

ANALIZA HOJE S SISTEMOM G-WALK V KLINIČNI PRAKSI PRI OSEBI Z OKVARO OSREDNJEGA ŽIVČEVJA – PRIKAZ PRIMERA GAIT ANALYSIS USING THE G-WALK SYSTEM IN CLINICAL PRACTICE IN A PERSON WITH CENTRAL NERVOUS DISORDER – CASE PRESENTATION

**Ana Špoljar, dipl. fiziot., Zdenka Zupanc Starič, dipl. fiziot., Maja Povše, viš. fiziot., univ. dipl. ped.,
asist. mag. Klemen Grabljevec, dr. med., spec. fiz. med. reh.**

Univerzitetni rehabilitacijski inštitut Republike Slovenije – Soča, Ljubljana

Povzetek

Izhodišča:

Za poglobljeno razumevanje odstopanj od normalne kinematike hoje nam je poleg ustaljenih ocenjevalnih metod računalniška analiza hoje lahko v dodatno pomoč pri izbiri in vrednotenju terapevtskih postopkov. Predstavljamo primer uporabe sistema G-WALK v klinični praksi ter analizo pridobljenih podatkov.

Metode:

Pri bolnici po operaciji fibroznega meningeoma, ki je imela težave z ravnotežjem in hojo, smo pred fizioterapevtsko obravnavo izvedli test hoje na 10 metrov, časovno merjeni test vstani in pojdi ter uporabili Bergovo lestvico za oceno ravnotežja. Med izvajanjem testov hoje smo bolnici nامstili G-WALK. Bolnico smo ponovno ocenili ob zaključku fizioterapevtske obravnave.

Rezultati:

Rezultati obeh testov hoje in Bergove lestvice za oceno ravnotežja so se glede na prve meritve izboljšali. Prav tako so se glede na prvo meritve izboljšale vse vrednosti časovno-prostorskih spremenljivk, merjenih z G-WALK-om.

Zaključek:

Poleg ustaljenih načinov ocenjevanja hoje z uporabo sistema G-WALK pridobimo še natančnejše objektivne podatke o časovno-prostorskih značilnostih. Pridobljeni podatki pripo-

Abstract

Background:

For an in-depth understanding of deviations from normal-kinematics-gait, the computerised analysis of walking can provide additional assistance to established assessment methods when selecting and evaluating therapeutic processes. The article presents the case of using the G-WALK system in clinical practice and the analysis of the obtained data.

Methods:

After surgery of a fibrous meningioma, The patient had problems with equilibrium and walking. She was assessed using the 10-Meter Walk Test, Timed Up and Go test and the Berg Balance Scale before physiotherapy. During the walking tests, the patient was fitted with the G-WALK system. We reassessed the patient at the end of the treatment.

Results:

The results of the walking tests and the Berg Balance Scale improved from the first measurements. All the values of the spatiotemporal parameters measured with G-WALK also improved.

Conclusion:

In addition to the established methods of gait assessment, the G-WALK provides more accurate objective data on spatiotemporal characteristics of gait. These data contribute to specifically targeted physiotherapeutic exercise designed based on the observed discrepancies from normal walking.

morejo k specifično usmerjeni fizioterapevtski vadbi glede na ugotovljena odstopanja od normalne hoje.

Ključne besede:

G-WALK, analiza hoje, okvara osrednjega živčevja

Key words:

G-WALK, gait analysis, central nervous disorder

UVOD

Okvara možganov lahko vpliva na gibanje in s tem na sposobnost hoje in kinematiko hoje (1).

Eden od vzrokov okvare možganov so tudi tumorji v možganih. Možganske tumorje ločimo glede na mesto nastanka na primarne in sekundarne, ter na benigne in maligne (2). Meningeomi so najpogosteje benignega izvora, le redko se pojavijo anaplastične spremembe in so poleg glialnih tumorjev najbolj pogosti možganski tumorji (3). Zdravljenje poteka primarno operativno in če je indicirano z obsevanjem (2). Fizične in kognitivne okvare ter splošni simptomi so pri osebah z možganskim tumorjem podobni kot pri osebah po možganski kapi ali nezgodni možganski poškodbi (2), zato se tudi rehabilitacija ne razlikuje bistveno, vendar pa je potrebno upoštevati, da so zdravstveni zapleti pri bolnikih z možganskimi tumorji pogostejši, utrujanje je izrazitejše, možno je poslabšanje stanja zaradi osnovne bolezni, napredek je lahko počasen in nihajoč (4,5). Rehabilitacija bolnikov po operaciji možganskih tumorjev je nujna, posebno kadar so prisotne težave pri funkcioniranju. Pomemben je interdisciplinarni pristop in natančna določitev realno dosegljivih ciljev ob začetku rehabilitacijske obravnave.

Normalno hojo definiramo kot enakomerno ponavljajoče se gibanje spodnjih udov, ki mora biti usklajeno in nadzorovano, da s čim manj energije dosežemo določeno mesto v določenem času (6). Osebi, ki zmore hojo, se izboljša kakovost življenja, saj ji hoja omogoča lažjo dostopnost prostorov v domačem in zunanjem okolju. Vzpostavitev učinkovite hoje, s čim manj nepravilnimi vzorci hoje, predstavlja fizioterapevtom v rehabilitacijski obravnavi velik izziv. Fizioterapevtska obravnava vključuje metode in tehnike za vzdrževanje pokončne drže in ravnotežja med hojo, nadzor nad hitrostjo hoje, polno obremenitev na spodnja uda, primerno kinematiko in kordinacijo gibanja spodnjih udov ter razvoj neodvisnosti in varnosti (7).

Vzrok sprememb hoje pri osebah z nevrološkimi okvarami je v spremenjenem delovanju osrednjega in v nekaterih primerih tudi perifernega živčevja. Spremenjeno delovanje živčevja ima v večini primerov za posledico tako prekomerno aktivacijo in refleksno občutljivost na raztag nekaterih mišičnih skupin (spastičnost) ter nenormalno kokontrakcijo, kakor tudi nezadostno aktivacijo drugih mišičnih skupin (8). Spremembe se kažejo predvsem v spremenjenih biomehanskih pogojih gibalnega sistema (8). V

patoloških razmerah neustrezni nadzor nad dvosklepnimi mišicami v povezavi s pogosto oslabelostjo nekaterih enosklepnih mišic sčasoma vodi v spremembe drže, omejeno gibljivost v posameznih sklepih ter spremembo tako kinematičnih kot tudi kinetičnih vzorcev hoje (8). Odstopanja v kinematiki hoje kot posledica okvare osrednjega živčevja se lahko zelo razlikujejo. Najpogosteje se zmanjša dolžina koraka, čas faze enojne opore, zniža se hitrost hoje, poveča širina koraka ter zmanjša dorzalna fleksija stopala (9). Na podlagi teh nepravilnosti bi morali razlikovati med primarnimi primanjkljaji gibanja, ki jih povzroči okvara osrednjega živčevja in sekundarnimi primanjkljaji, ki se zgodijo zaradi kompenzacijskih strategij (9).

Za načrtovanje fizioterapevtske obravnave je potrebna ocena stanja osebe. Z ocenjevanjem ugotavljamo obseg in vzrok zmanjšanih zmožnosti in težave, ki jih le te povzročijo. Upoštevamo preostale sposobnosti in želje obravnavane osebe. Po obravnavi ocenjujemo uspešnost fizioterapevtskih postopkov, oziroma vrednotimo izide obravnave (10).

Na oddelku za rehabilitacijo oseb po nezgodni možganski poškodbi, z multiplo sklerozo in drugimi nevrološkimi obolenji hojo najpogosteje analiziramo z opazovanjem, ki je primarno klinično orodje za opisovanje kakovosti vzorca hoje (11). Uporabljamo tudi kvantitativne teste: test hitrosti hoje na 10 metrov, 6-minutni test hoje ter časovno merjeni test vstani in pojdi. Za izvedbo testov potrebujemo označeno izmerjeno razdaljo in štoparico. Testi so enostavni za izvedbo. Oseb, ki so za premičnost odvisne od invalidskega vozička, z njimi ne moremo testirati (12). S kvantitativno analizo hoje fizioterapevti pridobimo objektivne podatke o hoji, ki so dopolnitve drugih ocenjevalnih postopkov (13).

Instrumentalna kineziološka analiza hoje z G-WALK-om pripomore k objektivni oceni učinkovitosti fizioterapevtskih postopkov. To je osnova za vrednotenje in znanstveno obravnavo terapevtskih postopkov (8).

V literaturi so navajeni podatki o zanesljivosti in veljavnosti G-WALK-a. De Ridder in sodelavci (2019) so primerjali G-WALK z GAITRite sistemom. GAITRite sistem je uveljavljen sistem za analizo hoje (elektronska preproga, povezana z osebnim računalnikom, ki je bila razvita za enostavno klinično analizo časovno prostorskih spremenljivk hoje) z dokazano zanesljivostjo in veljavnostjo za časovno prostorske spremenljivke (14,15). V raziskavi so dokazali visoko do zelo visoko zanesljivost med posameznimi meritvami

pri vseh časovno prostorskih spremenljivkah (ICC 0,84 – 0,99). Dokazana je bila zelo dobra sočasna veljavnost (0,88 – 0,97) med G-WALK-om ter GAITRite sistemom za merjenje hitrosti, kadence, dolžine dvojnega koraka ter časa trajanja dvojnega koraka, medtem ko je bila sočasna veljavnost za merjenje faze opore, faze zamaha, časa enojne ter časa dvojne opore slaba (0,12 – 0,47). Raziskava je bila narejena na vzorcu tridesetih zdravih posameznikov, ne pa tudi na posameznikih z nevrološkimi motnjami (16).

Park in Woo (2015) sta ugotovila, da je G-WALK veljavna metoda za ocenjevanje uspešnosti terapevtskih postopkov v kliničnem okolju. Kinematične spremenljivke sta izmerila z G-WALK-om in jih primerjala z GAITRite sistemom, da bi ugotovila primernost uporabe G-WALK-a v kliničnem okolju. Ugotovila sta zelo dobro povezanost med hitrostjo hoje ($r=0,848$) in kadenco ($r=0,943$) izmerjeno z omenjenima napravama (17).

V klinični praksi je kadenco možno izmeriti tudi iz odtisov stika pete s podlago, ki se jih pridobi s flomastri, pritrjenimi na petnico oz. opetnik čevlja, kar je potrjeno zanesljiva in veljavna metoda pri pacientih z nezgodno poškodbo možganov (18), uporablja pa se tudi pri drugih skupinah bolnikov.

Za čas dvojnega koraka izmerjenega z G-WALK-om je dokazana zelo dobra povezanost s časom dvojnega koraka, časom trajanja faze zamaha in opore, časom trajanja enojne in dvojne opore in hitrostjo dvojnega koraka izmerjeno s sistemom GAITRite (19). Dolžina dvojnega koraka za levi spodnji ud je ob prvem merjenju znašala 0,88 metra (SO 0,12), ob zadnjem merjenju pa 1,47 metra (SO 0,04), izboljšano za 0,59 metra. Dolžina dvojnega koraka za desni spodnji ud je ob prvem merjenju znašala 0,88 metra (SO 0,05), ob zadnjem merjenju pa 1,46 metra (SO 0,05), izboljšano za 0,58 metra. Dokazana je zelo dobra povezanost med dolžino dvojnega koraka izmerjeno z G-WALK-om in dolžino ter hitrostjo dvojnega koraka izmerjeno s sistemom GAITRite (19). Odstotek dolžine dvojnega koraka glede na odstotek telesne višine za levi spodnji ud je ob prvem merjenju znašal 52,68 (SO 7,38), ob zadnjem merjenju pa 88,24 (SO 2,50), izboljšano za 35,56 odstotka. Odstotek dolžine dvojnega koraka glede na odstotek telesne višine za desni spodnji ud je ob prvem merjenju znašal 52,41 odstotka (SO 3,21), ob zadnjem merjenju pa 87,67 (SO 2, 78), izboljšano za 35,26 odstotka.

Namen prikaza primera je prikazati uporabo G-WALK-a v klinični praksi ter prikazati analizo pridobljenih podatkov za osebo, obravnavano na oddelku za rehabilitacijo pacientov po nezgodni možganski poškodbi, z multiplo sklerozo in drugimi nevrološkimi obolenji pred fizioterapevtsko obravnavo ter ob njenem zaključku.

METODE

Predstavitev preiskovanke

V poročilo o primeru je bila vključena 61-letna bolnica. Na Univerzitetni rehabilitacijski inštitut je bila sprejeta šest tednov po začetku bolezni. Bolezen se je začela z epileptičnim napadom, po katerem

je bila sprejeta na nevrološko kliniko, kjer je slikovna diagnostika pokazala ekspanzivno lezijo v velikosti $4 \times 3,5 \times 3,5$ centimetra desno temporalno. Po desetih dneh je bila operirana, tumor je bil v celoti odstranjen, patohistološki izvid je pokazal, da gre za fibrozni meningeom WHO1. Kontrolna računalniška tomografija (CT) glave je pokazala blago do zmerno obsežno subarahnoidno krvavitev vzdolž cerebelarnih folij obojestransko, ki pa so se spontano resorbirale. Kasneje se je v podkožju pooperativne brazgotine nabrala tekočina, zaradi tega je bila dvakrat punktirana. Tekom interdisciplinarne rehabilitacijske obravnave smo izvajali nevrofizioterapevtske metode in tehnikе. Bolnica je bila po enomeščni strnjeni obravnavi odpuščena v domače okolje. Po krajsem premoru smo obravnave nadaljevali v ambulantni obliki, ter jo ob zaključku ponovno ocenili. Ob izvajanjem testov hoje na deset metrov ter časovno merjenega testa vstani in pojdi smo bolnici namestili brezžični senzor.

Ocenjevalni postopki

Pred fizioterapevtsko obravnavo ter ob zaključku obravnav smo hitrost hoje izmerili s testom hoje na 10 metrov, premičnost smo izmerili s časovno merjenim testom hoje vstani in pojdi, ravnotežje pa z Bergovo lestvico za oceno ravnotežja. Med izvajanjem testov hoje smo bolnici namestili G-WALK. Za izvedbo analize hoje, ki je prikazana v prispevku, se senzor namesti v višini prvega do drugega križničnega vretenca.

Opis naprave in njene uporabe

G-WALK je naprava, sestavljena iz prenosnega računalnika in brezžičnega senzorja. Senzor se namesti v posebej izdelan pas, ki ga namestimo okoli bolnikovega pasu. Računalnik in senzor sta med seboj povezana preko Bluetooth povezave, preko katere se podatki prenesejo v programsko opremo BTS G-studio (20). Senzor je sestavljen iz žiroskopa, pospeškometra, senzorja temperature in magnetnega senzorja. Nosljiv senzor gibanja ima pomembne prednosti kot so nizka cena, majhna teža, enostavna uporaba ter hiter prenos pridobljenih podatkov. Brezžičnost omogoča prosto gibanje osebe v prostoru med izvajanjem testov (21, 22).

Z G-WALK-om lahko izvajamo naslednje teste: časovno merjeni vstani in pojdi test, 6-minutni test hoje, analizo hoje, test obračanja, tek ter poskoke. Na ta način dobimo časovno prostorske spremenljivke povezane s hojo. V prispevku smo prikazali analizo hoje, s katero pridobimo podatke o trajanju faze opore, pospešku v ciklu hoje za levi in za desni spodnji ud, propulziji v fazi enojne opore ter gibanju medenice v sagitalni, frontalni in transverzalni ravnini (anteriornoposteriorni nagib medenice, lateralni nagib medenice ter rotacija medenice).

V Tabeli 1. so za primerjavo navedene normativne vrednosti, ki so povzete iz literature, vključno s standardnimi odkloni za posamezno spremenljivko. Časovno-prostorske spremenljivke analize so: čas trajanja analize (s), kadanca (koraki/minuto), hitrost hoje (m/s). Spremenljivke, razdeljene glede na levi in desni spodnji ud so: čas cikla hoje (s), dolžina dvojnega koraka (m), odstotek dolžine dvojnega koraka (% telesne višine), dolžina

koraka (% dolžine dvojnega koraka), faza opore (% cikla hoje), faza zamaha (% cikla hoje), faza dvojne opore (% cikla hoje), faza enojne opore (% cikla hoje) ter število izmerjenih korakov. Čas trajanja analize vključuje povezovanje računalnika in senzorja v mirnem stoečem položaju in čas, ki ga bolnik porabi za hojo (23). Položaj mirne stoeje mora bolnik zadržati nekaj sekund, nato dobi navodilo, da prične s sproščeno hojo.

REZULTATI

Test hoje na deset metrov je pacientka ob prvi meritvi opravila s hitrostjo 0,46 m/s, ob zadnji meritvi pa s hitrostjo 1,43 m/s, izboljšano za 0,97 m/s. Časovno merjeni test vstani in pojdi je ob prvi meritvi opravila v 24,6 sekunde, ob zadnji meritvi pa v 10,7 sekunde, izboljšano za 13,8 sekunde. Pri ocenjevanju po Bergovi lestvici za oceno ravnotežja je ob prvi meritvi dosegla 46/56 točk, ob zadnji meritvi pa 56/56 točk, izboljšano za 10 točk. Bolnica

je ob prvi meritvi hodila s hoduljo s kolesi, ob izvajanju zadnjih meritiv pa brez pripomočkov.

Tabela 1. prikazuje rezultate meritve hoje z G-WALK-om ob prvem in zadnjem testiranju.

V tabeli so za primerjavo navedene normativne vrednosti, ki so povzete iz literature, vključno s standardnimi odkloni za posamezno spremenljivko. Spremenljivke so razdeljene v časovno-prostorske spremenljivke in spremenljivke glede na levi in desni spodnji ud.

RAZPRAVA

Cloveško oko je zelo občutljivo za zaznavanje odstopanj od normalne hoje, za prepoznavanje vzrokov zanjo ali kompenzatornih strategij pa potrebujemo poglobljeno analizo (24).

Tabela 1: Prvo in zadnje merjenje hoje

Table 1: Initial and last assessment of walk

Časovno prostorske Spremenljivke [enote] <i>Spatio temporal parameters [units]</i>	Vrednost - prvo merjenje <i>(sr. vrednost ± st. odklon)</i>	Vrednost - zadnje merjenje <i>(sr. vrednost ± st. odklon)</i>	Normalna vrednost <i>(sr. vrednost ± st. odklon)</i>		
Čas analize [s]	57,4	20,6			
Kadanca [št. korakov/min]	64,53 ± 10,70	116,51 ± 6,83	117,10 ± 8,50		
Hitrost [m/s]	0,46 ± 0,01	1,43 ± 0,09	1,28 ± 0,13		
Časovno prostorske Spremenljivke [enote] <i>Spatio temporal parameters [units]</i>	Levi spodnji ud – prvo merjenje <i>(sr. vrednost ± st. odklon)</i>	Levi spodnji ud – zadnje merjenje <i>(sr. vrednost ± st. odklon)</i>	Desni spodnji ud – prvo merjenje <i>(sr. vrednost ± st. odklon)</i>	Desni spodnji ud – zadnje merjenje <i>(sr. vrednost ± st. odklon)</i>	Normalna vrednost <i>(sr. vrednost ± st. odklon)</i>
Čas cikla hoje [s]	1,92 ± 0,25	1,03 ± 0,05	1,91 ± 0,11	1,03 ± 0,04	1,11 ± 0,10
Dolžina dvojnega koraka [m]	0,88 ± 0,12	1,47 ± 0,04	0,88 ± 0,05	1,46 ± 0,05	1,31 ± 0,08
% dolžine dvojnega koraka [% telesne višine]	52,68 ± 7,38	88,24 ± 2,50	52,41 ± 3,21	87,67 ± 2,78	84,70 6,10
Dolžina koraka [% dolžine dvojnega koraka]	46,90 ± 8,17	49,90 ± 1,62	53,10 ± 6,88	50,10 ± 3,00	50,0 ± 0,70
Faza opore [% cikla hoje]	63,92 ± 4,32	60,02 ± 1,59	57,83 ± 5,23	61,75 ± 0,81	60,50 ± 1,60
Faza zamaha [% cikla hoje]	36,08 ± 4,32	39,98 ± 1,59	42,17 ± 5,23	38,25 ± 0,81	39,55 ± 1,65
Faza dvojne opore [% cikla hoje]	11,19 ± 3,77	11,53 ± 1,92	10,47 ± 2,15	10,79 ± 1,00	10,40 ± 1,30
Faza enojne opore [% cikla hoje]	42,29 ± 3,08	38,08 ± 0,68	36,35 ± 6,60	39,36 ± 3,37	39,55 ± 1,65
Število izmerjenih korakov	15	8	15	9	

Podatke o kakovosti bolnikovega gibanja in odstopanja od normalnega vzorca hoje lahko pridobimo z analizo hoje z opazovanjem. Za razvoj sposobnosti analize hoje z opazovanjem so potrebne precejšnje izkušnje. Pomanjkljivosti analize hoje z opazovanjem so odvisnost od sposobnosti fizioterapevtovega opazovanja, subjektivnost in nizka do srednja zanesljivost ter slaba veljavnost (25). Brunnekreef in sod. so ugotovili, da je zanesljivost tako med izkušenimi preiskovalci (ICC 0,42), kot tudi med neizkušenimi preiskovalci nizka (ICC 0,40). Znotraj posameznega izkušenega preiskovalca je zanesljivost srednja (ICC 0,63), prav tako kot znotraj posameznega neizkušenega preiskovalca (ICC 0,57) (19).

S prikazom primera smo želeli predstaviti uporabo G-WALK-a v klinični praksi. Časovno prostorski parametri, pridobljeni z računalniško analizo hoje, so uporabna objektivna diagnostična informacija (26), kadar želimo poglobojeno razumevanje patoloških odstopanj od normalne kinematike (24), kar je lahko fizioterapeutom v pomoč pri izbiri in vrednotenju terapevtskih postopkov. Rezultati prve meritve so pokazali znižano kadenco, znižano hitrost hoje, podaljšan čas cikla hoje, skrajšano dolžino dvojnega koraka ter nižji odstotek dolžine dvojnega koraka glede na odstotek telesne višine. Posledično smo v fizioterapevtski obravnavi uporabili metode in tehnike za krepitev stabilizatorjev trupa in posameznih mišičnih skupin spodnjih udov, ki so potrebne za pravilno izvedbo faze opore in faze zamaha.

Rezultati testov hoje (test hoje na 10 metrov, časovno merjeni vstani in pojdi test) ter Bergove lestvice za oceno ravnotežja so se glede na prve meritve izboljšali.

Povprečna hitrost hitre hoje je bila pri prvem merjenju nizka (0,46m/s), pri zadnjem merjenju pa celo nekoliko višja od normativne vrednosti za zdrave posameznike njene starosti (1,43 m/s) (27). Van Loo MA in sod. so v svoji študiji ocenili minimalno klinično pomembno izboljšanje hitrosti hoje za paciente po nezgodni možganski poškodbi, ki je znašala od 0,15 m/s za sproščeno hojo do 0,25 m/s za hitro hojo (28). Perera in sod. so ocenili minimalno klinično pomembno izboljšanje za starejše posameznike, ki znaša od 0,08 m/s do 0,14 m/s (29). V danem primeru se je hitrost hitre hoje izboljšala za 0,97 m/s, kar kaže na klinično pomembno izboljšanje v primerjavi z vsemi študijami (28, 29).

Bergova lestvica za oceno ravnotežja je primeren test za vrednotenje izida vadbe ravnotežja, pri čemer za klinično pomembno spremembo šteje tista, ki doseže najmanj 4-6 točk (30). Conradsson in sod. (31) predlagajo celo 8 točk razlike med meritvama. V našem primeru je med meritvama 10 točk razlike, kar torej kaže na klinično pomembno izboljšanje.

Časovno merjeni vstani in pojdi test se je tekom rehabilitacije izboljšal za 13,8 sekunde. Rezultat zadnje meritve se je z 10,7 sekunde približal normativni vrednosti za starejše posameznike, ki znaša 10 sekund (32).

Prav tako so se glede na prvo meritve izboljšale vse vrednosti časovno prostorskih spremenljivk merjenih z G-WALK-om kar prikazuje tabela 1.

Analiza hoje ob zaključku je pokazala bolj simetrično hojo, kar je razvidno iz primerjave vrednosti posameznih spremenljivk za levi in desni spodnji ud (tabela 1).

ZAKLJUČEK

Računalniška analiza hoje z G-WALK-om je poleg ustaljenih načinov ocenjevanja hoje dobrodošel pripomoček v klinični praksi, s katerim pridobimo natančnejše objektivne podatke o časovno prostorskih spremenljivkah. S temi podatki pripomoremo k specifično usmerjeni fizioterapevtski vadbi glede na ugotovljena odstopanja od normalne hoje.

Literatura:

1. Gerževič M, Dobnik M. Gibalno-kognitivna vadba: praktična delavnica. eSiNAPSA; 2014; 7. Dostopno na: <https://www.sinapsa.org/eSinapsa/clanki/107/Gibalno-kognitivna%20vadba:%20prakti%C4%8Dna%20delavnica> (citirano 3. 11. 2019).
2. Vargo M. Brain tumor rehabilitation. Am J Phys Med Rehabil. 2011; 90 5 Suppl. 1: S50-62.
3. Skoblar Vidmar M. Onkološko zdravljenje tumorjev osrednjega živčevja. V: Kos N, Moharić M, ur. 5. slovensko-hrvaški simpozij rehabilitacijske medicine, 17.-18. 11. 2017, Dolenske Toplice: zbornik predavanj. Ljubljana: Združenje za fizikalno in rehabilitacijsko medicino Slovenije; 2017: 23-30.
4. Globokar D, Goljar N. Rehabilitacija bolnikov po zdravljenju možganskih tumorjev. V: But Hadžić J, Matos E, Velenik V, ur. Podporno zdravljenje bolnikov z rakom: zbornik. Ljubljana: Slovensko zdravniško društvo; 2015: 26-31.
5. Grabljevec K, Goljar N. Celostna rehabilitacija oseb z malignimi tumorji možganov. V: Kos N, Moharić M, ur. 5. slovensko-hrvaški simpozij rehabilitacijske medicine, 17.-18. 11. 2017, Dolenske Toplice: zbornik predavanj. Ljubljana: Združenje za fizikalno in rehabilitacijsko medicino Slovenije; 2017: 35-39.
6. Gage JR, Deluca PA, Renshaw TS. Gait analysis: principles and applications. J Bone Joint Surg. 1995; 77-A (10): 1607-23.
7. Harkema SJ, Behrman AL, Barbeau H. Locomotor training: principles and practice. New York: Oxford University Press; 2018: 6-8, 109.
8. Matjačić Z. Osnove biomehanike bipedalne hoje. Ljubljana: Inštitut Republike Slovenije za rehabilitacijo; 2006.
9. Gor-Gracia-Fogeda MD, Cano de la Cuerda R, Carratala Tejada M, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F. Observational gait assessment in people with neurological disorders: systematic review. Arch Phys Med Rehabil. 2016; 97(1): 131-40.
10. Puh U, Kacin A, Rugelj D, Hlebš S, Jakovljević M. Ocenjevanje v fizioterapiji. Rehabilitacija. 2016; 15 suppl. 1: 21-32.
11. Norkin CC, Oleny SJ. Examination of gait. In: O' Sullivan SB, Schmitz TJ, eds. Physical rehabilitation. 5th ed. Philadelphia: Davis; 2007: 317-72.
12. Marinho AR, Flett HM, Craven C, Ottensmeyer CA, Parsons D, Verrier MC. Walking related outcomes for individuals with traumatic and non-traumatic spinal cord injury inform physical therapy practise. J Spinal Cord Med. 2012; 35(5): 371-81.

13. Puh U. Test hoje na 10 metrov. Fizioterapija. 2014; 22(1): 45-54.
14. Webster KE, Wittwer JE, Feller JA. Validity of GAITRite walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. Gait Posture. 2005; 22(4): 317-21.
15. Rugelj D, Sevšek F. Variabilnost časovnih in dolžinskih spremenljivk hoje pri starejših ženskah. Fizioterapija. 2015; 23(1): 1-8.
16. De Ridder R, Lebleu J, Willems T, De Blaizer C, Detrembleur C, Roosen P. Concurrent validity of a commercial wireless trunk triaxial accelerometer system for gait analysis. J Sport Rehabil. 2019; 28(6): pii: jsr.2018-0295. doi: 10.1123/jsr.2018-0295.
17. Park G, BHSc, Woo Y. Comparison between a center of mass and a foot pressure sensor system for measuring gait parameters in healthy adults. J Phys Ther Sci. 2015; 27(10): 3199-202.
18. van Loo MA, Moseley AM, Bosman JM, de Bie RA, Hassett L. Inter-rater reliability and concurrent validity of step length and step width measurement after traumatic brain injury. Disabil. Rehabil. 2003; 25(21): 1195-200.
19. Brunnekreef JJ, van Uden CJT, van Moorsel S, Kooloos JG. Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments. BMC Musculoskeletal Disord. 2005; 6:17.
20. Kim JC, Lim JH. The effects of coordinative locomotor training on coordination and gait in chronic stroke patients: a randomized controlled pilot trial. J Exerc Rehabil. 2018; 14(6): 1010-16.
21. De Ridder R, Lebleu J, Willems T, De Blaizer C, Detrembleur C, Roosen P. Concurrent validity of a commercial wireless trunk triaxial accelerometer system for gait analysis. J Sport Rehabil. 2019; 28(6). pii: jsr.2018-0295. doi: 10.1123/jsr.2018-0295.
22. Tarnita D. Wearable sensors used for human gait analysis. Rom J Morphol Embryol. 2016; 57(2): 373-82.
23. G-Walk: user manual english version 8.1.0. BTS Bioengineering; 2017. Dostopno na: https://elitemedicale.fr/bts/wp-content/uploads/sites/11/2018/07/Manuel-utilisateur-G-WALK_FR-partie1.pdf (citirano 6. 2. 2020).
24. Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, Declouere K. Gait analysis: clinical facts. Eur J Phys Rehabil Med. 2016; 52(4): 560-74.
25. Whittle MW. Gait analysis: an introduction. 4th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, Elsevier; 2007.
26. Begg RK, Wytch R, Major RE. Instrumentation used in clinical gait studies: a review. J Med Eng Technol. 1989; 13(6): 290-5.
27. Bohannon RW. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. Age Ageing. 1997; 26: 15-9.
28. van Loo MA, Moseley AM, Bosman JM, de Bie RA, Hassett L. Test-re-test reliability of walking speed, step length and step width measurement after traumatic brain injury: a pilot study. Brain Inj. 2004; 18(10): 1041-8.
29. Perera S, Mody SH, Woodman RC, Studenski SA. Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults. J Am Geriatr Soc. 2006; 54(5): 743-9.
30. Wood-Dauphine S, Berg K, Bravo G, Williams JI. Canadian journal of re: responsiveness to clinically meaningful changes. Can J Rehabil. 1997; 10: 35-50.
31. Conradsson M, Lundin-Olsson L, Lindelöf N, Littbrand H, Malmqvist L, Gustafson Y, et al. Berg balance scale: intrarater test-retest reliability among older people dependent in activities of daily living and living in residential care facilities. Phys Ther. 2007; 87(9): 1155-63.
32. Jakovljević M. Časovno merjeni vstani in pojdi test: pregled literature. Fizioterapija. 2013; 21(1): 38-47.