

# VPLIV ORTOZ ZA GLEŽENJ IN STOPALO ZA PREPREČEVANJE PADCA STOPALA NA POZORNOST MED HOJO PRI OSEBAH S PADAJOČIM STOPALOM – PRVI DELNI REZULTATI

## INFLUENCE OF POSTERIOR LEAF SPRING ANKLE FOOT ORTHOSES ON COGNITIVE DEMAND DURING WALKING – PRELIMINARY RESULTS

prof. dr. Helena Burger, dr. med., Ksenija Osrečki, dipl. inž. ort. in prot.  
Univerzitetni rehabilitacijski inštitut Republike Slovenije – Soča

### Izvleček

#### Izhodišča:

V obstoječi literaturi nismo našli študij o vplivu ortoze za gleženj in stopalo (OGS) na potrebno pozornost med hojo, zato smo želeli ugotoviti, ali lahko s serijsko OGS za preprečevanje padca stopala, ki deluje kot zadnja prožna vzmet, zmanjšamo potrebno pozornost, usmerjeno na hojo.

#### Metode:

V študijo smo vključili osebe, ki so zaradi težav pri hoji obiskale našo ambulanto za ortotiko spodnjega uda in smo s kliničnim pregledom ugotovili padajoče stopalo zaradi okvare perifernih živcev in/ali mišic za dorzalno fleksijo stopala, brez drugih okvar, ki bi lahko vplivale na hojo; osebe so imele primerne čevlje za uporabo ortoze in so bile pripravljene sodelovati. Naredili smo test 10 metrov hoje brez ortoze in z njo. V vsakem primeru so najprej hodili brez in nato z miselno nalogo (odštevanje po tri od 100).

#### Rezultati:

Pri osebah, vključenih v raziskavo (8 moških in 2 ženski), je ortoza statistično značilno povečala povprečno hitrost hoje ( $p < 0,01$ ), miselna naloga pa zmanjšala povprečno hitrost hoje ( $p < 0,01$ ). Učinka uporabe ortoze in miselne naloge med seboj nista bila povezana. Vse osebe so poročale, da so lažje in bolje hodile z OGS.

### Abstract:

#### Background:

*Because we did not find any study on influence of posterior leaf spring (PLS) ankle-foot orthosis (AFO) on cognitive demand during walking in the existing literature, we decided to study it.*

#### Methods:

*We included all patients with drop foot due to peripheral ankle dorsiflexor paresis visiting our outpatient clinic for orthotic management who had functional PLS AFO, appropriate shoes and no other impairments, and were willing to participate. All of them performed the 10-meter walking test with and without AFO in random order first without and then while performing a cognitive task (subtracting three from 100 during walking).*

#### Results:

*On average, the participants (8 men and 2 women) walked faster with the orthosis than without it ( $p < 0.01$ ). The cognitive task statistically significantly decreased average walking speed ( $p < 0.01$ ). There was no statistically significant interaction between the effects of orthosis and cognitive task. All the participants experienced walking with the orthosis as easier.*

#### Conclusions:

*Off-the-shelf PLS AFO increased walking speed among the participants while performing a cognitive task as well as while not performing it.*

**Zaključek:**

Serijska ortoza za gleženj in stopalo za preprečevanje padca stopala je pri osebah, vključenih v raziskavo, povečala hitrost hoje brez miselne naloge in tudi hoje z miselno nalogo.

**Ključne besede:**

ortoza za gleženj in stopalo; padajoče stopalo; miselna naloga; hitrost hoje

**Key words:**

ankle-foot orthosis; drop foot; dual task; gait velocity

**UVOD**

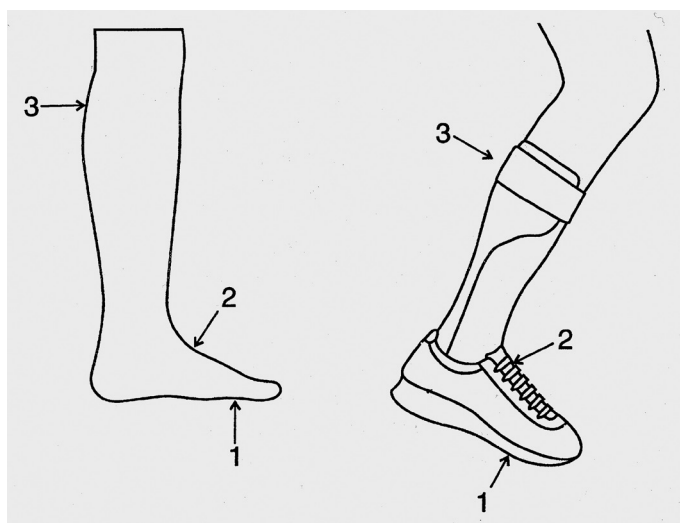
Ortoze za gleženj in stopalo (OGS) so najbolj pogosto uporabljane ortoze (1, 2). Osnovni cilji njihove uporabe so nadzor gibanja, poprava deformacij in pomoč oslabelem mišicam (3). Pri osebah s padajočim stopalom uporabljamo OGS, ki delujejo kot zadnja prožna vzmet. Včasih so bile OGS izdelane iz kovine in usnja, danes pa so iz različnih visokotemperaturnih termoplastičnih materialov. Sestavljene so iz stopalnega dela in dela na goleni. Stopalni del večinoma sega do konca prstov; v sprednjem delu je stanjšan, da olajša odziv. Lahko je tudi odrezan za glavicami stopalnic, kar omogoči popolno gibljivost v metatarzofalangealnih sklepih in zato boljši odziv. Golenski del poteka večinoma po zadnji strani goleni, redkeje po prednji strani (4, 5) in mora biti dovolj visok, da prepreči padec stopala ter da sile na golen niso prevelike (2). Nižji golenski del pomeni krajšo ročico, posledično pa so potrebne večje sile za preprečevanje padca stopala (2).

OGS za preprečevanje padca stopala pomagajo oslabelem mišica za dorzalno fleksijo stopala. Na telo delujejo s tremi silami v sagitalni ravnini (Slika 1) (6). V fazi zamaha preprečijo padec stopala in s tem preprečijo drsanje prstov po tleh, spotikanje in sekundarne nepravilnosti hoje, kot sta večje pokrčenje v kolku in zato večje pokrčenje v kolenu. OGS omogočijo dostop na peto in nadzorujejo dostop na celo stopalo (preprečijo padec stopala po dostopu) (2).

Večina obstoječih študij o uporabi in učinkih OGS je bila izpeljana z osebam po preboleli možganski kapi in otrocih s cerebralno paralizo. Študij pri osebah z okvaro perifernih živcev je malo. Večinoma se avtorji študij strinjajo, da OGS pri teh osebah omogoči boljšo in varnejšo hojo (7-10), čeprav le-ta ni hitrejša (11). Takoj po namestitvi OGS pri osebah s padajočim stopalom sicer zmanjša aktivnost mišic (12), vendar pa po šestih tednih uporabe ne povzroči manjše EMG aktivnosti, zaradi česar je njena uporaba varna (12). Študij o vplivu OGS na ravnotežje ali na potrebno pozornost med hojo pri osebah z okvaro perifernih živcev nismo zasledili.

Osebe s padajočim stopalom povedo, da morajo tudi pri hoji po ravnem paziti na vsak korak, še bolj pa morajo paziti pri hoji po neravnih tleh. Če ne pazijo, se spotaknejo že ob najmanjšem

kamenčku in lahko tudi padejo. Ker v obstoječi literaturi nismo našli študije o vplivu OGS na potrebno pozornost med hojo, smo želeli ugotoviti, ali lahko s serijsko ortozo za gleženj in stopalo (OGS) za preprečevanje padca stopala, ki deluje kot zadnja prožna vzmet, zmanjšamo potrebno pozornost, usmerjeno na hojo.



**Slika 1:** Sile, s katerimi OGS, ki deluje kot zadnja prožna vzmet za preprečevanje padca stopaladeluje na telo (6).

**METODE**

V študijo smo vključili osebe, ki so zaradi težav pri hoji obiskale našo ambulanto za ortotiko spodnjega uda in smo s kliničnim pregledom ugotovili padajoče stopalo zaradi okvare perifernih živcev in/ali dorzalnih fleksorjev stopala. Vključene osebe niso imele drugih okvar, ki bi lahko vplivale na hojo, imele so primerne čevlje za uporabo ortoze (čevlji, ki so segali dovolj visoko na nartu, so jih zavezali z vezalkami ali so imeli za zapenjanje ježke) in so bile pripravljene sodelovati v študiji. V študijo vključene osebe so OGS že imele ali pa so jo dobile prvič.

Testiranje smo opravili potem, ko so osebe prevzele novo funkcionalno ortozo. Vsi so dobili ortozo istega proizvajalca; prilagodili smo le stopalni del ter višino golenskega dela ortoze, da je segal 2

cm pod glavico mečnice. Vse orteze sta prilagodili dve diplomirani inženirki ortotike in protetike, ustreznost prilagoditev pa je preveril zdravnik. Ortozo so osebe obule v svojo čevlje.

Pri testiranju smo izvedli test 10 metrov hoje brez orteze in z njo. Naključno smo določili, ali je posameznik najprej hodil brez orteze ali z njo. V vsakem primeru (z OGS ali brez nje) so najprej hodili brez dodatne miselne naloge in nato z miselno nalogo (odštevanje po tri od 100). Merili smo čas, ki so ga osebe potrebovale, da so prehodile 10 m in nato izračunali hitrost hoje. Meritve smo opravili enkrat za vsakega od štirih pogojev. Podatke smo statistično analizirali z dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve. Študijo je odobrila etična komisija URI – Soča.

## REZULTATI

V študijo smo vključili 8 moških in dve ženski, starih od 45 do 80 let (mediana 61 let). Pri šestih je bil vzrok težav pri hoji pritisk degenerirane medvretenčne ploščice (diskus hernija) na živčno korenino, pri dveh okvara peronealnega živca, pri enem kompartment sindrom, pri enem pa je šlo za posledico poliradikulonevritisa Guillain-Barré. Trije so OGS prejeli prvič, ostali so jo uporabljali od 3 let do 28 let (mediana 3,5 let) (Tabela 1).

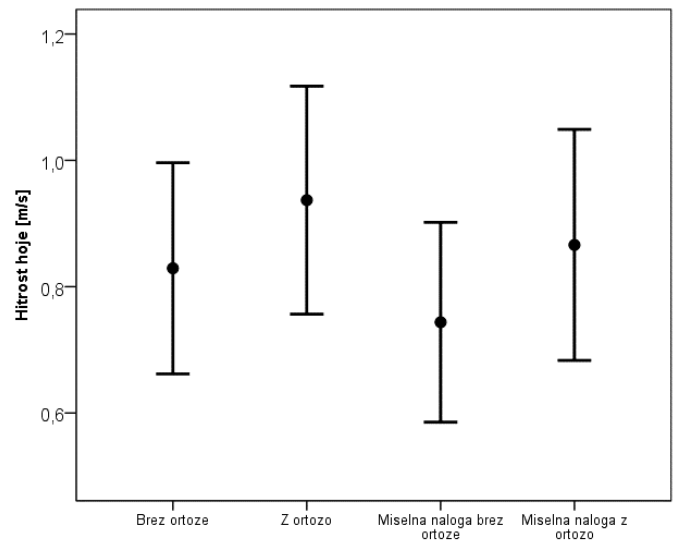
Tabela 1: Klinični podatki o vključenih osebah.

Št.	Spol	Starost [leta]	Diagnoza	Uporaba OGS [leta]
1	M	58	diskus hernija	0
2	Ž	64	diskus hernija	3
3	M	54	okvara peronealnega živca	26
4	M	50	diskus hernija	0
5	M	67	diskus hernija	16
6	M	45	Guillain-Barré	28
7	M	80	diskus hernija	3
8	M	77	diskus hernija	4
9	M	66	kompartiment sindrom	0
10	Ž	50	okvara peronealnega živca	0

Legenda: M – moški, Ž – ženska, OGS – ortoza za gleženj in stopalo

V študijo vključene osebe so hodile najhitreje takrat, ko so imele nameščeno ortoza in niso imele dodatne miselne naloge (povprečje 0,94m/s). Po hitrosti je sledila hoja oseb z nameščeno ortoza in z miselno nalogo (povprečje 0,87m/s), nato hoja oseb brez nameščene orteze in brez miselne naloge (povprečje 0,83m/s). Najpočasnejša je bila hoja oseb brez nameščene orteze in z miselno nalogo (povprečje 0,74m/s) (Slika 2). Tako ortoza kot tudi miselna

naloga sta statistično značilno vplivali na hitrost hoje ( $p < 0,01$ ), njun učinek pa med seboj ni bil povezan. Vse osebe so poročale, da lažje in bolje hodijo z OGS.



Slika 2: Hitrost hoje brez orteze in z njo; brez miselne naloge in z njo.

## RAZPRAVA

Pri vključenih osebah smo ugotovili, da nameščena OGS izboljša hitrost hoje tako pri hoji brez miselne naloge kot tudi pri hoji z miselno nalogo. V obeh pogojih hoje so bile spremembe hoje majhne, vendar verjetno klinično pomembne. Za osebe z okvaro perifernih živcev sicer nismo našli vrednosti za minimalno klinično pomembno razliko, pri osebah z drugimi vzroki težav pri hoji pa so minimalno klinično pomembne spremembe hitrosti hoje med 0,1 m/s do 0,2 m/s (13).

V literaturi, ki nam je bila na voljo, smo našli nasprotujoče si ugotovitve o vplivu OGS na hitrost hoje. Geboers in sodelavci pri 27 osebah z okvaro peronealnega živca ali okvaro korenine L5 niso ugotovili razlik v hitrosti hoje brez orteze in z njo (11). Podobno kot mi je Marnova (14) pri 21 osebah z enako okvaro ugotovila, da z ortoza osebe hodijo v povprečju 0,12 m/s hitreje, kar je skoraj enako našim ugotovitvam v študiji. Vzrok različnih rezultatov bi lahko bila vrsta uporabljene orteze in njena trdnost. Funkcija OGS za preprečevanje padca stopala, ki deluje kot zadnja prožna vzmet, je namreč odvisna od njene oblike in materiala, iz katerega je izdelana (15-20). Tako oblika kot material določata trdnost orteze, ki je pomembna za njeno funkcijo (21-23). Harlaar in sodelavci (23) celo menijo, da bi študije morale objaviti tudi podatke o trdnosti uporabljenih ortoz. Žal Geboers in sodelavci (11) ortoza niso opisali, Marnova (14) pa je uporabljala ortoza, ki so primerljive z našimi, vendar so bile iz drugega materiala. V študiji Marnove so preiskovanci uporabljali OGS iz ortolena (14), naši preiskovanci pa OGS iz polipropilena.

Funkcija ortoze je odvisna tudi od čevljev (9, 23, 24). Eddison s sodelavci (24) celo predlaga, da bi morali trdnost in obliko vsake ortoze prilagoditi čevljem, ki jih posameznik uporablja. Glavna prednost ortoz iz plastičnih materialov je, da jo lahko uporabljajo z različnimi čevlji. Če bi ortoza prilagajali, kot predlagajo Eddison in sodelavci (24), bi jo lahko uporabljali ponovno le v enih čevljih. Pomena čevljev in njihovega vpliva na funkcijo ortoze se zavedamo. Na URI-Soča posameznikom že v ambulanti in nato še ob prevzemu OGS posredujemo navodila o tem, kakšne čevlje naj uporabljajo in kakšen je pomen primernih čevljev (diplomirani inženirji ortotike in protetike). V študiji nismo uporabljali enakih čevljev za vse, pač pa čevlje, v katerih osebe uporabljajo ortoza, in so bili primerni za uporabo. V študijo nismo vključili oseb, ki so imele OGS ali smo jim jo predpisali prvič, pa niso imele primernih čevljev.

Glavna pomanjkljivost naše študije je malo vključenih oseb, še posebej tistih, ki so ortoza prejeli prvič. Ker so prvi rezultati pokazali smiselnost študije, z meritvami nadaljujemo.

## ZAKLJUČEK

Serijska ortoza za gleženj in stopalo za preprečevanje padca stopala je pri vključenih osebah povečala hitrost hoje brez miselne naloge in tudi z njo.

### Literatura:

- Osrečki K, Cikajlo I, Burger H. Vpliv ortoz za gleženj in stopalo na ravnotežje – delni rezultati. *Rehabilitacija*. 2013;12 (3): 46–53.
- Condie DN, Meadows CB. Ankle-foot orthoses. In: Bowker P, Brader DL, Pratt DJ, Condie DN. *Biomechanical basis of orthotic management*. Oxford: Butterworth-Heinemann. 1993: 99–123.
- Michael JW. Lower limb orthoses. In: Hsu JD, Michael JW, Fisk JR, eds. *AAOS atlas of orthoses and assistive devices*. 4th ed. Philadelphia: Mosby; 2008. p. 343–55.
- Menotti F, Laudani L, Damiani A, Orlando P, Macaluso A. Comparison of walking energy cost between an anterior and a posterior ankle-foot orthosis in people with foot drop. *J Rehabil Med*. 2014; 46 (8): 768–72.
- Menotti F, Laudani L, Damiani A, Mignogna T, Macaluso A. An anterior ankle-foot orthosis improves walking economy in Charcot-Marie-Tooth type 1A patients. *Prosthet Orthot Int*. 2014; 38 (5): 387–92.
- Redford JB, Basmajian JV, Trautman P, eds. *Orthotics: clinical practice and rehabilitation technology*. New York: Churchill Livingstone; 1995: 13–39.
- Bohannon RW, Glenney SS. Minimal clinically important difference for change in comfortable gait speed of adults with pathology: a systematic review. *J Eval Clin Pract*. 2014; 20 (4): 295–300.
- Stewart JD. Foot drop: where, why and what to do? *Pract Neurol*. 2008; 8 (3): 158–69.
- Gupta A, Taly AB, Srivastava A, Murali T. Guillain-Barre Syndrome – rehabilitation outcome, residual deficits and requirement of lower limb orthosis for locomotion at 1 year follow-up. *Disabil Rehabil*. 2010; 32 (23): 1897–902.
- Ploeger HE, Bus SA, Brehm MA, Nollet F. Ankle-foot orthoses that restrict dorsiflexion improve walking in polio survivors with calf muscle weakness. *Gait Posture*. 2014; 40 (3): 391–8.
- Creyllan V, Muraru L, Pallari J, Vertommen H, Peeraer L. Gait assessment during the initial fitting of customized selective laser sintering ankle foot orthoses in subjects with drop foot. *Prosthet Orthot Int*. 2013; 37 (2): 132–8.
- Geboers JF, Wetzelaer WL, Seelen HA, Spaans F, Drost MR. Ankle-foot orthosis has limited effect on walking test parameters among patients with peripheral ankle dorsiflexor paresis. *J Rehabil Med*. 2002; 34 (2): 80–5.
- Geboers JF, Drost MR, Spaans F, Kuipers H, Seelen HA. Immediate and long-term effects of ankle-foot orthosis on muscle activity during walking: a randomized study of patients with unilateral foot drop. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002; 83 (2): 240–5.
- Marn-Vukadinović D. Utjecaj oslabjelosti potkoljeničnih mišića na hod i uporabu udlage za gležanj i stopalo [magistrsko delo]. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet; 1999.
- Alam M, Choudhury IA, Bin Mamat A. Mechanism and design analysis of articulated ankle foot orthoses for drop-foot. *ScientificWorld Journal*. 2014; 2014: 867869.
- Bregman DJ, Harlaar J, Meskers CG, de Groot V. Spring-like Ankle Foot Orthoses reduce the energy cost of walking by taking over ankle work. *Gait Posture*. 2012; 35 (1): 148–53.
- Ramsey JA. Development of a method for fabricating polypropylene non-articulated dorsiflexion assist ankle foot orthoses with predetermined stiffness. *Prosthet Orthot Int*. 2011; 35 (1): 54–69.
- Sumiya T, Suzuki Y, Kasahara T. Stiffness control in posterior-type plastic ankle-foot orthoses: effect of ankle trimline. Part 1: a device for measuring ankle moment. *Prosthet Orthot Int*. 1996; 20 (2): 129–31.
- Yamamoto S, Ebina M, Iwasaki M, Kubo S, Kawai H, Hayashi T. Comparative study of mechanical characteristics of plastic AFOs. *J Prosthet Orthot*. 1993; 5 (2): 59–64.
- Patzkowski JC, Blanck RV, Owens JG, Wilken JM, Kirk KL, Wenke JC, et al. Comparative effect of orthosis design on functional performance. *J Bone Joint Surg Am*. 2012; 94 (6): 507–15.
- Harper NG, Esposito ER, Wilken JM, Neptune RR. The influence of ankle-foot orthosis stiffness on walking performance in individuals with lower-limb impairments. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014; 29 (8): 877–84.

22. Bregman DJ, van der Krogt MM, de Groot V, Harlaar J, Wisse M, Collins SH. The effect of ankle foot orthosis stiffness on the energy cost of walking: a simulation study. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2011; 26 (9): 955–61.
23. Harlaar J, Brehm M, Becher JG, Bregman DJ, Buurke J, Holtkamp F, et al. Studies examining the efficacy of ankle foot orthoses should report activity level and mechanical evidence. *Prosthet Orthot Int*. 2010; 34 (3): 327–35.
24. Eddison N, Chockalingam N, Osborne S. Ankle foot orthosis-footwear combination tuning: an investigation into common clinical practice in the United Kingdom. *Prosthet Orthot Int*. 2015; 39 (2): 126–33.