



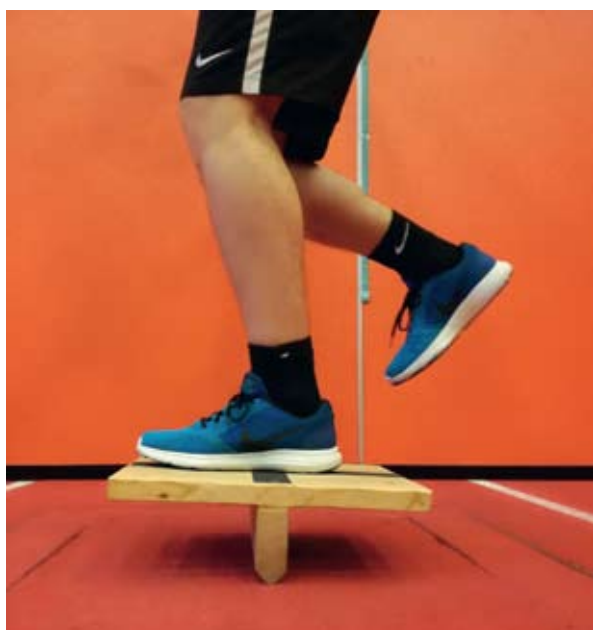
Darjan Smajla,  
Vojko Strojnik, Katja Tomažin

## Akutni vpliv dveh ravnotežnih nalog različnih zahtevnosti na vzdražnost sklada alfa motonevronov

### Izveček

V raziskavi smo želeli preveriti akutne učinke dveh ravnotežnih nalog (RN) na refleks H. V raziskavi je prostovoljno sodelovalo 13 merjenec. Vsak merjenec je izvedel po sedem ponovitev dveh po zahtevnosti različnih RN po naključnem vrstnem redu. RN so izvajali v stoji na levi nogi na ravnotežni deski, ki omogoča gibanje v sagitalni ravnini. Med izvedbo RN smo spremljali čas aktivnega vzpostavljanja ravnotežja, število dotikov opore z roko zaradi izgube ravnotežnega položaja, opravljeno pot in hitrost gibanja ravnotežne deske. Po vsaki ponovitvi RN pa je bil izzvan refleks H. Čas aktivnega vztrajanja v ravnotežnem položaju, število dotikov opore z roko zaradi izgube ravnotežnega položaja in hitrost gibanja deske v sagitalni ravnini so se med RN statistično značilno razlikovali (vsi  $p < 0,05$ ). Ugotavljamo, da je pri bolj zahtevni ravnotežni nalogi potrebno manj ponovitev, da pride do značilnega upada refleksa H, hkrati pa po 7 ponovitvah ni statistično značilnih razlik med RN. Mehanski parametri izvajanja RN so bili povezani z upadom refleksa H le pri RN nižje zahtevnosti. To nakazuje na možnost praga zahtevnosti RN, znotraj katerega bi amplituda refleksa H potencialno lahko predstavljala mero intenzivnosti izvajanja RN. Pokazalo se je tudi, da je število ponovitev pomembno vplivalo na postopno zmanjševanje amplitud refleksa H pri obeh RN.

**Ključne besede:** ravnotežje, intenzivnost, refleks H.



### Acute effects of two different balance tasks difficulties on alpha motoneuron excitability

#### Abstract

The purpose of this study was to determine differences between two different difficulties of balance task (BT) and their acute influence on H-wave. The research included 13 voluntary participants. Each of them performed BT of two different difficulties in random order. BT was performed on balance board with motion in sagittal plane. We measured acute changes of spinal mechanisms with recording soleus H-reflex, active time of establishing balance control, number of hand supports because of losing balance, distance and speed of balance board. After each repetition of BT, we elicited H-reflex. Active time of establishing balance, number of hand supports because of losing balance and speed of balance board are statistically different between tasks (all:  $p < 0,05$ ). We noted that more difficult BT reduces amplitude of wave H in less series, while after 7 repetitions there is no differences in H-wave reduction between tasks. Mechanical parameters were correlated with reduction of H-wave amplitude, but only in less difficult BT. This could mean that there can be a threshold level to which H-reflex amplitude can potentially present a measure of BT difficulty. We also noticed that number of repetitions influences on gradual reduction of H-wave amplitude in both BT.

**Key words:** balance, intensity, H-reflex.

## ■ Uvod

Vadba ravnotežja je zelo razširjena in ima mnogovrstne učinke (Taube idr., 2007). Njen cilj je ohranjati izbrano držo na zmanjšani in/ali nestabilni podporni površini. Za željene adaptacije živčno-mišičnega sistema mora biti natančno opredeljena njena količina in intenzivnost. Medtem ko je količina vadbe, ki omogoča izboljšanje statičnega ravnotežja pri mladih in starejših, opredeljena (Lesinski, Hortobágyi, Muehlbauer, Gollhofer in Granacher, 2015), ne moremo enako ugotoviti tudi za njeno intenzivnost. Nobena izmed študij, ki je preučevala vadbo ravnotežja pri mladih ali starejših, ni opredelila tudi njene intenzivnosti. Še vedno ni znanstveno podprtih dognanj o tem, kakšna naj bo intenzivnost ravnotežne vadbe (Taube idr., 2008). Farlie, Robins, Keatin, Molloy in Terry (2013) v preglednem članku navajajo, da v 148 študijah, ki poročajo o treningu ravnotežja, nobena ni določila veljavno merilo intenzivnosti ravnotežnih nalog (RN). Razlog se verjetno skriva v kompleksnih procesih nadzora in upravljanja drže ter ravnotežja, ki zahteva sodelovanje vseh struktur centralnega živčnega sistema (CŽS). Intenzivnost RN pa je povezana z zahtevnostjo procesiranja informacij v CŽS.

Včasih je sicer veljalo, da je za nadzor in upravljanje drže in ravnotežja dovolj vključevanje samo nižjih nivojev centralnega živčnega sistema (tj. hrbtenjača in možgansko deblo). Danes vemo, da ohranjanje ravnotežnega položaja zahteva kompleksen nadzor in sodelovanje spinalnih in supra-spinalnih mehanizmov (Kandel, Schwartz in Jessell, 2000) ter kortikalnih in subkortikalnih področij (Taube idr., 2007). Nadzor in upravljanje drže ter ravnotežja se spreminja v odvisnosti od zahtevnosti RN in pogojev, v katerih izvajamo RN. Morebitne spremembe podporne površine med izvedbo RN ali spremembe v dotoku senzornih informacij povzročijo takojšen odziv v centralnem živčnem sistemu, kar je potrdilo že nekaj raziskav, opisanih v nadaljevanju. Pokazali so, da hoja po ozki gredi zniža vzdražnost spinalnih mehanizmov, tj. zmanjša amplitudo refleksa H mišice soleus v primerjavi s hojo po široki površini (Llewellyn idr., 1990). Prav tako so ugotovili, da se refleks H zmanjša, če zapremo oči med stoji (Earles idr., 2000; Pinar, Kitano in Koceja, 2010) ali če iz stojne na obeh nogah preidemo v stoji na eni nogi (Huang, Cherng, Yang, Chen in Hwang, 2009). Naš spinalni refleksni sistem je hitro odziven in

visoko prilagodljiv na spremembe v okolju (Wolpaw in Tennissen, 2001), zato lahko večja zahtevnost ravnotežnega položaja zniža amplitudo refleksa H. To dokazuje tudi študija, pri kateri so ugotovili 14,5 % depresijo v amplitudi refleksa H ob premiku iz leže v stoji pri mladih (Koceja, Markus in Trimble, 1995). Ravno nasprotno se refleks H zviša, če so zahteve ravnotežnega položaja manjše, npr. ko stojimo s pomočjo mehanične opore (Trimble, 1998).

Čeprav so številne raziskave proučevale akutne spremembe spinalnih in supraspinalnih mehanizmov med različno zahtevnimi ravnotežnimi nalogami, še vedno ne poznamo kakšne so akutne spremembe refleksa H med izvedbo enake ravnotežne naloge različne zahtevnosti. V športni praksi intenzivnost vadbe ravnotežja spreminjamo z uporabo različnih vadbenih sredstev in s spreminjanjem togosti podlage. Vendar brez ustreznih meritev ne moremo trditi, da je intenzivnost vadbe drugačna oz. primerna. V športni praksi velja načelo, da naj bo vadba ravnotežja oblikovana tako, da se ravnotežje ves čas vzpostavlja. Vendar na takšen način ne moremo z gotovostjo trditi, ali je bila intenzivnost vadbe večja ali manjša. Prav tako ni mogoča primerjava kroničnih učinkov takšne vadbe, če ne poznamo njene intenzivnosti.

Kljub dosedanjim primerjavam različno zahtevnih ravnotežnih nalog še vedno ne poznamo akutne odzive refleksa H med izvedbo enake ravnotežne naloge, enakega trajanja in različne zahtevnosti. Zato je cilj pričujoče raziskave ugotoviti, ali enaka ravnotežna naloga (stoji na eni nogi na nestabilni površini v sagitalni ravnini) pri večji zahtevnosti izvedbe povzroči večjo zadržitev spinalnih mehanizmov; tj. zniža amplitudo refleksa H. Prilagoditev refleksa H bi tako lahko predstavljala objektivno mero intenzivnosti RN, če bi poznali posameznikovo največjo sposobnost prilagoditve. Prav tako smo želeli ugotoviti, ali število ponovitev vpliva na spremembe v amplitudi refleksa H. V ta namen smo izmerili amplitudo refleksa H v stoji pred izvedbo RN ter po vsaki ponovitvi RN obeh zahtevnosti. Predpostavljali smo, da bo RN večje zahtevnosti bolj znižala refleks H kot ravnotežna naloga manjše zahtevnosti ne glede na število ponovitev.

## ■ Metode

### Vzorec merjencev

V eksperimentu je prostovoljno sodelovalo 13 merjencev (7 moških in 6 žensk), ki ni-

so bili v rednem procesu športne vadbe in niso bili poškodovani. Povprečna starost merjencev je bila  $24,1 \pm 1,5$  let, povprečna višina  $176,4 \pm 7,6$  cm in povprečna teža  $70,8 \pm 11,8$  kg. Pred začetkom meritev so bili vsi preizkušanci seznanjeni z eksperimentalnim postopkom in morebitnimi nevarnostmi. Svojo prostovoljno udeležbo so potrdili s pisnim privoljenjem. Celoten eksperiment je bil izveden v skladu s Helsinško-tokijsko deklaracijo.

### Potek eksperimenta

Meritve so potekale v Kineziološkem laboratoriju na Fakulteti za šport v Ljubljani. Vsak merjenec je izvedel ravnotežno nalogo dveh različnih zahtevnosti po naključnem vrstnem redu, ki smo ju poimenovali RN\_N (nizka zahtevnost) in RN\_V (visoka zahtevnost). Odmor med posameznimi meritvami je bil en teden. Na dan meritve in dva dni pred meritvami merjenci niso imeli intenzivnih obremenitev. Pred prvo meritvijo smo merjencem predstavili nalogo in postopek meritve.

Merjenci so izvajali RN na ravnotežni deski, ki omogoča rotacijo in translacijo glede na sagitalni ravnini (Slika 1). Nalogo so izvajali z levo nogo v standardiziranem položaju s pokončnim trupom in iztegnjenim kolonom, roke so lahko prosto premikali. Pred vsako meritvijo smo določili mesto električne stimulacije tibialnega živca v stoji. Izmerili smo osnovni odnos H val – M val v stoji s pomočjo 15–25 električnih stimulacij, ki smo jih sprožili vsakih 10 sekund. Določili smo velikost električnega draženja za refleks H, ki je znašal med 10 do 25 % velikosti električnega draženja, pri katerem smo dosegli največji val M (linearni del krivulje odnosa H–M). Po tem je bil merjenec pripravljen za izvedbo RN. Pred začetkom je stopil na ravnotežno desko in vzpostavil ravnotežje s pomočjo mehanske opore z roko (Slika 1). Ko je ravnotežni položaj dosegel, je mehansko oporo izpustil. To je predstavljal štart izvedbe RN. Ob izgubi ravnotežja se je merjenec ponovno oprijel in sočasno stisnil gumb, ob ponovni vzpostavitvi ravnotežnega položaja je gumb izpustil. Merili smo čas stiska gumba, ki je predstavljal čas brez ravnotežja med izvajanjem RN. Po 20 sekundah je merjenec sestopil z ravnotežne deske ter se postavil v mirno stoji na dveh nogah, z rokami in glavo v nevtralnem položaju. Prvo draženje smo izvedli natančno 10 sekund po koncu RN. Sledilo je še 9 draženj z 10 sekundnim razmikom. Po zadnjem draženju pa je imel

merjenec 10 sekund časa, da ponovno vzpostavi ravnotežje na deski. Isti protokol smo ponovili za vsako od sedmih ponovitev RN.



Slika 1. Položaj merjenca pred začetkom opravljanja RN.

Zahtevnost smo spreminjali z dvema kosoma pene, ki smo jih podstavili in pričvrstili pod ravnotežno desko glede na dano RN. Pri RN\_N smo peni namestili pod celotno površino deske, pri RN\_V smo peni odstranili.

## Merjenje živčno-mišičnih spremljivk

Pred začetkom meritve smo vsakega merjenca ustrezno pripravili. Po priporočilih SENIAM (Hermens idr., 1999) smo določili mesto postavitve EMG elektrod na m. soleus. Ozemljitvena elektroda za spremljanje EMG odziva je bila postavljena na lateralni maleolus. Na teh mestih smo kožo ustrezno pripravili. Odstranili smo dlake, odmrle kožne celice in kožo razmastili z alkoholom. Uporabili smo Kendall ARBO elektrode z medsrediščno razdaljo 24 mm. Za zajemanje signalov smo uporabili PowerLab sistem (16/30—ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Avstralija). Frekvenca zajemanja EMG signala je bila 2000 Hz. Podatki so bili analizirani z LabChart7 programsko opremo (ADInstruments, Bella Vista, Avstralija). Stimulacijska elektroda (premer 9 mm), ki je dražila tibialni živec. Postavljena je bila

na posteriorno področje kolena v območje zakolenske jame, anoda (Medicomplex SA, Ecublens, Švica) v velikosti 5 x 5 cm pa na pogačico. Elektrodi smo dodatno pritrdili z medicinskim lepilnim trakom, da se skozi celotno nalogo nebi premaknile.

Akutno spremembo spinalnih mehanizmov smo spremljali z merjenjem refleksa H na mišici soleus. Za električno draženje je bil uporabljen tokovno konstanten električni stimulator (Digitimer DS7, Hertfordshire, Velika Britanija). Meritev je potekala tako, da smo najprej za vsakega posameznika pri obeh zahtevnostih izmerili osnovno H/M krivuljo v stoji. Merjenci so sproščeno stali na obeh nogah z rokami ob telesu in glavo v nevtralnem položaju. Podatke amplitud vala H in vala M smo zajemali s programom Recruitment\_curve\_V1 (Simoneta, 2008). S pomočjo izmerjenih krivulj smo izrisali linearno regresijo (1) točk drugega dela krivulj (od začetka padca krivulje H do najnižjih vrednostih), s katero smo nato primerjali amplitude refleksa H, izmerjene po vsaki ponovitvi. Merjenec je po vsaki ponovitvi zavzel enak položaj v stoji kot pri merjenju osnovne krivulje. Jakost električnega toka smo izbirali tako, da je val H ustrežal linearnemu delu odnosa H/M, tj. 10 do 25 % jakosti draženja, pri kateri dobimo največji val M.

Primerjali smo izmerjeni val H s pričakovanim oziroma izračunanim valom H, pri danem valu M (Slika 2). Pričakovani val H

je bil izračunan po formuli (2) za linearno funkcijo, saj je bil le-ta izračunan iz odnosa med valoma H in M, ki pa je bil izmerjen na linearnem delu regresijske premice. Iz razmerja med vrednostma izmerjenega in pričakovanega vala H je bil po formuli (3) dobljen odstotek (%) spremembe, ki nakazuje spremembo vala H glede na osnovno H/M krivuljo.

$$y = k * x + n \quad (1)$$

$$y = H$$

$$x = M$$

k – smerni koeficient strmine linearnega dela odnosa med valoma H in M

n – odsek na ordinatni osi

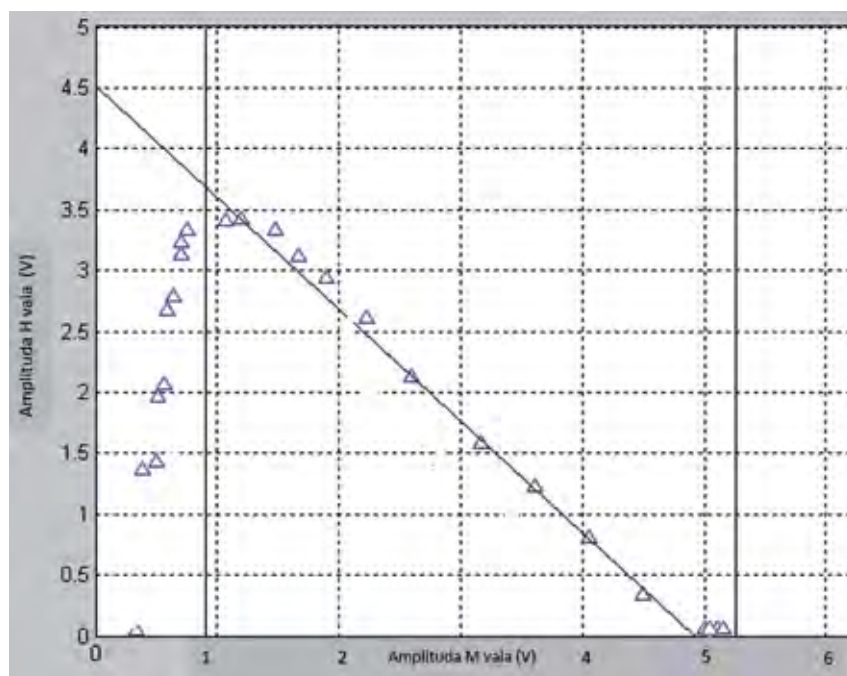
$$H_{\text{prič}} = k * M_{\text{izm}} + n \quad (2)$$

$$(H_{\text{izm}} / H_{\text{prič}}) * 100 = \% \text{ spremembe} \quad (3)$$

Izračunali smo odstotek (%) spremembe med pričakovano in izmerjeno velikostjo amplitude refleksa H pri danem električnem dražljaju po vsaki ponovitvi glede na vrednost pred začetkom izvedbe RN za vsako zahtevnost. V stoji smo odstotek spremembe izmerili po vsaki ponovitvi.

## Merjenje mehanskih spremenjivk RN

Med izvajanjem ravnotežne naloge smo spremljali pot ravnotežne deske v sagitalni ravnini s pomočjo goniometra (Biovision, Werheim, Nemčija). Trajanje aktivnega vzpostavljanja ravnotežnega položaja smo



Slika 2. Odnos med valoma H in M (osebni arhiv).

kontrolirali s pomočjo senzorja kontakta (ADInstruments, Bella Vista, Australija) (Slika 1), ki je bil postavljen na stojalo poleg ravnotežne deske. Merjenci so dobili nalogo, da ko izgubijo ravnotežje, primejo za senzor kontakta na stojalu in ga držijo, dokler ponovno ne začnejo aktivno vzpostavljati ravnotežja. Tako smo lahko zajeli samo odseke aktivnega vzpostavljanja ravnotežja. Izračunali smo: (1) trajanje posameznih odsekov (s); (2) pot deske v sagitalni ravnini (°); (3) hitrost njenega gibanja v sagitalni ravnini (%/s) in (4) število dotikov opore z roko zaradi izgube ravnotežnega položaja za vsako ponovitev RN. Izračunali smo tudi povprečje vseh štirih spremenljivk po vseh sedmih ponovitvah za vsako zahtevnost. Za zajemanje signalov je bil uporabljen PowerLab sistem (16/30—ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Australija) s frekvenco zajemanja 2000 Hz. Podatke smo prav tako analizirani z LabChart7 programsko opremo (ADInstruments, Bella Vista, Avstralija).

## Metode obdelave podatkov

Za vse spremenljivke so bile izračunane povprečne vrednosti in povprečni odkloni. Normalna porazdelitev predstavljenih spremenljivk je bila preverjena s Kolmogorov-Smirnov testom, homogenost pa z Levenovim testom. Za normalno porazdeljene spremenljivke je bil uporabljen t-test za odvisne spremenljivke, s katerimi smo analizirali razlike v mehanskih parametrih RN. Za spremenljivke, ki niso bile normalno porazdeljene, smo uporabili Wilcoxonov test vsote rangov. Spearmanovi korelacijski koeficienti so bili izračunani za analizo povezanosti med izbranimi spremenljivkami. Amplitude refleksa H so bile normalizirane na vrednost pred izvedbo RN. Za statistično obdelavo podatkov je bil uporabljen SPSS za Windows 21.0 (IBM Corporation, New York, ZDA). Statistična značilnost je bila sprejeta s 5 % dvostransko napako alfa.

## Rezultati

Čas ohranjanja ravnotežnega položaja na ravnotežni deski se je glede na zahtevnost RN statistično značilno razlikoval ( $t = 5,933$ ,  $df = 12$ ,  $p < 0,001$ ). Merjenci so pri nižji zahtevnosti povprečno vztrajali  $19,4 \pm 0,8$  sekund, pri višji pa  $15,5 \pm 2,6$  sekund.

Tudi število ponovnega vzpostavljanja ravnotežja se je glede na zahtevnost RN statistično značilno razlikovalo ( $t = -5,091$ ,  $df = 12$ ,  $p < 0,001$ ). Merjenci so povprečno (v vseh sedmih ponovitvah) ponovno vzpo-

stavili ravnotežni položaj 0,4 krat pri RN\_N, in 3,1 krat pri RN\_V.

Merjenci so opravili pot v dolžini  $209,4^\circ \pm 165^\circ$  pri nižji in  $284,5^\circ \pm 88,2^\circ$  pri višji zahtevnosti. Vendar razlika med RN ni statistično značilna ( $p = 0,09$ ). Hitrost gibanja deske v sagitalni ravnini se med RN nalogama statistično razlikuje ( $t = -6,849$ ,  $df = 12$ ,  $p < 0,001$ ). Hitrost gibanja deske je pri manj zahtevni RN znašala  $10,8\%/s \pm 8,5\%/s$ , medtem ko so bile pri bolj zahtevni RN znatno višje ( $18,5\%/s \pm 5,7\%/s$ ).

Amplitudi vala H v stoji sta po izvedbi RN statistično značilno upadli, in sicer za 14,8 % pri RN\_N ( $z = -3,1$ ,  $p < 0,05$ ) in 19,1 % pri RN\_V ( $z = -3,2$ ,  $p < 0,01$ ). Stopnja zahtevnosti ni statistično značilno vplivala na spremembo amplitude vala H po sedmih ponovitvah RN ( $p > 0,05$ ), čeprav je opazna tendenca nekoliko večjega upada pri RN\_V.

Val H pri RN\_N se je statistično značilno zmanjšal po 5. ponovitvi ( $z = -1,9$ ,  $p = 0,05$ ), 6. ponovitvi ( $z = -2,1$ ,  $p < 0,05$ ) in po 7. ponovitvi ( $z = -2,3$ ,  $p < 0,05$ ) (Slika 3). Pri RN\_V je bil padec amplitude vala H hitrejši, saj se je statistično značilen upad pojavil že po drugi ( $z = -2,1$ ,  $p < 0,05$ ) in tretji ponovitvi ( $z = -2,7$ ,  $p < 0,01$ ). Po četrti ( $p = 0,074$ ) in

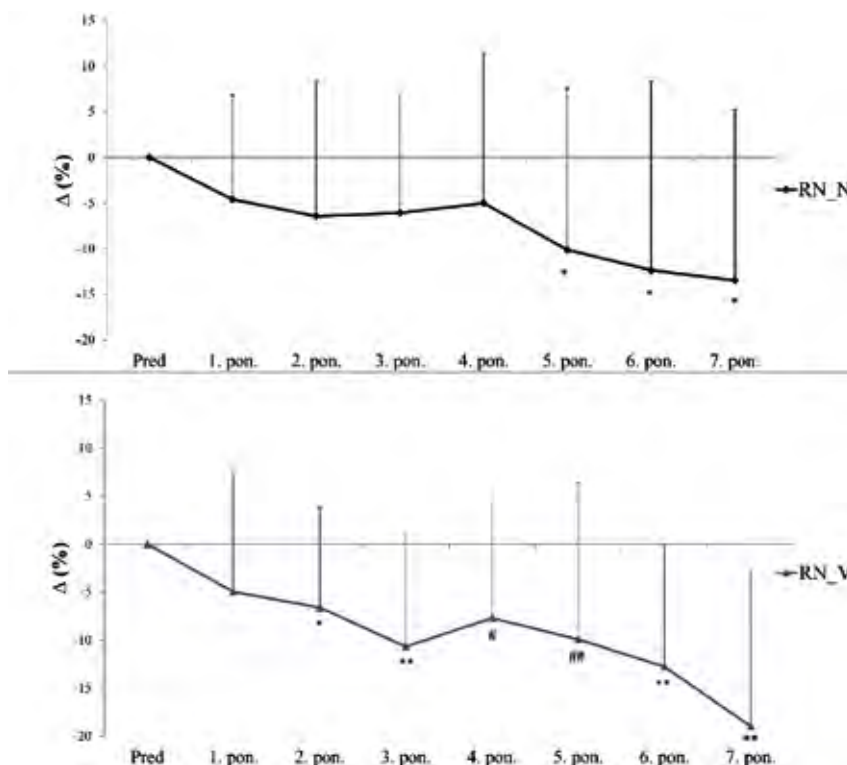
peti ( $p = 0,064$ ) se vrednosti zelo približajo mejam statistične značilnosti, dokler so spremembe amplitude vala H po šesti ( $z = -3,1$ ,  $p < 0,01$ ) in sedmi ponovitvi ( $z = -3,1$ ,  $p < 0,01$ ) statistično značilne (Slika 3).

Povprečen aktivni čas vztrajanja RN ni bil povezan z odstotkom spremembe vala H po zadnji ponovitvi, saj med odstotkom spremembe vala H v stoji po sedmi ponovitvi in aktivnim časom vztrajanja med RN pri obeh zahtevnostih nismo izračunali značilne povezanosti.

Ugotovili smo povezanost med povprečno potjo ( $r_s = -0,59$ ;  $p < 0,05$ ) in povprečno hitrostjo vseh sedmih ponovitev ( $r_s = -0,59$ ;  $p < 0,05$ ) gibanja deske v sagitalni ravnini pri RN\_N in odstotkom spremembe amplitude vala H mišice soleus v stoji po zadnji (sedmi ponovitvi). Pri RN\_V povezanosti med potjo in hitrostjo gibanja deske ter spremembo odstotka vala H niso pokazale statistične značilnosti.

## Razprava

Namen naše raziskave je bil ugotoviti razlike v akutnih učinkih dveh različno zahtevnih RN na vzdražnost sklada alfa motoričnih nevronov. V ta namen so merjenci izvedli 7



Slika 3. Relativne spremembe amplitude vala H pri RN\_N in RN\_V, izmerjene v stoji (Pred) in po vsaki od sedmih ponovitev; \* prikazuje statistično značilne spremembe v amplitudi vala H med pred (Pred) in po določeni ponovitvi RN\_N in RN\_V (\* $p < 0,05$ ; \*\* $p < 0,01$ ); # prikazuje mejne vrednosti statistične značilnosti (# $p = 0,074$ ; ## $p = 0,064$ ).

ponovitev enake RN dveh različnih zahtevnosti. Čas ohranjanja ravnotežja pri manj zahtevni RN je bil ~ 19 s, medtem ko je bil pri bolj zahtevni RN ~15,5 s. Kljub temu da med opravljeno potjo deske v sagitalni ravnini med RN ni bilo statistično značilnih razlik, je bilo število popravkov (oz. rušenj ravnotežja) večje pri RN večje zahtevnosti. Zato je bil tudi čas aktivnega ohranjanja ravnotežnega položaja pri zahtevnejši RN krajši, ker so merjenci morali med izgubo ravnotežja le-tega večkrat ponovno vzpostaviti s pomočjo mehanske opore z roko. Povprečno število ponovnega vzpostavljanja ravnotežja v posamezni ponovitvi je bilo značilno večje pri RN\_V (3,1 krat), medtem ko so merjenci pri RN\_N (0,4 krat) bolj uspešno ohranjali ravnotežni položaj. Zaradi večjega števila kompenzacij in ponovnega vzpostavljanja ravnotežnega položaja so merjenci pri RN\_V vztrajali krajši čas. Opravljena pot se med nalogama ni značilno razlikovala, čeprav lahko opazimo tendenco podaljšanja poti pri RN\_V ( $p = 0,09$ ). Daljša pot pri RN\_V (284,5°) je rezultat večje amplitude nihanja ravnotežne deske. Daljša pot v krajšem času pomeni spremembe v hitrosti gibanja deske v sagitalni ravnini, ki so se med nalogama statistično značilno razlikovale ( $p < 0,01$ ). Pri RN\_N (10,8°/s) je razvoj večjih hitrosti preprečevala pena, ki je bila podstavljena pod desko, zato so večje hitrosti opazne pri RN\_V (18,5°/s), kjer pene pod desko ni bilo. Ti podatki potrjujejo, da sta bili RN različno zahtevni.

Posebnost naše raziskave v primerjavi z ostalimi študijami je v tem, da smo s pomočjo mehanskih parametrov lahko potrdili, da sta nalogi za merjenje predstavljali dve zahtevnosti. Nekatere študije, ki so ugotovljale kronične učinke RN, so zahtevnost spreminjale s pomočjo različnih ravnotežnih pripomočkov, kot so mehka pena, ravnotežni disk, ravnotežna deska in zračna blazina (Beck idr., 2007; Eils in Rosebaum, 2001; Granacher idr., 2006; Gruber in Gollhofer, 2004; Gruber idr., 2007; Schubert idr., 2008; Taube idr., 2007). Vendar brez spremljanja mehanskih parametrov ne moremo govoriti o drugačni zahtevnosti izbranih RN.

Ohranjanje ravnotežja v stoji na eni nogi na nestabilni površini v sagitalni ravnini zahteva kompleksno delovanje in sodelovanje spinalnih in supra-spinalnih mehanizmov (Kandel, Schwartz in Jessell, 2000), zato smo pričakovali akutne adaptacije na spinalnem nivoju po izvajanju ponovitev RN na deski. Ker so rezultati raziskave (Mynark in Koceja,

1997) pokazali kronične adaptacije v stoji, smo tudi mi spremljali amplitudo vala H mišice soleus v stoji po vsaki ponovitvi RN in jo primerjali z vrednostjo, izmerjeno pred začetkom izvedbe RN. Ugotovitve so bile v skladu z raziskavo (Trimble in Koceja, 1994), kjer so merjenci ravno tako izvajali sedem ponovitev RN na ravnotežni deski, ki je omogočala gibanje v sagitalni ravnini. V tej raziskavi so amplitudo vala H pri merjenjih merili v stoji takoj po izvedbi RN, povprečno pa so jo zmanjšali za 26,2 %. Trimble in Koceja (2001) sta isti protokol uporabila za ugotavljanje modulacije vala H tudi po tridnevem treningu ravnotežja, kjer so v prvem dnevu izmerili zadušitev amplitude refleksa H za 22 %, v drugem za 18 % in v tretjem za 6 %. Tudi v naši raziskavi je bil upad amplitude refleksa H podoben. Kljub temu da smo po RN\_V izmerili večji upad amplitude vala H mišice soleus, med RN nismo ugotovili statistično značilnih razlik.

V eni od študij navajajo, da se strukturne spremembe kortikalnega nivoja zgodijo že po eni vadbeni enoti (Taubert, Sehm, Trampel, Ruiz, Weiss, Ivanov idr., 2013 v Papegai idr., 2014). Posebnost naše študije je bila merjenje spremembe refleksa H po vsaki ponovitvi RN in ne le na koncu vseh nalog. Tako je bilo mogoče ugotoviti, da se manjšanje refleksa H začne dogajati že po nekaj ponovitvah RN. Pri lažji zahtevnosti (RN\_N) se amplituda vala H statistično značilno zmanjša po peti (~10 %), šesti (~12 %) in sedmi ponovitvi (~13 %). Prva statistično značilna razlika se pri RN\_V pojavi že po drugi ponovitvi (~7 %), kar je veliko prej kot pri RN\_N. Pri RN\_V opazimo tudi nekoliko večje znižanje amplitude vala H po zadnji/sedmi ponovitvi (okrog 6 % glede na prejšnjo ponovitev), ki bi se mogoče lahko še bolj nadaljevalo, če bi merjenci izvajali več kot sedem ponovitev. Bolj zahtevna naloga je v povprečju sicer bolj zmanjšala amplitudo vala H v stoji, vendar med RN\_N in RN\_V ni bilo statistično značilnih razlik.

Bolj zahtevna ravnotežna naloga povzroči večje zmanjšanje amplitude refleksa H (Earles idr., 2000; 1995; Huang idr., 2009; Llewellyn idr., 1990; Pinar idr., 2010). Ker večja zahtevnost RN načeloma pomeni kompleksnejšo kontrolo gibanja, lahko sklepamo, da za takšno kontrolo potrebujemo večji prenos kontrole v višje centre CŽS. Vzrok nižjih vrednosti amplitude vala H mišice soleus je lahko manjša vzdržnost sklada alfa motoričnih nevronov (Capaday, 1997) ali pa večja presinaptična inhibicija la (Gruber idr., 2007; Trimble in Koceja, 1994,

Taube idr., 2007). Tudi Katz idr. (1988) navajajo, da večja zahtevnost naloge poveča presinaptično inhibicijo, za katero so odgovorni supraspinalni mehanizmi. V skladu s tem smo pričakovali, da bo upad vala H negativno povezan s potjo gibanja deske v sagitalni ravnini, časom ohranjanja ravnotežnega položaja na eni nogi in hitrostjo gibanja deske. Takšna negativna povezanost se je pokazala samo pri RN\_N. To kaže, da bi bil postopen prenos gibalne kontrole iz spinalnih na supraspinalne mehanizme prisoten le do določene stopnje zahtevnosti izvajanja RN, ko pa ta preide določeno mejo, kot na primer pri RN\_V, pa se način gibalne kontrole spremeni v smislu večje kompleksnosti oziroma ne gre več le za postopen prenos gibalne kontrole iz spinalnega na supraspinalni nivo.

Najpomembnejša omejitev naše in tudi ostalih ravnotežnih študij predstavlja dejstvo, da enaka naloga za merjenje ne predstavlja enako zahtevnost, ker njihove sposobnosti niso enake oz. ne poznamo njihove največje ravnotežne sposobnosti. V skladu s tem bi bilo potrebno izvesti normalizacijo obremenitve za vsakega merjenca, podobno kot pri vadbi za moč % 1RM (repetition maximum). Tako se zdi, da so bili pogoji izvajanja RN\_N znotraj iste paradigme gibalne kontrole za posamezne merjence, pri RN\_V pa ne.

Zaključimo lahko, da enaka ravnotežna naloga (stoja na eni nogi na nestabilni površini v sagitalni ravnini) pri večji zahtevnosti izvedbe ne povzroči bistveno večjo zadušitev spinalnih mehanizmov, čeprav se po mehanskih parametrih nalogi pomembno razlikujeta. Prilagoditev refleksa H zahtevnosti izvedbe RN se je pokazala le znotraj ravnotežne naloge nižje zahtevnosti, kar nakazuje na intenzivnostni prag RN, znotraj katerega bi amplituda refleksa H potencialno lahko predstavljala objektivno mero intenzivnosti RN. Pokazalo se je tudi, da je število ponovitev pomembno vplivalo na postopno zmanjševanje amplitud refleksa H pri obeh RN.

## Literatura

1. Beck, S., Taube, W., Gruber, M., Amtage, F., Gollhofer, A., in Schubert, M. (2007). Task-specific changes in motor evoked potentials of lower limb muscles after different training intervention. *Brain Res*, 1179, 51–60.
2. Capaday, C. (1997). Neurophysiological methods for studies of the motor system in

- freely moving human subjects. *J Neurosci Methods*, 74(2), 201–218.
3. Earles, D. R., Koceja, D. M. in Shively, C. W. (2000). Environmental changes in soleus H-reflex excitability in young and elderly subjects. *Int J Neurosci*, 105(1-4), 1–13.
  4. Eils, E. & Rosenbaum, D. (2001). A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci sports Exerc*, 33(12), 1991–1998.
  5. Farlie, M. K., Robins, L., Keating, J. L., Molly, E. in Haines, T. (2013). Intensity of challenge to the balance system is not reported in the prescription of balance exercises in randomised trials: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 59(4), 227–235.
  6. Granacher, U., Gollhofer, A. in Strass, D. (2006). Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait Posture* 24(4), 459–466.
  7. Gruber, M. in Gollhofer, A. (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *Eur J Appl Physiol* 92(1-2), 92–105.
  8. Gruber, M., Gruber, S. B., Taube, W., Schubert, M., Beck, S. C. in Gollhofer, A. (2007). Differential effects of ballistic versus sensorimotor training on rate of force development and neural activation in humans. *J Strength Cond Res*, 21(1), 274–282.
  9. Hayashi, R., Tokuda, T., Tako, K. in Yanagisawa, N. (1997). Impaired modulation of tonic muscle activities and H-reflexes in the soleus muscle during standing in patients with Parkinson's disease. *J Neurol Sci*, 153(1), 61–67.
  10. Hermens, H. J., Freriks, B., Meletti, R., Hagg, G. G., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G. in Disselhorst-Klug, C. (1999). *European recommendations for surface electromyography*. Enschede: Roessingh Research and Development.
  11. Huang, C., Cherng, R., Yang, Z., Chen, Y., Hwang I. (2009). Modulation of soleus H reflex due to stance pattern and haptic stabilization of posture. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(3), 492–499.
  12. Kandel, E. R., Schwartz, J. H. in Jessell, T., M. (2000). *Principles of Neural Science, 4th ed.* McGraw-Hill, New York.
  13. Katz, R., Meunier, S. in Pierrot-Deseilligny, E. (1988). Changes in presynaptic inhibition of Ia fibers in man while standing. *Brain*, 111(2), 417–437.
  14. Koceja, D. M., Markus, C. A. in Trimble M. H. (1995). Postural modulation of the soleus H reflex in young and old subjects. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 97(6), 387–393.
  15. Lesinski, M., Hortobágyi, T., Muehlbauer, T., Gollhofer, A. in Granacher, U. (2015). Dose-response relationship of balance training in healthy young adults: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med*, 45(4), 557–576.
  16. Mynark, R. G. in Koceja, D. M. (1997). Comparison of soleus H-reflex gain from prone to standing in dancers and controls. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 105(2), 135–140.
  17. Mynark, R. G. in Koceja, D. M. (2002). Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *J Appl Physiol*, 93(1), 127–133.
  18. Papegaaij, S., Taube, W., Baudry, S., Otten, E. in Hortobagyi, T. (2014). Aging causes a reorganization of cortical and spinal control of posture. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6, 1–15.
  19. Pinar, S., Kitano, K. in Koceja, D. M. (2010). Role of vision and task complexity on soleus H-reflex gain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 354–358.
  20. Taube, W., Gruber, M., Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiol*, 193(2), 101–116.
  21. Taube, W., Kullmann, N., Leukel, C., Kurz, O., Amtage, F. in Gollhofer, A. (2007). Differential reflex adaptations following sensorimotor and strength training in young elite athletes. *Int J Sports Med* 28(12), 999–1005.
  22. Tokuda, T., Tako, K., Hayashi, R. in Yanagisawa, N. (1991). Disturbed modulation of the stretch reflex gain during standing in cerebellar ataxia. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 81(6), 421–426.
  23. Trimble, M. H. (1998). Postural modulation of the segmental reflex: effect of body tilt and postural sway. *Int J Neurosci*, 95 (1-2), 85–100.
  24. Trimble, M. H. in Koceja, D. M. (2001). Effect of a reduced base of support in standing and balance training on the soleus H-reflex. *Int J Neurosci*, 106(1-2), 1–20.
  25. Trimble M. H. in Koceja D. M. (1994). Modulation of the triceps surae H-reflex with training. *Int J Neurosci*, 76(3-4), 293–303.
  26. Wolpaw, J. R. in Tennissen, A. M. (2001). Activity-dependent spinal cord plasticity in health and disease. *Annu Rev Neurosci*, 24, 807–843.

Darjan Smajla, mag. kin.  
Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport  
darjan.smajla@fsp.uni-lj.si