorna	Posteriorna	Medialna	Lateralna	Anteriorna	Posteriorna	Medialna	Lateralna
Miotatični refleks	26	15	13	13	130	120	120	120
Proprioceptivni refleks	15	22	12	12	120	170	120	120
Vizualno zaznavanje	19	20	12	12	100	160	110	110

Šmer motnje	Paraspinalis %MVCms				Vastus lateralis %MVCms			
	Anteriorna	Posteriorna	Medialna	Lateralna	Anteriorna	Posteriorna	Medialna	Lateralna
Miotatični refleks	120	80	80	80	200	110	110	110
Proprioceptivni refleks	80	120	80	80	180	200	110	110
Vizualno zaznavanje	80	40	80	80	200	160	110	110

Tabela 1: Podatki o normiranih mišičnih aktivnostih v antero-posteriorni in medio-lateralni smeri motnje

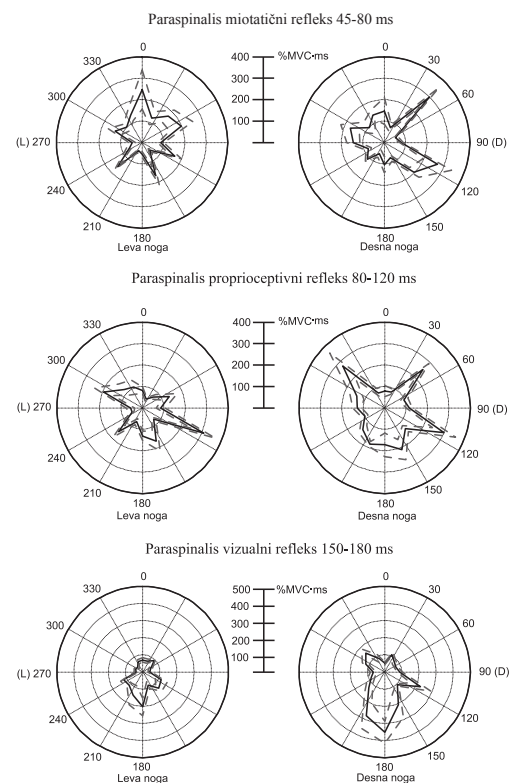
normalizirane površine mišičnih aktivnosti štirih mišičnih skupin, za leve in desne mišice, v odvisnosti od smeri motnje, med miotatičnim in proprioceptivnim refleksom ter med vizualnim zaznavanjem. Polarni diagram smo uporabili tudi za prikaz maksimalnega odmika projekcije težišča v smeri motnje. Celotni odzivi telesa na motnje podporne površine v različnih smereh so bili stereotipni in odvisni od smeri, ker je motnja povzročila odklik segmentov telesa v prvih 180 ms od trenutka motnje. Vzdrževanje ravnotežja je v trenutku motnje pomenilo večsegmentno in podzavestno aktivnost mišic z zakasnitvijo med 100 in 150 ms. Odklik telesa v smeri A/P je nastal prej kot v smeri M/L, prav tako je prej nastal popravek ravnotežja v smeri A/P kot v smeri M/L.



Slika 3: Polarni diagrami za mišico soleus. Za detajlni opis diagrama glej sliko 2.

Površina aktivnosti mišice tibialis anterior v medio-lateralni smeri prikazuje konstantno vrednost 13% MVCms za celoten čas meritev (tabela 1, slika 2). Ob

nastopu miotatičnega refleksa, skoraj 45 ms od trenutka motnje, je povečana aktivnost v anteriorni smeri z vrednostjo 26% MVCms. V posteriorni smeri je aktivnost konstantna z vrednostjo 15% MVCms. V času proprioceptivnega refleksa od 80 ms do 120 ms nastane povečana mišična aktivnost pri posteriorni smeri motnje med približno 150° in 210°, z maksimalno aktivnostjo usmerjeno proti 180°, z vrednostjo 22% MVCms.

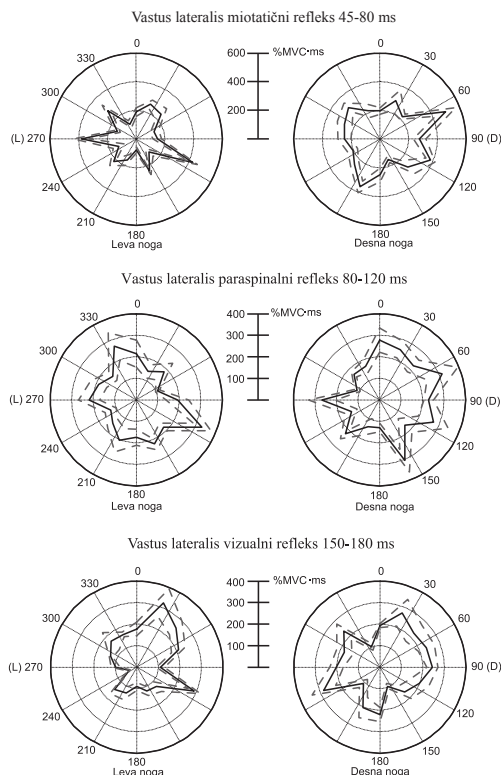


Slika 4: Polarni diagrami za mišico paraspinalis. Za detajlni opis diagrama glej sliko 2.

S slike 3 je razvidno, da je površina aktivnosti mišice soleus enakomerno porazdeljena pri vseh smereh motnje. Povprečna aktivnost mišice v smeri M/L ima vrednost 120% MVCms. V času miotatičnega refleksa je vrednost aktivnosti mišice pri smeri 315° in pri smeri 45°, za levo in desno mišico, enaka 150% MVCms. V smeri A/P je aktivnost mišice v povprečju 100% MVCms (tabela 1). Pri proprioceptivnem refleksu je

povečana aktivnost mišice pri posteriorni smeri motnje, s povprečno aktivnostjo 150% MVCms in maksimalno mišično aktivnostjo pri smeri 135° in 200° za levo in desno mišico, s površino aktivnosti 190% MVCms.

Pri miotatičnem refleksu paraspinalne mišice je povečana aktivnost pri anteriorni smeri motnje, pri smeri 45° za levo mišico in 315° za desno (slika 4). Aktivnost pri tem refleksu je 150% MVCms. Posteriorna smer motnje zmanjša aktivnost mišice na 90% MVCms. V času vizualnega zaznavanja je njena aktivnost manjša od aktivnosti mišice pri proprioceptivnem refleksu in znaša 70% MVCms. Prav tako se aktivnost v anteriorni smeri motnje zmanjša na vrednost 30% MVCms.



Slika 5: Polarni diagrami za mišico vastus lateralis. Za detajlni opis diagrama glej sliko 2.

V anteriorni smeri je v časovnem intervalu miotatičnega refleksa mišice vastus lateralis aktivnost mišice 200% MVCms (slika 5). Aktivnost pri posteriorni smeri motnje je manjša in dosega vrednost 110% MVCms. V času proprioceptivnega refleksa mišice je povečana aktivnost pri posteriorni smeri motnje in znaša 200% MVCms. Pri anteriorni smeri motnje ima vrednost 180% MVCms. Vizualno zaznavanje povzroči večjo aktivnost v anteriorni smeri z vrednostjo 200% MVCms, medtem ko je v posteriorni smeri aktivnost mišice 160% MVCms. M/L smer motnje povzroči konstantno aktivnost mišice skozi celoten opazovani interval in za vse hitrosti motnje (tabela 1). Aktivnost za levo mišico ima 100% MVCms, za desno pa 150% MVCms.

Maksimalen odmik projekcije težišča smo opazovali

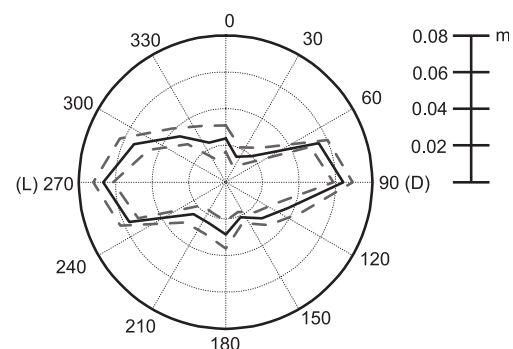
v intervalu od trenutka motnje do 3 s, za posamezno smer motnje. Odmik projekcije težišča ima maksimalno vrednost 0,07 m v smeri M/L, pri motnji podporne površine v 90° in 270° smeri (slika 6). Manjši odmik projekcije težišča je v smeri A/P z vrednostjo 0,03 m.

## 4 RAZPRAVA

Predhodne študije z uporabo motenj podporne površine v različnih smereh so pokazale, da je aktivnost mišic, ki sodelujejo pri vzdrževanju ravnotežja in pokončne stoji, občutljiva na smer motnje [8]. Vendar v teh študijah ni nazorno prikazanih in ločenih reakcijskih časov mišic, da bi določili, kako motnja podporne površine v različnih smereh vpliva na posamezen reakcijski čas mišic. Leta 1998 sta Carpenter in Allum raziskala tudi takšen primer [6]. Njihov poskus je pokazal, da so aktivnosti mišic v zgodnejših reakcijskih časih (miotatični refleks 45 ms in proprioceptivni refleks v 80 ms) občutljive na smer motnje podporne površine. Še več, nenadna aktivnost mišice zaradi miotatičnega refleksa je občutljiva na smer motnje drugače, kot aktivnost iste mišične skupine pri proprioceptivnem refleksu.

Z našim poskusom smo nadgradili raziskave omejenih avtorjev, kjer mišične aktivnosti preizkušancev niso vplivale na gibanje podporne površine in so v grobem pomenile izometrično kontrakcijo. Uporabili smo isti koncept, vendar upoštevali možnost, da je oseba s svojimi motorično-senzoričnimi sistemi lahko popravila vsiljeno motnjo v ravnotežju. V primerjavi z rezultati iz predhodne študije [6] so bile mišične aktivnosti med miotatičnim in proprioceptivnim refleksom porazdeljene v vseh smereh motnje podporne površine.

Aktivnost mišic tibialis anterior, soleus, paraspinalis in vastus lateralis je bila v vseh primerih povečana v anteriorni smeri v času miotatičnega refleksa (tabela 1). Eden od vzrokov je vztrajnost telesa, ki se je upirala spremembi lege težišča in težila k izhodiščnemu položaju, zato je povzročila naglo plantarno fleksijo stopala. Senzorični sistem je ugotovil spremembo konfiguracije telesa in aktiviral mišice, da so preprečile nadaljnjo rotacijo v gležnju. Miotatični refleks je najprej povzročil ekscentrično kontrakcijo mišice tibialis anterior v smeri



Slika 6: Maksimalni odmik projekcije težišča v smeri motnje

motnje, da je zavrl plantarno fleksijo stopala, nato pa koncentrično kontrakcijo mišice, da je stopalo spremenilo smer proti dorzalni fleksiji. Aktivnost mišice soleus v 45 ms je bila povečana v smeri motnje, ker je rabila za stabilizacijo gležnja pri kokontrakciji z mišico tibialis anterior. Medtem ko je bila golen v času od 45 ms do 80 ms pod nadzorom, je bil preostali del telesa še vedno pod vplivom vztrajnosti, zato je postalo koleno nestabilen sklep, stegnenica pa je zarotirala v nasprotni smeri ure in povzročila fleksijo kolenskega sklepa. Aktivnost mišice VAS je zaustavila fleksijo kolena in pozneje povzročila ekstenzijo kolenskega sklepa. V času prispevka vizualnega receptorja (od 150 ms do 180 ms) je bila aktivnost mišice paraspinalis ključnega pomena pri izravnavi trupa (posledično tudi glave), zato so se pri motnji podporne površine v anteriorni smeri najprej aktivirale trebušne mišice. Pri nagibu v posteriorni smeri, so se aktivirale izravnalke trupa, med katere spada mišica paraspinalis.

V primerjavi z rezultati raziskave [6] so bile v našem primeru mišične aktivnosti izrazite v vseh smereh. Predvsem je bila povečana aktivnost mišice soleus, kar lahko pripišemo potrebi po koordinaciji aktivnosti spodnjih ekstremitet z aktivnostjo trupa.

Maksimalni odmik projekcije težišča je bil večji v smeri M/L (slika 6). Razlog je bila večja zmožnost vzdrževanja ravnotežja v smeri A(P zaradi strategije gležnja [19]. V smeri M/L je bil prispevek k vzdrževanju ravnotežja usmerjen v aktivnost strategije kolka, sicer pa ta v tej smeri ni prevladal zaradi nezmožnosti zadostnega korektivnega navora v gležnju.

## LITERATURA

- [1] S. B. Akram, J. S. Frank, A. E. Patla, and J. H. J. Allum. Balance control during continuous rotational perturbations of the support surface. *Gait & Posture*, 27(3):393–398, 2007.
- [2] J.H.J. Allum, B.R. Bloem, M.G. Carpenter, M. Hulliger, and M. Hadders-Algra. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait & Posture*, 8(3):214–242, 1998.
- [3] J.H.J. Allum, F. Honegger, and H. Schicks. Vestibular and proprioceptive modulation of postural synergies in normal subjects. *Journal of Vestibular Research*, 3(1):59–85, 1993.
- [4] R. Balasubramaniam and A. M. Wing. The dynamics of standing balance. *Trends in Cognitive Sciences*, 6(12):531–536, 2002.
- [5] J. J. Buchanan and F. B. Horak. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. *Journal of Neurophysiology*, 81:2325–2339, 1999.
- [6] M. G. Carpenter, J. H. J. Allum, and F. Honegger. Directional sensitivity of stretch reflexes and balance corrections for normal subjects in the roll and pitch planes. *Experimental Brain Research*, 129(1):93–113, 1999.
- [7] H. C. Diener, J. Dichgans, W. Bruzek, and H. Selinka. Stabilization of human posture during induced oscillations of the body. *Experimental Brain Research*, 45(1-2):126–132, 1982.
- [8] S. M. Henry, J. Fung, and F. B. Horak. Emg responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *Journal of Neurophysiology*, 80:1939–1950, 1998.
- [9] F. B. Horak. Motor control models underlying neurological rehabilitation of posture in children. *Medicine and Sport Science*, 36:21–30, 1992.
- [10] F. B. Horak. *Adaptation of automatic postural responses. In: Acquisition of motor behaviour in vertebrates.* MIT Press, Cambridge, 1996.
- [11] F. B. Horak. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35:ii7–ii11, 2006.
- [12] E. R. Kandel. *Principles of neural science.* McGraw-Hill, New York, 4 edition, 2000.
- [13] Y. Ko, J. H. Challisb, and K. M. Newell. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. *Human Movement Science*, 20(6):737–764, 2001.
- [14] S. P. Moore, D. S. Rushmer, S. L. Windus, and L. M. Nashner. Human automatic postural responses: responses to horizontal perturbations of stance in multiple directions. *Experimental Brain Research*, 73(3):648–658, 1988.
- [15] L. M. Nashner. Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*, 26:59–72, 1976.
- [16] L.M. Nashner, M. Woollacott, and G. Tuma. Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing. *Experimental Brain Research*, 36:463–476, 1979.
- [17] P. O. Raley, B. J. Benda, and K. M. Grill-Body. Phase plane analysis of stability in quiet standing. *Journal of Rehabilitation Research*, 32(3):227–235, 1995.
- [18] D. L. Tomko, R. J. Peterka, and R. H. Schor. Responses to head tilt in cat eighth nerve afferents. *Experimental Brain Research*, 141(3-4):216–221, 1981.
- [19] D. A. Winter. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4):193–214, 1995.

**Jan Babič** je leta 2004 doktoriral na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. V letih 2006/2007 je bil gostujoči raziskovalec na ATR Computational Neuroscience Laboratories, Japonska. Njegova glavna področja raziskovanja zajemajo razvoj biološko navdahnjenih robotskih mehanizmov, sinteza človeškega gibanja na humanoidnih robotih in računsko nevrobiologijo gibanja človeškega telesa.

**Goran Škorja** je diplomiral leta 2010 na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Leta 2011 je bil zaposlen na Institutu Jožef Stefan v Ljubljani, kjer se je ukvarjal z analizo in sintezo gibanja človeka.