



Tinka Leskovec,¹
Katja Tomažin,¹ Živa Majcen Rošker,¹ Jernej Rošker²

Velikost zenice med izvajanjem ravnotežnih nalog

Izvleček

Zahtevnejše ravnotežne naloge lahko za naš spoznavni sistem pomenijo dodatno obremenitev. Spoznavno obremenitev lahko merimo s pupilometrijo, ki spremlja spremembe v velikosti zenice. S študijo smo želeli preveriti, ali se tudi ob spremembah togosti ali velikosti podporne podlage med izvedbo stoje spremeni velikost zenice zaradi večje spoznavne obremenitve. V študiji je sodelovalo 20 zdravih mladih odraslih. Izvedli so sonožno stoji na trdi podlagi ter enonožno stoji na dveh različnih podlagah (trda in mehka podlaga). Med izvedbo stoji smo izmerili parametre velikosti zenice in parametre gibanja točke skupnega pritiska telesa podlage (hitrost in povprečno frekvenco). Ugotovili smo statistično pomembne razlike v velikosti zenice in hitrosti gibanja točke skupnega pritiska telesa na podlago med enonožno stoji na trdi podlagi in mehki podlagi. Rezultati študije kažejo, da se ob spremembi podlage iz toge na mehko podporno podlago poveča povprečna velikost zenice (~ 10 %). Rezultati kažejo, da izvajanje enonožne stoji na mehki podlagi pomeni večjo spoznavno obremenitev kot izvajanje enonožne stoji na trdi podlagi.

Ključne besede: pupilometrija, spoznavna obremenitev, ravnotežje, somatosenzorni priliv



Changes in pupil size during performance of balance task abstract

Abstract

More challenging balance tasks demand increased postural control and could present an increased load of the cognitive system. Changes in cognitive load could be mirrored in pupil size dilatation which can be measured with pupillometry. The aim of this study was to analyse whether changes in stiffness and size of support surface cause changes in pupil size diameter. Twenty healthy young adults participated in the study and performed bilateral stance on a stable flat surface and unilateral stance on two different support surfaces (solid flat surface and soft surface). Pupil diameter and basic parameters of the centre of pressure movement (sway velocity and average frequency) were analysed. Statistically significant differences in pupil diameter and sway velocity were observed between unilateral stance on solid flat surface and unilateral stance on soft surface. The results of the study indicate when support surface changes from a solid to soft, the average pupil size increases (~ 10 %). Furthermore, performing unilateral stance on a soft surface represents a greater cognitive load than performing unilateral stance on a solid surface.

Keywords: pupillometry, cognitive load, balance, somatosensory inflow

¹ Fakulteta za šport, Univerza v Ljubljani

² Fakulteta za vede o zdravju, Univerza na Primorskem

■ Uvod

Za uspešno ohranjanje ravnotežja je pomembno učinkovito sodelovanje med mišično-skeletnim, somatosenzoričnim in živčnim sistemom (Pollock, Durward, Rowe in Paul, 2000). Vendar je v vsakdanjem življenju pogosto treba ob ohranjanju ravnotežja izvajati tudi druge motorične in spoznavne naloge, kar je lahko predvsem za spoznavni sistem dodatna obremenitev. Hkratno izvajanje večjega števila nalog zahteva porazdelitev spoznavne kapacitete in lahko vodi v njeno preobremenitev. Ob preobremenitvah se poslabša sposobnost ohranjanja ravnotežja med stojo, ki se najpogosteje izraža v večjem nihanju telesa ter slabši sposobnosti opravljanja spoznavne naloge – več napak ali podaljšanje reakcijskega časa (Albertsen, Ghédira, Gracies in Hutin, 2017; Jacob May, Tomporowski in Ferrara, 2011; Remaud, Boyas, Caron in Biloiseau, 2012). Prav tako se tudi med izvajanjem zahtevnejše gibalne naloge, kot je hoja, ob dodajanju dodatne spoznavne naloge zmanjša uspešnost hoje, kar se kaže v zmanjšanju hitrosti hoje, kadence hoje in dolžine koraka (Hoang Ranchet, Derollepote, Moreau in Paire-Ficout idr., 2020).

Tudi ob spremljanju možganskih valov z elektroencefalografijo so ugotovili, da se ob dodajanju spoznavne naloge (M. Ashtiani, Ashtiani in Oskei, 2021) in spreminjanju pogojev za izvajanje ravnotežne naloge (Büchel idr., 2021; Hülsdünker, Mierau, Neeb, Kleinöder in Strüder, 2015; Tse idr., 2013) poveča aktivnost možganskih valov beta in theta. Aktivnost možganskih valov theta se okrepi, ko zaznavamo in procesiramo večje število napak, povečana aktivnost valov beta pa se kaže predvsem med reševanjem problemov in odločanjem. To pomeni, da višja zahtevnost spoznavne naloge in pogojev izvedbe ravnotežne naloge zahteva vključevanje struktur možganske skorje ali da je procesiranje, potrebno za nadzor ravnotežja na ravneh višjih kortikalnih struktur, zahtevnejše. To potrjuje tudi študija Kahyove, Wooda, Sosnoffa in Devosa (2018), kjer je odvzem vidnega senzoričnega dotoka pri mladih zdravih odraslih med izvajanjem sonožne stoje zvišal indeks spoznavne obremenitve, merjene s pupilometrijo. Opisane študije kažejo, da lahko pri mladih odraslih odvzem vidne senzorne informacije v času izvajanja lažje ravnotežne naloge in posledično spreminjanje pomena senzoričnega priliva pomeni večji izziv za posameznikov spoznavni sistem in ohranjanje ravnotežja.

Pupilometrija je metoda, s katero spremljamo spremembe v velikosti zenice in se uporablja za spremljanje spoznavne obremenitve med izvajanjem različnih spoznavnih nalog (Eckstein, Guerra-Carrillo, Miller Singley in Bunge, 2017). Zenice se s krčenjem ali širjenjem odzivajo na različne dražljaje, med katere spada tudi višja stopnja vzbujenja ali spoznavnega napora, kar imenujemo psihosenzorni odziv (Mathôt, 2018). Ta ima svoj izvor v poteh, ki povezujejo zenične mišice ter locus coeruleus ter preostali noradrenalni sistem (Laeng in Dag, 2019). Povečanje zahtev po pozornosti ali spoznavni obremenitvi aktivira locus coeruleus (Alnæs idr., 2014), ta inhibira mišico sphincter pupillae ter povečuje aktivnost simpatičnih vlaken, ki oživčujejo mišico dilator pupillae, ter tako posredno širi zenico (Eckstein idr., 2017). Spremembe v velikosti zenice so torej lahko izraz sprememb v aktivnosti locus coeruleus in povečane zahteve za ohranjanje ravnotežja in spoznavne obdelave.

Raziskovalci so spremembe v velikosti zenice spremljali med izvedbo različnih motoričnih nalog, kot so stisk dlani, hoja, ravnotežne naloge in fini motorični gibi (Kahya idr., 2021; Saeedpour-Parizi, Hassan in Shea 2020; White in French, 2016; Zénon, Sidibé in Olivier, 2014). Ugotovili so, da se ob povečanih zahtevah izvajanja motoričnih nalog poveča velikost zenice. Podobno v svoji študiji ugotavljajo tudi Kahya idr. (2018). Izvedli so le sonožno stojo in sonožno stojo brez vidnega senzornega priliva, kar glede na absolutno mero intenzivnosti ravnotežnih nalog – hitrost gibanja točke skupnega pritiska telesa (STP) na podlago – spada med lažje ravnotežne naloge (Muehlbauer, Roth, Bopp in Granache, 2012). Sprememba v togosti podporne podlage tudi pri lažjih ravnotežnih nalogah povzroči večjo nestabilnost (Patel, Fransson, Lush in Gomez, 2008). Izvajanje ravnotežnih nalog ob spreminjeni togosti podporne podlage oziroma na premikajoči se podlagi povzroči prilagajanje spreminjajočemu se somatosenzornemu prilivu, saj somatosenzorni receptorji za zaznavanje sprememb v gibanju STP na podlago ter orientaciji telesa ne podajajo točnih oziroma pravih informacij (Wu in Chiang, 1997). Ker se pri ohranjanju ravnotežja integrirajo senzorne informacije iz vidnega, vestibularnega in somatosenzornega sistema ter se prilagaja pomen njihovega priliva (Peterka, 2002), je bil cilj raziskave ugotoviti, ali lahko tudi spreminjanje togosti in velikosti podporne podlage in s tem spremembe v pomenu

somatosenzornega priliva vodijo do relativnih sprememb v velikosti zenice med izvajanjem enonožne stoje. Ob tem nas je zanimalo še, ali bi pupilometrija lahko bila objektivna mera za spremljanje morebitnih sprememb v spoznavni obremenitvi tudi med izvajanjem ravnotežnih nalog med različnimi senzornimi pogoji.

■ Metode

Preizkušanci

V raziskavi je sodelovalo 22 prostovoljcev, od tega 14 žensk in 8 moških. Za vključitev v študijo so morali biti preizkušanci stari od 18 do 35 let, redno telesno aktivni, hkrati pa niso navajali težav med ohranjanjem ravnotežja. Potencialni preizkušanci so bili izključeni iz meritev, če so poročali o težavah z vidom (uporaba očal ali leč za korekcijo vida), vnetju notranjega ušesa v zadnjem letu, vestibularnem oziroma nevrološkem obolenju, kardiorespiratornem obolenju, akutni oziroma kronični bolečini v hrbtenici, glavobolu, vrtoglavici, šumenju v ušesih, poškodbi lokomotorne aparata v zadnjih treh letih, mišično-skeletnem obolenju, ki bi lahko vplivali na ravnotežje, ter o uživanju alkohola, prepovedanih substanc ali sedativov v zadnjih 48 urah pred meritvami, saj te substance povzročijo oženje oziroma razširitev zenice (Laeng in Dag, 2019). Raziskava je potekala v skladu s Helsinško-tokijsko deklaracijo. Preizkušanci so bili predhodno seznanjeni z vsebino in cilji raziskave. Prav tako so vsi preizkušanci podpisali izjavo o informirani privolitvi v sodelovanje v raziskavi. Meritve je odobrila tudi Komisija za etična vprašanja na področju športa na Univerzi v Ljubljani, Fakulteti za šport (št. 13: 2020/2046).

Od 22 preizkušancev je bilo treba dva izločiti iz statistične obdelave, saj je bil zajem podatkov pri pupilometriji manjši kot 50 %. Skupno smo v statistično analizo vzeli podatke 20 preizkušancev. Od tega je bilo 14 žensk, njihova povprečna starost je bila $25,14 \pm 1,88$ leta, povprečna telesna masa $60,22 \pm 6,95$ kg in povprečna telesna višina 167 ± 7 cm, ter 6 moških, njihova povprečna starost je bila $27,83 \pm 2,23$ leta, povprečna telesna masa $82,02 \pm 7,37$ kg in povprečna telesna višina 180 ± 6 cm.

Postopki merjenja

Med izvajanjem meritev smo zagotavljali konstantno svetlobo v prostoru, saj bi to lahko vplivalo na meritve. Meritve so traja-

le približno 30 minut in so bile izvedene za vsakega preizkušanca le enkrat. Preizkušancem je bil na začetku predstavljen merilni protokol.

Preizkušanci so v času meritev nosili sledilnik pogleda (Tobii ProGlasses 2, Tobii, Danderyd, Švedska) s frekvenco zajema podatkov 50 Hz, ki je omogočal tudi merjenje velikosti zenice. Pred izvedbo ravnotežnih nalog in med izvedbo so preizkušanci usmerili fokalni vid na točko, ki je bila od preizkušanca oddaljena 2,20 m in v višini oči. Pred začetkom zajemanja velikosti je bila opravljena kalibracija sledilnika pogleda, pri čemer so preizkušanci sedeli na stolu, približno pol metra oddaljeni od točke, v katero so usmerili fokalni vid. Podatke o spremembah velikosti zenice smo obdelali z namensko programsko opremo (Tobii Pro Lab, Tobii, Danderyd, Švedska). Spremembe velikosti zenice smo analizirali s programom Matlab (Matlab R2017b, MathWorks Inc., Massachusetts, ZDA), kjer smo povprečili velikost zenice v intervalu izvedbe posamezne ravnotežne naloge. Med izvajanjem stoje smo izmerili velikost leve zenice (mm).

Ravnotežne naloge so preizkušanci izvajali na pritiskovni plošči (tip 9260AA, Kistler Instruments AG, Winterthur, Švica), s katero smo merili gibanje STP na podlago. Pridobljene podatke smo analizirali s programom Kistler MARS (Kistler, Winterthur, Švica). Preizkušanci so izvajali sonožno stojo, stojo na eni nogi na trdi ter na mehki podlagi (60 sekund, ena ponovitev, odmor med vsako ravnotežno nalogo je trajal dve minuti). Skupno so preizkušanci izvedli tri ravnotežne naloge, ki so bile razvrščene naključno. Med vsemi ravnotežnimi nalogami so morali roke ohranяти prekrizane na prsih. Kot izhodiščno ravnotežno nalogo, na podlagi katere smo računali relativne vrednosti spremljanih spremenljivk, so izvedli sonožno stojo, pri tem so se prsti in pete dotikali. Med izvajanjem ravnotežja v enonožni stoji je bila druga noga pokršena v kolenu za 90° in vzporedna s stojno nogo. Nogi se med izvajanjem ravnotežne naloge nista smeli dotikati. Enonožno stojo so preizkušanci izvedli le na dominantni nogi na dveh različnih podpornih podlagah. Pri prvem pogoju se je stoja izvajala na ravni trdi podlagi (na pritiskovni plošči). Sledila je izvedba na mehki podlagi (ravnotežna blazina Balance-pad Elite Airex AG, 1956, Sins, Švica), v nadaljevanju poimenovani kot mehka podlaga. Med izvajanjem stoje na pritiskovni plošči smo izmerili in analizirali hitrost gibanja STP na podlago (mm/s)

in frekvenco gibanja STP na podlago (Hz). Izvajanje ravnotežne naloge je bilo prekinjeno, če so merjenci razklenili roke, premaknili stopalo ali izgubili ravnotežje in naredili korak ter če izvedba naloge ni bila pravilna (dotik nog pri izvedbi stoje na eni nogi). Sledili sta minuti odmora, nato so nalogo še enkrat ponovili.

Statistična analiza

V statistično analizo so bil vključeni parametri povprečne velikosti leve zenice ($Diam_l$) ter parametri spremljanja gibanja STP na podlago, med katere smo vključili naslednje spremenljivke: skupna hitrost gibanja STP na podlago (v_{tot}), hitrost gibanja STP na podlago v anteriorno-posteriorni (A-P) smeri (v_{ap}) in v medialno-lateralni (M-L) smeri (v_{ml}) ter povprečna frekvenca gibanja STP na podlago v smeri A-P (F_{ap}) in M-L (F_{ml}).

Izmerjene absolutne vrednosti smo najprej preračunali v relativne vrednosti ((povprečna vrednost izbrane spremenljivke enonožne stoje na trdi ali mehki podlagi – povprečna vrednost izbrane spremenljivke sonožne stoje na trdi podlagi) $\times 100$). Statistično analizo smo opravili s programom SPSS (SPSS, 21.0. IBM Corporation, USA). S Shapiro-Wilkovim testom smo preverili normalnost porazdelitve spremenljivk in za vse spremenljivke izračunali deskriptivno statistiko. Za ugotavljanje razlik v izbranih spremenljivkah med stojami v različnih pogojih smo izračunali enosmerno analizo variance. Ob ugotovljeni statistični značilnosti smo s t-testom za odvisne vzorce preverili statistično značilne razlike med pari izbranih spremenljivk. Velikost učinka smo merili s Cohenovim d-testom (Lakens, 2013). Če je

bila vrednost $d = 0,2$, smo velikost učinka šteli kot majhno, pri $d = 0,5$ kot srednje in pri $d = 0,8$ kot veliko. Statistična značilnost je bila sprejeta pri petodstotni napaki alfa.

Rezultati

Tabela 1 prikazuje statistično značilne razlike med parametri gibanja STP na podlago in parametrom velikosti zenice za stoje, izvedene na različni togosti in velikosti podporne podlage. Parametri hitrosti gibanja STP na podlago, v_{tot} , v_{ap} in v_{ml} se med seboj razlikujejo. Prav tako tudi parametri F_{ap} . Medtem ko pri parametru F_{ml} ni bilo statistično značilne razlike. Pri parametru velikosti zenice $Diam_l$ je statistično značilna razlika in se velikost zenice razlikuje med izvajanjem sonožne stoje ter enonožne stoje na trdi in mehki podlagi.

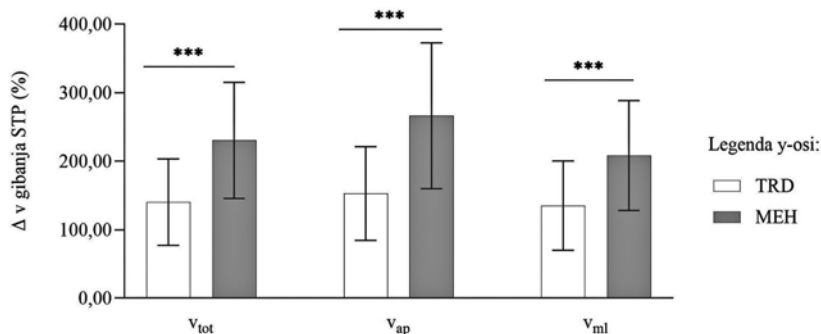
Hitrosti gibanja (v_{tot} , v_{ap} in v_{ml}) STP na podlago se med stojami razlikujejo (Tabela 1). Navedena razlika je za skupno hitrost in hitrost gibanja STP na podlago v smeri A-P in M-L pri sonožni stoji na trdi podlagi v primerjavi z enonožno stojo na trdi podlagi znašala $\sim 130\%$ (v_{tot} ($t_{(19)} = 7,974$; $p = 0,000$; $d = 1,783$), v_{ap} ($t_{(19)} = 7,776$; $p = 0,000$; $d = 1,739$) in v_{ml} ($t_{(19)} = 7,835$; $p = 0,000$; $d = 1,752$). Prav tako se je tudi pri skupni hitrosti pri enonožni stoji na mehki podlagi v primerjavi s stojo na trdi podlagi povečala za 90,16 % ($t_{(19)} = 6,808$; $p = 0,000$; $d = 1,522$). Hitrosti pri stoji na mehki podlagi so bile večje kot pri stoji na trdi podlagi tudi v smeri A-P in M-L. Pri hitrosti gibanja v smeri A-P je bila za kar 113,35 % večja pri stoji na mehki podlagi v primerjavi s stojo na trdi podlagi ($t_{(19)} = 7,095$; $p = 0,000$; $d = 1,587$), medtem ko v smeri M-L le za 73,26 % ($t_{(19)}$

Tabela 1

Absolutne vrednosti spremenljivk gibanja STP med stojami in povprečna velikost zenice

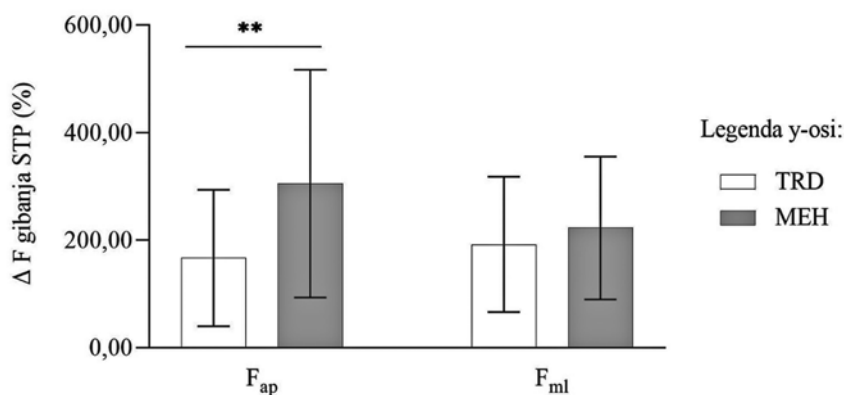
	SONOŽNA STOJA		ENONOŽNA STOJA NA TRDI PODLAGI		ENONOŽNA STOJA NA MEHKI PODLAGI		n2	F	p
	A	SD	A	SD	A	SD			
v_{tot}	15,070	4,704	34,335	9,776	47,838	14,132	0,643	51,265	0,000
v_{ap}	8,459	2,680	20,375	6,444	29,700	9,704	0,626	47,603	0,000
v_{ml}	10,682	3,461	23,628	6,451	31,529	9,021	0,633	49,240	0,000
F_{ap}	0,125	0,064	0,282	0,120	0,409	0,169	0,476	25,892	0,000
F_{ml}	0,217	0,089	0,546	0,146	0,613	0,145	0,652	53,385	0,000
$Diam_l$	4,296	0,390	4,552	0,419	4,722	0,452	0,154	5,204	0,008

Opomba. A = povprečna vrednost, SD = standardni odklon, n^2 = eta kvadrat, F = testna statistika, p = statistična značilnost, $Diam_l$ = velikost zenice na levem očesu, v_{tot} = skupna hitrost gibanja STP na podlago, v_{ap} = hitrost gibanja STP na podlago v smeri A-P, v_{ml} = hitrost gibanja STP na podlago v smeri M-L, F_{ap} = frekvenca gibanja STP na podlago v smeri A-P, F_{ml} = frekvenca gibanja STP na podlago v smeri M-L.



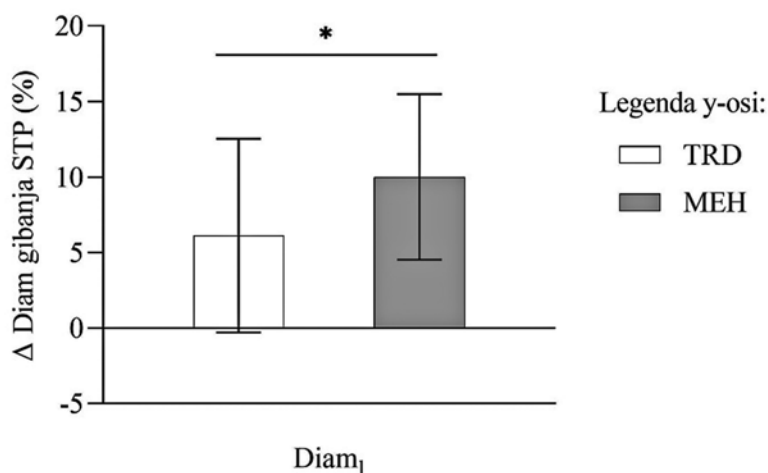
Slika 1: Hitrost gibanja STP na podlago med enonožno stoji izvedeno na podpornih podlagah različnih togosti

Opomba. (***) $p < 0,001$; TRD = trda podlaga, MEH = mehka podlaga, v_{tot} = skupna hitrost gibanja STP na podlago, v_{ap} = hitrost gibanja STP na podlago v smeri A-P, v_{ml} = skupna hitrost gibanja STP na podlago v smeri M-L.



Slika 2: Frekvenca gibanja STP na podlago med enonožno stoji izvedeno na podpornih podlagah različnih togosti

Opomba. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; TRD = trda podlaga, MEH = mehka podlaga, F_{ap} = povprečna frekvenca gibanja STP na podlago v smeri A-P, F_{ml} = povprečna frekvenca gibanja STP na podlago v smeri M-L.



Slika 3: Velikost zenice med enonožno stoji izvedeno na podpornih podlagah različnih togosti

Opomba. * $p < 0,05$; TRD = trda podlaga, MEH = mehka podlaga, $Diam_l$ = relativna sprememba v velikosti zenice na levem očesu.

= 5,728; $p = 0,000$; $d = 1,281$). S spreminjanjem togosti podlage se višajo vrednosti hitrosti gibanja STP na podlago, predvsem v smeri A-P (Slika 1).

Zmanjšanje podporne površine med stoji (iz sonožne v enonožno) je povzročilo povečanje frekvence gibanja STP na podlago v smeri A-P. Ta sprememba je bila za 138,30 % večja pri stoji na mehki podlagi v primerjavi s stoji na trdi podlagi ($t_{(19)} = 3,273$; $p = 0,004$; $d = 0,732$). Medtem ko se je pri frekvenci gibanja STP na podlago v smeri M-L med stoji na mehki podlagi v primerjavi s stoji na trdi podlagi povečala le do 30,59 %, vendar ta razlika ni statistično značilna (Slika 2).

Zenica se poveča tudi pri enonožni stoji na trdi podlagi v primerjavi s sonožno stoji na trdi podlagi, kjer se je zenica povečala za $6,13 \pm 6,39$ % ($t_{(19)} = 4,297$; $p = 0,000$; $d = 0,961$). Prav tako se velikost zenice poveča tudi med izvajanjem enonožne stoji na mehki podlagi v primerjavi s sonožno stoji na trdi podlagi, kjer se je povečala do kar $10,00 \pm 5,48$ % ($t_{(19)} = 8,281$; $p = 0,0000$; $d = 1,852$). Velikost zenice je bila za 3,88 % večja med enonožno stoji na mehki podlagi kot med enonožno stoji na trdi podlagi ($t_{(19)} = 2,548$; $p = 0,020$; $d = 0,570$). Najbolj se je velikost zenice povečala med enonožno stoji na mehki oziroma nestabilni podlagi.

Razprava

V študiji smo preučevali, ali se s spreminjanjem togosti in velikosti podporne podlage med stojami spreminja velikost zenice. V študiji so sodelovali zdravi mladi odrasli. Velikost zenice smo spremljali med sonožno stoji in enonožnima stojama na trdi in mehki podlagi.

Rezultati študije kažejo, da se pri spremembah v togosti in velikosti podporne podlage povečajo v_{tot} , v_{ap} in v_{ml} . Manjša togost podporne površine med enonožno stoji poveča tako skupno hitrost gibanja STP na podlago kot hitrost gibanja STP na podlago v smeri A-P in M-L. Tudi frekvenca gibanja STP na podlago v smeri A-P narašča, ko se togost podporne podlage spremeni (sprememba iz stoji na trdi podlagi v stoji na mehki podlagi). Iz tega sledi, da so preizkušanci bolj nihalni ob spremembah v velikosti in togosti podporne podlage. Te ugotovitve so v skladu z ugotovitvami drugih študij, pri katerih so pri spremembi togosti podlage (trda podlaga v primerjavi z mehko podlago) ugotovili višje vrednosti

v parametrih gibanja STP na podlago (Hülsdünker idr., 2015; Muehlbauer idr., 2012; Tse idr., 2013). Kot navajajo Muehlbauer idr. (2012), se vrednosti parametrov gibanja STP na podlago med stojo na mehki podlagi lahko zvišajo, saj je mehka podlaga nestabilna v smeri A-P in smeri M-L, to pa lahko povzroči večje nihanje telesa. Med izvajanjem stoje na mehki podlagi informacije iz stopal niso tako zanesljive kot pri stoju na trdi podlagi, zato centralni živčni sistem prilagodi pomen somatosenzornemu prilivu in se zanaša bolj na vidni in vestibularni senzorni priliv (Tse idr., 2013).

Ker so preizkušanci na mehki in manjši podporni podlagi imeli višje vrednosti parametrov gibanja STP na podlago, predvidevamo, da so bili bolj nestabilni in da je to za njihov sistem ohranjanja ravnotežja pomenilo večji izziv in s tem tudi možno večjo spoznavno obremenitev, ki bi se lahko izrazila s spremembo v velikosti zenice. Delno so se višje vrednosti v parametrih gibanja STP na podlago v naši študiji izrazile s povečanjem velikosti zenice, saj se je statistično značilna razlika pokazala med stojo na trdi podlagi in stojo na mehki podlagi. Manjša togost podporne podlage med enonožno stojo poveča širino zenice, kar je tudi v skladu s spremembami v hitrosti STP na podlago. Iz teh podatkov lahko sklepamo, da stoja na togi podlagi v primerjavi s stojo na mehki podlagi za posameznikov sistem ohranjanja ravnotežja pomeni večji izziv. Ker se je pri stoju na mehki podlagi velikost zenice najbolj povečala, je lahko preizkušancem v našem vzorcu izvajanje enonožne stoje na mehki podlagi pomenilo dodatno spoznavno obremenitev in je za nadzor ravnotežja zahtevalo vključevanje višjih kortikalnih struktur. Nekatere študije so z elektroencefalografijo ugotovile vključevanje višjih kortikalnih struktur v nadzor ravnotežja ob spremembah podporne podlage, tako velikosti podporne podlage kot spremembe v togosti in stabilnosti podporne podlage (Büchel idr., 2021; Hülsdünker idr., 2015; Sani, Abeywardena in Psomopoulou, 2020; Tse idr., 2013). Ko so se povečale zahteve za ohranjanje ravnotežja zaradi izvajanja ravnotežne naloge na nestabilni podlagi, se je povečala tudi aktivnost valov theta v frontalno-centralnem in centralno-parietalnem področju možganov (Hülsdünker idr., 2015) ter v frontalnem področju in tudi bilateralnih centralnih področjih (Büchel idr., 2021; Gebel, Lehmann in Granache, 2020). Avtorji sklepajo, da bi se lahko aktivnosti v valovih theta v naštetih področjih okrepile, ker se pri stoju na nestabilni podlagi poveča nihanje telesa. Zaradi tega se pojavi večje odstopanje med idealnim in dejanskim gibanjem STP na podlago ter okrepi zaznavanje in procesiranje napak v ohranjanju ravnotežja.

Povečana velikost zenice kaže, da izvajanje enonožne stoje na mehki podlagi pomeni večji izziv za posameznikov sistem ohranjanja ravnotežja kot stoja na togi podlagi. Pupilometrijo bi torej lahko uporabili za spremljanje velikosti zenice, s katero lahko opredelimo spoznavno obremenitev med izvajanjem ravnotežne naloge.

Zaključek

Rezultati naše študije so pokazali, da manjša togost podporne podlage med enonožno stojo poveča velikost zenice. To lahko pomeni, da je pri zdravih mladih odraslih za njihov sistem ohranjanja ravnotežja stoja na mehki podlagi pomenila večjo spoznavno obremenitev oziroma da sta bila količina informacij in njihovo procesiranje, potrebno za nadzor in upravljanje ravnotežja, večja. V prihodnje bi morale študije v vzorec vključiti več preizkušancev in meritve izvesti tudi na starejših, ljudeh z okvarami spoznavnega sistema ali okvarami sistema za ohranjanje ravnotežja ter pri ljudeh z različnimi bolezenskimi stanji, ki vplivajo na omenjena sistema. Preveriti bi bilo treba, ali se razlike pojavljajo tudi ob spreminjanju velikosti podporne podlage in interakcije med izvajanjem ravnotežnih nalog pri manipulaciji različnih senzornih prilivov (spremenjena vidna informacija ali/in manipulacij s somatosenzornim sistemom).

Literatura

1. Albersen, I. M., Ghédira, M., Gracies, J. M. in Hutin, É. (2017). Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 33, 27–33. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.01.005>
2. Alnæs, D., Sneve, M. H., Espeseth, T., Endestad, T., van de Pavert, S. H. P. in Laeng, B. (2014). Pupil size signals mental effort deployed during multiple object tracking and predicts brain activity in the dorsal attention network and the locus coeruleus. *Journal of Vision*, 14(4), 1–20. <https://doi.org/10.1167/14.4.1>
3. Alwadani, F. A., Liang, H. in Aruin, A. S. (2020). Effects of Ankle Angular Position and Standing Surface on Postural Control of Upright

Stance. *Motor Control*, 24(2), 291–303. <https://doi.org/10.1123/mc.2019-0079>

4. Ashtiani, M. N., Ashtiani, M. N. in Oskoei, M. A. (2021). Cognitive perturbations affect brain cortical activity and postural control: An investigation of human EEG and motion data. *Biomedical Signal Processing and Control*, 69(December 2020), 102955. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.102955>
5. Büchel, D., Lehmann, T., Ullrich, S., Cockcroft, J., Louw, Q. in Baumeister, J. (2021). Stance leg and surface stability modulate cortical activity during human single leg stance. *Experimental Brain Research*, 239(4), 1193–1202. <https://doi.org/10.1007/s00221-021-06035-6>
6. Dutt-Mazumder, A., Slobounov, S. M., Challis, J. H. in Newell, K. M. (2016). Postural stability margins as a function of support surface slopes. *PLoS ONE*, 11(10), 1–12. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0164913>
7. Eckstein, M. K., Guerra-Carrillo, B., Miller Singley, A. T. in Bunge, S. A. (2017). Beyond eye gaze: What else can eyetracking reveal about cognition and cognitive development? *Developmental Cognitive Neuroscience*, 25, 69–91. <https://doi.org/10.1016/j.dcn.2016.11.001>
8. Gebel, A., Lehmann, T. in Granacher, U. (2020). Balance task difficulty affects postural sway and cortical activity in healthy adolescents. *Experimental Brain Research*, 238(5), 1323–1333. <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05810-1>
9. Hoang, I., Ranchet, M., Derollepot, R., Moreau, F. in Paire-Ficout, L. (2020). Measuring the Cognitive Workload During Dual-Task Walking in Young Adults: A Combination of Neurophysiological and Subjective Measures. *Frontiers in Human Neuroscience*, 14(November), 1–10. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2020.592532>
10. Hülsdünker, T., Mierau, A., Neeb, C., Kleinöder, H. in Strüder, H. K. (2015). Cortical processes associated with continuous balance control as revealed by EEG spectral power. *Neuroscience Letters*, 592, 1–5. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2015.02.049>
11. Jacob, E., May, B., Tomporowski, P. D. in Ferrara, M. S. (2011). Balance performance with a cognitive task: A continuation of the dual-task testing paradigm. *Journal of Athletic Training*, 46(2), 170–175. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.2.170>
12. Kahya, M., Lyons, K. E., Pahwa, R., Akinwuntan, A. E., He, J. in Devos, H. (2021). Pupillary Response to Postural Demand in Parkinson's Disease. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9(April), 1–11. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.617028>
13. Kahya, M., Wood, T. A., Sosnoff, J. J. in Devos, H. (2018). Increased postural demand is associated with greater cognitive workload in healthy young adults: A pupillometry study.

- Frontiers in Human Neuroscience, 12(288), 1–8. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00288>
14. Laeng, B. in Dag, A. (2019). Pupillometry. V C. Klein in U. Ettinger (Ur.), *Eye Movement Research: An Introduction to its Scientific Foundations and Applications* (str. 449–502). Springer Nature Switzerland AG. https://doi.org/10.1007/978-3-030-20085-5_6
15. Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, 4(NOV), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00863>
16. Mathôt, S. (2018). Pupillometry: Psychology, Physiology, and Function. *Journal of Cognition*, 1(1), 1–23. <https://doi.org/10.5334/joc.18>
17. Mezzarane, R. A. in Kohn, A. F. (2007). Control of upright stance over inclined surfaces. *Experimental Brain Research*, 180(2), 377–388. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0865-8>
18. Muehlbauer, T., Roth, R., Bopp, M. in Granacher, U. (2012). An Exercise Sequence For Progression In Balance Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(2), 568–574.
19. Patel, M., Fransson, P. A., Lush, D. in Gomez, S. (2008). The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait and Posture*, 28(4), 649–656. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.018>
20. Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
21. Remaud, A., Boyas, S., Caron, G. A. R. in Bilo-deau, M. (2012). Attentional demands associated with postural control depend on task difficulty and visual condition. *Journal of Motor Behavior*, 44(5), 329–340. <https://doi.org/10.1080/00222895.2012.708680>
22. Saeedpour-Parizi, M. R., Hassan, S. E. in Shea, J. B. (2020). Pupil diameter as a biomarker of effort in goal-directed gait. *Experimental Brain Research*, 238(11), 2615–2623. <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05915-7>
23. Sani, M. F., Abeywardena, S. in Psomopoulou, E. (2020). *Brain Processing During Postural Control – A Study Case*. 1(January), 1515–1525. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-31635-8>
24. Tse, Y. Y. F., Petrofsky, J. S., Berk, L., Daher, N., Lohman, E., Laymon, M. S. in Cavalcanti, P. (2013a). Postural sway and Rhythmic Electroencephalography analysis of cortical activation during eight balance training tasks. *Medical Science Monitor*, 19(1), 175–186. <https://doi.org/10.12659/MSM.883824>
25. Tse, Y. Y. F., Petrofsky, J. S., Berk, L., Daher, N., Lohman, E., Laymon, M. S. in Cavalcanti, P. (2013b). Postural sway and Rhythmic Electroencephalography analysis of cortical activation during eight balance training tasks. *Medical Science Monitor*, 19, 175–186. <https://doi.org/10.12659/MSM.883824>
26. White, O. in French, R. M. (2016). Pupil Diameter May Reflect Motor Control and Learning. *Journal of Motor Behavior*, 49(2), 141–149. <https://doi.org/10.1080/00222895.2016.1161593>
27. Wu, G. in Chiang, J. H. (1997). The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Experimental Brain Research*, 114(1), 163–169. <https://doi.org/10.1007/PL00005616>
28. Zénon, A., Sidibé, M. in Olivier, E. (2014). Pupil size variations correlate with physical effort perception. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 8(286), 1–8. <https://doi.org/10.3389/fnbeh.2014.00286>

Tinka Leskovec, mag. kin.

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport

tinka.leskovec@gmail.com