

VPLIV ORTOZ ZA GLEŽENJ IN STOPALO NA RAVNOTEŽJE – DELNI REZULTATI

INFLUENCE OF ANKLE-FOOT ORTHOSES ON BALANCE – PRELIMINARY RESULTS

Ksenija Osrečki, dipl. inž. ort. in prot., prof. dr. Imre Cikajlo, univ. dipl. inž. el., prof. dr. Helena Burger, dr. med.

Univerzitetni rehabilitacijski inštitut Republike Slovenije – Soča, Ljubljana

Izvleček

Izhodišča:

V literaturi ni trdnih dokazov o vplivu ortoz za gleženj in stopalo na ravnotežje. Namen študije je bil ugotoviti takojšen vpliv dveh različnih tipov ortoz za gleženj in stopalo na dinamično ravnotežje pri osebah z različnimi okvarami.

Metode:

Vključili smo 24 oseb, ki so obiskale ambulantno za ortotiko zaradi težav pri hoji in smo jih oskrbeli z ortozo za gleženj in stopalo (prvič ali ponovno) ter so bile pripravljene sodelovati. Z napravo Postural Response Assessment Device, ki umetno generira motnje ravnotežja ali perturbacije, smo izmerili njihovo dinamično ravnotežje z ortozo in brez nje ter ga primerjali z normativnimi odzivi pri zdravi, neprizadeti populaciji.

Rezultati:

Vse vključene osebe so imele težave z ravnotežjem. Serijska ortoza za gleženj in stopalo iz polipropilena, ki deluje kot zadnja prožna vzmet, je omogočala bolj normalno amplitudo odziva na perturbacijo naprej ter naprej in na stran okvare ter nazaj in nazaj na stran okvare tako v anteriornoposteriorni kot v mediolateralni smeri. Ortoza tudi minimalno vpliva na zakasnitev odziva. Individualno narejena ortoza iz polipropilena je omogočala amplitudo odziva znotraj normativa, predvsem pri perturbacijah na stran okvare.

Abstract

Background:

The review of available literature shows no conclusive evidence of impact of the ankle-foot orthosis on balance. The purpose of the study was to determine the immediate impact of two different types of ankle-foot orthoses on the dynamic balance in persons with disabilities.

Methods:

24 subjects who have visited the outpatient clinic for prosthetics due to the difficulties in walking were included in the study. Those expressing the will to participate were provided with an ankle-foot orthosis (either the first orthosis or a replacement). Using the Postural Response Assessment Device that artificially generates balance disorder, or perturbations, the participants' dynamic balance was assessed with and without orthoses and compared with normative responses obtained from a healthy unaffected population.

Results:

All the participants demonstrated problems with maintaining balance. The serial ankle-foot orthosis made of polypropylene acted as a rear flexible spring and enabled a postural response more compliant with the norm after the forward and forward-lateral and backward and backward-lateral perturbation in both the anterior-posterior and the mediolateral direction. The orthosis also had a minimum impact on the delay of the response. Custom-made orthosis from polypropylene enabled postural response with amplitudes within the norm, especially during perturbations on the affected side.

Zaključki:

Delni rezultati nakazujejo, da ortoze za gleženj in stopalo, ki delujejo kot zadnja prožna vzmet, izboljšajo ravnotežje pri vseh vključenih osebah (takoj po nastanku okvare in tudi več let pozneje), ki imajo splošne težave z vzdrževanjem ravnotežja. Kaže se tudi pozitiven učinek individualno narejenih ortoz za gleženj in stopalo na ravnotežje.

Ključne besede:

ortoze za gleženj in stopalo, ravnotežje, odzivi

Conclusion:

Partial results indicate that the ankle-foot orthosis – acting as a flexible rear spring – can improve balance capabilities of the participants (immediately after or several years after the occurrence of the disorder), who tend to have difficulties with maintaining balance. The custom-made ankle-foot orthoses also demonstrated a positive impact on balance capabilities.

Key words:

ankle-foot orthosis, balance, postural responses

UVOD

Ortoze za gleženj in stopalo so najbolj pogosto uporabljane ortoze (1). Samo v zbirki PubMed je skoraj tisoč člankov o njihovi uporabi. Le 64 izmed njih je randomiziranih kontrolnih študij, 33 je sistematičnih pregledov. Večina (35 randomiziranih kontrolnih študij in 14 sistematičnih pregledov) jih ugotavlja vpliv ortoz za gleženj in stopalo na hojo in/ali stojo (9 randomiziranih kontrolnih študij in en sistematičen pregled) oseb z različnimi okvarami (možganska kap, cerebralna paraliza, multipla skleroza, okvare perifernih živcev). Bistveno manj je študij o vplivu ortoz na ravnotežje (11 randomiziranih kontrolnih študij in trije sistematični pregledi). To je razumljivo, saj so trije osnovni cilji uporabe ortoz za gleženj in stopalo nadzor gibanja, poprava deformacij in pomoč oslabelem mišicam (2). Tem ciljem pa Condie (1) doda še imobilizacijo, razbremenitev in zmanjšanje bolečine.

V številnih člankih so uporabljane ortoze slabo opisane. Nekateri tudi združujejo zelo različne vrste ortoz. Tyson s sodelavci (3) je v meta analizo na primer vključil tudi ortoze za gleženj in opisal le material ortoz, ne pa njihove funkcije. Poleg ortoz je treba opisati tudi čevlje, ki jih oseba uporablja, saj so ortoza in čevlji skupna enota (1). Kljub temu obstajajo tudi študije, v katerih so avtorji merili vpliv ortoz na hojo in ravnotežje brez čevljev (4).

Edini sistematični pregled, ki natančno opiše vrste ortoz, sta naredila N. Ramstand in S. Ramstand (5), čeprav tudi onadva ne uporabljata priporočil Mednarodne organizacije za protetiko in ortotiko (International Society for Prosthetics and Orthotics – ISPO) o razdelitvi ortoz za gleženj in stopalo. Ugotovila sta, da je malo dokazov, da rigidne izboljšajo statično ravnotežje, in nekoliko več, da poslabšajo dinamično ravnotežje. Veliko dokazov pa je, da ortoze za gleženj in stopalo, ki delujejo kot zadnja prožna vzmet, izboljšajo tako statično kot dinamično ravnotežje. Šest (6–11) izmed vključenih sedmih študij o ortozah, ki delujejo kot zadnja prožna vzmet, je bilo narejenih pri bolnikih po

preboleli možganski kapi, le ena pa pri bolnikih s periferno nevropatijo s sladkorno boleznijo ali brez nje (12). Študije o rigidnih ortozah vključujejo tudi otroke s cerebralno paralizo (13–15), paciente z multiplo sklerozo (4, 16) in nezgodno poškodbo možganov (17).

Po tem pregledu smo na temo ortoz za gleženj in stopalo in ravnotežje v zbirki PubMed dobili šest randomiziranih kontrolnih študij, dve o vplivu ortoz pri osebah po zvinu gležnja, po eno pri osebah z bolečino v stopalu in po delni amputaciji stopala, v eni so uporabljali ortopedske vložke pri otrocih s cerebralno paralizo, ena pa je predstavila le protokol študije o vplivu ortoz za gleženj in stopalo na gibanje pri osebah z multiplo sklerozo. Našli smo tudi en novejši sistematični pregled z meta analizo (3). Nobena izmed teh študij ne vpliva na ugotovitve N. in S. Ramstand (5). Kljub temu ugotavljata, da potrebujemo dodatne študije, s katerimi bomo potrdili oziroma ovrgli vpliv različnih ortoz za gleženj in stopalo na ravnotežje oseb z različnimi okvarami. Tyson in sodelavci (3) pa menijo, da poznamo le takojšnje učinke ortoz na ravnotežje bolnikov po preboleli možganski kapi, treba pa je raziskati še dolgoročne učinke.

Namen naše študije je bil ugotoviti takojšen in dolgoročen vpliv dveh različnih tipov ortoz za gleženj in stopalo na dinamično ravnotežje pri osebah z različnimi okvarami.

METODE

Vključili smo večino oseb, ki so obiskale ambulantno za ortotiko zaradi težav pri hoji in smo jim predpisali ortoza za gleženj in stopalo (prvič ali ponovno) ter so bili pripravljeni sodelovati. Izključili smo osebe, pri katerih so bili ali ortoza ali čevlji preveč uničeni, da bi bili rezultati meritev realni. Iz izvidov ambulantnih pregledov smo poiskali osnovne značilnosti vključenih oseb (spol, starost, diagnozo, čas uporabe in vrsto ortoz ter čevljev). Meritve v ambulanti je opravila usposobljena diplomirana inženirka ortotike in protetike. V tem prispevku so prikazani rezultati le za osebe,

ki uporabljajo desno ali obojestransko ortoza za gleženj in stopalo.

Študijo je odobrila komisija za medicinsko etiko Univerzitetnega rehabilitacijskega inštituta Republike Slovenije – Soča.

Glede na tip uporabljane ortoze za gleženj in stopalo smo sodelujoče osebe v študiji razdelili v dve skupini:

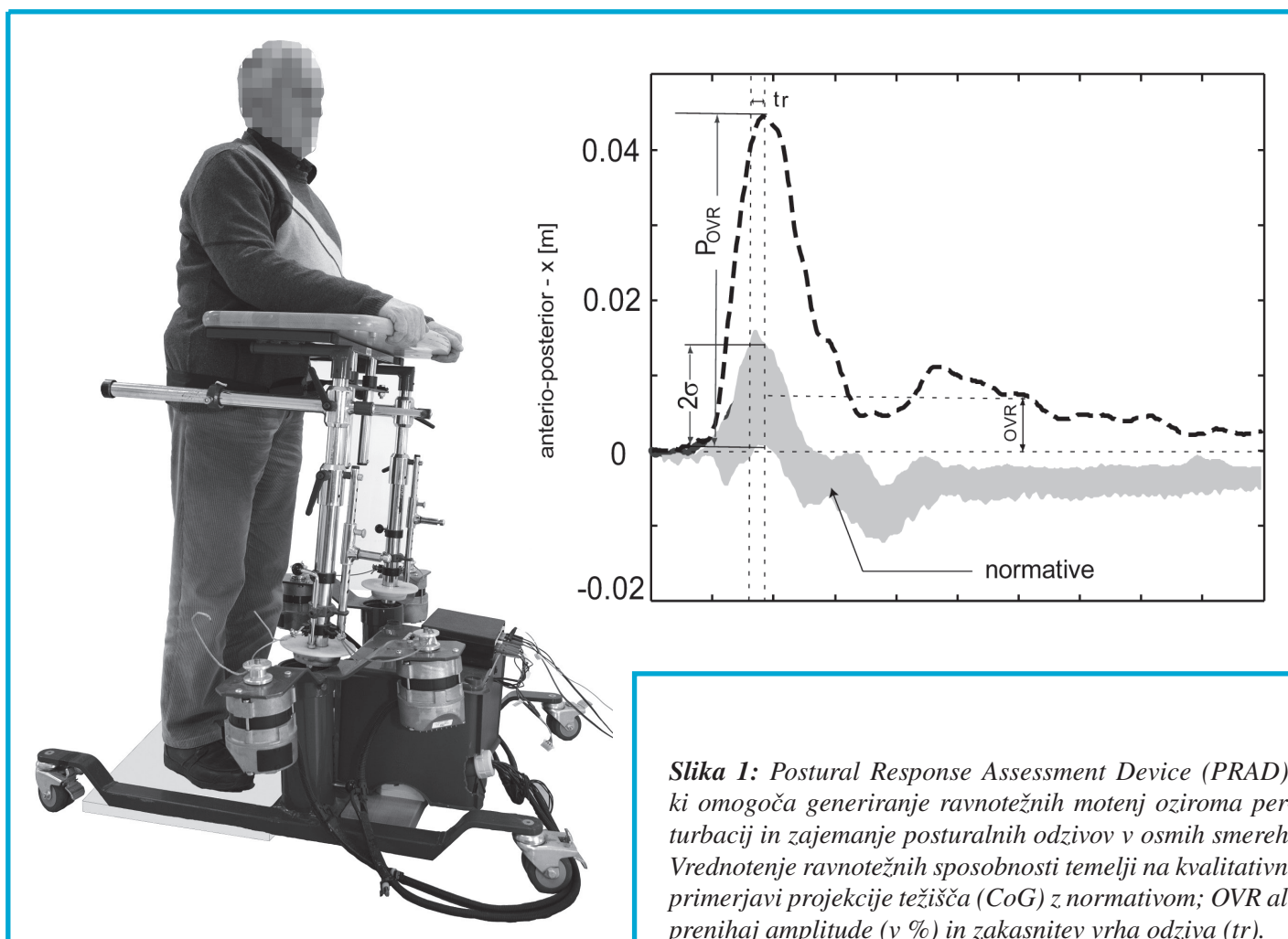
1. skupina: uporabniki serijske ortoze za gleženj in stopalo, ki deluje kot zadnja prožna vzmet;
2. skupina: individualno izdelana ortoza za gleženj in stopalo, ki korigira deformacije v sagitalni in frontalni ravnini (vključuje ortoza s sklepi in brez njih ter s funkcijo zadnje prožne vzmeti in popravo deformacij).

V študiji smo uporabili napravo Postural Response Assessment Device (PRAD), ki je zasnovana kot dinamično-oporni pripomoček za ravnotežje (slika 1), v katerem oseba stoji (18). Naprava preprečuje padec v vseh smereh, kljub temu pa s podajnostjo, ki jo predhodno določimo s trdnostjo vgrajene vzmeti, omogoča gibanje in nagibanje v vseh smereh do 15°. Štirje elektromotorji opravijo poteg iz vertikalne ravnovesne lege v času, krajšem od 300 ms, in tako povzročijo nenadni, sunkovit nagib celotne naprave (in z njo tudi osebe, ki stoji v napravi) v izbrani smeri (naprej, nazaj, levo, desno in

njihove diagonalne kombinacije). Oseba, ki stoji v stojki in ne poskuša zavreti gibanja, se na tovrstno motnjo oziroma perturbacijo odzove s hitrim odzivom s svojim nevromišičnim sistemom in se vrne nazaj v izhodiščno ravnovesno lego. Odziv nevromišičnega sistema v našem primeru izmerimo kot premik projekcije težišča (center of gravity – CoG). V ta namen smo uporabili štiritočkovno merjenje vertikalne sile (Wii BalanceBoard, Nintendo) in izračunali potek CoG (19). Vsak izmerjen CoG v anteriorno-posteriorni (AP) in v mediolateralni (ML) smeri smo primerjali z normativom, ki je bil predhodno izmerjen na zdravih, nevromišično neprizadetih osebah, algoritem (18) pa je izračunal ujemanje amplitude (amp) in časovno zakasnitev (tr) izmerjenega odziva z normativom (slika 1 desno).

Meritve dinamičnega ravnotežja smo opravili v dveh fazah: v eni fazi je sodelujoča oseba stala v stojki v čevljih z ortoza, v drugi fazi pa v istih čevljih brez ortoze. Vrstni red meritev obeh faz je bil naključen. V obeh fazah smo izvedli po tri meritve za vsako smer generiranja motnje oziroma perturbacije; levo naprej (FL), naprej (FW), desno naprej (FR), desno (RT), desno nazaj (BR), nazaj (BW), levo nazaj (BL) in levo (LT), vrstni red pa je bil pri tem naključen.

Za vsak izmerjen časovni potek odziva CoG je algoritem (18) izračunal odstopanje vrha odziva od povprečne vrednosti



normativa. Odstopanje smo vrednotili kot odstotke amplitude normativa in časovno zakasnitev odziva v milisekundah glede na normativ. Tako smo dobili po tri meritve za vsako smer perturbacije v obeh fazah na osebo. Izmerjene vrednosti smo razdelili v dve skupini (z ortozo in brez nje) ter jih dodatno ločili glede na tip ortoze. Zanimalo nas je, kakšne so razlike v odzivih po posameznih smereh, če osebe poleg čevlja uporabljajo tudi ortozo za gleženj in stopalo. Hkrati smo predpostavili, da ima tudi vsaka skupina ortoz svoje prednosti in pomanjkljivosti, čeprav tovrstna primerjava ni smiselna. Hipotezo o razliki pri uporabi ortoze oziroma med skupinama smo preverili z dvosmerno analizo variance (ANOVA; izračunana s programom MATLAB, Mathworks, ZDA).

REZULTATI

V pol leta smo v študijo vključili 24 oseb. Pri desetih meritvah niso bile opravljene pravilno in smo jih zato morali izključiti. Značilnosti vseh 24 oseb prikazuje tabela 1. Med skupinami ni bilo statistično značilnih razlik v spolu, starosti, telesni teži in višini.

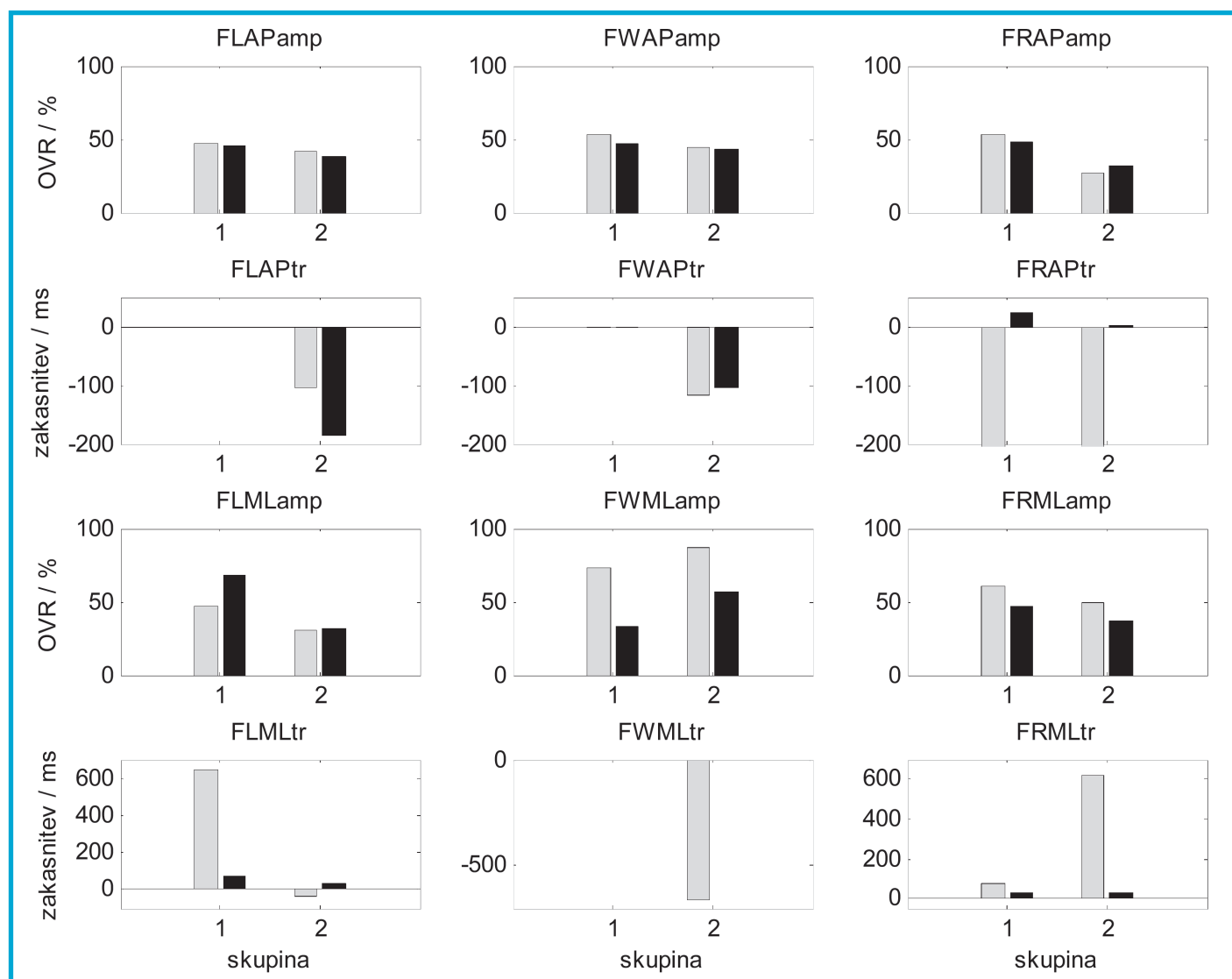
Rezultate meritev ravnotežja prikazujejo slike 2–4. Vse vključene osebe imajo težave z ravnotežjem. Serijska ortozo

za gleženj in stopalo iz polipropilena, ki deluje kot zadnja prožna vzmet, omogoči bolj normalno amplitudo odziva na perturbacijo naprej ter naprej in na stran okvare (desno) (slika 1 FWAPamp, FWMLamp) ter nazaj in nazaj na stran okvare (desno) (slika 2 BWAPamp, BWMLamp) tako v anteriorno-posteriorni (AP) kot v mediolateralni (ML) smeri. Ortoza nima vpliva na čas zakasnitve – tako brez ortoze kot z njo se osebe odzovejo na motnjo enako hitro, le v smeri nazaj v anteriorno-posteriorni smeri se podaljša odzivni čas. Ortoza tudi rahlo izboljša amplitudo odziva na motnjo v smeri okvare v anteriorno-posteriorni kot mediolateralni smeri (desno, slika 3 RTAP amp, RTMLamp) ter pospeši odziv v mediolateralni smeri pri motnji na stran okvare (desno, slika 3 RTMLtr). Nobena sprememba pa ni statistično značilna ($p > 0,05$).

Individualno narejena ortozo za gleženj in stopalo iz polipropilena omogoči bolj normalno amplitudo odziva na motnjo naprej ter naprej in na stran okvare (desno) v mediolateralni smeri, ne vpliva pa na amplitudo odziva v anteriorno-posteriorni smeri (slika 1 FWAPamp, FWMLamp). Pri motnji nazaj poveča amplitudo v anteriorno-posteriorni smeri, ne vpliva pa na amplitudo v mediolateralni smeri (slika 3 BWAPamp, BWMLamp). Pri motnji nazaj v smeri okvare (desno) normalizira amplitudo v obeh smereh – AP in ML (slika 3). Ortoza pospeši odziv pri motnji naprej v obeh

Tabela 1: Značilnosti vključenih oseb.

	Serijska OGS – zadnja prožna vzmet	Individualno narejena OGS za popravilo deformacij v vsaj dveh ravninah	Izključeni (vsi uporabljali serijsko OGS – zadnja prožna vzmet)
Spol			
Moški	4	4	6
Ženske	3	3	4
Starost [leta] povprečje (SD) razpon	67,8 ± 9,9 50–78	57,6 ± 13,5 36–69	63,0 ± 14,2 45–82
Diagnoza			
Okvara perifernih živcev	4	1	7
Možganska kap	0	3	1
Nezgodna možganska poškodba	1	1	0
Multipla skleroza	1	0	1
Živčno-mišična bolezen	1	0	0
Posledice po poliomielitisu	0	2	1
Telesna višina [cm]	160–180	155–180	162–177
Telesna teža [kg]	65–88	66–120	53–88
Stran okvare			
Desno	3	5	4
Levo	0	2	1
Obojestransko	4	0	4
Čevlji			
Kupljeni	3	1	6
Posebej izdelani	4	4	3
Po mavčevem odlitku	0	2	0
Čas uporabe pripomočkov [leta] razpon (mediana)	0–10 (1)	0–13 (3)	0–18 (7)



Slika 2: Povprečna odstopanja amplitud odzivov (v % povprečne vrednosti normativa) in zakasnitev odzivov (tr v ms) v anteriorno-posteriorni in mediolateralni smeri za generiranje motnje ravnotežja oziroma perturbacije v smereh naprej (FW), naprej levo (FL) in naprej desno (FR). Svetli stolpci – brez ortoze, temni stolpci – z ortozo.

smereh, pri motnji naprej in v stran okvare pa ga pospeši v anteriorno-posteriorni smeri in upočasni v mediolateralni smeri. Pri motnji nazaj pospeši odziv v mediolateralni smeri, pri motnji nazaj in v desno pa ga upočasni v obeh smereh. Pri motnji v desno je amplituda v anteriorno-posteriorni večja, v mediolateralni smeri pa bolj normalna (slika 4). Nobena sprememba pa ni statistično značilna ($p > 0,05$).

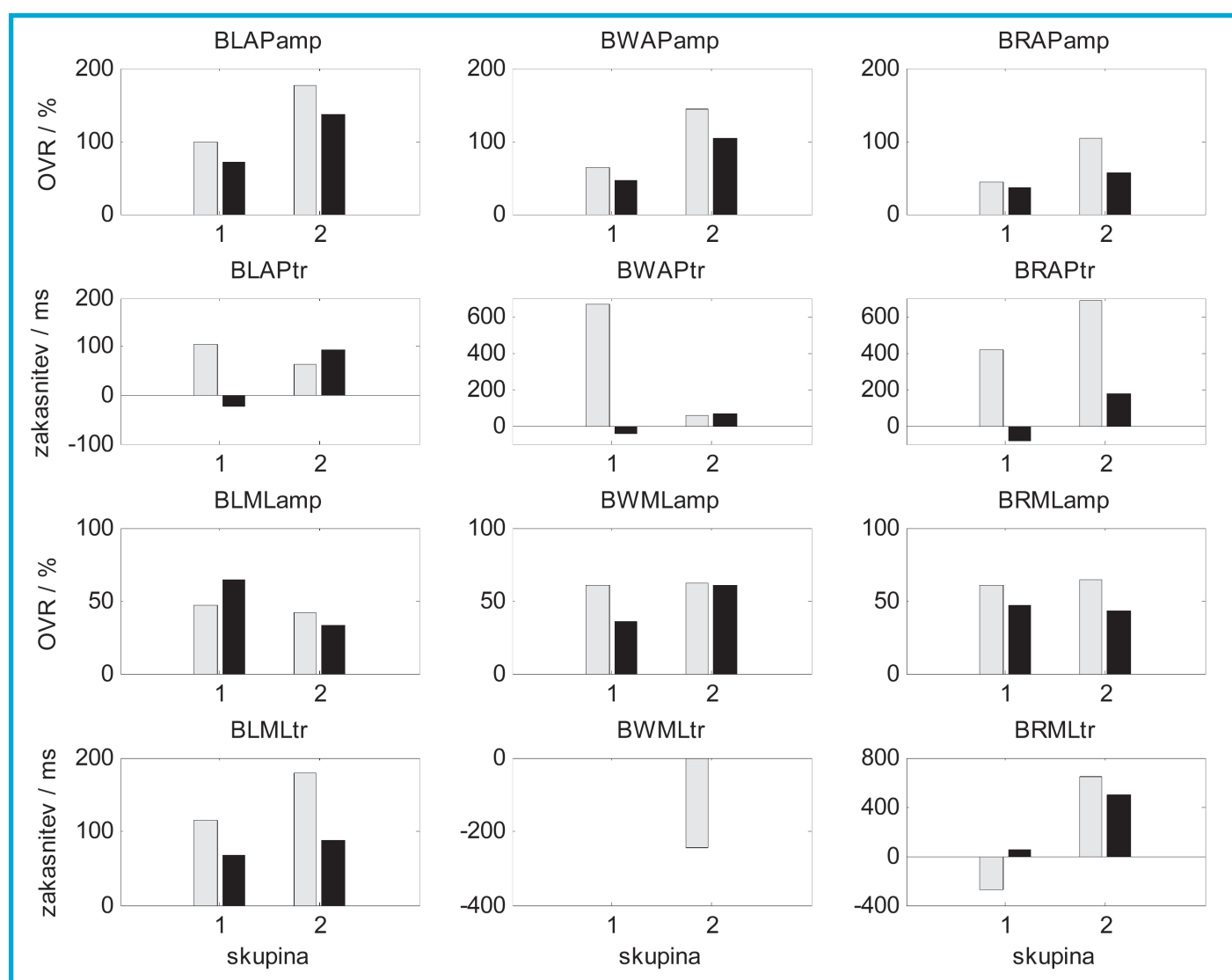
Statistično značilne so le razlike med skupinama, ki uporabljata različen tip ortoze; amplituda v diagonalni smeri, pri perturbaciji v levo naprej (odziv FLMLamp, $p = 0,0128$), amplituda v prečni smeri pri perturbaciji levo (odziv LTMLamp, $p = 0,051$) in amplituda v vzdolžni smeri pri perturbaciji nazaj (odziv BWAPamp, $p = 0,0141$).

RAZPRAVA

Čeprav so vsi vključeni pacienti prišli na pregled zaradi težav

s hojo in so le nekateri, šele ko smo jih vprašali, potrdili, da imajo tudi težave z ravnotežjem, če so brez ortoze, smo pri vseh vključenih ugotovili težave z ravnotežjem.

Serijska ortoza za gleženj in stopalo iz polipropilena, ki deluje kot zadnja prožna vzmet, deluje na spodnji ud s tremi silami v sagitalni ravnini (1). Njena glavna funkcija je preprečevanje padca stopala oziroma pomoč oslabelem dorzalnim fleksorjem stopala (1). Učinkovita je le skupaj s primernimi čevlji (spredaj segajo visoko na nart in se dajo dobro zapeti), ki potiskajo peto pacienta v ortozo. Naše ugotovitve, da ortoza normalizira amplitude v anteriorno-posteriorni in mediolateralni smeri pri motnji naprej, nazaj ter naprej in nazaj v stran okvare, lahko pomenijo, da se oseba z ortozo počuti varneje in je bolj stabilna. Naše ugotovitve se ujemajo tudi z drugimi študijami in ugotovitvami sistematičnega pregleda (5–11). Kar pet izmed naših vključenih sedmih pacientov uporablja ortoza že več kot eno leto, kar kaže tudi na dolgoročni vpliv teh ortoz na dinamično ravnotežje.



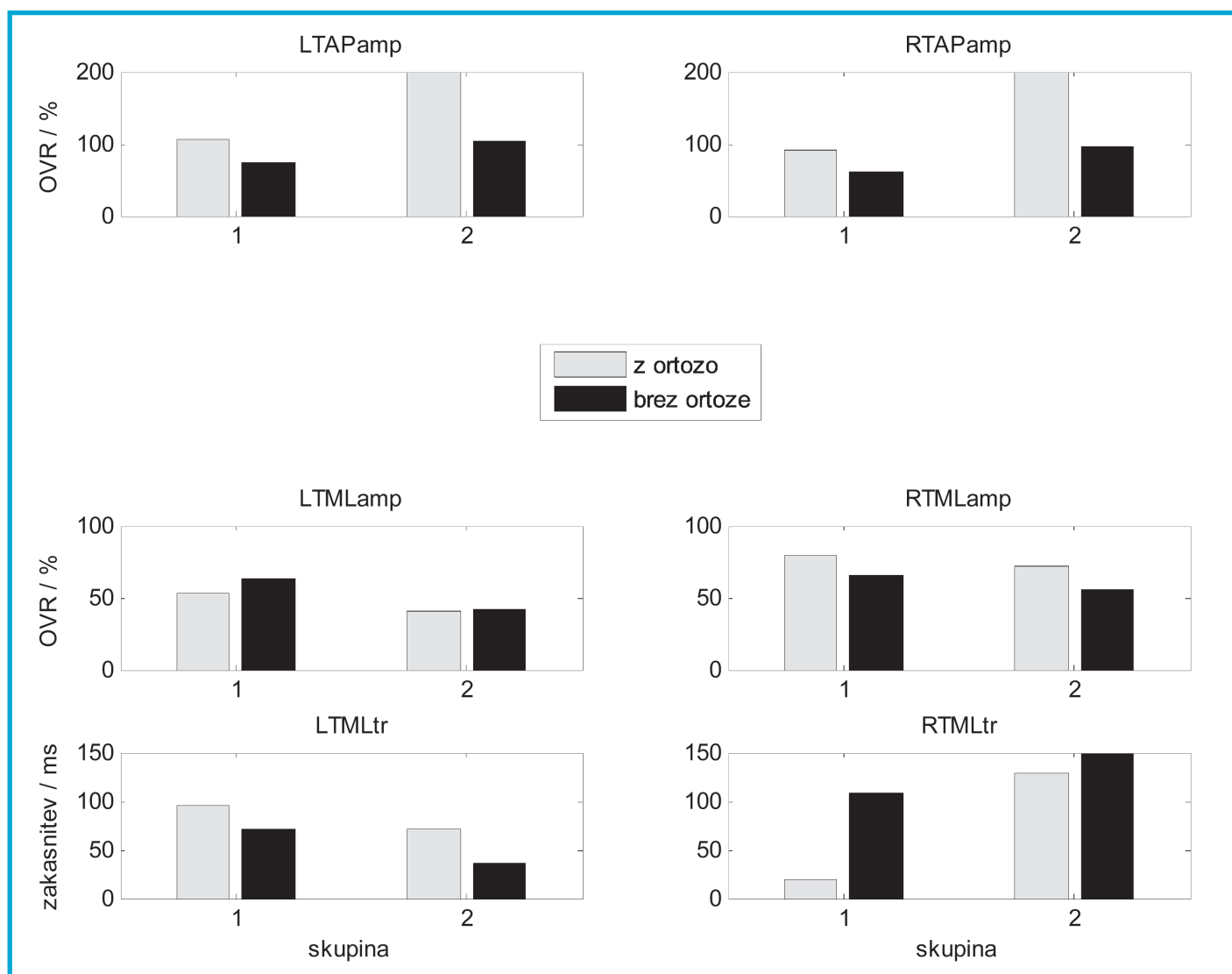
Slika 3: Povprečna odstopanja amplitud odzivov (v % povprečne vrednosti normativa) in zakasnitev odzivov (tr v ms) v anteriorno-posteriorni in mediolateralni smeri za generiranje motnje ravnotežja oziroma perturbacije v smereh nazaj (BW), nazaj levo (BL) in nazaj desno (BR). Svetli stolpci – brez ortoze, temni stolpci – z ortozo.

Individualno narejena ortoza za gleženj in stopalo popravlja deformacije vsaj v dveh ravninah (sagitalni in frontalni). V sagitalni ravnini tako kot serijska ortoza preprečuje padec stopala, pogosto pa tudi hiperekstenzijo v kolenu. Ta učinek nakazujejo tudi naši rezultati, saj je bolj normalna amplituda pri motnji nazaj ter nazaj in v smer okvare. V frontalni ravnini pa popravlja položaj petnice (varus – 4 osebe, valgus – 1 oseba) in jo stabilizira v nevtralnem položaju. Tudi to se nakazuje v naših rezultatih – omogoči namreč bolj normalno amplitudo v mediolateralni smeri, zaradi stabilizacije in morda tudi trdote ortoze pa so odzivni časi daljši. Daljši odzivni čas bi lahko pomenil tudi slabše ravnotežje. Ali je pomembnejše izboljšanje amplitude v smislu prileganja normativu ali pa manjša zakasnitev pri odzivu, pa bo treba ugotoviti z dodatnimi kliničnimi testi.

V primerjavi z drugimi študijami se nismo omejili le na paciente z eno diagnozo. Enako ortoza lahko namreč uporabljamo pri pacientih z različnimi diagnozami, kar potrjujejo

tako naši rezultati kot tudi rezultati drugih, ki so enake ortoze uporabljali pri osebah z različnimi diagnozami (na primer serijske ortoze za gleženj in stopalo, ki delujejo kot zadnja prožna vzmet, so uporabljali pri bolnikih po preboleli možganski kapi (8–11), z multiplo sklerozo (16), nezgodno možgansko poškodbo (17) in pri osebah s periferno nevropatijo (12). Hkrati pa lahko pri osebah z isto diagnozo uporabljamo različne ortoze (1, 4, 13, 14, 17, 20). Presenetljivo nihče od naših vključenih pacientov, ki so uporabljali serijsko ortoza za gleženj in stopalo, ki deluje kot zadnja prožna vzmet, ni prebolel možganske kapi, čeprav je največ objavljenih študij o njenem vplivu na ravnotežje narejeno prav pri teh bolnikih (8–11). Naša skupina vključuje paciente z vsemi drugimi diagnozami, pri katerih so tako ortoza že uporabili.

Ravnotežje smo merili z napravo, ki smo jo razvili na URI – Soča (18). Z njo smo dokazali visoko ujemanje rezultatov z najbolj pogosto uporabljenim kliničnim testom ravnotežja, Bergovo lestvico ravnotežja – BBS, delno pa tudi s testom



Slika 4: Povprečna odstopanja amplitud odzivov (v % povprečne vrednosti normativa) in zakasnitev odzivov (tr v ms) v anteriorno-posteriorni in mediolateralni smeri za generiranje motnje ravnotežja oziroma perturbacije v smereh desno (RT) in levo (LT)

vstani in pojdi – TUG (19). Za ta način merjenja ravnotežja smo se odločili, ker smo želeli preveriti uporabnost naprave v klinični praksi, hkrati pa meritve z napravo opravimo hitreje, kot izvedemo BBS. Za meritev tudi ne potrebujemo fizioterapevta, ki obvlada BBS. Meritve potekajo v ambulantni, zato je zdravnik seznanjen z rezultatom in težavami pri meritvi takoj. Pomanjkljivost metode je, da kljub temu potrebujemo osebo, ki obvlada merjenje. V našem primeru je meritve izvajala diplomirana inženirka ortotike in protetike (prva avtorica članka), ki jo je avtor naprave naučil meriti. Kljub temu je bilo deset meritev na začetku slabih in smo jih morali zavreči. Meritve zahtevajo dodaten čas, kar nekoliko zmanjša pretočnost dela v ambulantni. Prav zato nam ni uspelo izmeriti vseh pacientov, ki so bili pregledani v ambulantni in so uporabljali ortozo za gleženj in stopalo. Načini merjenja ravnotežja v objavljenih študijah se močno razlikujejo in večinoma niso primerljivi med seboj. Najbolj pogosto sta bila uporabljena BBS in časovni test vstani pojdi (TUG).

Glavna pomanjkljivost naše študije je malo vključenih pacientov, vendar meritve nadaljujemo. Potrebujemo bistveno več pacientov, da bodo posebna skupina tudi pacienti, ki imajo ortozo za gleženj in stopalo na obeh straneh, ter da bomo lahko preverili razlike med tistimi, ki prvič dobijo ortozo, in tistimi, ki jo uporabljajo že dalj časa. Druga pomanjkljivost naše študije pa je, da smo prav zaradi majhnega števila oseb v drugi skupini združili osebe, ki uporabljajo dva različna tipa ortoz za gleženj in stopalo (brez sklepov ali rigidne in s sklepi). Pacientov, ki potrebujejo individualno narejeno ortozo za popravo deformacij v več ravninah, je bistveno manj kot tistih, pri katerih je potrebna poprava le v sagitalni ravnini. Glede na druge klinične parametre (mišični tonus, pasivna gibljivost v spodnjem in zgornjem skočnem sklepu, nepravilnosti med hojo v fazi opore, utrujanje) pa jih moramo oskrbeti z različnimi ortozami. O vrsti ortoze se odločimo glede na funkcijske težave (1). Rezultatov med obema vključenima skupinama nima smisla primerjati, ker so funkcijske težave pacientov in posledično funkcija ortoz v njih različne.

SKLEP

Delni rezultati nakazujejo, da ortoze za gleženj in stopalo, ki delujejo kot zadnja prožna vzmet, izboljšajo ravnotežje pri vseh vključenih osebah (takoj po nastanku okvare in več let pozneje), ki imajo v splošnem težave pri vzdrževanju ravnotežja. Nakazuje se tudi pozitiven učinek individualno narejenih ortoz za gleženj in stopalo na takojšnje vzdrževanje ravnotežja.

Literatura:

1. Condie DN, Meadows CB. Ankle-foot orthoses. V: Bowher P, Condie DN, Bader DL, Prait DJ. Biomechanical basis of orthotic management. Oxford: Butterworth-Heinemann; 1993: 99–123.
2. Michael JW. Lower limb orthoses. V: Hsu JD, Michael JW, Fisk JR. AAOS atlas of orthoses and assistive devices. Philadelphia: Mosby; 2008: 343–55.
3. Tyson SF, Kent RM. Effects of an ankle-foot orthosis on balance and walking after stroke: a systematic review and pooled meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 2013; 94: 1377–85.
4. Cattaneo D, Marazzini F, Crippa A, Cardini R. Do static or dynamic AFOs improve balance? *Clin Rehabil* 2002; 16: 894–9.
5. Ramstand N, Ramstand S. AAOP state-of-the-science evidence report: the effect of ankle-foot orthoses on balance – a systematic review. *J Prosthet Orthot* 2010; 22: P4–P23.
6. Chen CK, Hong WH, Chu NK, Lau YC, Lew HL, Tang SF. Effects of an anterior ankle-foot orthosis on postural stability in stroke patients with hemiplegia. *Am J Phys Med Rehabil* 2008; 87: 815–20.
7. de Wit DC, Buurke JH, Nijlant JM, Ijzerman MJ, Hermens HJ. The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 2004; 18: 550–7.
8. Park JH, Chun MH, Ahn JS, Yu JY, Kang SH. Comparison of gait analysis between anterior and posterior ankle foot orthosis in hemiplegic patients. *Am J Phys Med Rehabil* 2009; 88: 630–4.
9. Simons CD, van Asseldonk EH, van der Kooij H, Geurts AC, Buurke JH. Ankle-foot orthoses in stroke: effects on functional balance, weight-bearing asymmetry and the contribution of each lower limb to balance control. *Clin Biomech* 2009; 24: 769–75.
10. Wang RY, Lin PY, Lee CC, Yang YR. Gait and balance performance improvements attributable to ankle-foot orthosis in subjects with hemiparesis. *Am J Phys Med Rehabil* 2007; 86: 556–62.
11. Wang RY, Yen Lu, Lee CC, Lin PY, Wang MF, Yang YR. Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clin Rehabil* 2005; 19: 37–44.
12. Rao N, Aruin AS. Automatic postural responses in individuals with peripheral neuropathy and ankle-foot orthoses. *Diabetes Res Clin Pract* 2006; 74: 48–56.
13. Burtner PA, Woollacott MH, Qualls C. Stance balance control with orthoses in a group of children with spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1999; 41: 748–57.
14. Kott KM, Held SL. Effects of orthoses on upright functional skills of children and adolescents with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther* 2002; 14: 199–207.
15. Wesdock KA, Edge AM. Effects of wedged shoes and ankle-foot orthoses on standing balance and knee extension in children with cerebral palsy who crouch. *Pediatr Phys Ther* 2003; 15: 221–31.
16. Sheffler LR, Hennessey MT, Knutson JS, Naples GG, Chae J. Functional effect of an ankle foot orthosis on gait in multiple sclerosis: a pilot study. *Am J Phys Med Rehabil* 2008; 87: 26–32.
17. Ring H, Treger I, Gruendlinger L, Hausdorff JM. Neuroprosthesis for footdrop compared with an ankle-foot orthosis: effects on postural control during walking. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2009; 18: 41–7.
18. Cikajlo I, Matjačić Z. A novel approach in objective assessment of functional postural responses during fall-free perturbed standing in clinical environment. *Technol Health Care* 2007; 15: 181–193.
19. Cikajlo I, Matjačić Z. Directionally specific objective postural response assessment tool for treatment evaluation in stroke patients. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2009; 17: 91–100.
20. Pavlik A. The effect of long-term ankle-foot orthosis use on gait in the poststroke population. *J Prosthet Orthot* 2008; 20: 49–52.