

UNIVERZITET EDUCONS
Sremska Kamenica
Fakultet za sport i psihologiju Novi Sad

**VEŽBE ZA VRATNU REGIJU I NJIHOV
UTICAJ NA KVALITET HODA KOD OSOBA
SA TRAUMATSKOM POVREDOM MOZGA**

Doktorska disertacija

Mentor:

Prof. dr. Romana Romanov

Kandidat:

MSc Ladislav Mesarič

Novi Sad, 2026.

Sadržaj

Sadržaj slika	3
Sadržaj tabela	3
Sadržaj grafikona.....	4
SAŽETAK.....	6
ABSTRACT	7
1 UVOD	8
2 TEORIJSKI OKVIR	10
2.1 Definicija traumatske povrede mozga.....	10
2.1.1 Patofiziologija TPM	10
2.1.2 Klasifikacija TPM	11
2.1.3 Epidemiologija i uticaji TPM na povređene	12
2.1.4 Posledice TPM na kretanje.....	12
2.2 Hod.....	13
2.2.1 Osnovne karakteristike hoda	13
2.2.2 Mehanizmi kontrole hoda.....	14
2.2.3 Procena prostorno-vremenskih parametara hoda	19
2.3 Hod i traumatska povreda mozga.....	20
2.3.1 Poremećaji hoda kod TPM.....	20
2.3.2 Varijabilnost hoda kod osoba sa TPM	22
2.4 Rehabilitacija i poboljšanje hoda nakon TPM	23
3 PREDMET, CILJ I ZADACI ISTRAŽIVANJA	26
4 HIPOTEZE.....	27
4.1 Glavna hipoteza.....	27
4.1.1 Operacionalizovane hipoteze koje se odnose na ponovljivost varijabli hoda pre i posle eksperimentalnog programa.....	28

4.1.2	Operacionalizovane hipoteze koje se odnose na pojedinačne karakteristike kinestezije vrata i hoda.....	28
5	METODE	29
5.1	Dizajn studije.....	29
5.2	Uzorak ispitanika.....	30
5.3	Merni instrumenti i varijable.....	31
5.3.1	Merenje karakteristika postavljanja stopala tokom hoda	32
5.3.2	Merenje cervikocefalne kinestezije	35
5.4	Statistička analiza podataka	36
6	REZULTATI.....	38
6.1	Promene u parametrima hoda.....	38
6.2	Promene u kinesteziji vrata	41
6.3	Korelacije između promenljivih hoda i kinestezije vrata.....	51
6.4	Ponovljivosti promenljivih hoda pre i posle eksperimentalnog programa.....	54
6.5	Ponovljivosti promenljivih kinestezije vrata pre i posle eksperimentalnog programa	67
7	DISKUSIJA.....	70
7.1	Efekti eksperimentalnog programa na strukturu obrasca hoda	72
7.2	Ponovljivost promenljivih hoda pre i posle eksperimentalnog programa.....	75
7.3	Ponovljivost promenljivih kinestezije vrata	76
7.4	Karakteristike kinestezije vrata i hoda	77
7.5	Korelacije između promenljivih hoda i kinestezije vrata.....	79
7.6	Ograničenja studije.....	81
8	ZAKLJUČAK	83
	PRILOGE	106

Sadržaj slika

Slika 1: Dvodimenzionalna postavka senzora i fotocelija na stazi bez prepreke.....	33
Slika 2: Dvodimenzionalna postavka senzora i fotocelija na stazi sa preprekom.....	34
Slika 3: Dužina koraka, dužina dvokoraka, širina koraka.....	34
Slika 4: Faze ciklusa hoda i njihovo trajanje (prema Microgate)	35
Slika 5: Merenje kontrole pokreta vratne kičme pomoću Butterfly testa.	36

Sadržaj tabela

Tabela 1: Deskriptivni statistički podaci za varijable, starost, telesnu masu i visinu	38
Tabela 2: Korelacije između parametra hoda na drugom delu staze (AVG2) i NC pre eksperimentalnog programa, na stazi bez prepreke za EXP1	51
Tabela 3: Korelacije između parametra hoda na prvom delu staze (AVG1) i NC posle eksperimentalnog programa, na stazi sa preprekom za EXP2	52
Tabela 4: Korelacije između parametra hoda na drugom delu staze (AVG2) i NC posle eksperimentalnog programa, na stazi sa preprekom za EXP2	53
Tabela 5: Ponovljivost parametara hoda kod EXP1 na prvom delu staze bez prepreke pre i posle eksperimentalnog programa	54
Tabela 6: Ponovljivost parametara hoda kod EXP2 na prvom delu staze bez prepreke pre i posle eksperimentalnog programa	56
Tabela 7: Ponovljivost parametara hoda kod EXP1 na drugom delu staze bez prepreke pre i posle eksperimentalnog programa.....	57
Tabela 8: Ponovljivost parametara hoda kod EXP2 na drugom delu staze bez prepreke pre i posle eksperimentalnog programa.....	58
Tabela 9: Ponovljivost parametara hoda kod EXP1 na prvom delu staze sa preprekom pre i posle eksperimentalnog programa.....	60
Tabela 10: Ponovljivost parametara hoda kod EXP1 na drugom delu staze sa preprekom pre i posle eksperimentalnog programa.....	62
Tabela 11: Ponovljivost parametara hoda kod EXP2 na prvom delu staze sa preprekom pre i posle eksperimentalnog programa.....	64

Tabela 12: Ponovljivost parametara hoda kod EXP2 na drugom delu staze sa preprekom pre i posle eksperimentalnog programa.....	65
Tabela 13: Ponovljivost Neckcare (Butterfly test) za EXP1 pre i posle eksperimentalnog programa.....	67
Tabela 14: Ponovljivost Neckcare (Butterfly test) za EXP2 pre i posle eksperimentalnog programa.....	68

Sadržaj grafikona

Grafikon 1: Prosečne vrednosti STC (vremena dvokoraka) za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa za AVG 2, na stazi sa preprekom	38
Grafikon 2: Prosečne vrednosti ukupnog vremena u sekundama za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa za AVG 2, na stazi sa preprekom	39
Grafikon 3: Prosečne vrednosti ukupnog vremena u sekundama za grupu EXP1 bez prepreke i grupu EXP1 sa preprekom, pre i posle eksperimentalnog programa	40
Grafikon 4: Procenat ukupnog vremena u području U _e za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa	41
Grafikon 5: Procenat ukupnog vremena u području U _m za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa	42
Grafikon 6: Procenat ukupnog vremena u U _d za obe grupe pre i posle eksperimentalnog programa.....	43
Grafikon 7: Procenat ukupnog vremena u T _e za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa.....	44
Grafikon 8: Procenat ukupnog vremena u području T _m za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa	45
Grafikon 9: Procenat ukupnog vremena u području T _d za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa	46
Grafikon 10: Procenat ukupnog vremena u području O _e za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa	47
Grafikon 11: Procenat ukupnog vremena u području O _m za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa	48

Grafikon 12: Procenat ukupnog vremena u području O _d za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa	49
Grafikon 13: Prosečne vrednosti indeksa glatkoće pokreta (S _i) za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa	50

SAŽETAK

Istraživanje je ispitivalo uticaj programa vežbi usmerenih na vratnu regiju a u cilju poboljšanja stabilnosti i ponovljivost pokreta u fazama hoda kod ispitanika sa traumatskom povredom mozga (TPM), i ispitanika bez traumatske povrede mozga. Eksperimentalni faktor je realizovan kroz šestonedeljni program vežbi za poboljšanje kinestezije vrata, nakon čega je procenjivan uticaj na hod bez prepreka i hod sa preprekama.

U istraživanje je inicijalno bilo uključeno 19 muškaraca, od kojih je 9 bilo ispitanika opšte populacije bez traumatske povrede mozga (BTPM), a 10 s traumatskom povredom mozga (TPM). Identifikacija parametara hoda izvedena je pomoću optičkih senzora, dok je kinestezija vrata procenjena korišćenjem Butterfly testa.

Normalnost i homogenost distribucije podataka proveravane su Levinovim testom i koeficijentima asimetrije i spljoštenosti, pri čemu je odstupanje od normalne distribucije normalizovane prirodnim logaritmom. Za analizu razlika između grupa i efekat treninga na različite parametre, korišćena je dvosmerna analiza varijanse (ANOVA) sa delimičnim eta kvadratom za procenu veličine efekta. Poređenja između grupa izvršena su t-testovima korigovanim Benjamini-Hochbergovom metodom za kontrolu stope lažnih otkrića (False Discovery Rate, FDR). Povezanost između varijabli procenjena je Spearmanovim korelacionim koeficijentom, dok je ponovljivost merenja procenjena intraklasnim korelacionim koeficijentima (ICC) i pripadajućim standardnim greškama merenja (SEM).

Rezultati su pokazali da je trening za poboljšanje kinestezije vrata, značajno poboljšao ponovljivost hoda kod osoba sa TPM, naročito kod zadataka koji zahtevaju veću senzorno-motornu koordinaciju. Kod BTPM ispitanika ponovljivost hoda se nije značajno promenila. Struktura obrasca hoda ostala je nepromenjena u obe grupe, što ukazuje na ograničen uticaj eksperimentalnog programa na osnovne biomehaničke karakteristike hoda. Povećana pažnja kod osoba sa TPM verovatno je produžila vreme izvođenja zadataka. Međutim, ograničenost uzorka smanjila je statističku snagu analize, što predstavlja ključni izazov u interpretaciji rezultata.

Ključne reči: traumatska povreda mozga, kinestezija vrata, hod, senzorno-motorna integracija.

ABSTRACT

The study examined the effects of cervical kinesthesia training on the stability, repeatability, and fundamental biomechanical characteristics of gait patterns in participants with traumatic brain injury and healthy individuals. The intervention consisted of a six-week exercise program aimed at improving cervical kinesthesia, after which its impact on walking without obstacles and walking with obstacles was evaluated. The aim of the study was to assess the differences between the groups in improving cervical kinesthesia and its impact on gait parameters during walking with and without obstacles.

A total of 19 male participants were included in the study, 10 of whom were participants from the general population without traumatic brain injury (TBI) and 9 with TBI. Gait measurements were conducted using optical sensors, and cervical kinesthesia was evaluated using the Butterfly test.

The normality and homogeneity of data distribution were assessed using Levene's test and coefficients of skewness and kurtosis, with non-normal distributions normalized using a natural logarithm. Differences between groups and the effects of training on various parameters were analyzed using two-way analysis of variance (ANOVA) with partial eta squared to estimate effect sizes. Paired comparisons between groups were performed using t-tests adjusted with the Benjamini-Hochberg procedure to control for false discoveries. Associations between variables were evaluated with Spearman's correlation coefficient, while the repeatability of measurements was assessed using intraclass correlation coefficients (ICC) and corresponding standard error measurements (SEM).

The results showed that cervical kinesthesia training significantly improved gait repeatability in individuals with TBI, particularly in tasks requiring greater sensorimotor coordination. In healthy individuals, gait repeatability did not significantly change. The structure of the gait pattern remained unchanged in both groups, indicating a limited impact of the intervention on fundamental biomechanical characteristics of gait. Increased attention in individuals with TBI likely prolonged task execution time. However, the limited sample size reduced the statistical power of the analysis, presenting a key limitation in interpreting the results.

Keywords: traumatic brain injury, cervical kinesthesia, gait, sensorimotor integration.

1 UVOD

Traumatska povreda mozga (TPM) predstavlja ozbiljan javnozdravstveni problem koji nadilazi samu kliničku dijagnozu, posledice TPM utiču na kretanje, samostalnost i kvalitet života pojedinca (Grabljevec i sar., 2015; Masel i DeWitt, 2010). TPM se definiše kao povreda mozga koja nije urođena ili degenerativna, već je izazvana spoljnim silama, poput padova, saobraćajnih nesreća ili udaraca (McKee i Daneshvar, 2015; Najem i sar., 2018; Karipiadou i sar., 2018). Prema podacima epidemioloških istraživanja, TPM je jedan od vodećih uzroka smrti i invaliditeta kod mladih, ali i starijih osoba (Brazinova i sar., 2021; Rutland-Brown i sar., 2006; Tagliaferri i sar., 2006; Galgano i sar., 2017). Najčešće pogađa decu, mlade odrasle i starije osobe (Galgano i sar., 2017), a kod odraslih se veća učestalost TPM beleži tokom vikenda, državnih praznika i u letnjim mesecima (Posti i sar., 2021), što se delom može povezati sa pojačanom rekreativnom aktivnošću i drugim rizičnijim ponašanjem u tim periodima. Stručna literatura opisuje TPM kao primarne povrede, koje nastaju u trenutku udara (npr. kontuzije, hematomi, kidanja tkiva), i sekundarne povrede koje se razvijaju naknadno, usled složenih ćelijskih i biohemijskih procesa u mozgu (Albert-Weissenberger i Sirén, 2010; Braun i sar., 2017; Mira i sar., 2021). Patofiziološki mehanizmi uključuju delovanje rotacionih i sila smicanja na glavu, što dovodi do difuznog oštećenja aksona i dugotrajnih neuroloških posledica (Harmon i sar., 2013; Smith i sar., 2003; Umfress i sar., 2022; Michalovicz i sar., 2023). Klinička klasifikacija TPM obuhvata blage, umerene i teške oblike, najčešće zasnovane na Glasgow koma skali (GCS), što direktno utiče na trajanje simptoma i strategiju rehabilitacije (Teasdale i Jennett, 1974; Capizzi i sar., 2020; Mitchell i sar., 2021; Lund i sar., 2016). Čak i blage povrede – poput potresa mozga – mogu dovesti do dugotrajnih poremećaja ravnoteže, koordinacije i kognicije (Ponsford i sar., 2018; Capizzi i sar., 2020; Mitchell i sar., 2021).

Posebno su izraženi poremećaji pokreta kao posledica TPM. Mogu se manifestovati kao pareze, spastičnost, smanjena stabilnost ili izražene promene u obrascima kretanja (Kozlowski i sar., 2013; Ponsford i sar., 2018). Hod, koji je uobičajeno automatizovan i efikasan proces, postaje izazov kod osoba sa TPM zbog oštećenja u integraciji mišićne snage, propiocepcije, vestibularnog i vizuelnog sistema, kao i kognitivne kontrole nad pokretom (Hausdorff, 2005; Baker i sar., 2016; Perry i Burnfield, 2024; Williams i sar., 2009).

Zbog toga rehabilitacija hoda ima značajnu ulogu u procesu oporavka nakon TPM. Značaj vežbi usmerenih ka obnavljanju koordinacije, ravnoteže i kontrole tela potvrđuju klinička praksa i istraživanja koja ukazuju da ciljano vežbanje ravnoteže, snage, propiocepcije i hoda može poboljšati funkcionalnu mobilnost i smanjiti rizik od padova (Kleffelgaard i sar., 2019; Shumway-Cook i sar., 2021; Williams i sar., 2009; Romanov i sar., 2021). Programi vežbanja često uključuju i vestibularni i kognitivni trening, jer su vestibularni sistem i izvršne funkcije često pogođeni nakon TPM i značajno utiču na stabilnost hoda (Hoffer i sar., 2015; Mucha i sar., 2014; Pizzamiglio i sar., 2018). Najnovija istraživanja ističu da sistematska i ciljano usmerena fizička aktivnost poboljšava brzinu, simetriju i stabilnost hoda, pri čemu je ključno da se vežbe individualno prilagode i da se odvijaju u sigurnom okruženju koje omogućava progresiju ka zahtevnijim zadacima – hod po neravnom terenu, hod sa preprekama ili uz istovremeno obavljanje drugih zadataka (Matthis i sar., 2018; Peters i sar., 2014; Vešligaj-Damiš i sar., 2016).

Pristupi kao što su funkcionalna električna stimulacija, vežbanje na nestabilnim površinama, vizuelna i vestibularna rehabilitacija, pa čak i primena različitih specifičnih trenažnih pomagala, sve više dopunjuju tradicionalne metode (Killington i sar., 2010; Vešligaj-Damiš i sar., 2016; Shumway-Cook i sar., 2021). Uloga fizioterapeuta i drugih stručnjaka poput kineziologa ili trenera koji mogu raditi sa populacijom osoba sa TPM u smislu primene programa vežbanja sa ciljem snaženja fizičkih kompetencija od presudne je važnosti, jer omogućavaju individualno usmeren program koji povećava efikasnost i smanjuje rizik od padova (Peterson i Greenwald, 2015; Romanov i sar., 2021; Peters i sar., 2014).

Rehabilitacija hoda nakon TPM ne samo da poboljšava funkcionalnu mobilnost, već doprinosi i boljem samopouzdanju, kognitivnim sposobnostima i celokupnom kvalitetu života. U savremenoj neurorehabilitaciji, vežbanje se ne tretira samo kao telesna aktivnost, već kao terapijski alat koji omogućava mozgu da ponovo uspostavi funkciju putem neuroplastičnosti i dugotrajnih adaptivnih promena u nervnom sistemu (Maas i sar., 2008; Mira i sar., 2021; Shumway-Cook i sar., 2021). Stoga je stručno vođeni i dobro osmišljeni program vežbi ključni faktor u oporavku osoba sa TPM, kako u prvoj fazi nakon povrede, tako i po uspostavljanju hoda, kako bi se obezbedila opšta pokretljivost u ličnom i društvenom kontekstu, pa time i šira psihofizička reintegracija u svakodnevni život (Kleffelgaard i sar., 2019; Peterson i Greenwald, 2015; Romanov i sar., 2021).

2 TEORIJSKI OKVIR

2.1 Definicija traumatske povrede mozga

Prema uzroku povrede, povrede mozga se dele na traumatske i netraumatske. Do netraumatskih povreda dolazi usled unutrašnjih procesa u telu, kao što su moždani udar, infekcije, tumori ili trovanja (McKee i Daneshvar, 2015). Slučajna ili traumatska povreda mozga (TPM) je svaka povreda mozga koja nije urođena ili degenerativna i nastala je kao posledica spoljnih faktora (Karipiadou i sar., 2018). Među najčešće uzroke spadaju udarci, padovi, saobraćajne nesreće i povrede tokom sportskih aktivnosti. TPM uključuje posledice direktnih komplikacija kao što su krvarenja, oticanja i povrede moždanog tkiva. Posledice ovih povreda mogu biti privremene ili trajne i utiču na različite oblasti, uključujući pokrete, kognitivne funkcije i psiho-socijalno funkcionisanje (Grabljevec i sar., 2015; Sergio i sar., 2020). Definiše se kao promena moždane funkcije ili druga očigledna moždana patologija izazvana spoljašnjom silom (mehanička povreda) (Najem i sar., 2018). TPM spada među ozbiljnije vrste povreda jer je praćena većim mortalitetom ili dugoročnim negativnim posledicama na život pojedinca (Masel i DeWitt, 2010).

2.1.1 Patofiziologija TPM

Patofiziologija traumatske povrede mozga obuhvata primarni i sekundarni tip povreda. Primarna povreda se odnosi na povredu mozga izazvanu spoljašnjom silom (Albert-Weissenberger i Sirén, 2010; Hentig i sar., 2021; Pearl Chung, 2013). Ključnu ulogu u nastanku traumatskih povreda mozga igraju rotacione i sile smicanja koje deluju na segment glave. Tokom rotacionih pokreta, različiti delovi mozga kreću se u različitim pravcima i brzinama, što izaziva lokalne deformacije i napetosti, posebno u beloju moždanoj supstanci (Umfress i sar., 2022). Ovo kretanje dovodi do toga da se zbog svoje mase i pozicije različiti delovi mozga kreću različitim brzinama, što može izazvati istezanje i kompresiju tkiva na mestima njihovog kontakta (Harmon i sar., 2013; Umfress i sar., 2022). Dodatno, ovo kretanje može izazvati sile smicanja na kontaktu između sive i bele moždane supstance jer su različiti delovi moždanog tkiva izloženi različitim kretanjima usled razlika u gustini i elastičnosti. Sile smicanja mogu izazvati cepanje aksona, što vodi do difuznih povreda moždanog tkiva, naročito u beloju moždanoj supstanci (Harmon i sar., 2013; Smith i sar., 2003). Difuzna aksonska povreda često

se javlja u nesrećama pri visokim brzinama, kao što su saobraćajne nesreće ili pri nasilnim udarcima u glavu. Dok linearne sile mogu izazvati lokalizovane povrede, rotacione sile su odgovorne za proširene povrede aksona, što može dovesti do dugotrajnih neuroloških i kognitivnih problema (Michalovicz i sar., 2023). Zbog ovih povreda dolazi do disekcije ili cepanja aksona, što ometa prenos nervnih impulsa, njihovu obradu i posledično, ozbiljne poremećaje u funkcionisanju nervnog sistema (Meythaler i sar., 2001; Nakagawa i sar., 2011; Young i sar., 2015).

Sekundarna povreda obuhvata ćelijske i molekularne promene koje se javljaju satima ili danima nakon TPM (Braun i sar., 2017). Ove promene uključuju dalju aksonsku degeneraciju, demijelinizaciju, neuroinflamatorne procese, oksidativni stres, mitohondrijske i sinaptičke povrede i agregaciju proteina (Mira i sar., 2021). Aktiviranje mehanizama sekundarne povrede odgovorno je za postojanost simptoma i povećanu ranjivost na novu moždanu traumu ili razvoj drugih neurodegenerativnih poremećaja (Maas i sar., 2008).

2.1.2 Klasifikacija TPM

Traumatske povrede mozga (TPM) klinički se klasifikuju na blage, umerene i teške, na osnovu Glasgow koma skale (GCS), standardizovanog sistema za procenu svesti. Ova skala, razvijena 1974. godine, omogućava brzu procenu nivoa svesti kod pacijenata sa traumatskim povredama mozga i drugim neurološkim poremećajima (Teasdale i Jennett, 1974). Skala procenjuje tri glavne komponente svesti: otvaranje očiju, verbalni odgovor i motorički odgovor, pri čemu se svaka komponenta procenjuje određenim brojem poena. Konačni rezultat kreće se od 3, što predstavlja najteži oblik kome, do 15, što predstavlja potpunu svest (Teasdale i Jennett, 1974). TPM rezultira simptomima koji mogu trajati kratko (dani do nedelje) ili hronično tokom života (Capizzi i sar., 2020). Blaga TPM, opšte poznata kao potres mozga, najčešći je tip moždane povrede. Definiše se kao povreda kod koje osoba ima rezultat od 13–15 na GCS u prvih 30 minuta nakon povrede. Često je prati kratkotrajni gubitak svesti, konfuzija ili amnezija (Mitchell i sar., 2021). Srećom, više od 85% TPM je blagih i većina pacijenata se oporavlja od povrede (Sophie Su i sar., 2016). Umerene i teške povrede predstavljaju ozbiljnije traumatske povrede mozga čije posledice traju duže (Lund i sar., 2016). Osobe sa umerenom ili teškom povredom mozga imaju veliku varijabilnost u težini i toku povrede u akutnoj fazi, što može dovesti do hroničnih problema u kasnijim fazama (Lund i sar., 2016).

2.1.3 Epidemiologija i uticaji TPM na povređene

Stanja nakon TPM povezana su sa privremenim ili trajnim posledicama koje se ispoljavaju u biološkoj, psihološkoj i socijalnoj prirodi osobe. Zbog visoke stope smrtnosti, vrlo zahtevnog akutnog lečenja, dugotrajne rehabilitacije i posledica (privremenih i posebno trajnih) u svim oblastima života, TPM se smatra jednim od najvećih zdravstvenih i socijalnih problema u razvijenom svetu (Grabljevec i sar., 2015). Meta-analiza (Brazinova i sar., 2021) pokazala je da postoje velike razlike u prevalenciji TPM i stopama smrtnosti među različitim zemljama i populacijama. Među vodeće uzroke TPM spadaju padovi i saobraćajne nesreće (Rutland-Brown i sar., 2006). Postoje neki dokazi o promeni obrazaca mehanizama povreda tokom vremena, što može ukazivati na uspešnost preventivnih mera za smanjenje povreda u saobraćajnim nesrećama, ali i naglašava potrebu za razumevanjem povreda povezanih sa padovima, naročito kod starijih osoba (Brazinova i sar., 2021). Meta-analiza (Brazinova i sar., 2021) prevalencije TPM u Evropi otkrila je velike razlike u kriterijima za uključivanje, utvrđivanje i definicijama slučajeva. Raspon incidence TPM u kombinovanim studijama na državnom i regionalnom nivou bio je od 47,3 do 849 povreda na 100.000 stanovnika godišnje. Dok je godišnja stopa smrtnosti povezana sa TPM procenjena na 15 na 100.000 stanovnika (Tagliaferri i sar., 2006). Najveće stope rizika za TPM obično su u vrlo mladm uzrastu (0–4 godine), kao i kod adolescenata i mladih odraslih osoba (15–24 godine). Drugi vrh incidence je kod osoba starijih od 65 godina (Galgano i sar., 2017). Prijemi u bolnice i smrtnost zbog TPM bili su češći u Finskoj tokom državnih praznika, vikenda i u letnjim mesecima. Ljudi koji su doživeli TPM u proseku su bili mlađi i zdraviji. Pojava TPM tokom državnih praznika i vikenda raste alarmantnom brzinom (Posti i sar., 2021).

2.1.4 Posledice TPM na kretanje

Svaka TPM izaziva određeni stepen oštećenja koji se odražava u poremećajima kognitivnih funkcija, raspoloženja, percepcije, kao i u poremećajima pokreta (Ponsford i sar., 2018). U zavisnosti od stepena povrede javljaju se sledeći poremećaji: paraliza, pareza ili poremećaj koordinacije pokreta, kao i pojava nevoljnih pokreta koji negativno utiču na pokretljivost pojedinca (Kozlowski i sar., 2013). Osobe sa TPM dodatno svakodnevno pokazuju veliku varijabilnost u funkcionalnim sposobnostima (Antal i sar., 2011, Majcen Rosker i sar., 2024).

Nije nužno da osobe sa TPM imaju neurološki zasnovan poremećaj hoda. Neki ljudi sa TPM zadobiju povrede koje su ograničene na kognitivnu i bihevioralno oblast (Togher i sar., 2023). S obzirom na to da TPM najčešće nastaje kao posledica različitih nesreća, mnoge osobe istovremeno zadobijaju i povrede lokomotornog sistema, što dodatno može uticati na obrazac hoda (Williams i sar., 2015).

2.2 Hod

2.2.1 Osnovne karakteristike hoda

Hod je važan faktor kvaliteta života i jedna od najvažnijih motoričkih veština za obavljanje različitih motoričkih zadataka, neophodnih za samostalnost i kretanje (Chan i sar., 1987; Kulkarni i sar., 2001; Grajić, 2015). Kada se telo kreće napred, jedna noga pruža potporu telu, dok se druga pomera napred i priprema se za ulogu potpore. Ovaj obrazac se uzastopno ponavlja i predstavlja ciklus hoda. Ciklus hoda je u svojoj najjednostavnijoj formi sastavljen iz faze potpore i faze zamaha. Dovoljna pokretljivost zglobova donjih ekstremiteta i odgovarajuća mišićna snaga povećavaju efikasnost hoda. U tipičnom obrascu hoda svaki korak, odnosno dva koraka, veoma su slični sledećem, a celokupni obrazac kretanja se ciklično ponavlja (Chambers i Sutherland, 2002). Ciklus hoda (Whittle, 2007; Baker i sar., 2016) počinje kada se peta jedne noge dodirne tlo i završava kada ista noga, nakon obavljenog koraka, ponovo dodirne tlo. Ciklus počinje fazom stajanja, koja uključuje sekvencu kontakta stopala sa tlom, od pete do prstiju. Zatim sledi faza zamaha, u kojoj stopalo visi i kreće se u vazduhu. U proseku, faza stajanja predstavlja 60% celokupnog ciklusa hoda, dok faza zamaha predstavlja preostalih 40% (Agostini i sar., 2013). Svaki ciklus hoda sastavljen je iz jedne jednostruke potpore i dva perioda dvostruke potpore. Prvi period dvostruke potpore, poznat i kao „reakcija na opterećenje,“ nastupa odmah kada peta vodeće noge dođe u kontakt sa tlom i počne da podržava telesnu težinu. Drugi period dvostruke potpore, nazvan „preodrazna faza,“ nastupa neposredno pre nego što se potporna noga podigne sa tla u pripremi za zamah. Prva dvostruka potpora stabilizuje telo pri kontaktu sa tlom, dok druga priprema telo za sledeći korak. Kada je samo jedna noga u kontaktu sa tlom, govorimo o jednostrukoj potpori (Perry i Burnfield, 2024).

2.2.2 Mehanizmi kontrole hoda

Hod je složeno, ritmično i ciklično kretanje, kombinacija motoričkih i kognitivnih sposobnosti, koje za pravilno izvođenje zahteva integraciju mehaničkih karakteristika skeleta, motoričke kontrole sa ciljem održavanja ravnoteže i uspostavljanja odgovarajuće intermišićne koordinacije (Zajac i sar., 2002). Za uspravan hod moraju biti ispunjeni osnovni preduslovi, sposobnost održavanja uspravnog stava i ravnoteže (Grajić, 2015). Stoga, definicija ravnoteže je stanje tela u kojem je rezultat svih sila (spoljnih i unutrašnjih) koje deluju na telo jednak 0. Kontrolu ravnoteže možemo definisati i kao sposobnost održavanja ravnoteže u gravitacionom polju, održavanjem ili vraćanjem vertikalne projekcije centra telesne mase unutar potporne površine, i kao sposobnost kontrole položaja tela u prostoru (Rose, 2010). Pravilno funkcionisanje sistema za kontrolu ravnoteže ljudima omogućava da zadrže uspravan položaj tela i stabilnost tokom različitih pokreta (Patti i sar., 2023). Hod je ciljno usmereno ponašanje koje pokreću voljni i emocionalni podsticaji, što ukazuje na složenost neuralnih puteva potrebnih za njegovu kontrolu, koji uključuju moždanu koru i limbički sistem (Grillner, 2006). Automatski procesi, kao što su prilagođavanje mišićnog tonusa i ritmični pokreti ekstremiteta, kontrolisani su preko centralnih generatora pokreta (CPG), koji se nalaze pretežno u kičmenoj moždini i delimično u moždanom stablu (Grillner, 2006). Pri hodu CPG samostalno generišu osnovni ritam koraka, koji je potreban za naizmenično kretanje nogu bez potrebe za stalnom kontrolom viših moždanih centara. Ovaj ritam omogućava efikasno kretanje bez zahtevnih misaonih procesa, što oslobađa mozak za druge zadatke (Rossignol i sar., 2006). Pored toga, CPG rade zajedno sa senzornim signalima koji dolaze iz proprioceptora i eksteroeptora, što im omogućava da prilagode pokret trenutnim uslovima. Na taj način telo tokom hoda automatski reaguje na promene u okruženju, što osigurava stabilno i bezbedno kretanje (Grillner, 2006). Za složenije prilagođavanje hoda uključuju se viši, nadređeni moždani centri, kao što su bazalne ganglije, mali mozak i moždano stablo (Baladron i sar., 2023). Ove strukture omogućavaju kontrolu mišićnog tonusa i pokreta bez svesne kontrole, što osigurava stabilan hod (Middleton i Strick, 2000). Nadređeni centri, kao što su bazalne ganglije i mali mozak, omogućavaju automatsku regulaciju pokreta i stabilizaciju hoda. Uključeni su u prilagođavanje brzine i intenziteta pokreta, kao i u održavanje ravnoteže (Middleton i Strick, 2000). Kada osoba naiđe na prepreke, kao što su neravna površina ili predmeti koji ometaju put, potrebno je svesno prilagođavanje položaja tela i ravnoteže, što zahteva pripremu novih motoričkih strategija u premotornom korteksu (Cisek, 2007). Ovi programi koriste kontinuirano ažurirane informacije o položaju i kretanju pojedinih delova tela, koje proizilaze iz telesnih šema, uskladištenih u

temporoparijetalnom korteksu (Georgopoulos i Grillner, 1989). Za unapred pripremljenu kontrolu stava (anticipatorno posturalno prilagođavanje) motoričke komande se prenose preko kortikoretikulospinalnog sistema u moždano stablo (Takakusaki, 2017), što omogućava pravovremeno prilagođavanje motoričkih obrazaca. Kortikospinalni sistem potom omogućava precizno i pravovremeno postavljanje stopala, što je ključno za uspešno održavanje ravnoteže i nastavak kretanja preko prepreka (Takakusaki, 2008). Ovaj proces uključuje saradnju između različitih delova mozga, koji obezbeđuju da su pokreti ekstremiteta koordinirani i prilagođeni u odnosu na okruženje. Centralni generatori pokreta stvaraju osnovni motorički obrazac hoda, dok senzorna aferentna aktivnost prilagođava pokret u odnosu na spoljne stimulse (Grillner, 2006).

Za bolje razumevanje važnosti viših centara centralnog nervnog sistema u kontroli hoda, važno je razumeti razliku između četvoronožnog i dvonožnog hoda, jer dvonožni hod zahteva veću kortikalnu aktivnost (Grillner i El Manira, 2020). Dvonožni hod uključuje intenzivnije angažovanje moždane kore u odnosu na četvoronožni hod, jer je potrebno preciznije usklađivanje vizuelnih, vestibularnih i propioceptivnih informacija za održavanje ravnoteže. Prilagođavanje hoda na različite prepreke i promene u okruženju zahteva blisku saradnju između motoričkog korteksa, bazalnih ganglija i malog mozga, što omogućava precizno i prilagodljivo kretanje (Drew i sar., 2008). Kortikalna područja, naročito premotorni i motorni korteks, kod ljudi su više uključeni u dvonožni hod, što je povezano sa većom složenošću ovog načina kretanja (Pizzamiglio i sar., 2018; Takakusaki i sar., 2024).

Podsistemi koji obezbeđuju senzorne ulaze za upravljanje ravnotežom uključuju: somatosenzorni, vestibularni i vizuelni podsystem. Somatosenzorni podsystem obuhvata sve mehaničke informacije koje potiču iz periferije tela, kao što su osećaj bola, temperature, dodira i propiocepcije (Riemann i Lephart, 2002). Proprioceptivni sistem vratne kičme je izuzetno dobro razvijen, što se ogleda u velikom broju mehanoreceptora, naročito mišićnih vretena smeštenih u dubokim vratnim mišićima (Banks, 2006). Gusta mreža mehanoreceptora u mekim tkivima ovog dela tela ne kontroliše samo pokrete i stabilnost zglobova vratne kičme, već što je još važnije, prenosi centralnom nervnom sistemu informacije o položaju glave u odnosu na ostatak tela, uspostavljajući direktne neurofiziološke veze s vestibularnim i vizuelnim sistemom (Kristjansson & Treleaven, 2009). Somatosenzorne informacije iz receptora u gornjem delu vratnih mišića značajno doprinose osećaju ravnoteže (Kristjansson i Treleaven, 2009). Stabilan hod zavisi od koordinisanih motoričkih odgovora na pokrete glave, koje delimično kontroliše

vestibularni sistem. Stoga, vestibularna povratna informacija i mišićni sistem zajedno omogućavaju stabilnost tokom hoda. Vestibularni sistem obezbeđuje trenutne informacije, dok mišićni sistem reaguje prilagođavanjem, što omogućava nesmetan i stabilan hod (Horak, 2006; Peterka, 2002). Vestibularni signali prilagođavaju svoj doprinos u zavisnosti od specifičnih zahteva stabilnosti i motoričkih izazova koje telo doživljava tokom kretanja (Magnani i sar., 2021; Massion, 1994). Ovi signali deluju zajedno s refleksima mišića vrata, očiju, trupa i udova, doprinoseći dinamičnom prilagođavanju tela tokom hoda (Kristjansson & Treleaven, 2009). Mišićni refleksi i vestibularna stimulacija stvaraju složenu mrežu odgovora koja omogućava efikasno upravljanje posturom i stabilnošću (Shumway-Cook i sar., 2021).

Vizuelni podsistem ima dominantnu ulogu u upravljanju pokretima. To se ogleda u činjenici da, kada postoji nesklad između somatosenzornih i vizuelnih informacija, vizuelne informacije obično prevladaju (Matthis i sar., 2018). Najveći izazov predstavlja održavanje preciznog usmeravanja centralnog vida dok na oči deluju mehanički poremećaji usled pokreta trupa, glave i ruku u prostoru. Stabilnost vizuelne percepcije podržavaju četiri različite vrste pokreta očiju: sistem za kontinuirano praćenje pokretnih objekata (gledanje u pravcu cilja), sakadni sistem (brzi pokreti oba oka u istom smeru), vergencija (istovremeni pokreti oba oka u suprotnim pravcima) i posturalno-refleksni sistem, kojim značajno upravljaju vestibulo-okularni i cerviko-okularni refleksi (Purves i sar., 2001). Gledanje u pravcu cilja stabilizuje pokretne slike, omogućavajući im da se prate konstantnom brzinom. S druge strane, sakadni sistem omogućava brze, simultane pokrete oba oka u istom pravcu, kada gledanje u pravcu cilja nije moguće ili je potrebno pogled usmeriti na drugi deo vidnog polja. Kada je pogled usmeren ka objektu koji se kreće konstantnom brzinom, to je relativno lako kontrolisati, ali se često dopunjava sakadama za brzo praćenje bržih pokretnih objekata (Purves i sar., 2001). Posturalno-refleksni sistem predstavlja kombinaciju sakadnih i praćenih (glatko i kontinuirano praćenje pokretnog objekta) pokreta, a glavna funkcija mu je održavanje pravilnog usmerenja pogleda tokom brzih rotacija glave ili tela. Značaj odstupanja u proprioceptivnim signalima vrata može se testirati praćenjem pogleda usmerenog na cilj u torzijskoj poziciji vrata pod uglom od 45° u odnosu na telo. Kada je praćenje pogleda u ovom položaju oslabljeno, razlog može biti poremećaj u aferentnim signalima iz mišićnih vretena u vratnim mišićima. Poremećaji vizuelnog praćenja u torzijskoj poziciji vrata mogu biti posledica promena u cervikokoličkom i cerviko-okularnom refleksu (Majcen Rošker i sar., 2022). S druge strane, uzroke poremećaja praćenja pogleda u neutralnom položaju vrata treba tražiti u deficitima kontrole pokreta očiju koji potiču iz viših centara centralnog nervnog sistema (Kristjansson i Treleaven, 2009).

Subokcipitalne mišiće čini grupa od četiri mišića koja se nalazi u posteriornom delu vrata, ispod okcipitalnih kondila. Ovi mišići su: *rectus capitis posterior major*, *rectus capitis posterior minor*, *obliquus capitis superior* i *obliquus capitis inferior*. Oni služe kao posturalna podrška za glavu i vrat i omogućavaju ekstenziju i rotacione pokrete vrata (George i Tadi, 2024).

Zbog svoje funkcije kontrole držanja glave i njenog pokreta, subokcipitalni mišići su osetljivi na opterećenja, na primer tokom trzajnih povreda vrata u saobraćajnim nesrećama ili drugih povreda usled naglog kočenja i ubrzavanja (Fakhran i sar., 2016). Povreda subokcipitalnih mišića može igrati značajnu ulogu u mnogim disfunkcionalnim procesima u telu i može uticati na mehanizme održavanja ravnoteže, pokretljivost vrata i koordinaciju pokreta celog tela (Reinhardt, 2018). Osobe sa hroničnim bolom u vratu hodaju znatno sporije i sa kraćim koracima u poređenju sa osobama koje nemaju bolove u vratu. Uočeni poremećaji u hodu mogu biti strategija kompenzacije nestabilnosti koraka koja nastaje zbog proprioceptivnog deficita vratnih mišića (Uthaikhup i sar., 2014). Interakcija između aktivnosti vratnih mišića i položaja očiju tokom pokreta je od suštinskog značaja, jer direktno utiče na koordinaciju pokreta vrata i održavanje ravnoteže (Bexander i sar., 2005; Pettorossi & Schieppati, 2014). Među najvažnijim povredama koje uzrokuju ove disfunkcije spadaju mehaničke povrede vratnih mišića i pripadajućih proprioceptora, posebno mišićnih vretena. Proprioceptori se nalaze u svim poprečno-prugastim mišićima, iako njihova distribucija i gustina variraju. Najveći broj njih nalazi se u aksijalnim mišićima, uključujući mišiće odgovorne za održavanje položaja glave, dok ih ima najmanje u mišićima ramenog pojasa (Banks, 2006 ; Kulkarni i sar., 2001). Gornji deo vratnih mišića ima više mišićnih vretena i stoga veći doprinos refleksnoj aktivnosti i povezanosti sa vizuelnim i vestibularnim sistemom u poređenju sa mišićima donjeg dela vrata (Boyd-Clark i sar., 2002; Kulkarni i sar., 2001).

Propriocepcija vrata i aksijalnih mišića je važna za orijentaciju tela u prostoru, kako u stajanju, tako i tokom pokreta. Kod hoda na dve noge u uspravnom držanju postoji snažna interakcija između propriocepcije vrata, trupa i vestibularnog aparata (Pettorossi & Schieppati, 2014). Kako informacije iz vestibularnog aparata ne omogućavaju razlikovanje između pokreta glave ili celog tela kada se glava pomera bez pomeranja trupa, proprioceptivni signali iz vratnih mišića pružaju informacije o pokretu glave u odnosu na trup. U vratnim mišićima postoji veliki broj mehanoreceptora koji se aktiviraju prilikom okretanja glave (Chan i sar., 1987; Kulkarni i sar., 2001). Informacije iz vratnih mišića imaju izražene trenutne i kasne efekte na percepciju orijentacije i pokreta tela. Dugotrajan i intenzivan proprioceptivni ulazni signal iz vratnih

mišića može prouzrokovati trajne efekte na percepciju pokreta i osećaj orijentacije tela u prostoru (Pettorossi i Schieppati, 2014).

Jedan od ključnih mehanizama koji povezuje disfunkciju vrata sa promenama u hodu jeste poremećena cervikalna senzorno-motorna integracija. Vratna kičma, naročito duboki vratni i subokcipitalni mišići, sadrži visoku gustinu mišićnih vretena i predstavlja bogat izvor proprioceptivnih informacija o položaju glave u odnosu na trup (Banks, 2006; Boyd-Clark i sar., 2002; Kulkarni i sar., 2001). Ove informacije moraju se kontinuirano integrisati sa vestibularnim i vizuelnim signalima kako bi se održala tačna prostorna orijentacija i posturalna kontrola tokom kretanja (Chan i sar., 1987; Peterka, 2002; Pettorossi i Schieppati, 2014). Kada dođe do poremećaja u cervikalnom proprioceptivnom dotoku, može nastati senzorno neslaganje između proprioceptivnih i vestibularnih informacija, što dovodi do netačne procene položaja glave, a zatim i celog tela tokom kretanja. Kao posledica toga dolazi do narušene kontrole orijentacije i stabilnosti tokom hoda. Ovaj mehanizam je posebno izražen kod osoba sa bolom u vratu, kod kojih dolazi do poremećaja senzorno-motorne integracije (Kristjansson i Treleaven, 2009; Harman i sar., 2021). Eksperimentalne studije pružaju direktne dokaze za ovu vezu. Vibraciona stimulacija vratnih mišića može izazvati iluziju promene položaja glave, što dovodi do sistematskih odstupanja u pravcu hoda, odnosno promene trajektorije kretanja (Bovei sar., 2001; Pettorossi i Schieppati, 2014). Ovi rezultati jasno pokazuju da promene u aferentnom dotoku iz vratnih struktura direktno utiču na lokomotornu orijentaciju. Slično tome, zamor vratnih mišića smanjuje pouzdanost proprioceptivnog dotoka, što dovodi do slabije prostorne orijentacije i povećane varijabilnosti kretanja (Vuillerme i sar., 2005). Kliničke studije dodatno potvrđuju ove nalaze, pokazujući da vibracija vratnih mišića utiče na ravnotežu i brzinu hoda, pri čemu su efekti izraženiji kod osoba sa bolom u vratu (Wannaprom i sar., 2018). Poremećaji hoda postaju još izraženiji u uslovima povećanih zahteva zadatka, kada je potrebna preciznija senzorno-motorna integracija. Tako su Uthairu i sar. (2014) pokazali promene u parametrima hoda tokom hodanja uz pokrete glave, dok su Huppert i sar. (2024) utvrdili sporiji i oprezniji obrazac hoda i veću nestabilnost kod osoba sa hroničnim bolom u vratu tokom zadataka koji uključuju aktivne pokrete glave. Ovi nalazi ukazuju na to da vrat tokom hoda ne predstavlja samo pasivni mehanički segment, već aktivnu senzornu strukturu, čiji proprioceptivni dotok ima ključnu ulogu u višesenzornom upravljanju orijentacijom, ravnotežom i efikasnom kontrolom lokomocije.

2.2.3 Procena prostorno-vremenskih parametara hoda

Karakteristike hoda mogu se vrednovati na više načina, pri čemu treba uvažiti postojanje različitih pristupa i tehnika za analizu prostorno-vremenskih karakteristika kretanja (Uhlrich i sar., 2023). Kinematička analiza hoda predstavlja zlatni merni standard, za proučavanje kretanja zglobova, kao i promene položaja i brzine kretanja tela tokom hoda. Ovaj pristup se obično sprovodi pomoću optičkih sistema za snimanje pokreta, gde više kamera prati markere postavljene na ključnim anatomskim tačkama tela. Takvi sistemi omogućavaju precizno praćenje pokreta i izračunavanje ključnih kinematičkih parametara, kao što su uglovi zglobova, brzina koraka i ubrzanje tela (Hazari i sar., 2021). Pored optičkih sistema, u analizi hoda često se koriste i inercijalni merni sistemi (Marimon i sar., 2024). Nosivi senzori, koji mere ubrzanje i rotaciju tela, popularni su zbog svoje prenosivosti i mogućnosti izvođenja merenja van laboratorijskih uslova. Studije pokazuju da ovi sistemi obezbeđuju pouzdana merenja prostorno-vremenskih parametara, kao što su dužina koraka, frekvencija i kontaktno vreme (Marimon i sar., 2024). Često se koriste i pristupi u kojima se pomoću ploča za merenje pritiska meri sila reakcije podloge. Tokom hoda po ploči, senzori u ploči beleže sile koje stopalo stvara pri kontaktu s podlogom. Ove informacije uključuju vertikalne sile (težina tela), bočne sile (pokreti ulevo ili udesno) i anteroposteriorne sile (pokreti napred i nazad). Ove metode se često koriste u rehabilitacionim centrima za proučavanje biomehaničkih opterećenja tokom hoda, posebno kod pacijenata s ortopedskim ili neurološkim poremećajima (Sousa i sar., 2013). Značajan napredak u dostupnosti biomehaničkih analiza predstavlja sistem OpenCap, koji koristi pametne telefone za snimanje pokreta. Ovaj sistem omogućava analizu 3D dinamike pokreta pomoću dva pametna telefona, pri čemu se podaci obrađuju koristeći mišićno-skeletne modele. Ovo predstavlja pristupačniju i povoljniju alternativu tradicionalnim laboratorijskim metodama, koje zahtevaju skupu opremu i specijalizovane prostore (Uhlrich i sar., 2023).

Elektromiografija (EMG) u analizi hoda je često korišćena tehnika za procenu električne aktivnosti mišića tokom hoda. Ova metoda omogućava istraživačima i kliničkim stručnjacima da razumeju intermišićnu koordinaciju tokom različitih faza ciklusa hoda (Acuña i sar., 2018). Često se koristi i podni fotocelijski sistem, kao što je OptoGait, koji pomoću infracrvenih senzora prati prekide svetlosnih signala tokom hoda. OptoGait je pokazao visoku pouzdanost u merenju vremenskih i prostornih karakteristika hoda (Lienhard i sar., 2013), kao i dobru ponovljivost merenja (Gomez Bernal i sar., 2016) kako kod povređenih odraslih osoba tako i osoba koje nisu povređene. Kinematička analiza i EMG zahtevaju mnogo vremena, što može

negativno uticati na koncentraciju ispitanika, pa su za osobe sa TPM prikladnije jednostavnije metode za analizu hoda. Na taj način procena hoda je manje podložna padu koncentracije.

2.3 Hod i traumatska povreda mozga

2.3.1 Poremećaji hoda kod TPM

Hod, koji je obično prirodan i automatizovan proces, postaje složen izazov u upravljanju pokretima kod ljudi kod kojih, usled povreda, degenerativnih promena, bolesti ili umora, dolazi do poremećaja u funkcionisanju senzorno-motornog sistema (Hausdorff, 2005). Ovi poremećaji izazivaju netipičan obrazac kretanja, što posledično utiče na efikasnost hoda. Često su uzrok ovih promena oslabljen senzorni unos i promene u njegovoj integraciji ili poremećaji u funkcionisanju mišićno-skeletnog sistema (Baker i sar., 2016; Perry i Burnfield, 2024). Najčešće se ove promene odražavaju u promeni brzine hoda, dužine koraka, trajanja zamaha i faze potpore (Robinson i Smidt, 1981).

Očekuje se da će oštećenje bilo koje od neuroloških struktura koje regulišu lokomotornu kontrolu imati jedinstven uticaj na varijabilnost hoda. Neurološka oštećenja moždane kore, posebno prefrontalne, premotorne, primarne motorne, posteriorno parijetalne kore i dodatnog motornog područja, mogu pogoršati upravljanje hodom (Takakusaki, 2008). Kozlowski i saradnici (2013) navode da su motorički poremećaji kod osoba sa traumatskom povredom mozga (TPM) višestruki. Studija (Grajić, 2015; Hammerle i sar., 2019; Sousa i sar., 2013; Togher i sar., 2023) i saradnika pokazuje da je brzina hoda kod osoba sa TPM značajno niža u poređenju sa osobama iz opšte populacije (osobama BTPM). Većina osoba sa TPM hoda sporije, uglavnom zbog kraće dužine koraka, što može biti kompenzacijska strategija za poboljšanje posturalne kontrole i stabilnosti (Williams i sar., 2009).

Pacijenti sa TPM često pokazuju izražene poremećaje u motoričkoj koordinaciji, što dovodi do promenjenih obrazaca aktivacije mišića i nervnog sistema. Dok je aktivacija mišića pre izvođenja pokreta smanjena, tokom samog izvođenja može se primetiti povećana hiperaktivacija. To ukazuje na to da je kontrola pokreta manje automatizovana i zahteva veću kognitivnu pažnju. Posledično, to ograničava sposobnost pacijenata da istovremeno obavljaju više zadataka, jer većinu pažnje moraju usmeriti na osnovne motoričke zadatke (Gooijers i sar., 2016).

Test hoda sa dvostrukim zadatkom otkriva povezanost između hoda i izvršnih funkcija koje su često pogođene TPM (Vallée i sar., 2006). Pacijenti sa TPM imaju značajne poteškoće u održavanju dinamičke stabilnosti tokom hoda, posebno pri većim brzinama i u uslovima smanjenih vizuelnih informacija (Niechwiej-Szwedo i sar., 2007). U meta-analizi (Dever i sar., 2022) ustanovljeno je da je kod TPM hod poremećen bez obzira na stepen ozbiljnosti povrede, koja može biti blaga traumatska povreda mozga (mTPM), srednje teška (modTPM) ili teška traumatska povreda mozga (sevTPM). Ipak, još uvek nisu precizno definisani specifični poremećaji i klinički značajni ishodi za pojedinačne stepene povrede. Dalja istraživanja su potrebna za uspostavljanje standardizovanih metoda za procenu hoda kod TPM, što bi pomoglo u identifikaciji deficita u hodu kod različitih stepena povrede. Isti autori navode da postoji velika razlika u usklađenosti pokreta, dužini koraka, vremenu kontakta sa podlogom tokom kretanja, pri čemu se faze potpore vremenski produžavaju, a širina potpore se povećava. Jedan od uzroka nastanka problema u hodu mogu biti odstupajući obrasci mišićne aktivacije *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius caput mediale* i *m. rectus femoris*, koji smanjuju sposobnost održavanja ravnoteže pri hodu dok osoba izvodi različito zahtevne zadatke u različitim dinamičkim uslovima (Acuña i sar., 2018). Uz odstupajuće obrasce hoda, koji su posledica neadekvatne aktivacije mišića, najčešće je primećena biomehanička nepravilnost prekomerno savijanje kolena u fazi jednostruke i dvostruke potpore.

Kod 30-65% osoba sa TPM javljaju se i problemi sa ravnotežom (Peterson & Greenwald, 2015). Ovi problemi se manifestuju kao vrtoglavica ili nemogućnost zauzimanja i održavanja stabilnog položaja. Održavanje stojećeg položaja ili ravnoteže pre, tokom i posle kretanja je složen proces upravljanja pokretima, na koji često utiče moždana povreda (Basford i sar., 2003). Problemi sa ravnotežom zavise od brojnih faktora, kao što su: koji deo mozga je oštećen, koje su bile druge pri saružene povrede, lekovi koje osoba uzima, kao i pravovremena i odgovarajuća rehabilitacija (Peterson i Greenwald, 2015). Kod osoba sa lošom ravnotežom postoji visok rizik od padova i ponovnih povreda (Kozlowski i sar., 2013).

Voljno upravljanje hodom podrazumeva svesno i kognitivno usmereno vođenje pokreta. Kod osoba sa oštećenom automatizacijom hoda sposobnost za spontano, automatizovano kretanje je smanjena. Zato takvi pojedinci moraju aktivno i svesno kontrolisati svaki korak kako bi održali stabilnost i ravnotežu tokom hoda (Pizzamiglio i sar., 2018). Održavanje konzistentnosti hoda je višefaktorski proces, zavistan od različitih neuroloških struktura (Kushioka i sar., 2022).

2.3.2 Varijabilnost hoda kod osoba sa TPM

Varijabilnost hoda, koja uključuje promene u parametrima hoda između pojedinačnih koraka, izraženija je kod osoba sa TPM nego kod pojedinaca koji nemaju povredu mozga (Hausdorff, 2005; Kozlowski i sar., 2013). TPM često izaziva povrede bazalnih ganglija, malog mozga i motorne kore, što utiče na kontrolu pokreta, dovodi do veće nestabilnosti i povećava rizik od padova (Hausdorff, 2005; Moon i sar., 2016; Pizzamiglio i sar., 2018). Ove povrede povećavaju varijabilnost hoda zbog promenjene dužine koraka, vremenske usklađenosti i simetrije, što negativno utiče na ravnotežu tokom faza hoda (Hamacher i sar., 2011; Hausdorff, 2005; Kozlowski i sar., 2013). Promene u varijabilnosti hoda kod osoba sa TPM često su povezane sa stepenom oštećenja mozga; teže povrede obično dovode do većih poremećaja u motoričkom obrascu, što se manifestuje kao veće odstupanje od uobičajenog obrasca hoda (Hamacher i sar., 2011; Hausdorff, 2005).

Pored toga, TPM često utiče na kognitivne funkcije, što dodatno doprinosi varijabilnosti hoda (Callisaya i sar., 2010; Montero-Odasso i sar., 2012; Tian i sar., 2017). Na funkcije poput pažnje, izvršnih funkcija i radne memorije utiču povrede različitih delova mozga, što se odražava na smanjenu kontrolu nad pokretima (Callisaya i sar., 2010; Tian i sar., 2017). Povrede frontalnog režnja kod TPM mogu negativno uticati na izvršne funkcije, što izaziva nepravilnosti u planiranju i prilagođavanju hoda, jer oštećene izvršne funkcije ograničavaju sposobnost za efikasno planiranje pokreta i prilagođavanje promenama u okruženju (Hsu i sar., 2012; Montero-Odasso i sar., 2012). Kod starijih osoba i osoba sa demencijom slični kognitivni poremećaji povećavaju rizik od veće varijabilnosti hoda i padova, što potvrđuje važnost kognitivnih funkcija za stabilnost i pravilnost hoda, čak i kod TPM (Montero-Odasso i sar., 2012).

Vestibularni sistem, koji je ključan za ravnotežu i prostornu orijentaciju, često je oštećen kod TPM, što dodatno doprinosi varijabilnosti hoda (Hoffer i sar., 2015; Mucha i sar., 2014). Vestibularni poremećaji izazivaju simptome poput vrtoglavice, slabijeg prostornog opažanja i problema u percepciji naginjanja i ubrzanja tela, što povećava varijabilnost hoda (Callisaya i sar., 2010; Hausdorff, 2005; Hoffer i sar., 2015; Horak, 2006). Vestibularni sistem funkcioniše u koordinaciji sa proprioceptivnim i vizuelnim informacijama, što znači da svaka disfunkcija u jednom od ovih sistema dovodi do povećane motoričke nestabilnosti (Hausdorff, 2005; Moon i sar., 2016; Pizzamiglio i sar., 2018; Steinberg i sar., 2023; Williams i sar., 2009). Zbog nejasne

percepcije okruženja, osobe sa TPM moraju stalno prilagođavati svoj hod, što dovodi do većeg kolebanja koraka i asimetrije hoda (Matthis i sar., 2018; Williams i sar., 2009).

Varijabilnost hoda uključuje i međudnevne promene, koje se manifestuju kao kolebanja u obrascima hoda tokom dana pa i na nedeljnom nivou, a u smislu razlika koje se uočavaju u odnosu na različite dane u sedmici (Callisaya i sar., 2010; Hausdorff, 2005). Povećana međudnevna varijabilnost hoda kod osoba sa TPM često je povezana sa fizičkim i kognitivnim promenama, poput umora, varijabilnosti u kognitivnoj kontroli i promena u senzornim percepcijama. Međudnevne promene u obrascu hoda ukazuju na kolebanje stabilnosti pokreta i mogu povećati rizik od padova, posebno kod pojedinaca sa neurološkim poremećajima (Callisaya i sar., 2010; Hausdorff, 2005; Sosnoff i Newell, 2006)

Povećana varijabilnost hoda kod osoba sa TPM ukazuje na potrebu za prilagođenom rehabilitacijom. Rehabilitacija koja uključuje specifične treninge za jačanje ravnoteže, proprioceptivne percepcije i stabilizaciju motoričkih obrazaca, efikasno poboljšava stabilnost i kontrolu hoda kod ovih pojedinaca (Shumway-Cook i sar., 2021; Williams i sar., 2009). Vežbe koje kombinuju vestibularni trening i trening kognitivnih sposobnosti mogu smanjiti kako unutar-dnevnu, tako i međudnevnu varijabilnost hoda. Takva rehabilitacija smanjuje rizik od padova i doprinosi boljem kvalitetu života osoba sa TPM, jer poboljšava njihovu sposobnost prilagođavanja promenama u okruženju i povećava motoričku stabilnost (Shumway-Cook i sar., 2021; Williams i sar., 2009).

2.4 Rehabilitacija i poboljšanje hoda nakon TPM

Posle prvih nedelja rehabilitacije obično dolazi do povećanja brzine hoda, što ukazuje na poboljšanu snagu i kontrolu mišića (Kozlowski i sar., 2013). Dužina koraka može se povećati zahvaljujući boljoj kontroli pokreta i većoj stabilnosti tokom hoda (Williams i sar., 2009). Vreme dvostruke potpore obično se skraćuje usled poboljšanja ravnoteže i samopouzdanja tokom hoda (Hsiao i sar., 2016). Često se primećuje poboljšanje simetrije između leve i desne strane tela, jer su procesi vežbanja usmereni i na umanjeње asimetričnih pokreta uzrokovanih slabošću jedne strane tela (Patterson i sar., 2009). Poboljšava se sposobnost održavanja ravnoteže tokom hoda, što smanjuje potrebu za dodatnom potporom ili pomagalicama (Kleffelaar i sar., 2019; Williams i sar., 2009).

Održavanje ravnoteže tokom sedenja, stajanja i hoda je ključno za uspešno obavljanje svakodnevnih aktivnosti. Koliko brzo će problemi sa ravnotežom biti otklonjeni zavisi od stepena povrede i zdravstvenog stanja pre povrede (Kleffelgaard i sar., 2019; Peterson & Greenwald, 2015; Sarajuuri & Rinne, 2017). Većina osoba sa traumatskom povredom mozga je u stanju ponovo samostalno da hoda u roku od tri meseca nakon povrede. Međutim, složeniji pokreti, koji uključuju veću brzinu, snagu i viši nivo ravnoteže, često ostaju narušeni (Peterson i Greenwald, 2015). Uz odgovarajuću rehabilitaciju osobe sa TPM mogu poboljšati ravnotežu i mnogo godina nakon povrede (Peterson & Greenwald, 2015; Romanov i sar., 2021).

Nakon neurološke povrede, rehabilitacioni programi za poboljšanje kretanja fokusiraju se na intenzivan trening hoda na pokretnim trakama prilagođenim za hodanje ili po ravnim površinama. Međutim, mnogi pacijenti nakon otpusta sa rehabilitacije nisu u stanju samostalno savladavati stepenice, što predstavlja izazovan zadatak u svakodnevnom životu, fizički i psihološki zahtevan, a uključuje i rizik od povreda (Bannwart i sar., 2019).

Tokom kretanja u svakodnevnom životu, koje se odvija u otvorenom okruženju (promenljivim i nepredvidivim okolnostima), važna je povezanost između funkcije vizuelnog sistema i upravljanja pokretima tokom hoda. Ovo postaje još važnije tokom kretanja u složenijem okruženju. Time se omogućava da se tokom hoda održi strategija pokreta, koja obezbeđuje određeni nivo sigurnosti u izvođenju hoda u narednih 1,5-2 sekunde (Matthis i sar., 2018).

Postoji jaka povezanost između aktivacije mišića koji pomeraju očnu jabučicu i mišića vrata. Problemi u vratnim mišićima mogu poremetiti složenu koordinaciju između pokreta očiju, glave i vrata, što dovodi do problema u percepciji i kontroli ravnoteže (Bexander i Hodges, 2012; Kristjansson i Treleaven, 2009). Poboljšanje funkcije vratnih mišića može poboljšati vizuelnu percepciju, a samim tim i ravnotežu i koordinaciju (Bexander i sar., 2005). Cervikocefalna kinestetička osetljivost ima važnu ulogu u oporavku pacijenata sa TPM. U studiji Hammerle i sar. (2019) poređena su dva protokola za oporavak od vrtoglavice koja je bila posledica TPM. Rezultati studije pokazuju da je proprioceptivni trening bio trideset puta efikasniji u ublažavanju vrtoglavice kada su postojali deficiti u funkciji vratne kičme, a koji su se javili kao posledica prekomernog istezanje gornjih vratnih ligamenata, posebno subokcipitalnih mišića i kranio-cervikalnih fleksora (Schneider i sar., 2014).

Može se primetiti da je manji broj studija proučavao uticaj telesne vežbe na hod. Peters i saradnici primetili su da je nakon četvoronedeljnog intenzivnog programa vežbanja sa pet

treninga nedeljno, koji su uključivali vežbe za ravnotežu, snagu, koordinaciju i pokretljivost, došlo do poboljšanja brzine hoda, mobilnosti i ravnoteže kod osoba sa TPM (Peters i sar., 2014). Značajan pozitivan efekat na ravnotežu, koordinaciju i ritam hoda kod osoba sa TPM moguće je postići i korišćenjem kratkoročnog programa vežbanja na Pro Ski simulatoru (Vešligaj-Damiš i sar., 2016). Trening snage može biti efikasan u poboljšanju mišićne snage donjeg dela tela i brzine hoda, ali takav trening ne deluje kod svih pojedinaca, jer su neki prijavili bolove u kolenima tokom intenzivnog treninga (Killington i sar., 2010). Manje intenzivne vežbe, poput aerobnog treninga nordijskog hodaja i treninga snage sa elastičnim trakama dva puta nedeljno, značajno poboljšavaju ravnotežu i aerobne kapacitete (Romanov i sar., 2021).

Uprkos napretku u rehabilitacionim pristupima, određeni aspekti senzorno-motorne funkcije i dalje ostaju nedovoljno istraženi i zastupljeni u standardnim programima. Na osnovu dosadašnjih studija, programi vežbanja za osobe sa traumatskom povredom mozga (TPM) uglavnom su usmereni ka funkcionalnom oporavku, unapređenju opšte fizičke sposobnosti i kondicije, prvenstveno kroz trening snage, izdržljivosti i aktivnosti svakodnevnog života. Međutim, specifični segmenti, poput vratne regije i njene kinestezije, nisu u fokusu standardnih rehabilitacionih procedura, već se javljaju sporadično kao individualni pristupi za koje još uvek ne postoji dovoljno dokaza o njihovoj superiornosti u odnosu na opšte programe vežbanja (Kristjansson & Treleaven, 2009; Langevin i sar., 2019; Manini & Clark, 2012; Pettorossi & Schieppati, 2014). U skladu sa navedenim, u savremenim pristupima sve više se naglašava značaj ciljano usmerenih vežbi za unapređenje propriocepcije i kinestezije vratne regije. Ovakvi pristupi zasnivaju se na pretpostavci da poboljšanje senzorno-motorne funkcije vrata može doprineti boljoj kontroli pokreta, stabilnosti i efikasnijem upravljanju lokomocijom. Studije ukazuju da primena vežbi za poboljšanje kinestezije vrata može imati značajan efekat ne samo kod osoba sa neurološkim oštećenjima, već i kod zdrave populacije. Poseban značaj ove vrste treninga uočen je kod starijih osoba, kod kojih dolazi do degenerativnih promena u mišićno-skeletnom i senzornom sistemu, uključujući smanjenje propriocepcije i pojavu dinapenije. Programi vežbanja usmereni na unapređenje kinestezije vratne regije mogu doprineti očuvanju funkcionalne sposobnosti, poboljšanju posturalne stabilnosti i smanjenju rizika od padova i povreda (Manini & Clark, 2012; Treleaven, 2008).

3 PREDMET, CILJ I ZADACI ISTRAŽIVANJA

Predmet istraživanja se dovodi u vezu sa promenama parametara hoda kod osoba sa TPM a u odnosu na osobe bez TPM, a koje su posledica uticaja kineziološkog operatora (ekspiremantalni faktor), odnosno programa vežbanja. Vebe su bile definisane za segment vrata, i to one koje su za cilj imale poboljšanja cervikocefalne kinestezije.

Primarni cilj studije bio je da se uvrste vežbe za segment vrata, vežbe za poboljšanje proprioceptivne funkcije, odnosno cervikocefalne kinestezije, te da sa utvrdi njihov uticaj i promene na parametre hoda kod osoba sa TPM. Sekundarni cilj je bio da se vežbe za poboljšanje cervikocefalne kinestezije uvrste i kod osobe bez traumatske povrede mozga (BTPM) i utvrde razlike u ostvarenom uticaju primenjenog programa na parametre hoda između osoba sa TPM i osoba BTMP.

Tokom istraživanja realizovani su sledeći zadaci:

- Prikupljeni su relevantni bibliografski izvori i izvršena njihova analiza;
- Dobijeno je odobrenje etičke komisije za sprovođenje studije;
- Izvršena su merenja ispitanika pre i posle (pre test/post test) perioda kojem je sproveden eksperimentalni program;
- Dobijeni podaci sa merenja obrađeni su odgovarajućim statističkim procedurama;
- Utvrđen je uticaj eksperimentalnog programa izvođenja vežbi za poboljšanje proprioceptije za segment vrata, na parametre hoda kod ispitanika sa TPM i BTPM.
- Utvrđene su razlike ostvarenog uticaja eksperimentalnog programa, vežbi za poboljšanje proprioceptije za segment vrata, na parametre hoda između ispitivanih grupa (TPM i BTPM).
- Utvrđena je ponovljivost parametara hoda kod osoba sa TPM i BTPM i to pri hodu sa i bez prepreka pre i posle uvođenja eksperimentalnog programa.

4 HIPOTEZE

4.1 Glavna hipoteza

Brojna istraživanja saopštavaju, da mišićna masa vrata utiče na hod preko ravnoteže, koordinacije, propriocepcije i držanja tela. Njena aktivacija može značajno poboljšati parametre hoda, posebno kod osoba sa traumatskom povredom mozga ili drugim neurološkim oštećenjima. Na ovakvim osnovama koncipirana je glavna hipoteza koja se odnosi uticaj primenjenog programa vežbanja na obrazac hoda (sa i bez prepreka), odnosno njegove parametre.

H0: Vežbe usmerene ka poboljšanju cefalocervikalne kinestezije imaju statistički značajan uticaj na sve parametre hoda pri kontinuiranom kretanju (sa i bez prepreka) kod ispitanika sa TPM i BTMP, pri čemu će uticaj biti statistički značajno veći kod ispitanika sa TPM.

Glavna hipoteza je operacionalizovana u skladu sa identifikovanim uticajem koji je ostvaren po primeni vežbi na parametre hoda pri kontinuiranom kretanju (sa i bez prepreka) kod obe grupe ispitanika (ispitanici sa TPM i BTMP), kao i razlikama između ispitivanih grupa.

H1: Vežbe usmerene ka poboljšanju cefalocervikalne kinestezije imaju statistički značajan uticaj na parametre hoda kod ispitanika sa TPM pri kontinuiranom hodu bez prepreka.

H2: Vežbe usmerene ka poboljšanju cefalocervikalne kinestezije imaju statistički značajan uticaj na parametre hoda kod ispitanika sa TPM pri kontinuiranom hodu sa preprekama.

H3: Vežbe usmerene ka poboljšanju cefalocervikalne kinestezije imaju statistički značajan uticaj na parametre hoda kod ispitanika BTMP pri kontinuiranom hodu bez prepreka.

H4: Vežbe usmerene ka poboljšanju cefalocervikalne kinestezije imaju statistički značajan uticaj na parametre hoda kod ispitanika BTMP pri kontinuiranom hodu sa preprekama.

H5: Vežbe usmerene ka poboljšanju cefalocervikalne kinestezije imaju statistički značajniji uticaj na parametre hoda kod ispitanika sa TMP, a u odnosu na ispitanika BTMP pri kontinuiranom hodu bez prepraka.

H6: Vežbe usmerene ka poboljšanju cefalocervikalne kinestezije imaju statistički značajniji uticaj na parametre hoda kod ispitanika sa TMP, a u odnosu na ispitanika BTMP pri kontinuiranom hodu sa preprekama.

4.1.1 Operacionalizovane hipoteze koje se odnose na ponovljivost varijabli hoda pre i posle eksperimentalnog programa

H 2.1: Ponovljivost varijabli hoda pre eksperimentalnog programa biće niža kod osoba sa traumatskom povredom mozga nego ponovljivost varijabli hoda kod osoba BTMP.

H 2.2: Ponovljivost varijabli hoda posle eksperimentalnog programa biće viša kod osoba sa traumatskom povredom mozga nego pre eksperimentalnog programa.

H 2.3: Ponovljivost varijabli hoda posle eksperimentalnog programa kod osoba BTMP neće se promeniti.

H 2.4: Ponovljivost varijabli kinestezije vrata posle eksperimentalnog programa kod osoba sa TPM neće se promeniti.

4.1.2 Operacionalizovane hipoteze koje se odnose na pojedinačne karakteristike kinestezije vrata i hoda

H 3.1: Osobe sa TPM značajno se razlikuju od BTMP pojedinaca u specifičnim parametrima hoda pre i posle eksperimentalnog programa.

H 3.2: Osobe sa TPM značajno se razlikuju od BTMP pojedinaca u parametrima za kinesteziju vrata pre i posle eksperimentalnog programa.

H 3.3: Između varijabli hoda i kinestezije vrata postoje statistički značajne korelacije.

5 METODE

5.1 Dizajn studije

Istraživanje je realizovano kao eksperimentalna studija u kojoj je bi primenjen program vežbanja za poboljšanje proprioceptivne funkcije, odnosno kinestezije vrata. U studiji su učestvovali korisnici usluga Centra za osobe sa traumatskom povredom mozga – „Naprej” iz Maribora i vatrogasci dobrovoljne vatrogasne jedinice Videž.

Eksperimentalni program koji je podrazumevao primenu vežbi tokom šest nedelja. Jedna trenažna sesija trajala je 40 minuta, a sprovodila se kao personalni treninga. Sve vežbe eksperimentalnog programa odnosile su se isključivo na segment vrata i u okviru jedne trenažne sesije definisane su u dva dela.

U prvom delu, primenjivale su se vežbe po principu aktivne nepotpomognute kretnje, odnosno vežbe za istezanje mišića ekstenzora i fleksora vrata, zatim se nastavljalo vežbama rotacije u levo i desno, i završavao se vežbama za bočno savijanje vrata (lateralna fleksija). Svih šest vežbi izvodilo se u propisanom redosledu. Svaku vežbu ispitanik je izvodio u tri serije sa po deset ponavljanja. Vežbe su se izvodile polako i u amplitudi koja nije izazivala bol ili neprijatnost. Svaka vežba je započinjala i završavala sa početnim položajem segmenta vrata koji je podrazumevao neutralni položaju, tj položaj duž vertikalne ose frontalne ravni za položaj kičmenog stuba i aksijalne linije tela.

U drugom delu, ispitanik je pristupio proprioceptivnom treningu primenom uređaja za vizuelno biološki povratni odgovor (trening program „Butterfly“ i „Head-Neck Relocation Exercise“, uređaj NeckSmart, NeckCare Holding ehf., Reykjavik, Island). Vežbe su vođene računarski generisanim programom koji je osmišljen za poboljšanje senzomotorne kontrole i koordinacije pokreta vratnog segmenta. Proprioceptivni trening (serija vežbi) započinje uputstvom da ispitanik prati sve obrasce koje definiše pokretna meta na monitoru. Vizuelno praćenje mete u realnom vremenu od strane ispitanika, podrazumevalo je vođenje pokreta cefalocervikalne regije. Vežbe su započinjale trening programom „Butterfly“ koji definiše tri serije, i to prva serija u kojoj je kratnja prema obrascu lakog nivoa, druga je srednjeg i treća je najtežeg nivo (Kristjansson & Gislason, 2024). Svaka vežba datog nivoa izveđena je tri puta, dakle sve ukupno devet ponavljanja. Potom je ispitanik pristupio vežbama trening programu „Head-Neck Relocation Exercise“ u kojem je vizuelno praćenje mete za cilj imalo poboljšanje kinestetičke

senzibilnosti (razvoj osećaja za položaj glave i vrata), a podrazumeva rotaciju (levo-desno) i fleksiju-ekstenziju segmenta vrata. Vežba se ponavlja tri puta u dve serije što ukupno šest ponavljanja. Završetak drugog dela trenažne sesije u kojoj je primenjen eksperimentalni faktor završavao je ponavljanjem vežbama trening programa „Butterfly“.

Dizaj studije obuhvata i proceduru primene inicijalnog i finalnog merenja za procenjivane prostore (kinematike hoda i cefalocervikalne kinestetičke senzibilnost kod ispitanika. Meranja, kako u inicijalnoj tako i finalnoj fazi je za svakog ispitanika sa TMP realizovano tri puta. Tačnije, u fazi inicijalnog/finalnog merenja, kod ispitanika svi parametri ispitivanog prostora mereni su tri puta, i to po jednom u ponedeljak, jednom u sredu i jednom u petak. Razlozi ovakvog pristupa su potkrepljeni studijama koje ukazuju da motoričke sposobnosti osoba sa TMP značajno mogu varirati na nedeljnom nivou, što je uslovljeno vremenskim uslovima, fizičkim zamorom tokom dnevne rutine i drugim faktorima, te se kao korektna ocena procenjivanih parametara uzima srednja vrednost svih ocena za dati varijablu (Hamacher i sar., 2011; Hausdorff, 2005; Kozlowski i sar., 2013).

5.2 Uzorak ispitanika

U istraživanje je bilo uključeno 19 muškaraca, od kojih je 9 bez traumatske povrede mozga (BTPM) i 10 sa stečenom povredom mozga (TPM) (stepen povrede – srednje teška povreda mozga). Ispitanici sa TPM, uključeni u studiju, završili su kliničku rehabilitaciju i uključeni su u ustanove za zaštitu i osposobljavanje „Naprej“ iz Maribora i „Korak“ iz Kranja. Svi ispitanici su mogli hodati bez pomoći druge osobe ili potpore. Jedan od značajnih kriterijuma za uključivanje ispitanika sa TPM u studiju, dovodio se i u vezu sa tim da ispitanici nisu imali poteškoće sa hodom kao uzrokom lokomotorne povrede po nesreći, kao i da nemaju druge zdravstvene problema. Sa odabranim ispitanicima lekar je obavio uvodni razgovor, proverio njihovo zdravstveno stanje kao i nivo oštećenja kod ispitanika sa TPM. Potencijalnim ispitanicima je objašnjen tok studije i opisan postupak merenja. Ispitanici su bili upoznati sa mogućnošću dobrovoljnog izlaska iz studije u bilo kom trenutku bez obaveze navođenja razloga za izlazak. Istraživanje je sprovedeno u skladu sa Helsinškom i Ovijskom deklaracijom i odobreno je od strane Nacionalne komisije za medicinsku etiku Republike Slovenije pod brojem: 0120-92/2022/6 od dana 15. 6. 2022. Svi ispitanici potpisali su pristanak za učešće u studiji (informed consent form). Ispitanici iz (BTPM) (eksperimentalna grupa 1) i ispitanici sa

TPM (eksperimentalna grupa 2) bili su uključeni u predanalitičku fazu ove studije u cilju utvrđivanja obrazaca hoda.

5.3 Merni instrumenti i varijable

U ovom istraživanju procenjivan je prostor kinematike hoda i kinestetičkog senzibiliteta za segment vrata, odnosno cefalocervikalne regije. U prostoru kinematike hoda procenjivano je četrnaest varijabli prostorno-vremenskog konteksta:

- Dužina koraka (STP), a predstavlja razdaljinu između otiska najzadnje tačke peta dva stopala u raskoračnom stavu (slika 3),
- Dužina dvokoraka (STRD), predstavlja razdaljinu između najzadnje tačke peta dva uzastopna otiska istog stopala (slika 3),
- Širina koraka (STW) predstavlja razdaljinu između otiska stopala merena u raskoračnom stavu a u odnosu na srednje tačke oslonca (slika 3),
- Vreme dvokoraka (STC), predstavlja vreme u kojem je izveden jedan dvokorak,
- Vreme potrebno za prvu polovinu testne staze (ST1),
- Vreme potrebno za drugu polovinu testne staze (ST2) i
- Vreme potrebno za izvršenje zadatka (T),
- Faza stajanja (*stance*) (TST%), izražena je kao udeo trajanja celokupnog ciklusa hoda. To je faza u kojoj noga podržava telesnu težinu. Počinje kada peta dotakne tlo i završava kada se vrh stopala odvoji od tla.
- Faza zamaha (Swing) (TSW%) izražena je kao udeo trajanja celokupnog ciklusa hoda. Faza zamaha počinje kada vrh stopala napusti tlo i završava kada peta ponovo dotakne tlo. Vreme zamaha jedne noge odgovara vremenu jednostruke potpore druge noge.
- Jednostruka potpora (Single Support) (SS%) – procenat jednostruke potpore. To je procenat vremena kada je samo jedna noga u kontaktu sa tlom.
- Ukupna dvostruka potpora (Total Double Support) (TDS%) – procenat dvostruke potpore. To je procenat zbirnog vremena dva perioda dvostruke potpore. Odgovor na opterećenje (Load Response) LR% – procenat odgovora na opterećenje. To je procenat vremena prve dvostruke potpore (DS1).
- Preodrazna faza (Pre Swing) (PSW%) – procenat preodrazne faze. To je procenat vremena druge dvostruke potpore (DS2). Propulzivna faza (Propulsive Phase) (PP%) –

procenat propulzivne faze. Procenat vremena između podizanja pete i potpunog podizanja vrha stopala. Normalizacija u procentima omogućava da se svaki pojedinačni ciklus hoda prikaže kao 100%, pri čemu se mogu odrediti procenti koje pojedinačne faze predstavljaju unutar celokupnog ciklusa (Whittle, 2007). Sve varijable za procenjene parametre hoda merene su pri hodu bez prepreke i pri hodu sa preprekom, koja simulira mogućnost konfiguracije terena (prelaženje prepreke). Korak prelaska prepreke isključen je iz proseka parametara hoda.

Za prostor cervikocefalnog kinestetičkog senzibiliteta definisano je deset varijabli na osnovu kojih je procenjivana sposobnost centralnog nervnog sistema da uskladi vremenske, prostorne i dinamičke pokreta u cilju ostvarivanja tačnog, ekonomičnog i svrsishodnog izvođenja motoričkog zadatka (koordinativna sposobnost):

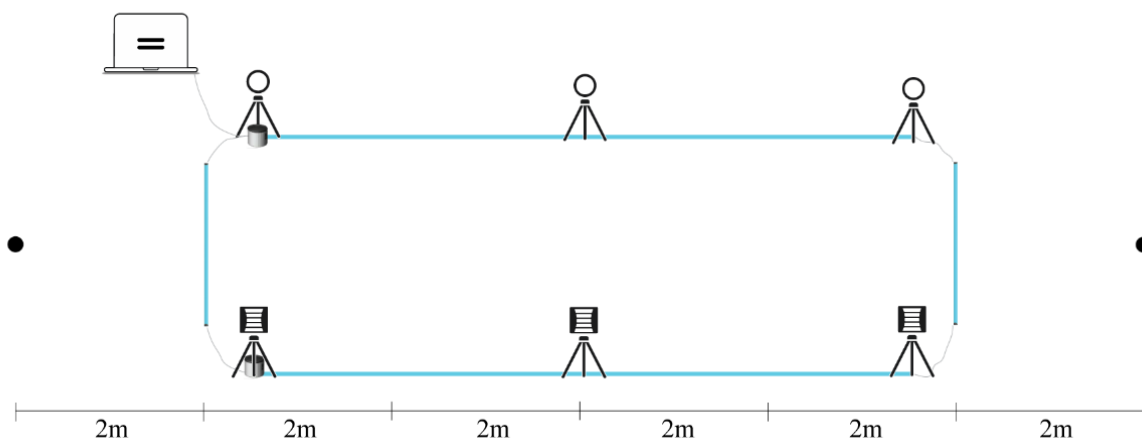
- Vreme na meti :
 - lak nivo (T_e),
 - srednji nivo (T_m),
 - težak nivo (T_d),
- Vreme iza mete (*undershoot*):
 - lak nivo (U_e),
 - srednji nivo (U_m),
 - težak nivo (U_d),
- Varijable za vreme ispred mete (*overshoot*):
 - lak nivo (O_e),
 - srednji nivo (O_m),
 - težak nivo (O_d),
- Indeks glatkoće pokreta (S_i) predstavlja nivo glatkoće pokreta. Izražen je kao jedinica bez mere na skali od 0 do 5, pri čemu više vrednosti ukazuju na manje glatko kretanje.

5.3.1 Merenje karakteristika postavljanja stopala tokom hoda

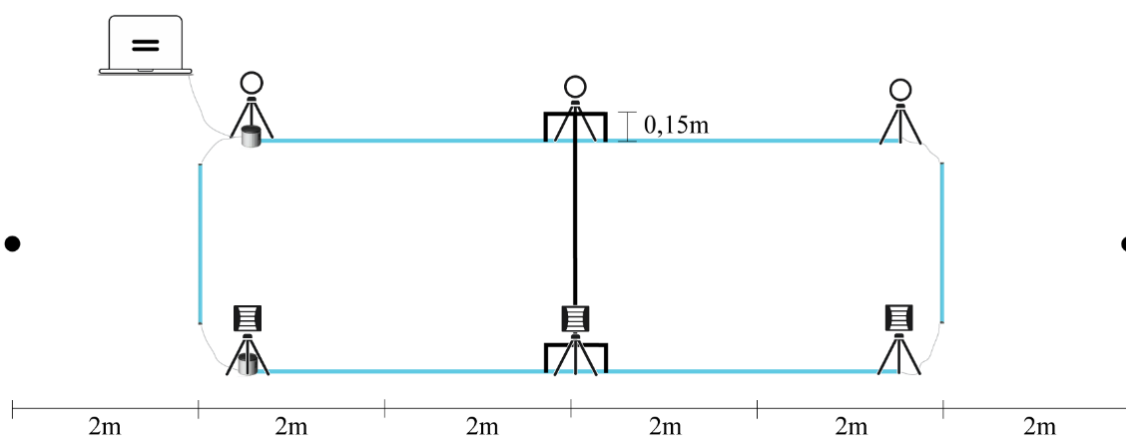
Karakteristike postavljanja stopala tokom hoda bez prepreka merene su sistemom fotoćelija (Optogate, Microgate, Bolzano, Italija), postavljenim u dvodimenzionalnoj postavci što znači da meri postavljanje stopala u x i y osi. Sistem je opremljen optičkim senzorima koji rade na frekvenciji od 1000 Hz i imaju prostornu preciznost od 1 cm, te detektuju odgovarajuće

prostorne i vremenske parametre za hod, trčanje ili druge vrste testova. Vremena potrebna za izvršenje zadatka merena su sa tri para fotocelija (Witty, Microgate, Bolzano, Italija), koje su bile postavljene na udaljenosti od 2 metra i 4 metra. Svaki ispitanik je izvršio šest krugova hoda na udaljenosti od 8 m, počevši na zvučni signal 2 m ispred prvog para fotocelija. Dva metra iza poslednjeg para fotocelija ispitanici su se okrenuli i vratili u početni položaj, te ponovili zadatak. Svaki ispitanik je napravio šest krugova pri brzini koju su sami odabrali. Ispitanicima je dato uputstvo da hodaju brzinom koja odgovara osećaju brzine tokom hoda po gradu.

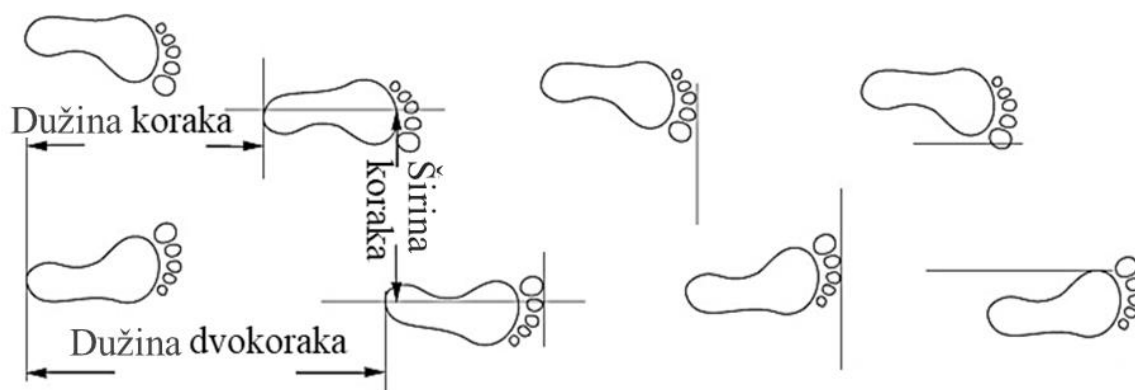
Karakteristike postavljanja stopala tokom hoda sa preprekom merene su na isti način kao i bez prepreke. Razlika je bila samo u tome što je pri testu sa preprekom kod srednje fotocelije postavljena prepreka visine 15 cm. Visina je odabrana na osnovu preporuka za visinu stepenica u zgradama (*Pravilnik o minimalnih tehničnih zahtevah za graditev stanovanjskih stavb in stanovanj (PISRS)*, 2011.) Na osnovu prethodnih ispitivanja prepoznali smo ovu visinu kao onu koja izaziva poremećaj u hodu, ali nije previše opasna i mogli su je savladati svi ispitanici. U dalju analizu uzet je prosek parametara postavljanja stopala i prosečna brzina merena na drugom i četvrtom metru, posebno za test sa i bez prepreke.



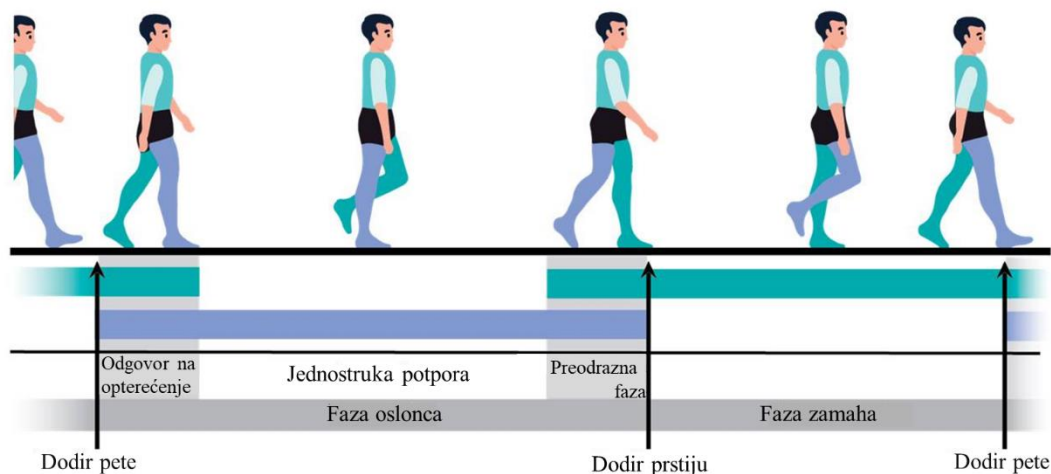
Slika 1: Dvodimenzionalna postavka senzora i fotocelija na stazi bez prepreke



Slika 2: Dvodimenzionalna postavka senzora i fotocelija na stazi sa preprekom



Slika 3: Dužina koraka, dužina dvokoraka, širina koraka



Slika 4: Faze ciklusa hoda i njihovo trajanje (prema Microgate)

5.3.2 Merenje cervikocefalne kinestezije

Merenje cervikocefalne (vratne) kinestetičke svesti sprovedeno je korišćenjem Butterfly testa (Kristjansson i Oddsdottir, 2010). Butterfly test je specijalizovani propioceptivni test koji se koristi za procenu tačnosti i glatkoće pokreta vratne kičme. Test uključuje praćenje mete na ekranu koja se kreće u nepredvidljivim obrascima (lakim, srednjim i teškim). Svaki obrazac pokreta ponavlja se tri puta u nasumičnom redosledu (Kristjansson & Gislason, 2024). Tokom izvođenja Butterfly testa, ispitanicima je dato uputstvo da metu ne prate isključivo očnim pokretima, već da u zadatak uključe i aktivno kretanje vratnog segmenta, s ciljem što preciznijeg praćenja dinamične i nepredvidive mete.. Cervikocefalna kinestezija merena je pomoću inercijalne mernje jedinice (NeckSmart, NeckCare Holding ehf., Reykjavik, Island). Jedno merenje podrazumevalo je izvođenje zadatka dva puta i to za svaki od tri obrasca pokreta. Težina se razlikovala po brzini pokreta, broju promena smera pokreta i amplitudi pokreta. Karakteristike ciljne putanje pokreta i trajanje testa unapred su određene softverom NeckCare (NeckSmart, NeckCare Holding ehf., Reykjavik, Island).

Pokreti vrata tokom Butterfly testa analizirani su i opisani sledećim varijablama: Smerna tačnost, koja uključuje prosečno vreme provedeno na meti tokom svakog pokušaja, izraženo u sekundama (vreme na meti), vreme koje su glava i vrat proveli iza mete, izraženo kao procenat

ukupnog vremena (undershoot), i ispred mete, izraženo kao izračunati procenat ukupnog vremena (overshoot).



Slika 5: Merenje kontrole pokreta vratne kičme pomoću Butterfly testa.

5.4 Statistička analiza podataka

Sve statističke analize izvršene su korišćenjem programa SPSS (SPSS 23.0 Software, SPSS Inc., Chicago, SAD) i Microsoft Office Excel 2019 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, SAD). Svi zaključci doneti su na nivou značajnosti od 0,05 ($p \leq 0,05$).

Na prikupljenim podacima primenjene su deskriptivne i komparativne statističke procedure. Od osnovnih deskriptivnih statističkih parametara za svaku varijablu izračunati su: aritmetička sredina (Mean), standardna devijacija (SD), minimum (Min) i maksimum (Max).

Normalnost i homogenost distribucije za pojedinačne varijable proveravane su Levinovim testom, kao i koeficijentima asimetričnosti i spljoštenosti (vrednosti iznad 1 smatrane su kao asimetrične distribucije varijabli). Zbog odstupanja od normalne distribucije, sve varijable su normalizovane korišćenjem prirodnog logaritma. Nakon toga postignuta je normalna distribucija u skladu sa navedenim kriterijumima.

Za proveru razlika između grupa i uticaja treninga na pojedinačne parametre svih testova, kao i za analizu interakcijskih efekata, korišćena je dvosmerna analiza varijanse (TWR). Veličina efekta proučavana je pomoću parcijalnog eta kvadrata za dvosmernu analizu varijanse.

Kriterijumi za interpretaciju vrednosti parcijalnog eta kvadrata su sledeći: mali efekat ($0,01 \leq \eta^2 < 0,06$), srednji efekat ($0,06 \leq \eta^2 < 0,14$) i veliki efekat ($\eta^2 \geq 0,14$) (Levine & Hullett, 2002).

Paralelna poređenja između grupa za nezavisne uzorke i efekti treninga za ponovljena merenja izvedeni su t-testom. Zbog višestrukih poređenja, statistička značajnost t-testova korigovana je korišćenjem Benjamini-Hochberg procedure za kontrolu stope lažnih otkrića (False Discovery Rate). Veličina efekta za paralelna poređenja procenjena je Cohenovim d , koji omogućava kvantitativnu interpretaciju značajnosti razlika. Prema Cohenovoj klasifikaciji (Cohen, 1988), veličina efekta interpretira se kao mala ($d < 0,2$), srednja ($d = 0,5$) ili velika ($d \geq 0,8$).

Povezanost između varijabli hoda i testa kinestezije vrata utvrđena je na korigovanim podacima pomoću Spearmanovog koeficijenta korelacije, koji se temelji na rangiranju podataka i pogodan je za procenu monotonih veza između varijabli bez zahteva za normalnom distribucijom. Veličina korelacija interpretirana je na sledeći način: vrlo niska korelacija ($r = 0,00-0,19$), niska korelacija ($r = 0,20-0,39$), srednja korelacija ($r = 0,40-0,59$), visoka korelacija ($r = 0,60-0,79$) i vrlo visoka korelacija ($r = 0,80-1,00$).

Ponovljivost između dana za varijable hoda i testa leptira proverili smo pomoću koeficijenta intraklasne korelacije (ICC), tačnije koristeći dvosmerni mešoviti model za pojedinačno merenje (ICC 3,1) za apsolutnu saglasnost, uz odgovarajući interval poverenja (Koo & Li, 2016; Majcen Rošker i sar., 2021). Interpretacija ponovljivosti bazirana je na sledećim kriterijumima: niska ponovljivost ($ICC < 0,5$), umerena ponovljivost ($ICC 0,5-0,75$), dobra ponovljivost ($ICC 0,75-0,9$) i odlična ponovljivost ($ICC \geq 0,9$), u skladu sa preporukama (Portney in Watkins, 2009). Za kvantifikaciju greške merenja izračunali smo koeficijent varijacije (CV) i standardnu grešku merenja (engl. standard error of measurement; SEM) (Majcen Rošker i sar., 2021), što je omogućilo precizniju procenu pouzdanosti dobijenih podataka.

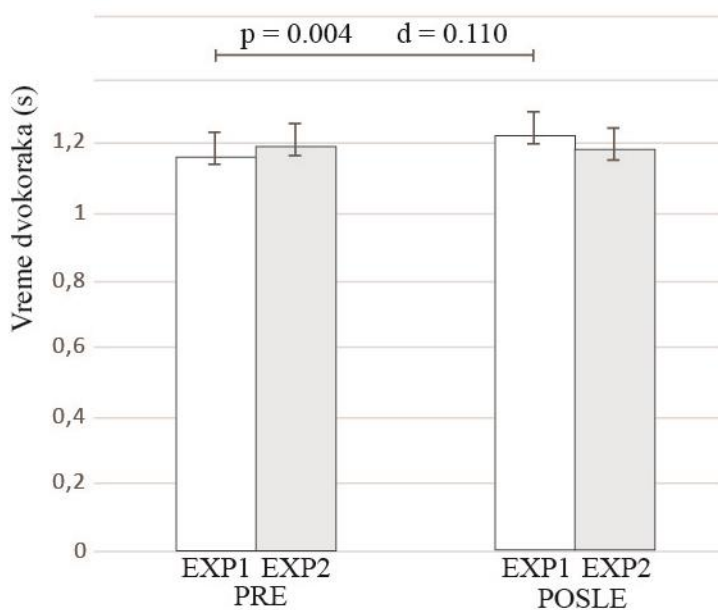
6 REZULTATI

Tabela 1: Deskriptivni statistički podaci za varijable, starost, telesnu masu i visinu

	TPM (n=10)		Zdravi (n =9)	
	Mean	SD	Mean	SD
Starost (leta)	41,50	12,65	44,11	14,50
Visina (m)	176,90	7,14	180,67	7,11
Masa tela(kg)	87,04	13,47	83,39	5,96

6.1 Promene u parametrima hoda

Grafikon 1: Prosečne vrednosti STC (vremena dvokoraka) za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa za AVG 2, na stazi sa preprekom

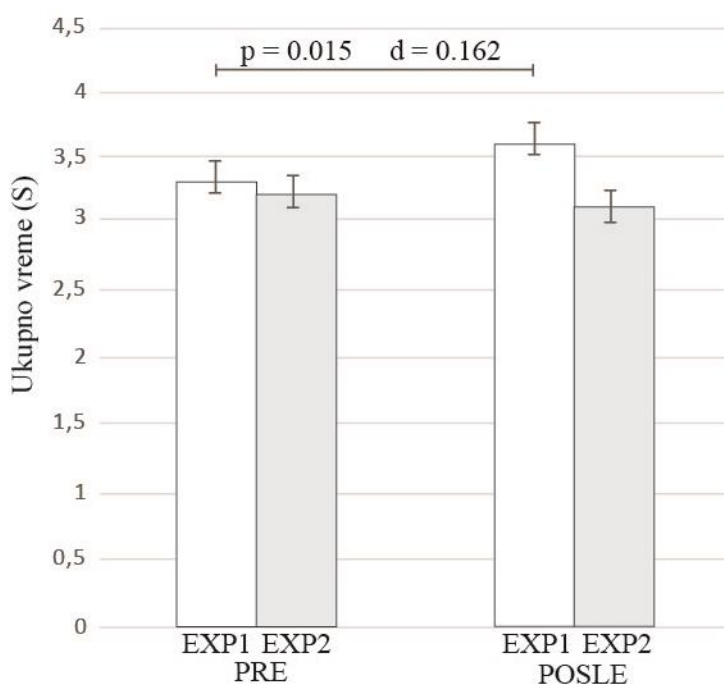


p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Grafikon prikazuje prosečne vrednosti STC (vremena dvokoraka) za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa na stazi sa preprekom. Nije bilo statistički značajnih razlika

između grupa, ni pre ni posle eksperimentalnog programa. Obe grupe su imale uporedivo vreme dvokoraka kako pre, tako i posle eksperimentalnog programa. Statistički značajna razlika zabeležena je unutar grupe EXP1 pre i posle eksperimentalnog programa. Ova razlika, iako mala, ukazuje na uticaj eksperimentalnog programa na promenu vremena dvokoraka.

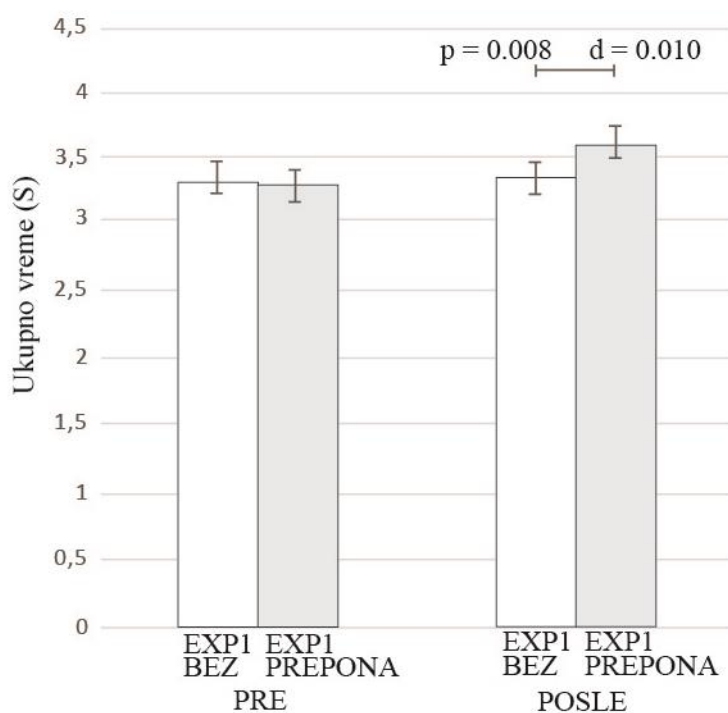
Grafikon 2: Prosečne vrednosti ukupnog vremena u sekundama za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa za AVG 2, na stazi sa preprekom



p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Grafikon prikazuje prosečne vrednosti ukupnog vremena u sekundama za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa na stazi sa preprekom. Nije bilo statistički značajnih razlika između grupa, ni pre ni posle eksperimentalnog programa, što znači da su obe grupe imale uporedivo ukupno vreme kako pre, tako i posle eksperimentalnog programa. Međutim, unutar grupe EXP1 zabeležena je statistički značajna razlika pre i posle eksperimentalnog programa. Iako je razlika bila mala, to ukazuje na uticaj eksperimentalnog programa na promenu ukupnog vremena unutar grupe EXP1. Kod grupe EXP2 nije bilo statistički značajnih promena.

Grafikon 3: Prosečne vrednosti ukupnog vremena u sekundama za grupu EXP1 bez prepreke i grupu EXP1 sa preprekom, pre i posle eksperimentalnog programa

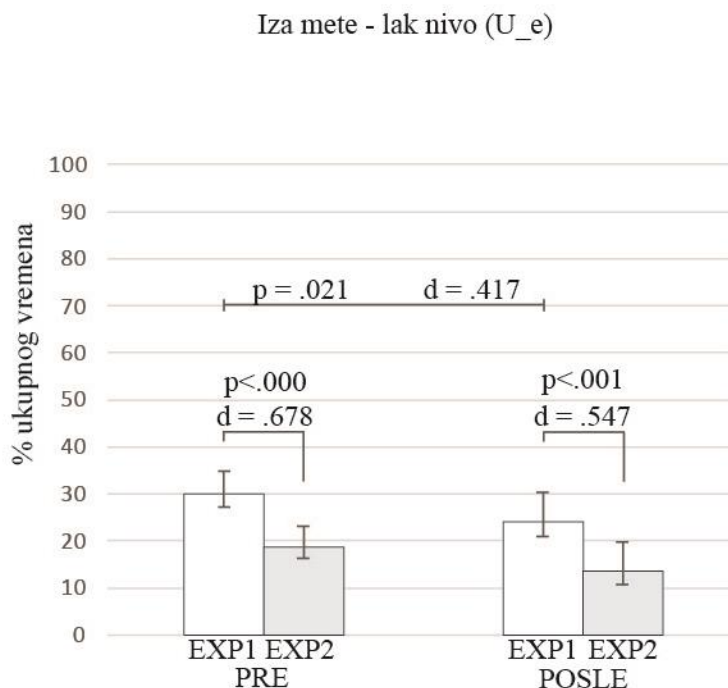


p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Grafikon prikazuje prosečne vrednosti ukupnog vremena u sekundama za grupu EXP1 bez prepreke i grupu EXP1 sa preprekom, pre i posle eksperimentalnog programa. Pre eksperimentalnog programa unutar grupe nije bilo statistički značajnih razlika pri hodu sa ili bez prepreke. Ukupno vreme bilo je uporedivo u oba uslova pre eksperimentalnog programa. Posle eksperimentalnog programa zabeležena je statistički značajna razlika unutar grupe EXP1 pri hodu sa ili bez prepreke, ali je veličina efekta bila izuzetno mala. To znači da je razlika posle eksperimentalnog programa bila statistički značajna, ali zanemarljiva.

6.2 Promene u kinesteziji vrata

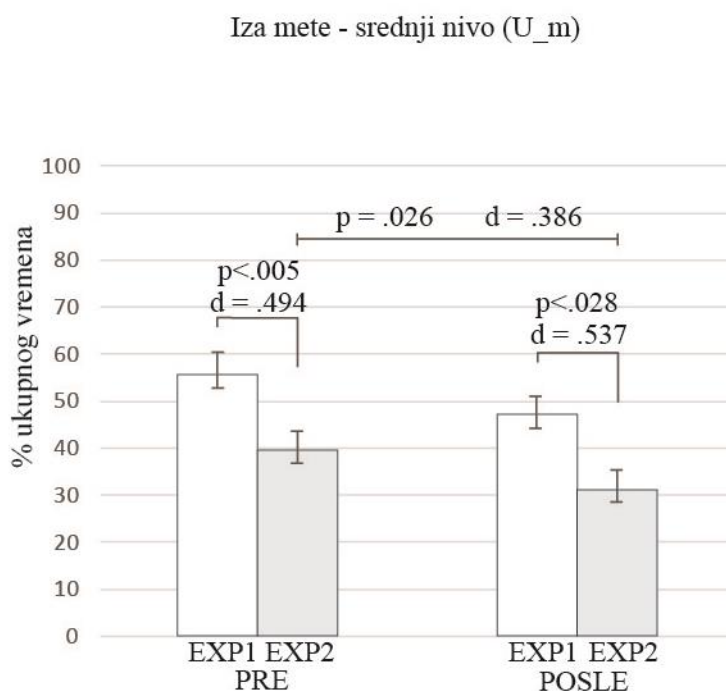
Grafikon 4: Procenat ukupnog vremena u području U_e za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa



p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Na grafikonu je prikazan procenat ukupnog vremena u U_e za eksperimentalne grupe EXP1 i EXP2, pre i posle eksperimentalnog programa. Grupe se statistički značajno razlikuju pre i posle eksperimentalnog programa. Pri poređenju grupa pre eksperimentalne eksperimentalnog programa, zabeležena je statistički značajna razlika u procentu ukupnog vremena u U_e. Grupa EXP1 je provela veći procenat ukupnog vremena u U_e u poređenju sa grupom EXP2. Posle eksperimentalnog programa takođe su uočene statistički značajne razlike između grupa. Grupa EXP1 je posle eksperimentalnog programa i dalje provela veći procenat vremena u U_e u poređenju sa grupom EXP2, ali je procenat u U_e za obe grupe opao. Smanjenje vremena u U_e posle eksperimentalnog programa bilo je statistički značajno za EXP1. Ovo ukazuje da je eksperimentalni program imala slične efekte na obe grupe, pri čemu je smanjenje vremena u U_e kod grupe EXP1 bilo statistički značajno.

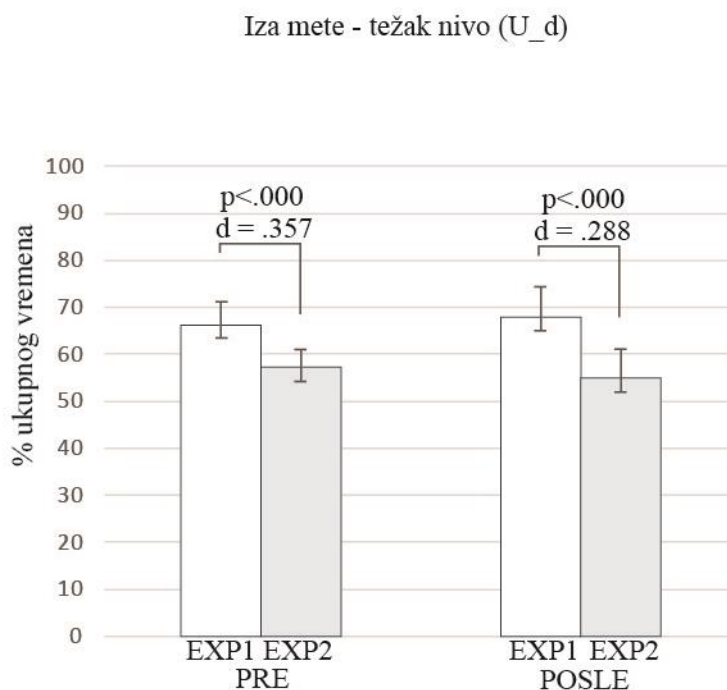
Grafikon 5: Procenat ukupnog vremena u području U_m za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa



p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Grafikon prikazuje procenat ukupnog vremena u području U_m za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa. Pre eksperimentalnog programa zabeležena je statistički značajna razlika između grupa. Grupa EXP1 je provela veći procenat ukupnog vremena iza mete u poređenju sa grupom EXP2, pri čemu je veličina efekta bila umerena. Posle eksperimentalnog programa ponovo je utvrđena statistički značajna razlika između grupa, pri čemu je grupa EXP1 i dalje provodila više vremena iza mete u odnosu na grupu EXP2. Veličina efekta bila je nešto veća nego pre eksperimentalnog programa. Statistički značajna razlika pre i posle eksperimentalnog programa primećena je samo kod grupe EXP2. Kod grupe EXP1 nisu uočene statistički značajne promene pre i posle eksperimentalnog programa. Rezultati pokazuju da je eksperimentalni program imala veći uticaj na grupu EXP2. Grupa EXP1 nije pokazala značajne promene u vremenu provedenom iza mete posle eksperimentalnog programa. Ipak, statistički značajne razlike između grupa bile su prisutne i pre i posle eksperimentalnog programa, pri čemu je grupa EXP1 sve vreme provodila više vremena iza mete u poređenju sa grupom EXP2.

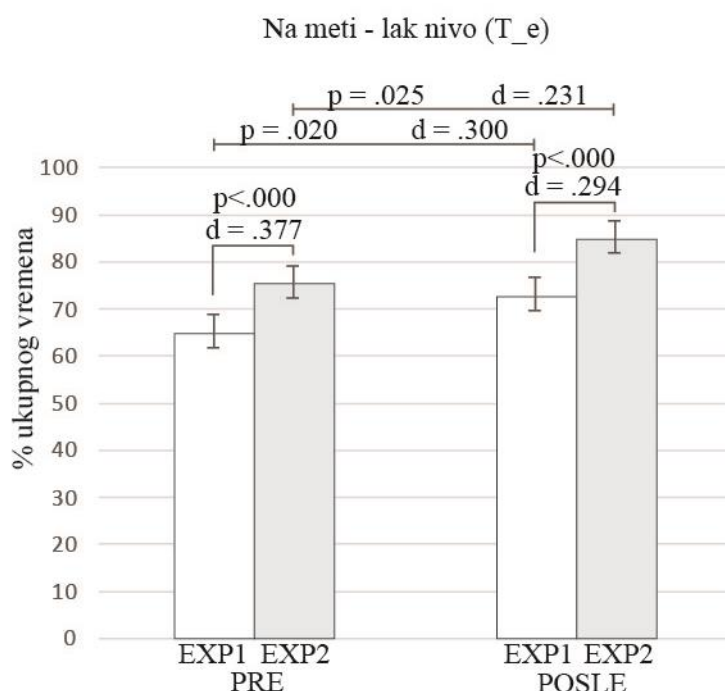
Grafikon 6: Procenat ukupnog vremena u U_d za obe grupe pre i posle eksperimentalnog programa



p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Grafikon prikazuje procenat ukupnog vremena u U_d za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa. Pre eksperimentalnog programa ustanovljena je statistički značajna razlika između grupa EXP1 i EXP2, pri čemu je grupa EXP1 provela veći procenat vremena za metu u poređenju sa grupom EXP2. Veličina efekta bila je umerena. Posle eksperimentalnog programa ponovo je zabeležena statistički značajna razlika između grupa, ali se veličina efekta blago smanjila. Grupa EXP1 i dalje je provela više vremena za metu u odnosu na grupu EXP2. Veličina efekta ostala je umerena, ali nešto manja nego pre eksperimentalnog programa. Kod grupe EXP1 procenat vremena za metu blago se povećao, dok se kod grupe EXP2 smanjio, ali razlika pre i posle eksperimentalnog programa unutar grupa nije bila statistički značajna. Rezultati pokazuju da su statistički značajne razlike između grupa bile prisutne kako pre, tako i posle eksperimentalnog programa. Grupa EXP1 je sve vreme provela veći procenat vremena za metu u poređenju sa grupom EXP2. Veličina efekta bila je umerena pre i posle eksperimentalnog programa, iako se posle eksperimentalnog programa blago smanjila.

Grafikon 7: Procenat ukupnog vremena u T_e za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa

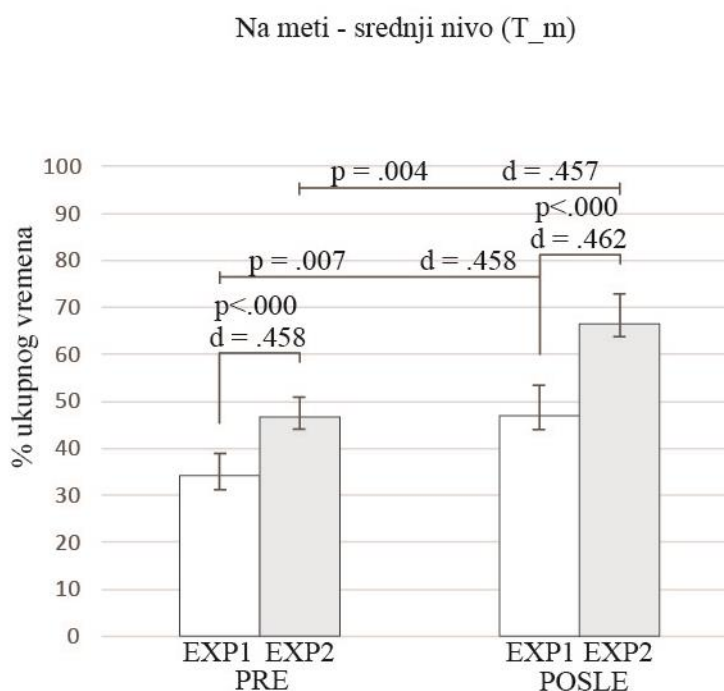


p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Grafikon prikazuje procenat ukupnog vremena u području T_e za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa. Pre eksperimentalnog programa zabeležena je statistički značajna razlika između grupa EXP1 i EXP2, pri čemu je grupa EXP2 provela veći procenat vremena u području T_e u poređenju sa grupom EXP1. Veličina efekta bila je umerena. Posle eksperimentalnog programa ponovo je zabeležena statistički značajna razlika između grupa, ali je veličina efekta bila nešto manja. Obe grupe su zadržale sličan odnos, pri čemu je grupa EXP2 i dalje provodila više vremena na meti u poređenju sa grupom EXP1. U obe grupe primećena je statistički značajna razlika u procentu vremena u području T_e pre i posle eksperimentalnog programa, što ukazuje na umereno povećanje vremena na meti posle eksperimentalnog programa. Rezultati pokazuju da su statistički značajne razlike između grupa bile prisutne kako pre, tako i posle eksperimentalnog programa, pri čemu je razlika posle eksperimentalnog programa bila manje izražena. Obe grupe pokazale su statistički značajne promene unutar grupa pre i posle eksperimentalnog programa, što ukazuje na uticaj eksperimentalnog programa na

obe grupe. Ipak, grupa EXP2 u obe faze provela je veći procenat ukupnog vremena na meti u poređenju sa grupom EXP1.

Grafikon 8: Procenat ukupnog vremena u području T_m za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa

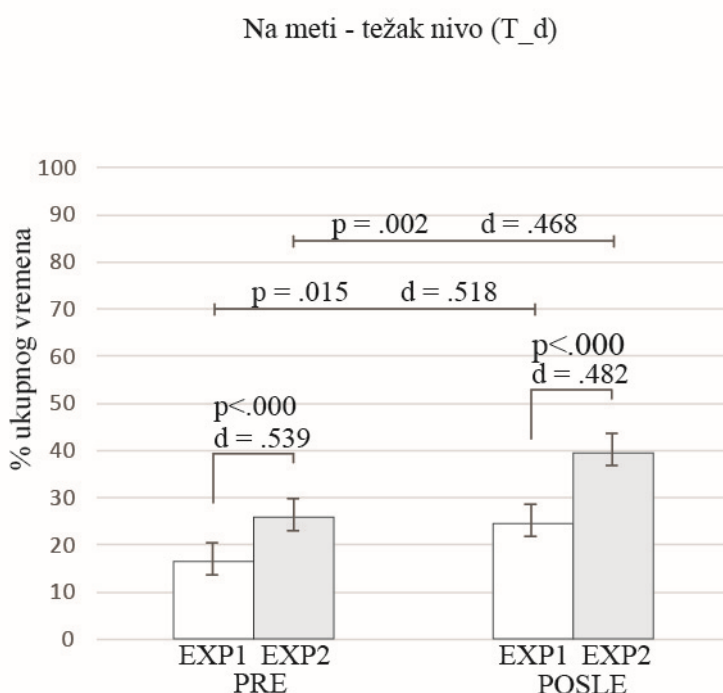


p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Grafikon prikazuje procenat ukupnog vremena u području T_m za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa. Pre eksperimentalnog programa ustanovljena je statistički značajna razlika između grupa EXP1 i EXP2, pri čemu je grupa EXP2 provela veći procenat vremena na meti u poređenju sa grupom EXP1. Veličina efekta bila je umerena. Posle eksperimentalnog programa, statistički značajna razlika između grupa ostala je prisutna, pri čemu je grupa EXP2 i dalje provodila više vremena na meti nego grupa EXP1. Veličina efekta ostala je umerena. Statistički značajne razlike unutar svake grupe zabeležene su kod obe grupe. Kod grupe EXP1, efekat eksperimentalnog programa bio je umeren, što ukazuje na značajno povećanje vremena na meti posle eksperimentalnog programa. Kod grupe EXP2, efekat je takođe bio umeren, što ukazuje na još veće povećanje vremena provedenog na meti posle

eksperimentalnog programa. Rezultati pokazuju da je eksperimentalni program bila efikasna kod obe grupe. Grupa EXP2, kako pre, tako i posle eksperimentalnog programa, provela je veći procenat vremena na meti u poređenju sa grupom EXP1. Posle eksperimentalnog programa razlika između grupa se dodatno povećala, pri čemu je grupa EXP2 provela veći procenat vremena na meti. Veličina efekta bila je umerena kod obe grupe.

Grafikon 9: Procenat ukupnog vremena u području T_d za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa

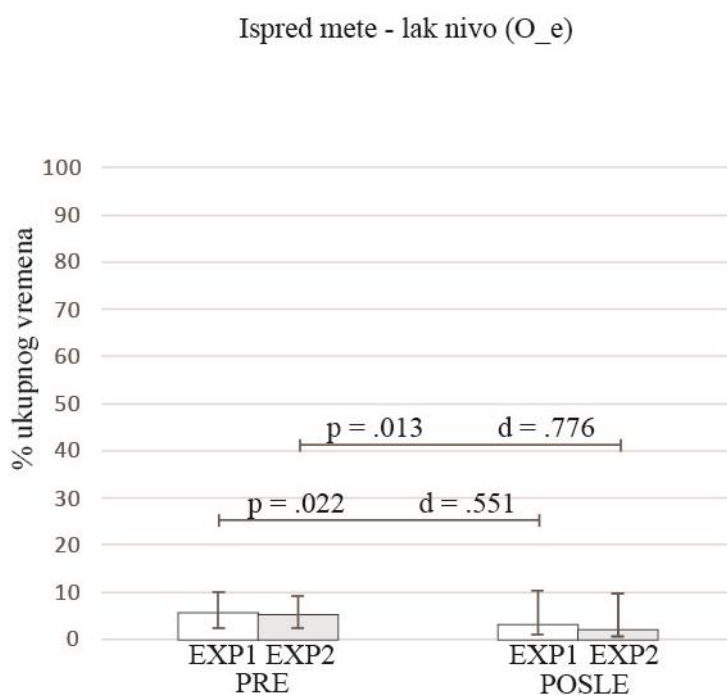


p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Grafikon prikazuje procenat ukupnog vremena na meti pri višem nivou zahtevnosti zadatka (T_d) za dve grupe, pre i posle eksperimentalnog programa. Pre eksperimentalne eksperimentalnog programa ustanovljena je statistički značajna razlika između grupa EXP1 i EXP2. Grupa EXP2 provela je više vremena na meti u poređenju sa grupom EXP1, pri čemu je efekat bio umeren. Posle eksperimentalnog programa ponovo je zabeležena statistički značajna razlika između grupa. Grupa EXP2 i dalje je provodila veći procenat vremena na meti u poređenju sa grupom EXP1, ali je efekat bio nešto manji nego pre eksperimentalnog programa,

iako je ostao umeren. Statistički značajne razlike primećene su i unutar obe grupe pre i posle eksperimentalnog programa. U grupi EXP1 efekat je bio umeren, slično kao u grupi EXP2, gde je efekat takođe bio umeren. Obe grupe su posle eksperimentalnog programa provodile značajno više vremena na meti, što ukazuje na efikasnost eksperimentalnog programa. Rezultati pokazuju da je eksperimentalni program bila efikasna, budući da su unutar obe grupe primećene statistički značajne razlike pre i posle eksperimentalnog programa. Grupa EXP2 provela je veći procenat vremena na meti u poređenju sa grupom EXP1, kako pre tako i posle eksperimentalnog programa. Razlika između grupa ostala je umerena, kako pre tako i posle eksperimentalnog programa. Obe grupe provodile su više vremena na meti posle eksperimentalnog programa, što ukazuje na uspešan uticaj programa.

Grafikon 10: Procenat ukupnog vremena u području O_e za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa

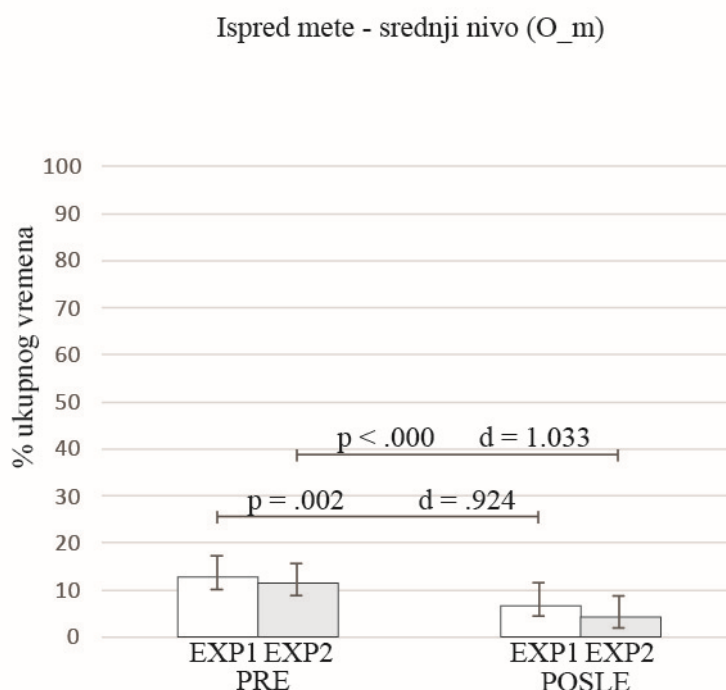


p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Grafikon prikazuje procenat ukupnog vremena u području O_e za grupe EXP1 i EXP2, pre i posle eksperimentalnog programa. Statistički značajnih razlika između EXP1 i EXP2 nije bilo ni pre ni posle eksperimentalnog programa. Međutim, kod obe grupe primećena je statistički

značajna razlika u procentu ukupnog vremena u području O_e pre i posle eksperimentalnog programa, pri čemu je efekat programa bio nešto izraženiji kod grupe EXP2. Eksperimentalna eksperimentalni program značajno je uticala na obe grupe, jer su kod obe grupe primećene statistički značajne razlike pre i posle eksperimentalnog programa. Ovo pokazuje da je eksperimentalni program imala sličan uticaj na obe grupe, što se ogleda u uporedivim rezultatima između njih.

Grafikon 11: Procenat ukupnog vremena u području O_m za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa

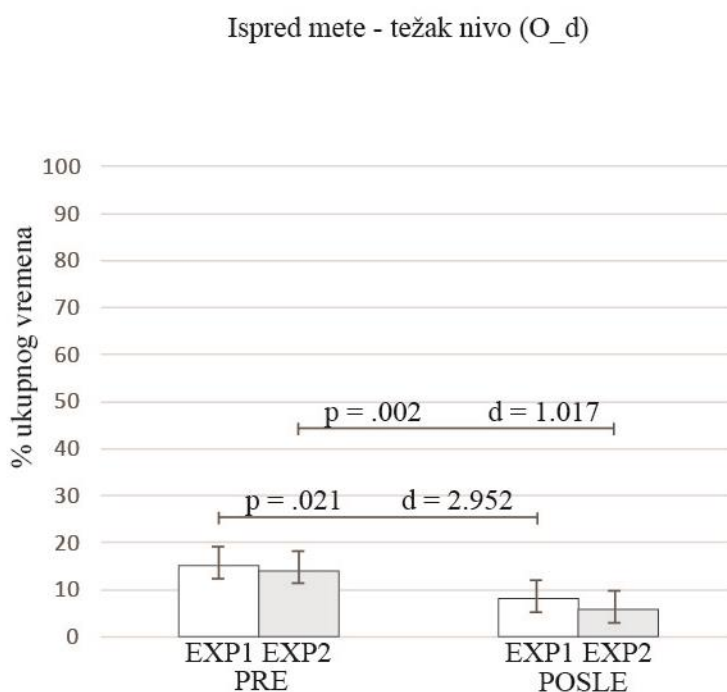


p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Grafikon prikazuje procenat ukupnog vremena provedenog ispred mete na srednjem nivou zahtevnosti zadatka (O_m) za grupe EXP1 i EXP2, pre i posle eksperimentalnog programa. Između grupa EXP1 i EXP2 nije bilo statistički značajnih razlika, ni pre ni posle eksperimentalnog programa. To znači da su obe grupe provele uporediv procenat vremena ispred mete, kako pre, tako i posle eksperimentalnog programa. Međutim, statistički značajne razlike zabeležene su unutar obe grupe pre i posle eksperimentalnog programa. Efekat

eksperimentalnog programa bio je velik kod obe grupe, što ukazuje na značajno smanjenje procenta vremena provedenog ispred mete posle eksperimentalnog programa. Rezultati pokazuju da nije bilo statistički značajnih razlika između grupa EXP1 i EXP2, ali da je eksperimentalna eksperimentalni program bila efikasna unutar obe grupe, jer su uočene statistički značajne razlike pre i posle eksperimentalnog programa. Obe grupe provele su manje vremena ispred mete posle eksperimentalnog programa, što ukazuje na uticaj programa.

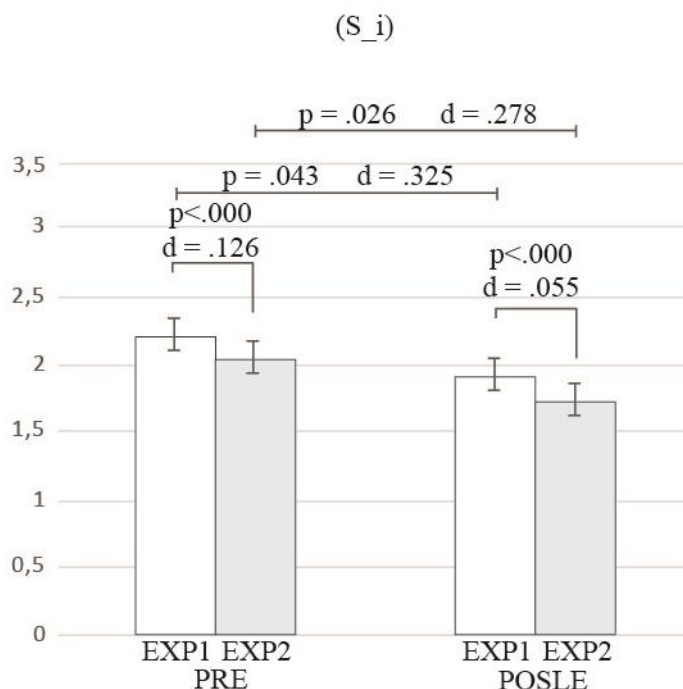
Grafikon 12: Procenat ukupnog vremena u području O_d za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa



Grafikon prikazuje procenat ukupnog vremena provedenog ispred mete na višem nivou zahtevnosti zadatka (O_d) za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa. Između grupa EXP1 i EXP2 nije bilo statistički značajnih razlika, ni pre ni posle eksperimentalnog programa. To znači da su obe grupe provele uporediv procenat vremena ispred mete, kako pre, tako i posle eksperimentalnog programa. Statistički značajne razlike primećene su unutar obe grupe između merenja pre i posle eksperimentalnog programa. Kod obe grupe utvrđen je veoma veliki efekat

programa, što ukazuje na značajno smanjenje procenta vremena provedenog ispred mete posle eksperimentalnog programa. Rezultati pokazuju da između grupa EXP1 i EXP2 nije bilo statistički značajnih razlika, ali da je eksperimentalni program bila efikasna unutar obe grupe, budući da su obe grupe posle eksperimentalnog programa provele statistički značajno manje vremena ispred mete. Ovo ukazuje da je program imao sličan uticaj na obe grupe, što je dovelo do sličnih rezultata posle eksperimentalnog programa.

Grafikon 13: Prosečne vrednosti indeksa glatkoće pokreta (S_i) za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa



p predstavlja statističku značajnost; d predstavlja Cohenov d

Grafikon prikazuje prosečne vrednosti indeksa glatkoće pokreta (S_i) za obe grupe, pre i posle eksperimentalnog programa. Pre eksperimentalne eksperimentalnog programa zabeležena je statistički značajna razlika između grupa EXP1 i EXP2, pri čemu je grupa EXP1 imala nešto više vrednosti. Veličina efekta bila je umerena. Posle eksperimentalnog programa razlika između grupa i dalje je bila statistički značajna, ali se veličina efekta blago smanjila. Grupa EXP1 nastavila je da postiže nešto više vrednosti u poređenju sa grupom EXP2. Unutar svake

grupe primećene su male, ali statistički značajne razlike pre i posle eksperimentalnog programa, što ukazuje na manje promene unutar svake grupe nakon eksperimentalnog programa. Rezultati pokazuju da su između grupa bile prisutne statistički značajne razlike kako pre, tako i posle eksperimentalnog programa. Ipak, promene unutar svake grupe posle eksperimentalnog programa bile su male. Veličina efekta bila je umerena pre eksperimentalnog programa i blago se smanjila posle eksperimentalnog programa, što ukazuje da je eksperimentalni program imala manji uticaj na obe grupe.

6.3 Korelacije između promenljivih hoda i kinestezije vrata

Tabela 2: Korelacije između parametra hoda na drugom delu staze (AVG2) i NC pre eksperimentalnog programa, na stazi bez prepreke za EXP1

Promenljive		r	p
pre TDS%	U_d	,864	0,013
pre LR%	U_d	,916	0,002

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: TDS% – procenat dvostruke potpore; LR% – procenat odgovora na opterećenje; U_d – vreme iza mete na teškom nivou; r – Spermanov koeficijent korelacije; p – predstavlja statističku značajnost.

Između TDS% i U_d postoji jaka pozitivna korelacija, što znači da veći procenat vremena u dvostrukoj potpore snažno korelira sa dužim vremenom provedenim iza mete. Takođe, između LR% i U_d postoji vrlo jaka pozitivna korelacija, što znači da duže vreme u fazi odgovora na opterećenje tokom hoda snažno korelira sa više vremena provedenog iza mete. Rezultati korelacija pokazuju da su procenat dvostruke potpore i procenat odgovora na opterećenje snažno povezani sa vremenom koje pojedinci provode iza mete na teškom nivou. Veći procenat dvostruke potpore i odgovora na opterećenje pri hodu povezani su sa više vremena provedenog iza mete.

Tabela 3: Korelacije između parametra hoda na prvom delu staze (AVG1) i NC posle eksperimentalnog programa, na stazi sa preprekom za EXP2

		r	p
posle PSW%	U_e	,832	0,024
	T_e	-,892	0,011
	O_e	,785	0,036

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; U_e – vreme iza mete na lakom nivou; T_e – vreme na meti na lakom nivou; O_e – vreme ispred mete na lakom nivou; r – Spermanov koeficijent korelacije; p – predstavlja statističku značajnost.

Između PS% i U_e postoji jaka pozitivna korelacija, što znači da veći procenat predzamašnjeg koraka snažno korelira sa dužim vremenom provedenim iza mete. p-vrednost je statistički značajna. Između PS% i T_e postoji vrlo jaka negativna korelacija, što znači da veći procenat predzamašnjeg koraka korelira sa manjim vremenom provedenim na meti, uz statistički značajnu p-vrednost. Kod PS% i O_e takođe postoji jaka pozitivna korelacija, što znači da veći procenat predzamašnjeg koraka korelira sa više vremena provedenog ispred mete. Veći procenat vremena u fazi predzamašnjeg koraka povezan je sa više vremena provedenog iza i ispred mete, kao i sa manje vremena provedenog direktno na meti.

Tabela 4: Korelacije između parametra hoda na drugom delu staze (AVG2) i NC posle eksperimentalnog programa, na stazi sa preprekom za EXP2

		r	p
posle STC	U_d	,837	,049
posle TDS%	U_e	,799	,049
posle TSW%	T_d	,746	,042
posle LR%	U_e	,876	,020
	T_e	-,877	,019
	T_m	-,738	,039
	T_d	-,753	,048
posle STW	O_e	-,824	,032
	O_m	-,867	,025
	O_d	-,777	,046

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: STC – vreme dvokoraka; TDS% – procenat dvostruke potpore; TSW% – procenat faze zamaha; LR% – procenat odgovora na opterećenje; STW – širina koraka; U_e – vreme iza mete na lakom nivou; U_d – vreme iza mete na teškom nivou; T_e – vreme na meti na lakom nivou; T_m – vreme na meti na srednjem nivou; T_d – vreme na meti na teškom nivou; O_e – vreme ispred mete na lakom nivou; O_m – vreme ispred mete na srednjem nivou; O_d – vreme ispred mete na teškom nivou; r – Spermanov koeficijent korelacije; p – predstavlja statističku značajnost.

Između STC i U_d postoji jaka pozitivna korelacija, što znači da duže vreme dvokoraka korelira sa više vremena provedenog iza mete. Takođe, između TDS% i U_e postoji jaka pozitivna korelacija. Između TSW% i T_d postoji takođe jaka pozitivna korelacija, što znači da veći procenat faze zamaha korelira sa više vremena provedenog na meti. Kod LR% primećene su veoma jake veze sa različitim parametrima kinestezije vrata: pozitivna korelacija sa U_e i negativna sa svim nivoima T_e, T_m i T_d. Širina koraka (STW) negativno je povezana sa svim vremenskim parametrima ispred mete, što znači da veća širina koraka smanjuje vreme provedeno ispred mete. Parametri hoda, kao što su vreme dvokoraka, dvostruka potpora, faza zamaha, odgovor na opterećenje i širina koraka, imaju značajne veze sa različitim vremenskim aspektima interakcije sa metom. Odgovor na opterećenje pozitivno korelira sa vremenom iza mete, a negativno sa vremenom na meti, dok veća širina koraka smanjuje vreme ispred mete. Sve korelacije su statistički značajne i jake.

6.4 Ponovljivosti promenljivih hoda pre i posle eksperimentalnog programa

Tabela 5: Ponovljivost parametara hoda kod EXP1 na prvom delu staze bez prepreke pre i posle eksperimentalnog programa

	EXP 1_pre				EXP 1_posle			
	ICC	95% CI	CV	SEM	ICC	95% CI	CV	SEM
STP	0,956	0,862 - 0,989	3,31	2,42	0,974	0,920 - 0,993	2,08	1,51
STRD	0,950	0,845 - 0,988	3,42	5,15	0,975	0,923 - 0,993	2,14	3,04
STC	0,974	0,918 - 0,994	2,78	0,02	0,978	0,940 - 0,993	2,12	0,02
SS%	0,912	0,732 - 0,978	1,79	0,57	0,786	0,419 - 0,837	2,40	0,87
TDS%	0,930	0,789 - 0,983	4,54	1,15	0,837	0,566 - 0,952	4,63	1,53
TST%	0,931	0,791 - 0,983	1,13	0,58	0,847	0,593 - 0,955	0,97	0,74
TSW%	0,825	0,484 - 0,956	2,58	0,84	0,823	0,529 - 0,947	1,73	0,71
PP%	0,953	0,852 - 0,989	7,00	1,78	0,811	0,500 - 0,944	9,74	3,26
LR%	0,942	0,827 - 0,986	4,63	0,51	0,858	0,620 - 0,958	4,13	0,70
PSW%	0,897	0,690 - 0,975	5,04	0,74	0,798	0,466 - 0,940	5,55	0,90
STW	0,984	0,949 - 0,996	5,63	0,66	0,969	0,915 - 0,991	6,33	0,91
ST1	0,953	0,856 - 0,988	3,73	0,06	0,900	0,723 - 0,971	4,24	0,10

Tabela prikazuje rezultate analize pouzdanosti, gde je: STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST1 – vreme potrebno za prvu polovinu zadatka; ICC – koeficijent intra-klasne korelacije; CI – interval poverenja; SEM – standardna greška merenja.

Pre eksperimentalnog programa većina parametara imala je veoma visoke vrednosti ICC, što ukazuje na visoku ponovljivost merenja. Najviše vrednosti ICC postigli su parametri STW i STP. Nešto niže vrednosti ICC zabeležene su kod TSW% i PP%, ali su te vrednosti i dalje u domenu visoke ponovljivosti. Interval poverenja bio je uzak kod većine parametara. Kod nekih parametara, kao što su TSW% i PSW%, interval je bio širi, što ukazuje na nešto manju preciznost. Većina parametara imala je niske vrednosti CV, što ukazuje na malu varijabilnost merenja. Najviše vrednosti CV primećene su kod PP%, što ukazuje na nešto veću varijabilnost ovog parametara. Vrednosti SEM bile su relativno niske kod većine parametara, pri čemu su STRD i PP% imali najviše vrednosti SEM. Posle eksperimentalnog programa, većina

parametara zadržala je visoke vrednosti ICC. Ponovljivost merenja kod parametara STRD i STC dodatno se poboljšala. Nešto manje pouzdani parametri posle eksperimentalnog programa bili su SS% i PP%. Vrednosti CV smanjile su se kod većine parametara posle eksperimentalnog programa, što ukazuje na stabilnije rezultate. Kod STW i PP% CV se neznatno povećao. Vrednosti SEM smanjile su se kod većine parametara posle eksperimentalnog programa. Rezultati ukazuju na visoku ponovljivost merenja pre i posle eksperimentalnog programa. Posle eksperimentalnog programa, kod većine parametara zabeležene su više vrednosti ICC i uži intervali poverenja, što ukazuje na poboljšanje preciznosti i pouzdanosti merenja. Neki parametri, kao što su SS% i PP%, posle eksperimentalnog programa pokazali su nešto nižu ponovljivost i veću varijabilnost, što bi moglo ukazivati na povećanu varijabilnost ovih parametara nakon eksperimentalnog programa.

Tabela 6: Ponovljivost parametara hoda kod EXP2 na prvom delu staze bez prepreke pre i posle eksperimentalnog programa

	EXP 2_pre				EXP 2_posle			
	ICC	95% CI	CV	SEM	ICC	95% CI	CV	SEM
STP	0,953	0,858 - 0,988	3,21	2,02	0,976	0,919 - 0,994	2,29	1,31
STRD	0,948	0,844 - 0,987	3,31	4,21	0,976	0,919 - 0,994	2,29	2,62
STC	0,854	0,533 - 0,965	2,40	0,03	0,718	0,130 - 0,931	3,06	0,03
SS%	0,882	0,647 - 0,971	1,66	0,54	0,921	0,761 - 0,980	1,09	0,32
TDS%	0,903	0,708 - 0,976	4,01	0,98	0,947	0,835 - 0,987	2,53	0,59
TST%	0,795	0,396 - 0,949	1,13	0,67	0,916	0,748 - 0,979	0,78	0,40
TSW%	0,807	0,335 - 0,963	1,83	0,52	0,805	0,415 - 0,951	1,77	0,59
PP%	0,924	0,772 - 0,981	5,82	1,81	0,976	0,923 - 0,994	4,77	1,30
LR%	0,879	0,633 - 0,970	4,53	0,55	0,947	0,842 - 0,987	2,43	0,30
PSW%	0,921	0,763 - 0,990	3,57	0,45	0,937	0,801 - 0,985	2,82	0,32
STW	0,948	0,835 - 0,987	8,22	0,75	0,928	0,781 - 0,982	9,01	0,87
ST1	0,929	0,787 - 0,982	5,17	0,06	0,913	0,738 - 0,979	6,60	0,10

Tabela prikazuje rezultate analize pouzdanosti, gde je: STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST1 – vreme potrebno za prvu polovinu zadatka; ICC – koeficijent intra-klasne korelacije; CI – interval poverenja; SEM – standardna greška merenja.

Pre eksperimentalnog programa većina parametara imala je visoke vrednosti ICC, što ukazuje na visoku ponovljivost merenja, najviše kod STP i STRD, dok su TST% i TSW% imali nešto nižu ponovljivost. Posle eksperimentalnog programa, ICC se kod većine parametara dodatno povećao, posebno kod SS% i TDS%, dok je kod STC opao. Pre eksperimentalnog programa, intervali poverenja bili su uglavnom uski, što ukazuje na visoku preciznost merenja, posebno kod STP i STRD. Kod STC interval je bio širi. Posle eksperimentalnog programa, intervali poverenja ostali su uglavnom uski ili su se dodatno suzili, osim kod STC, gde se interval proširio. Pre eksperimentalnog programa parametri su imali niske vrednosti CV, sa najvišom vrednošću kod STW. Posle eksperimentalnog programa, vrednosti CV su se uglavnom smanjile, osim kod STW, STC i ST1. Vrednosti SEM bile su niske pre eksperimentalnog programa, sa najvišom vrednošću kod STRD. Posle eksperimentalnog programa, SEM se smanjio kod svih promenljivih. Rezultati ukazuju na visoku ponovljivost merenja pre i posle

eksperimentalnog programa. Većina parametara posle eksperimentalnog programa postigla je više vrednosti ICC i uže intervale poverenja, što ukazuje na bolju pouzdanost i preciznost merenja posle eksperimentalnog programa. Parametri koji su pokazali nižu ponovljivost i veću varijabilnost posle eksperimentalnog programa bili su STC, SW i ST1.

Tabela 7: Ponovljivost parametara hoda kod EXP1 na drugom delu staze bez prepreke pre i posle eksperimentalnog programa

	EXP 1_pre				EXP 1_posle			
	ICC	95% CI	CV	SEM	ICC	95% CI	CV	SEM
STP	0,950	0,848 - 0,988	3,57	2,56	0,976	0,934 - 0,993	2,24	1,46
STRD	0,954	0,862 - 0,989	3,24	5,02	0,971	0,919 - 0,992	2,58	3,24
STC	0,987	0,929 - 0,995	2,70	0,01	0,971	0,922 - 0,992	2,63	0,03
SS%	0,804	0,420 - 0,951	3,24	1,24	0,712	0,181 - 0,917	3,50	1,45
TDS%	0,924	0,770 - 0,981	4,95	1,22	0,815	0,509 - 0,945	5,59	1,82
TST%	0,731	0,233 - 0,932	2,09	1,52	0,741	0,269 - 0,934	2,91	1,61
TSW%	0,874	0,625 - 0,969	3,01	0,87	0,788	0,440 - 0,937	2,56	1,03
PP%	0,974	0,920 - 0,994	7,32	1,49	0,922	0,785 - 0,977	8,26	2,40
LR%	0,877	0,621 - 0,970	6,01	0,82	0,680	0,109 - 0,907	7,86	1,36
PSW%	0,852	0,534 - 0,963	8,02	0,98	0,644	0,074 - 0,893	9,20	1,61
STW	0,967	0,899 - 0,899	9,80	0,95	0,968	0,912 - 0,991	6,51	0,84
ST2	0,772	0,328 - 0,938	11,77	0,29	0,650	0,078 - 0,902	7,71	0,25
FT	0,691	0,137 - 0,921	5,52	0,06	0,951	0,866 - 0,985	4,78	0,10

Tabela prikazuje rezultate analize pouzdanosti, gde je: STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; ICC – koeficijent intra-klasne korelacije; CI – interval poverenja; SEM – standardna greška merenja.

Pre eksperimentalnog programa većina parametara imala je visoke vrednosti ICC, što ukazuje na visoku ponovljivost merenja. Najviše vrednosti postigli su STC i STP, dok su TST% i FT imali nešto niže vrednosti. Posle eksperimentalnog programa vrednosti ICC uglavnom su se zadržale ili poboljšale, naročito kod STP i STRD, dok je kod SS% ponovljivost opala. Intervali poverenja bili su pre eksperimentalnog programa uglavnom uski i ostali su takvi i posle

eksperimentalnog programa. Većina parametara imala je niske vrednosti CV pre eksperimentalnog programa, pri čemu su PP% i PSW% imali nešto više vrednosti CV. Posle eksperimentalnog programa, vrednosti CV uglavnom su ostale stabilne; kod PP% CV se blago povećao, dok se kod STW smanjio. Vrednosti SEM bile su niske pre eksperimentalnog programa, s nešto višim vrednostima kod STRD i STP. Posle eksperimentalnog programa, vrednosti SEM uglavnom su se smanjile ili ostale iste. Rezultati pokazuju da su merenja parametara hoda bila ponovljiva kako pre, tako i posle eksperimentalnog programa. Posle eksperimentalnog programa vrednosti ICC kod većine parametara bile su još više, što ukazuje na veću pouzdanost merenja. Neki parametri, kao što su SS% i LR%, pokazali su manju pouzdanost posle eksperimentalnog programa, što bi moglo ukazivati na veću varijabilnost ovih parametara nakon eksperimentalnog programa.

Tabela 8: Ponovljivost parametara hoda kod EXP2 na drugom delu staze bez prepreke pre i posle eksperimentalnog programa

	EXP 2_pre				EXP 2_posle			
	ICC	95% CI	CV	SEM	ICC	95% CI	CV	SEM
STP	0,952	0,857 - 0,988	3,26	2,02	0,976	0,926 - 0,994	2,17	1,30
STRD	0,952	0,857 - 0,988	3,30	4,09	0,978	0,930 - 0,995	2,15	2,49
STC	0,885	0,629 - 0,972	2,22	0,02	0,682	0,023 - 0,922	3,11	0,03
SS%	0,811	0,438 - 0,952	2,06	0,64	0,921	0,763 - 0,980	1,41	0,43
TDS%	0,798	0,370 - 0,951	4,66	1,22	0,926	0,779 - 0,982	3,12	0,69
TST%	0,675	0,122 - 0,915	1,18	0,85	0,544	-0,532 - 0,891	1,54	1,12
TSW%	0,911	0,722 - 0,978	1,48	0,47	0,000	-0,002 - 0,011	1,20	1,35
PP%	0,837	0,595 - 0,969	7,04	2,79	0,95	0,845 - 0,988	7,35	2,02
LR%	0,900	0,701 - 0,975	4,01	0,46	0,923	0,770 - 0,981	2,99	0,34
PSW%	0,819	0,431 - 0,956	4,29	0,55	0,899	0,666 - 0,975	3,86	0,41
STW	0,978	0,933 - 0,995	6,85	0,56	0,931	0,788 - 0,983	9,64	0,83
ST2	0,850	0,562 - 0,963	11,92	0,16	0,705	0,101 - 0,927	8,66	0,18
FT	0,918	0,749 - 0,980	5,24	0,16	0,97	0,894 - 0,991	3,35	0,07

Tabela prikazuje rezultate analize pouzdanosti, gde je: STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; ICC – koeficijent intra-klasne korelacije; CI – interval poverenja; SEM – standardna greška merenja.

Pre eksperimentalnog programa, većina parametara imala je visoke vrednosti ICC, najviše kod STP i STRD. Nešto niže vrednosti zabeleženi su kod STC i TST%. Posle eksperimentalnog programa, ICC se kod većine parametara povećao, što ukazuje na poboljšanje ponovljivosti, posebno kod SS% i TDS%. Kod STC, međutim, ICC se smanjio, a TSW% izgubio je na ponovljivosti. Intervali poverenja pre eksperimentalnog programa uglavnom su bili uski, što ukazuje na visoku preciznost, naročito kod STW, dok je interval bio širi kod TST%. Posle eksperimentalnog programa intervali su ostali uski ili su dodatno suženi, osim kod STC, gde se interval povećao. Većina parametara imala je niske vrednosti CV pre eksperimentalnog programa, sa najvišim vrednostima kod PP% i STW. Posle eksperimentalnog programa vrednosti CV kod nekih parametara su se povećale, naročito kod STW. Vrednosti SEM bile su niske pre eksperimentalnog programa, sa najvišim vrednostima kod STRD i STP. Posle eksperimentalnog programa SEM se smanjio kod većine parametara, što ukazuje na veću preciznost merenja, posebno kod STP. Rezultati pokazuju da su merenja uglavnom bila pouzdana kako pre, tako i posle eksperimentalnog programa. Posle eksperimentalnog programa vrednosti ICC kod većine parametara su se povećale, što ukazuje na poboljšanje ponovljivosti merenja. Kod parametara STC i TSW% ICC je opao. Pored toga, kod nekih parametara povećala se varijabilnost, što ukazuje na blagu veću nestabilnost merenja nakon eksperimentalnog programa.

Tabela 9: Ponovljivost parametara hoda kod EXP1 na prvom delu staze sa preprekom pre i posle eksperimentalnog programa

	EXP 1_pre				EXP 1_posle			
	ICC	95% CI	CV	SEM	ICC	95% CI	CV	SEM
STP	0,458	-0,729 - 0,868	7,42	8,51	0,786	0,435 - 0,936	8,31	4,33
STRD	0,471	-0,691 - 0,872	7,78	16,76	0,809	0,493 - 0,943	8,65	8,41
STC	0,930	0,791 - 0,983	4,21	0,04	0,808	0,663 - 0,965	5,68	0,06
SS%	0,489	-0,712 - 0,878	4,28	1,38	0,503	-0,469 - 0,858	3,32	1,33
TDS%	-0,537	-4,750 - 0,643	10,03	5,38	0,828	0,514 - 0,950	6,66	1,58
TST%	0,181	-1,782 - 0,805	1,83	1,99	0,783	0,422 - 0,936	1,44	0,89
TSW%	0,047	-0,562 - 0,868	4,10	1,95	0,709	0,209 - 0,914	3,05	0,91
PP%	0,904	0,697 - 0,977	7,92	2,55	0,762	0,311 - 0,931	10,49	3,65
LR%	-0,720	-6,596 - 0,617	10,11	2,75	0,678	0,108 - 0,906	9,33	1,05
PSW%	-0,109	-2,533 - 0,730	11,22	2,42	0,829	0,532 - 0,950	6,12	0,83
STW	0,917	0,741 - 0,980	11,04	1,50	0,600	-0,171 - 0,885	17,23	3,25
ST1	0,969	0,906 - 0,992	5,88	0,11	0,988	0,967 - 0,996	4,26	0,10

Tabela prikazuje rezultate analize pouzdanosti, gde je: STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST1 – vreme potrebno za prvu polovinu zadatka; ICC – koeficijent intra-klasne korelacije; CI – interval poverenja; SEM – standardna greška merenja.

Pre eksperimentalnog programa većina parametara imala je niske vrednosti ICC, što ukazuje na nižu ponovljivost merenja. STP i STRD imali su veoma niske vrednosti ICC, što ukazuje na veoma nisku ponovljivost, dok je STC bio ponovljiviji. Posle eksperimentalnog programa vrednosti ICC kod većine parametara su se poboljšale. Pre eksperimentalnog programa intervali poverenja bili su uglavnom široki ili negativni, što ukazuje na nisku pouzdanost, osim kod STC, gde je interval bio uzak. Posle eksperimentalnog programa intervali kod većine parametara su se suzili, na primer kod TDS%, gde se interval smanjio sa veoma širokog negativnog područja na uzak. Većina parametara imala je visoke vrednosti CV pre eksperimentalnog programa, što ukazuje na visoku varijabilnost, sa najvišim vrednostima kod PSW% i STW. Posle eksperimentalnog programa vrednosti CV kod nekih parametara su se poboljšale, na primer kod

TDS%, dok se kod STW visok CV dodatno povećao. Pre eksperimentalnog programa vrednosti SEM uglavnom su bile visoke, što ukazuje na manje precizna merenja; kod STRD SEM je iznosio 16,76. Posle eksperimentalnog programa SEM se kod većine parametara smanjio. Rezultati pokazuju da su merenja pre eksperimentalnog programa imala nižu ponovljivost, sa visokim vrednostima CV i niskim vrednostima ICC kod većine parametara. Posle eksperimentalnog programa vrednosti ICC kod većine parametara su se povećale, što ukazuje na poboljšanje ponovljivosti merenja, dok su se vrednosti CV kod većine parametara smanjile, što ukazuje na manju varijabilnost posle eksperimentalnog programa. Neki parametri, kao što su SS% i STW, posle eksperimentalnog programa ostali su manje ponovljivi, što ukazuje na veću varijabilnost i nižu preciznost kod ovih merenja.

Tabela 10: Ponovljivost parametara hoda kod EXP1 na drugom delu staze sa preprekom pre i posle eksperimentalnog programa

	EXP 1_pre				EXP 1_posle			
	ICC	95% CI	CV	SEM	ICC	95% CI	CV	SEM
STP	0,900	0,696 - 0,975	4,29	3,49	0,970	0,920 - 0,991	2,84	1,76
STRD	0,901	0,705 - 0,976	3,75	6,98	0,972	0,924 - 0,992	2,98	3,24
STC	0,978	0,933 - 0,995	3,05	0,03	0,948	0,858 - 0,985	4,16	0,05
SS%	0,887	0,608 - 0,976	3,49	1,56	0,887	0,676 - 0,969	3,88	1,29
TDS%	0,950	0,831 - 0,989	4,87	0,88	0,947	0,846 - 0,986	5,32	1,07
TST%	0,975	0,918 - 0,994	1,88	0,94	0,955	0,870 - 0,988	2,75	1,46
TSW%	0,799	0,381 - 0,951	2,37	0,96	0,840	0,563 - 0,953	2,94	1,05
PP%	0,957	0,867 - 0,990	6,98	1,95	0,942	0,843 - 0,983	7,33	2,30
LR%	0,860	0,555 - 0,969	6,32	0,82	0,919	0,771 - 0,978	6,93	0,71
PSW%	0,844	0,475 - 0,966	7,35	0,89	0,872	0,641 - 0,965	7,96	0,90
STW	0,968	0,903 - 0,992	10,60	1,03	0,937	0,829 - 0,981	9,69	1,48
ST2	0,680	0,06 - 0,914	7,79	0,19	0,510	-0,235 - 0,860	6,13	0,28
FT	0,944	0,832 - 0,986	4,89	0,19	0,965	0,902 - 0,990	4,23	0,14

Tabela prikazuje rezultate analize pouzdanosti, gde je: STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; ICC – koeficijent intra-klasne korelacije; CI – interval poverenja; SEM – standardna greška merenja.

Pre eksperimentalnog programa većina parametara imala je visoke vrednosti ICC, što ukazuje na veliku ponovljivost merenja. Najviše vrednosti postignute su kod STC, TST% (0,98) i PP%, dok je kod TSW% ICC bio nešto niži. Posle eksperimentalnog programa, vrednosti ICC kod većine parametara su se zadržale ili povećale, a najveći napredak primećen je kod STP i STRD, dok je kod SS% ostao isti. Intervali poverenja pre eksperimentalnog programa uglavnom su bili uski, što ukazuje na precizna merenja, naročito kod STC. Posle eksperimentalnog programa, intervali poverenja su ostali isti ili su se dodatno suzili, što ukazuje na veću preciznost, dok se kod PP% interval blago proširio. Pre eksperimentalnog programa vrednosti CV bile su niske do umerene, sa najvećom varijabilnošću kod PSW% i PP%. Posle eksperimentalnog programa

vrednosti CV kod nekih parametara su se blago povećale, na primer kod PSW%, dok se kod STW smanjila, što ukazuje na poboljšanu stabilnost. Vrednosti SEM bile su uglavnom niske pre eksperimentalnog programa, sa najvišim vrednostima kod STRD i STP. Posle eksperimentalnog programa vrednosti SEM su se uglavnom smanjile. Rezultati pokazuju da su merenja pre eksperimentalne eksperimentalnog programa bila ponovljiva, dok su posle eksperimentalnog programa postala još stabilnija i preciznija. Većina parametara postigla je više vrednosti ICC posle eksperimentalnog programa, što ukazuje na poboljšanje ponovljivosti merenja. Neki parametri, kao što su PSW% i LR%, pokazali su blago povećanje varijabilnosti nakon eksperimentalnog programa, ali većina parametara postigla je stabilnije i preciznije rezultate.

Tabela 11: Ponovljivost parametara hoda kod EXP2 na prvom delu staze sa preprekom pre i posle eksperimentalnog programa

	EXP 2_pre				EXP 2_posle			
	ICC	95% CI	CV	SEM	ICC	95% CI	CV	SEM
STP	0,961	0,880 - 0,990	3,66	2,28	0,924	0,699 - 0,982	4,50	2,55
STRD	0,968	0,903 - 0,992	3,30	4,07	0,924	0,699 - 0,982	4,50	5,09
STC	0,728	0,184 - 0,939	4,16	0,05	0,743	0,153 - 0,950	4,76	0,05
SS%	0,894	0,668 - 0,974	2,91	1,05	0,899	0,698 - 0,975	2,93	0,94
TDS%	0,810	0,417 - 0,953	5,80	1,23	0,924	0,771 - 0,981	3,58	0,61
TST%	0,779	0,302 - 0,946	1,20	0,66	0,890	0,664 - 0,973	1,01	0,48
TSW%	0,786	0,344 - 0,947	1,66	0,70	0,535	-0,158 - 0,875	4,81	1,93
PP%	0,868	0,582 - 0,968	5,05	1,84	0,894	0,662 - 0,974	6,69	2,03
LR%	0,823	0,464 - 0,956	5,99	0,59	0,913	0,731 - 0,979	4,48	0,37
PSW%	0,788	0,365 - 0,947	6,54	0,68	0,931	0,790 - 0,983	3,31	0,29
STW	0,932	0,796 - 0,983	8,45	0,82	0,930	0,790 - 0,983	7,83	0,86
ST1	0,950	0,826 - 0,988	5,85	0,80	0,959	0,876 - 0,950	5,09	0,09

Tabela prikazuje rezultate analize pouzdanosti, gde je: STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST1 – vreme potrebno za prvu polovinu zadatka; ICC – koeficijent intra-klasne korelacije; CI – interval poverenja; SEM – standardna greška merenja.

Pre eksperimentalnog programa većina parametara imala je visoke vrednosti ICC. Najviše vrednosti postigao je STP, dok je kod STC ICC bio nešto niži. Posle eksperimentalnog programa, vrednosti ICC ostale su na visokom nivou. Kod STC vrednosti ICC su se blago povećale. Intervali poverenja pre eksperimentalnog programa uglavnom su bili uski, naročito kod STP, dok je kod STC interval bio širok i takav je i ostao. Posle eksperimentalnog programa intervali poverenja uglavnom su se suzili, na primer kod TDS%, dok se kod TSW% interval proširio. Vrednosti CV bile su niske pre eksperimentalnog programa, sa najvišim vrednostima kod PSW% i STW, što ukazuje na veću varijabilnost ovih parametara. Posle eksperimentalnog programa, CV se smanjio kod nekih parametara, na primer kod TDS%, dok je kod TSW% CV porastao. Vrednosti SEM bile su niske pre eksperimentalnog programa, sa najvišim

vrednostima kod STRD i STP. Posle eksperimentalnog programa SEM je kod većine parametara porastao, ali su vrednosti i dalje niske. Rezultati pokazuju da su merenja pre eksperimentalne eksperimentalnog programa bila veoma ponovljiva, dok je posle eksperimentalnog programa kod nekih parametara došlo do blagog pogoršanja ponovljivosti. Parametri kao što su STP i STRD ostali su pouzdani posle eksperimentalnog programa, iako su vrednosti ICC blago opale. TSW%, međutim, pokazao je povećanu varijabilnost i smanjenu preciznost nakon eksperimentalnog programa.

Tabela 12: Ponovljivost parametara hoda kod EXP2 na drugom delu staze sa preprekom pre i posle eksperimentalnog programa

	EXP 2_pre				EXP 2_posle			
	ICC	95% CI	CV	SEM	ICC	95% CI	CV	SEM
STP	0,941	0,816 - 0,985	3,29	2,31	0,974	0,923 - 0,994	1,93	1,07
STRD	0,952	0,853 - 0,988	3,03	4,09	0,966	0,892 - 0,992	2,07	2,38
STC	0,842	0,543 - 0,960	2,75	0,04	0,798	0,368 - 0,950	3,45	0,04
SS%	0,643	-0,030 - 0,910	2,76	1,37	0,976	0,926 - 0,994	1,22	0,47
TDS%	0,911	0,735 - 0,978	5,08	1,03	0,961	0,884 - 0,990	3,05	0,54
TST%	0,971	0,908 - 0,993	1,56	0,87	0,978	0,930 - 0,995	1,53	0,79
TSW%	0,813	0,443 - 0,954	2,37	0,80	0,957	0,853 - 0,990	1,36	0,41
PP%	0,910	0,730 - 0,978	5,91	1,67	0,985	0,953 - 0,996	3,79	0,92
LR%	0,872	0,618 - 0,968	6,41	0,63	0,957	0,866 - 0,990	3,51	0,32
PSW%	0,914	0,736 - 0,979	5,08	0,52	0,950	0,825 - 0,988	3,36	0,29
STW	0,976	0,927 - 0,994	6,22	0,63	0,913	0,741 - 0,978	10,76	1,03
ST2	0,78	0,123 - 0,950	6,17	0,12	0,960	0,876 - 0,990	3,50	0,05
FT	0,928	0,773 - 0,982	5,58	0,15	0,955	0,858 - 0,989	3,83	0,08

Tabela prikazuje rezultate analize pouzdanosti, gde je: STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; ICC – koeficijent intra-klasne korelacije; CI – interval poverenja; SEM – standardna greška merenja.

Pre eksperimentalnog programa većina parametara imala je visoke vrednosti ICC, što ukazuje na veliku ponovljivost, sa najvišim vrednostima kod STW i TST%. Nešto niža ponovljivost bila je kod SS%. Posle eksperimentalnog programa ponovljivost merenja kod većine parametara se poboljšala, naročito kod SS% i TDS%, koji je porastao na 0,91. Pre eksperimentalnog programa neki parametri imali su široke ili negativne intervale poverenja. Posle eksperimentalnog programa, intervali poverenja su se suzili. Većina parametara imala je pre eksperimentalnog programa umerene vrednosti CV. Posle eksperimentalnog programa vrednosti CV kod većine parametara su se smanjile, dok je kod STW CV porastao. Vrednosti SEM bile su umerene pre eksperimentalnog programa, a posle eksperimentalnog programa su se smanjile. Rezultati pokazuju da su merenja pre eksperimentalnog programa bila uglavnom ponovljiva, a posle eksperimentalnog programa postala su još stabilnija i preciznija. Većina parametara dostigla je više vrednosti ICC posle eksperimentalnog programa, što ukazuje na poboljšanu ponovljivost merenja. Kod nekih parametara, kao što su SS% i LR%, vrednosti ICC i SEM su se značajno poboljšale posle eksperimentalnog programa, što ukazuje na veću preciznost. Kod STW je posle eksperimentalnog programa došlo do veće varijabilnosti, što ukazuje na manje ponovljiva merenja ovog parametara nakon eksperimentalnog programa.

6.5 Ponovljivosti promenljivih kinestezije vrata pre i posle eksperimentalnog programa

Tabela 13: Ponovljivost Neckcare (Butterfly test) za EXP1 pre i posle eksperimentalnog programa

	EXP 1_pre		CV	SEM	EXP 1_posle		CV	SEM
	ICC	95% CI			ICC	95% CI		
U_e	0,898	0,725 - 0,970	22,52	3,99	0,766	0,303 - 0,942	10,34	4,78
U_m	0,714	0,270 - 0,914	10,40	4,93	0,955	0,866 - 0,989	4,86	2,62
U_d	0,676	0,189 - 0,901	5,82	4,17	0,923	0,764 - 0,981	5,22	3,00
T_e	0,888	0,697 - 0,967	14,85	4,90	0,796	0,394 - 0,949	6,58	4,39
T_m	0,704	0,247 - 0,910	21,28	6,31	0,958	0,873 - 0,989	8,81	2,61
T_d	0,764	0,339 - 0,931	25,19	3,85	0,89	0,664 - 0,973	19,37	2,58
O_e	0,806	0,453 - 0,944	26,81	1,58	0,775	0,346 - 0,944	20,45	0,74
O_m	0,734	0,302 - 0,921	19,25	2,56	0,479	-0,782 - 0,876	23,31	2,03
O_d	0,825	0,510 - 0,949	16,64	2,18	0,900	0,698 - 0,975	23,67	1,47
S_i	0,194	-1,524 - 0,775	14,94	0,82	0,913	0,728 - 0,979	9,31	0,13

Tabela prikazuje rezultate analize pouzdanosti, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; ICC – koeficijent intra-klasne korelacije; CI – interval poverenja; SEM – standardna greška merenja.

Pre eksperimentalnog programa ponovljivost merenja kod većine parametara bila je umereno visoka, sa najvišim vrednostima ICC kod U_e i T_e, dok je kod S_i ICC bio veoma nizak. Posle eksperimentalnog programa, ponovljivost većine parametara se poboljšala. Kod U_m, ICC se značajno povećao, a ranije veoma niski ICC kod S_i dostigao je visok nivo ponovljivosti. Pre eksperimentalnog programa parametri su imali umereno široke intervale poverenja. Posle eksperimentalnog programa, intervali poverenja su se uglavnom suzili. Pre eksperimentalnog programa parametri su imali više vrednosti CV, dok su se posle eksperimentalnog programa vrednosti CV smanjile, ali su i dalje ostale relativno visoke. Vrednosti SEM bile su više pre eksperimentalnog programa, dok su se posle eksperimentalnog programa smanjile. Rezultati pokazuju da su merenja pre eksperimentalnog programa bila umereno ponovljiva, a posle eksperimentalnog programa ponovljivost se uglavnom poboljšala. Većina parametara postigla

je više vrednosti ICC i niže vrednosti CV i SEM posle eksperimentalnog programa. S_i i U_m postigli su znatno veću ponovljivost posle eksperimentalnog programa.

Tabela 14: Ponovljivost Neckcare (Butterfly test) za EXP2 pre i posle eksperimentalnog programa

	EXP 2_pre				EXP 2_posle			
	ICC	95% CI	CV	SEM	ICC	95% CI	CV	SEM
U _e	0,568	-0,213 - 0,882	19,48	4,25	0,766	0,288 - 0,942	17,95	2,85
U _m	0,885	0,677 - 0,969	9,48	3,26	0,943	0,824 - 0,986	9,49	2,49
U _d	0,887	0,683 - 0,969	5,30	2,76	0,911	0,733 - 0,978	6,18	2,82
T _e	0,716	0,233 - 0,921	5,51	4,19	0,801	0,404 - 0,951	3,74	3,05
T _m	0,929	0,779 - 0,981	7,51	2,52	0,945	0,831 - 0,986	5,24	2,74
T _d	0,894	0,495 - 0,975	11,53	2,28	0,901	0,696 - 0,975	10,08	3,01
O _e	0,884	0,610 - 0,970	28,28	0,88	0,915	0,741 - 0,979	32,71	0,44
O _m	0,820	0,498 - 0,951	17,17	1,83	0,699	0,000 - 0,928	28,89	1,74
O _d	0,825	0,497 - 0,952	21,22	2,57	0,758	0,228 - 0,941	22,21	1,42
S _i	0,793	0,389 - 0,944	10,76	0,23	0,798	0,400 - 0,950	8,63	0,18

Tabela prikazuje rezultate analize pouzdanosti, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; ICC – koeficijent intra-klasne korelacije; CI – interval poverenja; SEM – standardna greška merenja.

Pre eksperimentalnog programa, ponovljivost merenja bila je umereno visoka kod većine parametara. Najviše vrednosti ICC zabeležene su za U_m i U_d, što ukazuje na visoku ponovljivost. Najniže vrednosti ICC opažene su kod U_e. Posle eksperimentalnog programa, ponovljivost većine parametara se poboljšala, dok je kod O_m i O_d ponovljivost blago opala. Intervali poverenja pre eksperimentalnog programa kod većine parametara ukazivali su na umerenu preciznost, pri čemu su neki parametri, kao što je U_e, imali šire intervale. Posle eksperimentalnog programa, intervali poverenja su se suzili, iako je interval kod O_m ostao širok. Vrednosti CV bile su pre eksperimentalnog programa relativno visoke, posebno kod O_e. Posle eksperimentalnog programa, varijabilnost kod nekih parametara se smanjila, dok se kod

O_e varijabilnost povećala. SEM je bio viši kod nekih parametara pre eksperimentalnog programa, što ukazuje na manje precizna merenja. Posle eksperimentalnog programa, SEM se smanjio kod većine parametara, posebno kod U_e i T_e.

7 DISKUSIJA

Cilj zadatka bio je da se ispita efekat treninga za poboljšanje kinestezije vrata na strukturu obrasca hoda i ponovljivost obrasca hoda kod osoba sa TPM i BTPM pojedinaca. U okviru istraživanja analizirali smo strukturu obrasca hoda i ponovljivost obrasca hoda u dva različita motorička zadatka. Prvi zadatak bio je hod bez prepreke, dok je drugi zadatak uključivao prepreku koja je trebalo da izazove poremećaj u hodu. Pokazalo se da je ponovljivost obrasca hoda pre eksperimentalnog programa u zadatku bez prepreke bila dobra do veoma dobra, dok je kod zadatka sa preprekom ponovljivost bila dobra do veoma dobra samo kod BTPM ispitanika, dok je kod ispitanika sa TPM bila loša.

Nakon početnih merenja sproveden je šestonedeljni eksperimentalni program za poboljšanje kinestezije vrata. Trening se izvodio dva puta nedeljno po 40 minuta i bio je usmeren na poboljšanje percepcije i kontrole pokreta u predelu vrata. Očekivano, rezultati su pokazali značajno poboljšanje kinestezije vrata kod obe grupe. Nakon završetka eksperimentalnog programa ponovo smo sprovedli merenja hoda u oba uslova kako bismo procenili efekat treninga na strukturu obrasca hoda kod obe grupe. Rezultati su pokazali da je trening za poboljšanje kinestezije vrata pozitivno uticao na ponovljivost obrasca hoda, dok nije imao uticaj na strukturu obrasca hoda. Struktura obrasca hoda ostala je nepromenjena kod obe grupe, što ukazuje na to da vežba nije uticala na osnovne karakteristike hoda.

Stoga ne možemo potvrditi nijednu od glavnih hipoteza koje se odnose na efekte motoričke eksperimentalnog programa na obrazac hoda. Izvođenje kinestetičkih vežbi za vratnu kičmu nije statistički značajno poboljšalo parametre hoda kod osoba sa TPM, kao ni kod BTPM ispitanika. Među ispitanicima BTPM i onima sa TPM uočena je značajna razlika u kinesteziji vrata pre i posle eksperimentalnog programa, ali nisu primećene razlike u samoj strukturi obrasca hoda.

Možemo potvrditi hipotezu da se ispitanici sa TPM značajno razlikuju od BTPM ispitanika u parametrima za poboljšanje kinestezije vrata pre i posle motoričke eksperimentalnog programa. Međutim, ne možemo potvrditi da se značajno razlikuju od BTPM pojedinaca u specifičnim parametrima hoda pre i posle eksperimentalnog programa. Možemo potvrditi hipotezu da između promenljivih hoda i kinestezije vrata postoje statistički značajne veze.

Ispitanici BTPM i ispitanici sa TPM značajno su poboljšali kinesteziju vrata, ali je početna razlika ostala prisutna i na kraju, što potvrđuje našu hipotezu da osobe sa TPM imaju oštećenu i kinesteziju vrata. Ponovljivost promenljivih kinestezije vrata bila je posle eksperimentalnog programa dobra do veoma dobra i dodatno se poboljšala nakon motoričke eksperimentalnog programa.

Ipak, poremećaj u hodu (hod preko prepreke) imao je određeni efekat, ali ne dovoljno izražen da bi promenio strukturu obrasca hoda. Najvažniji nalaz bio je da je vežba za poboljšanje kinestezije vrata značajno poboljšala ponovljivost obrasca hoda, posebno kod ispitanika sa TPM.

Možemo potvrditi hipotezu da će ponovljivost promenljivih hoda pre motoričke eksperimentalnog programa kod osoba sa TPM biti lošija nego ponovljivost promenljivih hoda kod BTPM osoba i da će se nakon eksperimentalnog programa ponovljivost promenljivih hoda kod ispitanika sa TPM poboljšati. Ovo ukazuje na to da trening za poboljšanje kinestezije vrata ima potencijal za poboljšanje mehanizama kontrole pokreta kod ljudi sa TPM, koji su odgovorni za koordinaciju i ponavljanje kompleksnih motoričkih zadataka, kao što je hod. Takođe možemo potvrditi hipotezu da se ponovljivost promenljivih hoda nakon motoričke eksperimentalnog programa kod BTPM osoba neće promeniti.

Istraživanje je pokazalo da se ispitanici sa TPM i ispitanici BTPM nisu značajno razlikovali u strukturi hoda pre eksperimentalnog programa. Nakon eksperimentalnog programa se takođe nisu značajno razlikovali u nijednom izmerenim parametru kojim smo opisivali strukturu hoda. Kod osoba sa TPM se nakon eksperimentalnog programa značajno produžilo vreme dvokoraka u drugoj polovini staze i ukupno vreme potrebno za izvršenje zadatka, ali samo kod zadatka sa preprekom. Ovo ukazuje na to da je prepreka predstavljala određeni poremećaj.

Ispitanici sa TPM pre eksperimenta nisu značajno duže vremena koristili za stazu sa preprekom nego za stazu bez prepreke. Nakon eksperimentalnog programa ispitanici sa TPM su za stazu sa preprekom trebali značajno više vremena. Možda su prepreku bolje uočili, posvetili joj više pažnje i prešli je sigurnije. Veće posvećivanje pažnje prelasku prepreke može se razumeti i kao veći kognitivni napor. Veza između kognitivnog napora i izvršenja motoričkog zadatka je kompleksna i višeslojna. Pokazatelji kognitivnog procesuiranja, pažnje i izvršnih funkcija povezani su sa lokomotornim ponašanjem kod pojedinaca sa TPM (Sarajuuri i sar., 2013).

Ovo pokazuje da kognitivni deficit, koji je opisan kod osoba sa TPM, može direktno uticati na izvršenje motoričkog zadatka, što produžava vreme za izvršenje zadatka. Slične studije koje su proučavale reakciono vreme potvrđuju sporije procesiranje informacija kod pacijenata sa TPM, što dodatno može doprineti sporijem izvršenju motoričkih zadataka (Mioni i sar., 2014). Studije Etnyrea i Fujiyame pokazale su da su učesnici koji su posvećivali više pažnje svojim pokretima imali duže reakciono vreme i duže vreme izvršenja motoričkih zadataka u poređenju sa onima koji zadacima nisu posvećivali posebnu pažnju (Etnyre, 1992; Fujiyama i sar., 2013). Ovo ukazuje na to da povećana pažnja može pratiti oprezniji pristup izvršenju motoričkih zadataka, što može produžiti trajanje zadatka (Beilock i sar., 2002; Lepsien & Nobre, 2006).

7.1 Efekti eksperimentalnog programa na strukturu obrasca hoda

Naše istraživanje pokazalo je da se ispitanici sa TPM i ispitanici BTPM pre eksperimentalnog programa nisu značajno razlikovali u parametrima hoda. Takođe, ni nakon eksperimentalnog programa nije bilo značajnih razlika između grupa u nijednom izmerenim parametru hoda. Nakon eksperimentalnog programa, kod osoba sa TPM, pri zadatku sa preprekom, značajno se produžilo vreme dvokoraka na drugom delu staze i ukupno vreme potrebno za izvršenje zadatka. Ovo ukazuje na to da je prepreka predstavljala smetnju u izvršenju zadatka.

Pre eksperimentalnog programa ispitanici sa TPM nisu trebali značajno više vremena za motorički zadatak sa preprekom u odnosu na zadatak bez prepreke. Nakon eksperimentalnog programa, za hod u kojem je trebalo preći prepreku, bilo je potrebno značajno više vremena. Kako ispitanicima nije bila zadana brzina prelaska staze, moguće je da su nakon eksperimentalnog programa više obraćali pažnju na zadatak i uzimali više vremena za prelazak prepreke.

Trening kinestezije vrata možda je promenio izvore senzornog unosa koji se koriste za pripremu osećaja o položaju glave i vrata tokom hoda, što bi kod ispitanika sa TPM moglo izazvati prekomerno fokusiranje na pokrete zbog povećanog kognitivnog opterećenja. Umesto automatizovanog hoda, koristili su svesnije i analitičke strategije, što je usporilo kretanje. Možda su bolje primetili prepreku i odlučili se za sigurniji pristup njenom prelasku. Veza između kognitivnog i motoričkog izvršenja je kompleksna i višeslojna. Sarajuuri i saradnici (2013) utvrdili su da su pokazatelji kognitivnog procesuiranja, pažnje i izvršnih funkcija povezani sa lokomotornim ponašanjem kod pojedinaca sa TPM. Ovo ukazuje na to da

kognitivni deficiti mogu direktno uticati na motoričke akcije, što dovodi do dužeg vremena za završetak zadatka. Slično tome, testovi reakcijskog vremena su dosledno otkrivali usporenost u obradi informacija kod pacijenata sa TPM-om, što dodatno doprinosi kašnjenjima u izvođenju motoričkih zadataka (Mioni i sar., 2014). Dnevne aktivnosti se oslanjaju na ravnotežu između procesuiranja spoljašnjih signala iz okoline i unutrašnjih informacija dobijenih iz memorije.

Kako bi se postigla ta ravnoteža, moždana aktivnost mora dinamično prelaziti između stanja koja podržavaju spoljašnju pažnju usmerenu na okolinu (ciljeve i efekte pokreta) i unutrašnju pažnju usmerenu na introspekciju i memoriju (na sopstveno telo) (Chun i sar., 2011; Li i sar., 2023). Upravo taj spoj omogućava uspešno suočavanje sa složenim zadacima i prilagođavanje različitim situacijama (Lepsien i Nobre, 2006). Sposobnost prebacivanja između spoljašnje i unutrašnje pažnje omogućena je mrežom mozga zaduženom za režim usmeren na zadatak, koja održava pojačanu budnost i fokus na spoljašnje stimuluse, dok istovremeno omogućava integraciju unutrašnjih stanja (Dosenbach i sar., 2024). Ova dinamična interakcija neuronskih mreža omogućava brze prelaze između senzorne informacije i unutrašnjih reprezentacija, odražavajući fleksibilnost mozga u upravljanju resursima pažnje (Gresch i sar., 2024).

Učesnici istraživanja su u eksperimentalnom programu izvodili zadatke koji su zahtevali povećanu pažnju, pre svega za praćenje pokreta sopstvenog tela i referentnog položaja na ekranu. Studije (Ettyre, 1992; Fujiyama i sar., 2013) pokazale su da su učesnici koji su posvećivali više pažnje svojim pokretima imali produžena reakcijska vremena i duže vreme izvršenja motoričkih zadataka u poređenju sa onima koji zadacima nisu posvećivali posebnu pažnju. Ovo ukazuje na to da povećana unutrašnja pažnja može voditi opreznijem pristupu motoričkim zadacima, što produžava njihovo izvršenje (Beilock i sar., 2002).

Povećana pažnja može pomoći telu da pronade nove izvore propioceptivnih i drugih povratnih informacija, što dugoročno doprinosi poboljšanoj kontroli pokreta i hoda (Cooke i sar., 2015). Naše istraživanje pokazuje da poboljšani propioceptivni unos i svesnost pokreta glave i vrata mogu pozitivno uticati na ponovljivost obrazaca hoda. Umerena motorička aktivnost može poboljšati pažnju kod osoba sa TPM (Mesarič, 2017). Pažnja značajno utiče na motorički sistem i koordinaciju pokreta. Taj odnos je očigledan u različitim kontekstima, uključujući sportsku performansu, rehabilitaciju i kognitivne zadatke, gde povećana ili smanjena pažnja može poboljšati ili pogoršati motoričko izvođenje (Wulf, 2013).

Na sporiji hod mogu uticati i različite vrste memorije. Iz ugla proceduralne memorije, koja je odgovorna za automatizaciju pokreta, eksperimentalni program je mogla promeniti automatizovane motoričke obrasce hoda, jer su ispitanici sa TPM možda razvili nove, svesne strategije za prilagođavanje poboljšanoj kinesteziji vrata. Prelazak sa automatizacije na svesnu kontrolu hoda mogao bi produžiti vreme hoda (Robertson, 2007).

Senzorna memorija je ključna za kratkotrajno zadržavanje informacija iz okoline, uključujući vizuelne i kinestetičke percepcije. Istraživanja su pokazala da ona predstavlja jedan od prvih koraka u obradi informacija, pri čemu se percepcije iz okoline pretvaraju u kratkotrajne memorijske zapise koji se kasnije koriste za donošenje odluka i izvođenje pokreta (Pastukhov, 2016; Vandenbroucke i sar., 2012).

Eksperimentalni programi usmereni na poboljšanje senzorne obrade mogu nenamerno dovesti do senzorne preopterećenosti (Kleffelgaard i sar., 2016). Senzorno-motoričke karakteristike prošlih akcija mogu uticati na memoriju u zadacima prepoznavanja motoričkih obrazaca, što ukazuje na to da povećani senzorni unosi mogu ometati prizivanje motoričkih obrazaca (Brouillet i sar., 2015).

Ovo može izazvati sporija reakcijska vremena, jer mozak teško obrađuje višak senzorskih informacija dok istovremeno izvodi motoričke zadatke. Taj fenomen posebno je izražen kod pojedinaca sa TPM, gde prekomerna senzorna obrada povećava kašnjenja u reakcijama i pokretima (Alwis i sar., 2012; Johnstone i sar., 2013). Osobe sa TPM često doživljavaju povećanu osetljivost na senzorne draži, što uzrokuje kašnjenja u motoričkim odgovorima, jer je sposobnost mozga za integraciju senzorne povratne informacije sa motoričkim komandama oslabljena (Murphy i sar., 2018).

Eksperimentalni programi usmereni na poboljšanje senzorne obrade mogu izazvati promene u neuroplastičnosti. Neuroplastičnost se odnosi na sposobnost nervnog sistema da se prilagodi i menja kao odgovor na iskustva, učenje i povrede.

Kod BTPM ispitanika, eksperimentalni program nije imala značajan efekat na nijedan parametar strukture hoda. Jedan od razloga za to mogao bi biti da su zadaci bili previše jednostavni. Istraživanja pokazuju da visina prepreke značajno utiče na obrazac hoda. Kod mlađih odraslih promena u obrascu hoda počinje se javljati pri preprekama višim od 25 cm (Chou & Draganich, 1998; Chou i sar., 2004), dok se kod starijih odraslih promene javljaju već pri preprekama višim od 20 cm (Hahn & Chou, 2004). Prepreke visine 20–25 cm

predstavljaju graničnu visinu pri kojoj prepreke počinju značajno uticati na obrazac hoda, što ukazuje na to da je korišćena prepreka visine 15 cm verovatno bila preniska (Shin i sar., 2015).

7.2 Ponovljivost promenljivih hoda pre i posle eksperimentalnog programa

Ponovljivost promenljivih hoda bez prepreke kod BTPM ispitanika i ispitanika sa TPM bila je pre i posle eksperimentalnog programa visoka do veoma visoka, što potvrđuje hipotezu o stabilnosti motoričkog obrasca hoda. Ta stabilnost proističe iz prirode hoda kao jednog od najautomatizovanijih motoričkih programa, što je rezultat njegove osnovne uloge u svakodnevnom kretanju (Shumway-Cook i sar., 2021; Young i sar., 2015). Kod hoda sa preprekom, ponovljivost promenljivih hoda kod BTPM ispitanika takođe je bila visoka do veoma visoka.

Nasuprot tome, kod ispitanika sa TPM ponovljivost je pre eksperimentalnog programa bila niska do srednja, ali se posle eksperimentalnog programa značajno poboljšala. Ovo je u skladu sa nalazima da oštećenja različitih delova mozga utiču na varijabilnost i stabilnost kontrole pokreta. Studije Tiana i Callisaya i saradnika izveštavaju da su glavni mehanizmi koji uzrokuju povećanu varijabilnost hoda poremećaji u integraciji senzornim i motoričkim informacijama, kao i promene u neuroplastičnosti. Oštećenja moždanih struktura, poput bazalnih ganglija i cerebeluma, smanjuju sposobnost obrade senzornog unosa, što dovodi do nepravilnih motoričkih obrazaca. Promene u neuroplastičnosti utiču na proces uspostavljanja novih koordinacionih obrazaca (Callisaya i sar., 2010; Tian i sar., 2017).

Osobe sa TPM često pokazuju veću varijabilnost obrasca hoda, što ukazuje na narušenu stabilnost koordinacionog obrasca. Ta varijabilnost nije fiksna, već se može menjati iz dana u dan (Hausdorff, 2005; Sosnoff & Newell, 2006). Na stazi bez prepreke ponovljivost kod ispitanika sa TPM bila je nešto niža nego kod BTPM, dok je na stazi sa preprekom bila značajno lošija. Prepreka je za ispitanike sa TPM predstavljala veći izazov, jer su zadaci koji zahtevaju veću nervno-mišićnu koordinaciju zahtevniji zbog nedostataka u senzorno-motoričkoj integraciji.

Posle eksperimentalnog programa, ponovljivost hoda bila je uglavnom visoka u obe grupe, kako kod zadataka hoda bez prepreke, tako i sa preprekom. Kod ispitanika sa TPM efekat eksperimentalnog programa bio je izraženiji kod zadatka sa preprekom, gde je ponovljivost pre

eksperimentalnog programa bila niska. Poboljšanjem senzorno-motoričke integracije i stabilnosti vrata, ispitanici su postigli bolju stabilnost i koordinaciju pokreta. Ciljano usmereni trening za poboljšanje motoričke kontrole vratne kičme pokazao je pozitivan uticaj na pouzdanost hoda kod osoba sa TPM, posebno kod zadataka koji zahtevaju veću nervno-mišićnu koordinaciju.

Efekat eksperimentalnog programa može se objasniti kombinacijom neurofizioloških procesa koji uključuju senzorno-motoričku integraciju, pažnju, propiocepciju i neuroplastičnost. Motorički sistem je blisko povezan sa senzornim procesiranjem, što je ključno kod zadataka koji zahtevaju preciznu koordinaciju pokreta (Jin i sar., 2018). Sinhronizacija između senzorskih dražaja i motoričkih akcija omogućava efikasnije procesiranje informacija i stabilnije kretanje.

Pažnja ima ključnu ulogu u poboljšanju motoričke kontrole, jer modulira senzorno procesiranje i povećava osetljivost propioceptivnih povratnih informacija (Lohse i sar., 2014). Ovo je važno za pacijente sa TPM kod kojih je senzorna integracija često narušena. Ciljano usmereni trening može izazvati neurofiziološke promene koje podstiču reorganizaciju mozga i jačanje novih neuronskih veza, što je ključno za poboljšanje motoričkih funkcija kod osoba sa TPM (Jiang i sar., 2016; Wang i sar., 2024). Specifične vežbe za motoričku kontrolu mogu kod pacijenata ojačati alternativne neuronske puteve, što dovodi do poboljšane motoričke funkcije i koordinacije (Sarajuuri i sar., 2013).

Razlike u rezultatima ponovljivosti između zadataka sa preprekom i bez prepreke verovatno su rezultat poboljšane senzorno-motoričke integracije i stabilnosti vrata, koje omogućavaju vežbe za kinesteziju vrata. Kako zadaci sa preprekom zahtevaju veću prilagodljivost pokreta i uključivanje različitih senzorskih sistema, efekat eksperimentalnog programa kod tih zadataka bio je izraženiji. Kod zadataka bez prepreke, gde je zahtevnost manja, poboljšanja nisu bila toliko uočljiva, jer je ponovljivost već pre eksperimentalnog programa bila na visokom nivou.

7.3 Ponovljivost promenljivih kinestezije vrata

Ponovljivost promenljivih kinestezije vrata posle eksperimentalnog programa bila je u obe grupe dobra ili veoma dobra i dodatno se poboljšala nakon eksperimentalnog programa. Takođe su se smanjili koeficijent varijacije (CV) i standardna greška merenja (SEM), što ukazuje na

dobru ponovljivost svih parametara kinestezije vrata. Ipak, izuzetak je bio S_i kod osoba sa TPM. S_i je parametar koji se koristi za procenu glatkoće i koordinacije motoričkih zadataka. On procenjuje odstupanja od tačnog i kontinuiranog pokreta i pruža uvid u motoričko upravljanje pokretima vrata (promene u funkcionisanju nervnih mehanizama i biomehaničke karakteristike pokreta) kod ispitanika.

U kliničkom okruženju indeksi glatkoće pomažu u prepoznavanju poremećaja pokreta uzrokovanih neurološkim stanjima, mišićno-skeletnim poremećajima ili starenjem (Choi i sar., 2014; H. Kim i sar., 2021; Mariusz i sar., 2020). Smanjena glatkoća pokreta korelira sa lošijom motoričkom kontrolom kod pacijenata sa mehaničkim poremećajima vrata (Yang i sar., 2014). Kod osoba sa TPM, S_i je pre eksperimentalnog programa bio vrlo slabo ponovljiv, dok je posle eksperimentalnog programa postao veoma dobro ponovljiv.

Niska ponovljivost može odražavati haotičnost i nekonzistentnost pokreta zbog poremećaja izazvanog TPM. Poboljšanje ponovljivosti ukazuje da je eksperimentalni program uspešno smanjila varijabilnost pokreta u grupi, što predstavlja pozitivan pokazatelj poboljšanja motoričke kontrole i koordinacije pokreta. Eksperimentalni program može poboljšati specifično izvršenje zadatka, jer ispitanici postaju dosledniji kako se prilagođavaju zahtevima pokreta. Pored toga, eksperimentalni program može podstaći neuroplastičnost, što omogućava efikasniju obradu novih informacija iz vratne kičme. Ova obrada se lakše integriše u pripremu kompleksnih motoričkih odgovora tokom hoda, što vodi ka bolje usklađenim i stabilnim pokretima (Krakauer i sar., 2012; Levin i sar., 2009; Shumway-Cook i sar., 2021).

Možemo potvrditi hipotezu da se ponovljivost promenljivih kinestezije vrata kod BTPM ispitanika posle eksperimentalnog programa neće značajno promeniti. Kod ispitanika sa TPM došlo je do značajnog poboljšanja ponovljivosti S_i i do minimalnog poboljšanja ponovljivosti većine drugih parametara.

7.4 Karakteristike kinestezije vrata i hoda

Iako su ispitanici sa TPM pretrpeli umerene do teške povrede mozga, u parametrima hoda pre i posle eksperimentalnog programa nije bilo značajnih razlika između grupa. Nasuprot tome, razlike između grupa bile su očigledne u parametrima kinestezije vrata, kako pre tako i posle eksperimentalnog programa. U obe grupe ispitanici su smanjili vreme pre i posle cilja, dok su

povećali vreme na cilju, što ukazuje na napredak u preciznosti percepcije i izvršenja pokreta. Studija potvrđuje da je slabija kinestezija vrata povezana sa povredom mozga, što je u skladu sa literaturom (Harman i sar., 2021; Pingue i sar., 2024).

Pingue i saradnici primećuju da osobe sa povredama glave, uključujući TPM, pokazuju izraženiju spastičnost vratnih mišića u poređenju sa pacijentima sa netraumatskim uzrocima. Takva spastičnost može dodatno ometati proprioceptivne povratne mehanizme i oslabiti kinestetički osećaj u predelu vrata. Mehaničke i biohemijske promene koje nastaju posle TPM doprinose tome, jer povreda može narušiti normalno funkcionisanje proprioceptivnih puteva (Pingue i sar., 2024).

U našem uzorku ispitanika spastičnost nije bila posebno praćena, ali izraženih znakova spastičnosti nije bilo, te se čini da ovaj faktor nije igrao značajnu ulogu u našem slučaju. Ispitanici sa TPM imali su pre eksperimentalnog programa značajno lošiju kinesteziju vrata u poređenju sa ispitanicima BTPM. Nakon treninga postigli su nivo koji je bio uporediv sa nivoom BTPM ispitanika pre treninga, dok su ispitanici BTPM nastavili da napreduju, zbog čega je razlika između grupa ostala slična kao i pre eksperimentalnog programa.

Iako su se ispitanici sa TPM poboljšali, zadržali su određeni deficit u poređenju sa ispitanicima BTPM, što je u skladu sa istraživanjima koja pokazuju da povrede vratne kičme ili stanja poput poremećaja usled trzajnih povreda (whiplash associated disorders) narušavaju propriocepciju (Andersen i sar., 2022). Gubitak preciznih proprioceptivnih povratnih informacija može izazvati probleme sa ravnotežom, koordinacijom i prostornom percepcijom (G.-M. Kim & Oh, 2014; Peng i sar., 2021; Raizah i sar., 2023).

Cervikocefalna kinestezija, sposobnost percepcije pokreta i položaja glave u prostoru u odnosu na trup, igra ključnu ulogu u upravljanju pokretima (Röijezon i sar., 2015). Ova sposobnost u velikoj meri zavisi od senzorskih signala iz vratnih mišića, posebno iz subokcipitalnih mišića, ligamenata i zglobova (Peng i sar., 2021). Razlike u senzornim unosima iz vrata (proprioceptivni signali iz mišića i zglobova vrata) prvenstveno su povezane sa zahtevnošću i složenošću motoričkog zadatka. Kod jednostavnog hoda, pokreti su ponavljajući, predvidivi i stabilni. Proprioceptivni senzori vrata su manje aktivirani, telo koristi osnovne obrasce, pa nema potrebe za intenzivnim prilagođavanjem položaja glave i vrata.

Prepreke tokom hoda zahtevaju dodatno prilagođavanje pokreta i detaljnije planiranje. Senzorni unos iz vrata se povećava jer je potrebno preciznije prilagoditi položaj glave i vrata kako bi se

koordinisala telesna postura, ravnoteža i orijentacija. Pored senzora vrata, značajniju ulogu imaju i vizuelni i vestibularni sistemi koji se međusobno koordiniraju kako bi se savladala prepreka.

Zadatak hoda sa preprekom koji smo koristili verovatno je bio previše lak i nije izazvao povećan senzorski unos. U budućnosti bi bilo korisno proučiti uticaj ovakvog treninga na ravnotežu i vizuelnu percepciju, što su ranija istraživanja na populaciji bez TPM već ukazala (Sarajuri i sar., 2013; Majcen Rošker i sar., 2022).

7.5 Korelacije između promenljivih hoda i kinestezije vrata

Snažna pozitivna korelacija između U_d i parametara hoda TDS% i LR% na stazi bez prepreke pre eksperimentalnog programa kod osoba sa TPM ukazuje na to da se povećanjem složenosti zadatka za poboljšanje kinestezije vrata proporcionalno povećava trajanje vremena TDS% i LR% tokom hoda. Kod oba parametara hoda dolazi do produženja faze oslonca ako se povećava odstupanje od cilja. Rezultati su očekivani jer je produženo vreme dvostrukog oslonca strategija koju telo koristi kako bi smanjilo rizik od gubitka ravnoteže, posebno kod osoba sa smanjenom senzomotornom kontrolom (Blumenschine i sar., 2016).

Studija Millera o pacijentima sa hroničnim moždanim udarom ističe da je skraćeno vreme dvostrukog oslonca povezano sa boljom kontrolom posture i dinamičkim ravnotežom, kao i efikasnijom potrošnjom energije tokom hoda (Miller, 2019). Ovo otkriće podržava tezu da kraće vreme dvostrukog oslonca može doprineti stabilnijem obrascu hoda, omogućavajući osobama da se efikasnije kreću u okruženju. Nasuprot tome, produženo vreme dvostrukog oslonca može ukazivati na kompenzacione strategije koje pojedinci koriste za održavanje stabilnosti, posebno oni koji se suočavaju sa izazovima u održavanju ravnoteže (Lockhart i sar., 2019).

Ovo naglašava kompleksnost odnosa između zahtevnosti lokomotornog zadatka i strategija za održavanje ravnoteže. Taj odnos se može razumeti kroz nekoliko međusobno povezanih mehanizama (senzomotorna integracija, memorija, pažnja, propiocepcija, neuroplastičnost) koji ističu uticaj kognitivnog opterećenja i motoričke kontrole na parametre hoda.

Ni u jednom drugom parametru nije primećena statistički značajna korelacija između promenljivih hoda i kinestezije vrata kod ispitanika sa TPM, ni na stazi bez prepreke, ni na stazi

sa preprekom. Nakon eksperimentalnog programa, kod ispitanika nije bilo statistički značajnih korelacija između promenljivih hoda i kinestezije vrata.

Zaostajanje za ciljem (U_d) moglo bi se objasniti kao nemogućnost prilagođavanja i sporiji pokreti vrata, što bi moglo uticati i na usporene reakcije gornjeg dela tela na poremećaje tokom hoda. Ovo uključuje sporije prilagođavanje gornjeg dela tela kada zaostaje za predviđenom trajektorijom kretanja tela, odnosno centra mase. Ako je reakcija sporija, ravnoteža je verovatno smanjena zbog smanjene vestibularne aktivnosti, koja je važna za održavanje ravnoteže, orijentacije i stabilnosti tela tokom hoda. Kao posledica toga, telo može koristiti produženu fazu dvostrukog oslonca kako bi osiguralo veću mehaničku stabilnost kao kompenzaciju za slabije strategije održavanja ravnoteže tokom hoda.

Kod BTPM ispitanika nije bilo statistički značajnih korelacija između promenljivih hoda i kinestezije vrata na stazi bez prepreke. Zdrave osobe obično pokazuju efikasnu senzornu integraciju, što im omogućava održavanje posturalne kontrole bez većeg oslanjanja na TDS (Diez i sar., 2017; Handiru i sar., 2024; Tendolkar i sar., 2024). Ovo ukazuje na to da odsustvo korelacije između Butterfly testa i parametara hoda može biti posledica efikasne senzorne integracije i strategija motoričke kontrole koje koriste osobe BTPM.

Za efikasno upravljanje hodom, telo menja između različitih senzorskih izvora. Sposobnost prebacivanja između različitih senzorskih izvora (npr. vida, propriocepcije i vestibularnih informacija) nije uvek samorazumljiva; ponekad je taj prelaz sporiji ili narušen, što može ometati celokupnu integraciju senzorskih informacija. Osobe BTPM verovatno mogu lakše menjati strategije senzorno-motoričke integracije i korišćenja određenih senzorskih informacija.

Kod osoba sa TPM ovaj proces može biti dodatno narušen. Povreda mozga može oslabiti sposobnost efikasne integracije senzorskih izvora, uključujući senzorne informacije iz vrata. Ako su proprioceptivni putevi u vratu značajno oštećeni, telo počinje koristiti alternativne strategije koje se oslanjaju na druge senzorne izvore, poput vestibularnih i vizuelnih informacija.

U takvim slučajevima funkcija senzorskih puteva vrata je oslabljena, a telo ih u manjoj meri uključuje u strategije hoda. Naš eksperimentalni program započeo je ponovno treniranje senzornih puteva vrata, ali ostaje pitanje da li je telo uopšte sposobno da u potpunosti ponovo koristi ovaj izvor informacija tokom hoda. Prelazak na ponovno korišćenje senzornih

informacija iz vrata može biti dugotrajan proces koji zahteva dodatnu prilagodbu i reorganizaciju senzorno-motoričkih veza.

Na stazi sa preprekom bilo je značajno više korelacija između dve grupe parametara nego na stazi bez prepreke, ali samo kod BTPM ispitanika nakon eksperimentalnog programa. Na prvom delu staze, veći PSW% snažno je pozitivno korelirao sa oba odstupanja od cilja, dok je veći procenat vremena na cilju korelirao sa manjim PSW%. Manje vremena na cilju rezultiralo je nepreciznim pokretima. Verovatno je došlo do nekonzistentnih pokreta glave napred-nazad, što je uzrokovalo prekomerno ubrzanje i zaustavljanje.

Slabija kontrola pokreta glave tokom takvog kretanja kompenzovana je produženjem faze PSW%. Svi parametri hoda na stazi sa preprekom, koji su korelirali sa parametrima kinestezije vrata kod BTPM ispitanika, ukazuju na sličnu situaciju kao što je gore opisano. Nakon prelaska prepreke verovatno je došlo do manje kontrolisanog njihanja glave. Slabija kontrola mišića kompenzovana je produženjem STC, TDS%, TSW% i LR%.

Svi produženi parametri hoda, osim STC, ukazuju na potrebu za produženjem faze dvostrukog oslonca. Ovo znači da obe noge duže ostaju u kontaktu sa podlogom, što obično ukazuje na potrebu za većom stabilnošću (Baker i sar., 2016). Promene SW direktno utiču na stabilnost, energetska efikasnost i biomehaničku simetriju hoda (Baker i dr., 2016). Slično tome, povećanje širine hoda povećalo je stabilnost pri povećanom U_e , U_m , U_d . Veći overshoot ukazuje na probleme u preciznom prilagođavanju pokreta, lošiju propriocepciju ili oslabljene mišićne sinergije usled povećane mišićne laksnosti.

7.6 Ograničenja studije

Glavno ograničenje studije bio je mali uzorak ispitanika, jer zbog strogih kriterijuma za isključivanje ispitanika sa TPM nismo uspeali da dobijemo dovoljno odgovarajućih kandidata. Pored toga, skoro polovina ispitanika sa TPM nije završila sva predviđena merenja. Mali uzorak je ograničio upotrebu statističkih postupaka i pouzdanost rezultata. Ovo povećava verovatnoću alfa greške, pri kojoj pogrešno odbacujemo nultu hipotezu, iako je ona u stvarnosti tačna. Kao posledica toga, studija može izveštavati o postojanju efekta ili odnosa koji zapravo ne postoje.

Zbog veće varijabilnosti i osetljivosti na slučajne uticaje, mali uzorci mogu veštački ukazivati uzorcima imaju veći uticaj na rezultate, što dodatno povećava rizik od pogrešnih zaključaka,

posebno jer te vrednosti nismo uklonili zbog ionako malog uzorka. Kod ispitanika bez TPM, verovatno smo imali nedovoljno stroge kriterijume za isključivanje, jer su problemi sa vratom vrlo česti u opštoj populaciji (Khired, 2022).

Ograničenje studije je i to što nismo pratili fizičku aktivnost ispitanika van eksperimentalnog programa, pa ne znamo da li su sprovodili dodatne fizičke aktivnosti koje bi mogle uticati na rezultate. Ispitanici sa TPM su tokom eksperimentalnog programa sprovodili uobičajene terapijske procedure i nisu imali dodatne fizičke aktivnosti u ustanovi, a njihovo stanje tokom eksperimentalnog programa takođe nismo pratili.

Kod ispitanika bez TPM takođe nismo beležili fizičke aktivnosti van eksperimentalnog programa, pa nije poznato kako je njihova aktivnost uticala na rezultate. Poznato je, međutim, da su ispitanici BTPM pre i tokom eksperimentalnog programa bili umereno fizički aktivni. To su bili vatrogasci koji su tokom eksperimentalnog programa dva puta nedeljno izvodili kondicioni trening sa vežbama snage i brzine.

S obzirom na to da svaka fizička aktivnost može uticati na rezultate, bilo bi korisno u budućim istraživanjima bolje kontrolisati aktivnosti ili intervenciju sa vežbama za poboljšanje kinestezije vrata kombinovati sa drugim fizičkim aktivnostima.

8 ZAKLJUČAK

Istraživanje je bilo fokusirano na procenu efekata treninga za poboljšanje kinestezije vrata na strukturu i ponovljivost obrasca hoda kod ispitanika sa srednje do teškom traumatskom povredom mozga (TPM) i ispitanika BTPM. Analiziran je uticaj treninga kinestezije vrata na strukturu obrasca hoda i ponovljivost obrasca hoda u dva uslova: hod bez prepreke i hod sa preprekom.

Pre eksperimentalnog programa, ponovljivost obrasca hoda pri zadatku bez prepreke bila je visoka kod obe grupe, dok je kod zadatka sa preprekom ponovljivost bila dobra samo kod ispitanika opšte populacije BTPM. Rezultati su pokazali da je šestonedeljni trening za poboljšanje kinestezije vrata, koji se sprovodio dva puta nedeljno po 40 minuta, poboljšao vratnu kinesteziju kod obe grupe. Kod ispitanika sa TPM ponovljivost hoda se značajno poboljšala nakon eksperimentalnog programa, dok kod ispitanika BTPM nije bilo većih promena. Struktura obrasca hoda ostala je nepromenjena kod obe grupe, što ukazuje da eksperimentalni program nije značajno uticao na osnovne biomehaničke osobine hoda. Ipak, kod pojedinih parametara uočeno je povećanje nominalnih vrednosti koje mogu ukazivati na pozitivan trend u pravcu poboljšanja stabilnosti i senzorno-motorne kontrole tokom hoda. Ovakvi nalazi sugerišu da program vežbi za unapređenje kinestezije vrata može imati potencijalne benefite i kod osoba kod kojih se usled involutivnih procesa javljaju promene povezane sa smanjenjem propriocepcije, dinapenijom i narušenom posturalnom kontrolom.

Ključni nalaz istraživanja jeste, da je trening za poboljšanje kinestezije vrata kod ispitanika sa TPM poboljšao ponovljivost hoda, naročito kod zadataka sa većim senzorno-motornim zahtevima, poput hoda sa preprekom. Ovo poboljšanje ukazuje na uticaj treninga na senzorno-motornu integraciju, koja je kod osoba sa TPM često oslabljena usled povrede mozga. Uprkos poboljšanjima, ispitanici sa TPM zadržali su određene razlike u vratnoj kinesteziji u poređenju sa osobama BTPM, što ukazuje da trening nije u potpunosti eliminisao deficite, već ih je ublažio.

Istraživanje je takođe istaklo povezanost između povećane pažnje i sporije realizacije zadataka, što je bilo posebno izraženo kod ispitanika sa TPM tokom hoda sa preprekom. Povećana pažnja na pokrete mogla je dovesti do prelaska sa automatizovanih strategija hoda na svesniju i analitičniju izvedbu pokreta. To je produžilo vreme realizacije zadataka, ali je verovatno

istovremeno poboljšalo bezbednost i stabilnost pokreta. Ovo zapažanje podržava tezu da senzorno-motorne eksperimentalnog programa, poput treninga za poboljšanje kinestezije vrata, doprinose prilagođavanju mehanizama kontrole pokreta, što je posebno važno za osobe sa TPM.

Razlike između grupa u strukturi hoda nakon eksperimentalnog programa nisu uočene, što bi se moglo pripisati relativnoj jednostavnosti zadataka. Prepreka visine 15 cm možda nije bila dovoljno zahtevna da izazove izražene promene u obrascima hoda. Stoga bi bilo korisno da buduća istraživanja uključe složenije zadatke ili više prepreke kako bi se bolje razumele posledice treninga na koordinaciju i stabilnost pokreta.

Ograničenja istraživanja, poput malog uzorka ispitanika i nedovoljnog praćenja motoričkih aktivnosti van eksperimentalnog programa, uticala su na pouzdanost rezultata. Ipak, rezultati pokazuju da trening za poboljšanje kinestezije vrata ima potencijal za poboljšanje ponovljivosti pokreta kod osoba sa TPM, naročito kod zadataka koji zahtevaju veću senzorno-motornu koordinaciju.

Na osnovu nalaza može se zaključiti da trening za poboljšanje kinestezije vrata pozitivno utiče na ponovljivost pokreta i stabilnost hoda kod osoba sa TPM, ali ne utiče na osnovnu strukturu obrasca hoda. Buduća istraživanja treba da uključe veće i reprezentativnije uzorke i da istraže dugoročne efekte treninga na složenije motoričke zadatke. Uprkos navedenim ograničenjima, rezultati ovog istraživanja dodatno ukazuju na praktičnu vrednost primene vežbi za unapređenje kinestezije vratne regije. Dobijeni nalazi sugerišu da je ovakav vid treninga opravdan i preporučljiv ne samo kod osoba sa traumatskom povredom mozga, već i kod populacije BTPM, posebno u kontekstu unapređenja senzorno-motorne kontrole, stabilnosti i bezbednosti kretanja. U tom smislu, vežbe primenjene u okviru ovog istraživanja mogu imati širu primenu kako u rehabilitacionim, tako i u preventivnim programima, sa ciljem očuvanja i unapređenja funkcionalne sposobnosti.

LITERATURA

Acuña, S. A., Tyler, M. E., Danilov, Y. P., & Thelen, D. G. (2018). Abnormal muscle activation patterns are associated with chronic gait deficits following traumatic brain injury. *Gait & Posture*, 62, 510–517. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.04.012>

Agostini, V., Balestra, G., & Knaflitz, M. (2013). Segmentation and Classification of Gait Cycles. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 22. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2291907>

Albert-Weissenberger, C., & Sirén, A.-L. (2010). Experimental traumatic brain injury. *Experimental & Translational Stroke Medicine*, 2(1), 16. <https://doi.org/10.1186/2040-7378-2-16>

Alwis, D. S., Yan, E. B., Morganti-Kossmann, M.-C., & Rajan, R. (2012). Sensory Cortex Underpinnings of Traumatic Brain Injury Deficits. *PLOS ONE*, 7(12), e52169. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0052169>

Andersen, T. E., Ravn, S. L., Carstensen, T., Ørnbøl, E., Frostholm, L., & Kasch, H. (2022). Posttraumatic Stress Symptoms and Pain Sensitization After Whiplash Injury: A Longitudinal Cohort Study With Quantitative Sensory Testing. *Frontiers in Pain Research*, 3. <https://doi.org/10.3389/fpain.2022.908048>

Baker, R., Esquenazi, A., Benedetti, M. G., & Desloovere, K. (2016). Gait analysis: Clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(4), 560–574.

Baladron, J., Vitay, J., Fietzek, T., & Hamker, F. H. (2023). The contribution of the basal ganglia and cerebellum to motor learning: A neuro-computational approach. *PLOS Computational Biology*, 19(4), e1011024. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1011024>

Banks, R. W. (2006). An allometric analysis of the number of muscle spindles in mammalian skeletal muscles. *Journal of Anatomy*, 208(6), 753–768. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00558.x>

- Bannwart, M., Rohland, E., Easthope, C. A., Rauter, G., & Bolliger, M. (2019). Robotic body weight support enables safe stair negotiation in compliance with basic locomotor principles. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), 157. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0631-8>
- Basford, J., Chou, L.-S., Kaufman, K., Brey, R., Walker, A., Malec, J., Moessner, A., & Brown, A. (2003). An assessment of gait and balance deficits after traumatic brain injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84, 343–349. <https://doi.org/10.1053/apmr.2003.50034>
- Beilock, S. L., Carr, T. H., MacMahon, C., & Starkes, J. L. (2002). When paying attention becomes counterproductive: Impact of divided versus skill-focused attention on novice and experienced performance of sensorimotor skills. *Journal of Experimental Psychology: Applied*, 8(1), 6–16. <https://doi.org/10.1037/1076-898X.8.1.6>
- Bexander, C. S. M., & Hodges, P. W. (2012). Cervico-ocular coordination during neck rotation is distorted in people with whiplash-associated disorders. *Experimental Brain Research*, 217(1), 67–77. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2973-8>
- Bexander, C. S. M., Mellor, R., & Hodges, P. W. (2005). Effect of gaze direction on neck muscle activity during cervical rotation. *Experimental Brain Research*, 167(3), 422–432. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0048-4>
- Blumenschine, M., Montes, J., Rao, A. K., Engelstad, K., & De Vivo, D. C. (2016). Analysis of Gait Disturbance in Glut 1 Deficiency Syndrome. *Journal of Child Neurology*, 31(13), 1483–1488. <https://doi.org/10.1177/0883073816661662>
- Bove, M., Diverio, M., Pozzo, T., & Schieppati, M. (2001). Neck muscle vibration disrupts steering of locomotion. *Journal of Applied Physiology*, 91(2), 581–588. <https://doi.org/10.1152/jappl.2001.91.2.581>
- Boyd-Clark, L. C., Briggs, C. A., & Galea, M. P. (2002). Muscle spindle distribution, morphology, and density in longus colli and multifidus muscles of the cervical spine. *Spine*, 27(7), 694–701. <https://doi.org/10.1097/00007632-200204010-00005>
- Braun, M., Vaibhav, K., Saad, N. M., Fatima, S., Vender, J. R., Baban, B., Hoda, M. N., & Dhandapani, K. M. (2017). White matter damage after traumatic brain injury: A role for damage associated molecular patterns. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Molecular Basis of*

Disease, Immune and Metabolic Alterations in Trauma and Sepsis, 1863(10, Part B), 2614–2626. <https://doi.org/10.1016/j.bbadis.2017.05.020>

Brazinova, A., Rehorcikova, V., Taylor, M. S., Buckova, V., Majdan, M., Psota, M., Peeters, W., Feigin, V., Theadom, A., Holkovic, L., & Synnot, A. (2021). Epidemiology of Traumatic Brain Injury in Europe: A Living Systematic Review. *Journal of Neurotrauma*, 38(10), 1411–1440. <https://doi.org/10.1089/neu.2015.4126>

Brouillet, D., Vagnot, C., Milhau, A., Brunel, L., Briglia, J., Versace, R., & Rousset, S. (2015). Sensory–motor properties of past actions bias memory in a recognition task. *Psychological Research*, 79(4), 678–686. <https://doi.org/10.1007/s00426-014-0600-6>

Callisaya, M. L., Blizzard, L., Schmidt, M. D., McGinley, J. L., & Srikanth, V. K. (2010). Ageing and gait variability—A population-based study of older people. *Age and Ageing*, 39(2), 191–197. <https://doi.org/10.1093/ageing/afp250>

Capizzi, A., Woo, J., & Verduzco-Gutierrez, M. (2020). Traumatic Brain Injury: An Overview of Epidemiology, Pathophysiology, and Medical Management. *The Medical Clinics of North America*, 104(2), 213–238. <https://doi.org/10.1016/j.mcna.2019.11.001>

Chambers, H. G., & Sutherland, D. H. (2002). A practical guide to gait analysis. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 10(3), 222–231. <https://doi.org/10.5435/00124635-200205000-00009>

Chan, Y. S., Kasper, J., & Wilson, V. J. (1987). Dynamics and directional sensitivity of neck muscle spindle responses to head rotation. *Journal of Neurophysiology*, 57(6), 1716–1729. <https://doi.org/10.1152/jn.1987.57.6.1716>

Choi, A., Joo, S.-B., Oh, E., & Mun, J. H. (2014). Kinematic evaluation of movement smoothness in golf: Relationship between the normalized jerk cost of body joints and the clubhead. *BioMedical Engineering OnLine*, 13(1), 20. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-20>

Chou, L. S., & Draganich, L. F. (1998). Increasing obstacle height and decreasing toe-obstacle distance affect the joint moments of the stance limb differently when stepping over an obstacle. *Gait & Posture*, 8(3), 186–204. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(98\)00034-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(98)00034-4)

- Chou, L.-S., Kaufman, K. R., Walker-Rabatin, A. E., Brey, R. H., & Basford, J. R. (2004). Dynamic instability during obstacle crossing following traumatic brain injury. *Gait & Posture*, 20(3), 245–254. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.09.007>
- Chun, M. M., Golomb, J. D., & Turk-Browne, N. B. (2011). A Taxonomy of External and Internal Attention. *Annual Review of Psychology*, 62(Volume 62, 2011), 73–101. <https://doi.org/10.1146/annurev.psych.093008.100427>
- Cisek, P. (2007). Cortical mechanisms of action selection: The affordance competition hypothesis. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 362(1485), 1585–1599. <https://doi.org/10.1098/rstb.2007.2054>
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2. izd.). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- Cooke, A., Gallicchio, G., Kavussanu, M., Willoughby, A., McIntyre, D., & Ring, C. (2015). Premovement high-alpha power is modulated by previous movement errors: Indirect evidence to endorse high-alpha power as a marker of resource allocation during motor programming. *Psychophysiology*, 52(7), 977–981. <https://doi.org/10.1111/psyp.12414>
- Dever, A., Powell, D., Graham, L., Mason, R., Das, J., Marshall, S. J., Vitorio, R., Godfrey, A., & Stuart, S. (2022). Gait Impairment in Traumatic Brain Injury: A Systematic Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(4), 1480. <https://doi.org/10.3390/s22041480>
- Diez, I., Drijkoningen, D., Stramaglia, S., Bonifazi, P., Marinazzo, D., Gooijers, J., Swinnen, S. P., & Cortes, J. M. (2017). Enhanced prefrontal functional–structural networks to support postural control deficits after traumatic brain injury in a pediatric population. *Network Neuroscience*, 1(2), 116–142. https://doi.org/10.1162/NETN_a_00007
- Dosenbach, N. U. F., Raichle, M., & Gordon, E. M. (2024). *The brain's cingulo-opercular action-mode network*. OSF. <https://doi.org/10.31234/osf.io/2vt79>
- Drew, T., Andujar, J.-E., Lajoie, K., & Yakovenko, S. (2008). Cortical mechanisms involved in visuomotor coordination during precision walking. *Brain Research Reviews*, 57(1), 199–211. <https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2007.07.017>
- Etnyre, B. (1992). Reduction of Reaction Time Preceding Increased Complexity of Movement. *Perceptual and Motor Skills*, 74(3), 819–824. <https://doi.org/10.2466/pms.1992.74.3.819>

- Fakhran, S., Qu, C., & Alhilali, L. M. (2016). Effect of the Suboccipital Musculature on Symptom Severity and Recovery after Mild Traumatic Brain Injury. *AJNR. American Journal of Neuroradiology*, 37(8), 1556–1560. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A4730>
- Fujiyama, H., Hinder, M. R., Garry, M. I., & Summers, J. J. (2013). Slow and steady is not as easy as it sounds: Interlimb coordination at slow speed is associated with elevated attentional demand especially in older adults. *Experimental Brain Research*, 227(2), 289–300. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3511-7>
- Galgano, M., Toshkezi, G., Qiu, X., Russell, T., Chin, L., & Zhao, L.-R. (2017). Traumatic Brain Injury: Current Treatment Strategies and Future Endeavors. *Cell Transplantation*, 26(7), 1118–1130. <https://doi.org/10.1177/0963689717714102>
- George, T., & Tadi, P. (2024). Anatomy, Head and Neck, Suboccipital Muscles. V *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK567762/>
- Georgopoulos, A. P., & Grillner, S. (1989). Visuomotor coordination in reaching and locomotion. *Science (New York, N.Y.)*, 245(4923), 1209–1210. <https://doi.org/10.1126/science.2675307>
- Gomez Bernal, A., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., & Losa-Iglesias, M. E. (2016). Reliability of the OptoGait portable photoelectric cell system for the quantification of spatial-temporal parameters of gait in young adults. *Gait & Posture*, 50, 196–200. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.035>
- Gooijers, J., Beets, I. A. M., Albouy, G., Beeckmans, K., Michiels, K., Sunaert, S., & Swinnen, S. P. (2016). Movement preparation and execution: Differential functional activation patterns after traumatic brain injury. *Brain*, 139(9), 2469–2485. <https://doi.org/10.1093/brain/aww177>
- Grabljevec, K., Jesenšek Papež, B., Kos, N., & Plaskan, L. (2015). REHABILITACIJA ODRASLIH OSEB PO ZMERNI IN TEŽKI MOŽGANSKI POŠKODBI - PRIPOROČILA SLOVENSKEGA ZDRUŽENJA ZA FIZIKALNO IN REHABILITACIJSKO MEDICINO. *Slovenian Medical Journal*, 84(3). <https://doi.org/10.6016/ZdravVestn.1264>

- Grajić, M. M. (2015). Uticaj strukturisanog tretmana na parametre hoda u rehabilitaciji obolelih od Parkinsonove bolesti. *Универзитет у Београду*.
<https://nardus.mpn.gov.rs/handle/123456789/4931>
- Gresch, D., Boettcher, S. E. P., Gohil, C., Ede, F. van, & Nobre, A. C. (2024). *Neural dynamics of shifting attention between perception and working-memory contents* (str. 2024.02.14.580280). bioRxiv. <https://doi.org/10.1101/2024.02.14.580280>
- Grillner, S. (2006). Biological pattern generation: The cellular and computational logic of networks in motion. *Neuron*, 52(5), 751–766. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2006.11.008>
- Grillner, S., & El Manira, A. (2020). Current Principles of Motor Control, with Special Reference to Vertebrate Locomotion. *Physiological Reviews*, 100(1), 271–320. <https://doi.org/10.1152/physrev.00015.2019>
- Hahn, M. E., & Chou, L.-S. (2004). Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *Journal of Biomechanics*, 37(6), 837–844. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.11.010>
- Hamacher, D., Singh, N., Van Dieen, J., Heller, M., & Taylor, W. (2011). Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: A systematic review. *Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society*, 8, 1682–1698. <https://doi.org/10.1098/rsif.2011.0416>
- Hammerle, M., Swan, A. A., Nelson, J. T., & Treleaven, J. M. (2019). Retrospective Review: Effectiveness of Cervical Proprioception Retraining for Dizziness After Mild Traumatic Brain Injury in a Military Population With Abnormal Cervical Proprioception. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*, 42(6), 399–406. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2018.12.002>
- Handiru, V. S., Suviseshamuthu, E. S., Saleh, S., Su, H., Yue, G. H., & Allexandre, D. (2024). *Identifying Neural Correlates of Balance Deficits in Traumatic Brain Injury Using Partial Least Squares Correlation Analysis* (str. 2022.05.15.491997). bioRxiv. <https://doi.org/10.1101/2022.05.15.491997>
- Harman, S. C., Zheng, Z., Kendall, J. C., Vindigni, D., & Polus, B. I. (2021). Does My Neck Make Me Clumsy? A Systematic Review of Clinical and Neurophysiological Studies in Humans. *Frontiers in Pain Research*, 2. <https://doi.org/10.3389/fpain.2021.756771>

- Harmon, K. G., Drezner, J. A., Gammons, M., Guskiewicz, K. M., Halstead, M., Herring, S. A., Kutcher, J. S., Pana, A., Putukian, M., & Roberts, W. O. (2013). American Medical Society for Sports Medicine position statement: Concussion in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 47(1), 15–26. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091941>
- Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: Methods, modeling and meaning. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2, 19. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-19>
- Hazari, A., Maiya, A. G., & Nagda, T. V. (2021). Kinematics and Kinetics of Gait. V A. Hazari, A. G. Maiya, & T. V. Nagda (Ur.), *Conceptual Biomechanics and Kinesiology* (str. 181–196). Springer. https://doi.org/10.1007/978-981-16-4991-2_14
- Hentig, J., Cloghessy, K., Lahne, M., Jung, Y. J., Petersen, R. A., Morris, A. C., & Hyde, D. R. (2021). Zebrafish Blunt-Force TBI Induces Heterogenous Injury Pathologies That Mimic Human TBI and Responds with Sonic Hedgehog-Dependent Cell Proliferation across the Neuroaxis. *Biomedicines*, 9(8), Article 8. <https://doi.org/10.3390/biomedicines9080861>
- Hoffer, M. E., Schubert, M. C., & Balaban, C. D. (2015). Early Diagnosis and Treatment of Traumatic Vestibulopathy and Postconcussive Dizziness. *Neurologic Clinics*, 33(3), 661–668, x. <https://doi.org/10.1016/j.ncl.2015.04.004>
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35 Suppl 2, ii7–ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Hsiao, H., Knarr, B. A., Pohlig, R. T., Higginson, J. S., & Binder-Macleod, S. A. (2016). Mechanisms used to increase peak propulsive force following 12-weeks of gait training in individuals poststroke. *Journal of Biomechanics*, 49(3), 388–395. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.040>
- Hsu, C. L., Nagamatsu, L. S., Davis, J. C., & Liu-Ambrose, T. (2012). Examining the relationship between specific cognitive processes and falls risk in older adults: A systematic review. *Osteoporosis International: A Journal Established as Result of Cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*, 23(10), 2409–2424. <https://doi.org/10.1007/s00198-012-1992-z>

- Huppert, D., Tsai, T. I., Richter, S., Dunker, K., Gerb, J., Wegener, B., Zwergal, R. M., Wuehr, M., & Brandt, T. (2024). Impact of proprioceptive cervical dizziness in chronic neck pain syndromes on gait and stance during active head-turn challenges. *Journal of Neurology*, 271(12), 7460–7470. <https://doi.org/10.1007/s00415-024-12711-8>
- Jiang, L., Cao, X., Li, T., Tang, Y., Li, W., Wang, J., Chan, R. C., & Li, C. (2016). Cortical Thickness Changes Correlate with Cognition Changes after Cognitive Training: Evidence from a Chinese Community Study. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 8. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2016.00118>
- Jin, P., Zou, J., Zhou, T., & Ding, N. (2018). Eye activity tracks task-relevant structures during speech and auditory sequence perception. *Nature Communications*, 9(1), 5374. <https://doi.org/10.1038/s41467-018-07773-y>
- Johnstone, V. P. A., Yan, E. B., Alwis, D. S., & Rajan, R. (2013). Cortical Hypoexcitation Defines Neuronal Responses in the Immediate Aftermath of Traumatic Brain Injury. *PLOS ONE*, 8(5), e63454. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0063454>
- K Miller, K. (2019). Changes in Walking Spatiotemporal Parameters After Therapeutic Yoga in People with Chronic Stroke. *Online Journal of Complementary & Alternative Medicine*, 2(5). <https://doi.org/10.33552/OJCAM.2019.02.000550>
- Karipiadou, A., Korfias, S., & Papastavrou, E. (2018). Diagnosis, monitoring and prognosis of secondary brain damage in icu patients with traumatic brain injuries. *Health & Research Journal*, 4(2), Article 2. <https://doi.org/10.12681/healthresj.19217>
- Khired, Z. (2022). The Prevalence of and Factors Associated With Neck Pain Among Jazan Adult Population. *Cureus*, 14(8). <https://doi.org/10.7759/cureus.28008>
- Killington, M. J., Mackintosh, S. F. H., & Ayres, M. B. (2010). Isokinetic strength training of lower limb muscles following acquired brain injury. *Brain Injury*, 24(12), 1399–1407. <https://doi.org/10.3109/02699052.2010.511589>
- Kim, G.-M., & Oh, D.-W. (2014). Neck Proprioceptive Training for Balance Function in Patients with Chronic Poststroke Hemiparesis: A Case Series. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(10), 1657–1659. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.1657>

- Kim, H., O'Sullivan, D., Camurri, A., Park, Y., Kolykhalova, K., Piana, S., You, J. A., & Jeong, H. S. (2021). Effect of stress on hand movement in a laboratory setting among high school students: Preliminary research. *Human Movement*, 23(2), 28–37. <https://doi.org/10.5114/hm.2021.103870>
- Kleffelgaard, I., Soberg, H. L., Bruusgaard, K. A., Tamber, A. L., & Langhammer, B. (2016). Vestibular Rehabilitation After Traumatic Brain Injury: Case Series. *Physical Therapy*, 96(6), 839–849. <https://doi.org/10.2522/ptj.20150095>
- Kleffelgaard, I., Soberg, H. L., Tamber, A.-L., Bruusgaard, K. A., Pripp, A. H., Sandhaug, M., & Langhammer, B. (2019). The effects of vestibular rehabilitation on dizziness and balance problems in patients after traumatic brain injury: A randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 33(1), 74–84. <https://doi.org/10.1177/0269215518791274>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Kozlowski, D. A., Leasure, J. L., & Schallert, T. (2013). The Control of Movement Following Traumatic Brain Injury. V *Comprehensive Physiology* (str. 121–139). John Wiley & Sons, Ltd. <https://doi.org/10.1002/cphy.c110005>
- Krakauer, J. W., Carmichael, S. T., Corbett, D., & Wittenberg, G. F. (2012). Getting Neurorehabilitation Right – What Can We Learn From Animal Models? *Neurorehabilitation and neural repair*, 26(8), 923–931. <https://doi.org/10.1177/1545968312440745>
- Kristjansson, E., & Gislason, M. (2024). The Butterfly Method for Cervical Movement Sense: Construct Validity and Clinical Applicability. *Austin Journal of Musculoskeletal Disorders*, 1, 1063–1070.
- Kristjansson, E., & Oddsdottir, G. L. (2010). “The Fly”: A New Clinical Assessment and Treatment Method for Deficits of Movement Control in the Cervical Spine: Reliability and Validity. *Spine*, 35(23), E1298. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181e7fc0a>
- Kristjansson, E., & Treleaven, J. (2009). Sensorimotor function and dizziness in neck pain: Implications for assessment and management. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(5), 364–377. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2834>

Kulkarni, V., Chandy, M. J., & Babu, K. S. (2001). Quantitative study of muscle spindles in suboccipital muscles of human fetuses. *Neurology India*, 49(4), 355–359.

Kushioka, J., Sun, R., Zhang, W., Muaremi, A., Leutheuser, H., Odonkor, C. A., & Smuck, M. (2022). Gait Variability to Phenotype Common Orthopedic Gait Impairments Using Wearable Sensors. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(23), 9301. <https://doi.org/10.3390/s22239301>

Langevin, P., Fait, P., Frémont, P., & Roy, J.-S. (2019). Cervicovestibular rehabilitation in adult with mild traumatic brain injury: A randomised controlled trial protocol. *BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation*, 11, 25. <https://doi.org/10.1186/s13102-019-0139-3>

Lepsien, J., & Nobre, A. C. (2006). Cognitive control of attention in the human brain: Insights from orienting attention to mental representations. *Brain Research, Control of Attention and Actions*, 1105(1), 20–31. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2006.03.033>

Levin, M. F., Kleim, J. A., & Wolf, S. L. (2009). What Do Motor “Recovery” and “Compensation” Mean in Patients Following Stroke? *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(4), 313–319. <https://doi.org/10.1177/1545968308328727>

Levine, T. R., & Hullett, C. R. (2002). Eta Squared, Partial Eta Squared, and Misreporting of Effect Size in Communication Research. *Human Communication Research*, 28(4), 612–625. <https://doi.org/10.1111/j.1468-2958.2002.tb00828.x>

Lienhard, K., Schneider, D., & Maffiuletti, N. A. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics*, 35(4), 500–504. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.015>

Lockhart, T. E., Frames, C. W., Soangra, R., & Lieberman, A. (2019). Effects of Obesity and Fall Risk on Gait and Posture of Community- Dwelling Older Adults. *International Journal of Prognostics and Health Management*, 10(1), Article 1. <https://doi.org/10.36001/ijphm.2019.v10i1.2750>

Lohse, K. R., Jones, M., Healy, A. F., & Sherwood, D. E. (2014). The role of attention in motor control. *Journal of Experimental Psychology: General*, 143(2), 930–948. <https://doi.org/10.1037/a0032817>

Lund, S. B., Gjeilo, K. H., Moen, K. G., Schirmer-Mikalsen, K., Skandsen, T., & Vik, A. (2016). Moderate traumatic brain injury, acute phase course and deviations in physiological

variables: An observational study. *Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*, 24, 77. <https://doi.org/10.1186/s13049-016-0269-5>

Maas, A. I. R., Stocchetti, N., & Bullock, R. (2008). Moderate and severe traumatic brain injury in adults. *The Lancet. Neurology*, 7(8), 728–741. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(08\)70164-9](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(08)70164-9)

Magnani, R. M., Bruijn, S. M., van Dieën, J. H., & Forbes, P. A. (2021). Stabilization demands of walking modulate the vestibular contributions to gait. *Scientific Reports*, 11(1), 13736. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-93037-7>

Majcen Rosker, Z., Mesaric, L., & Rosker, J. (2024). Training motor control in the cervical spine improves reliability of gait parameters in individuals with traumatic brain injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 105(4), e186. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2024.02.640>

Majcen Rosker, Z., Vodicar, M., & Kristjansson, E. (2022). Relationship between Cervicocephalic Kinesthetic Sensibility Measured during Dynamic Unpredictable Head Movements and Eye Movement Control or Postural Balance in Neck Pain Patients. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(14), Article 14. <https://doi.org/10.3390/ijerph19148405>

Majcen Rošker, Ž., Vodicar, M., & Kristjansson, E. (2021). Inter-Visit Reliability of Smooth Pursuit Neck Torsion Test in Patients with Chronic Neck Pain and Healthy Individuals. *Diagnostics*, 11, 752.

Manini, T. M., & Clark, B. C. (2012). Dynapenia and aging: An update. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 67(1), 28–40. <https://doi.org/10.1093/gerona/gle010>

Marimon, X., Mengual, I., López-de-Celis, C., Portela, A., Rodríguez-Sanz, J., Herráez, I. A., & Pérez-Bellmunt, A. (2024). Kinematic Analysis of Human Gait in Healthy Young Adults Using IMU Sensors: Exploring Relevant Machine Learning Features for Clinical Applications. *Bioengineering*, 11(2), Article 2. <https://doi.org/10.3390/bioengineering11020105>

- Mariusz, K., Pakosz, P., & Błaszczyszyn, M. (2020). *Kinematic Analysis of Upper Extremity Movement in Stroke Patients as a Rehabilitation Supporting Tool*. Research Square. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-39559/v1>
- Masel, B. E., & DeWitt, D. S. (2010). Traumatic brain injury: A disease process, not an event. *Journal of Neurotrauma*, 27(8), 1529–1540. <https://doi.org/10.1089/neu.2010.1358>
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4(6), 877–887. [https://doi.org/10.1016/0959-4388\(94\)90137-6](https://doi.org/10.1016/0959-4388(94)90137-6)
- Matthis, J. S., Yates, J. L., & Hayhoe, M. M. (2018). Gaze and the Control of Foot Placement When Walking in Natural Terrain. *Current Biology: CB*, 28(8), 1224-1233.e5. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2018.03.008>
- McKee, A. C., & Daneshvar, D. H. (2015). The neuropathology of traumatic brain injury. *Handbook of Clinical Neurology*. <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-52892-6.00004-0>
- Mesarič, L. (2017). Adaptirano fizičko vežbanje za osobe sa traumatskom povredom mozga (Master rad). Fakultet za sport i turizam, Novi Sad.
- Meythaler, J. M., Peduzzi, J. D., Eleftheriou, E., & Novack, T. A. (2001). Current concepts: Diffuse axonal injury-associated traumatic brain injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(10), 1461–1471. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.25137>
- Michalovicz, L. T., Kelly, K. A., Craddock, T. J. A., & O’Callaghan, J. P. (2023). A Projectile Concussive Impact Model Produces Neuroinflammation in Both Mild and Moderate-Severe Traumatic Brain Injury. *Brain Sciences*, 13(4), Article 4. <https://doi.org/10.3390/brainsci13040623>
- Middleton, F. A., & Strick, P. L. (2000). Basal ganglia and cerebellar loops: Motor and cognitive circuits. *Brain Research. Brain Research Reviews*, 31(2–3), 236–250. [https://doi.org/10.1016/s0165-0173\(99\)00040-5](https://doi.org/10.1016/s0165-0173(99)00040-5)
- Mioni, G., Grondin, S., & Stablum, F. (2014). Temporal dysfunction in traumatic brain injury patients: Primary or secondary impairment? *Frontiers in Human Neuroscience*, 8. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00269>

- Mira, R. G., Lira, M., & Cerpa, W. (2021). Traumatic Brain Injury: Mechanisms of Glial Response. *Frontiers in Physiology*, 12, 740939. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.740939>
- Mitchell, G., Taylor, J., Jin, G., & Snelling, R. (2021). A review of minor traumatic brain injury presentations and their management in Brisbane emergency departments. *Journal of Concussion*, 5, 20597002211006551. <https://doi.org/10.1177/20597002211006551>
- Montero-Odasso, M., Verghese, J., Beauchet, O., & Hausdorff, J. (2012). Gait and Cognition: A Complementary Approach to Understanding Brain Function and the Risk of Falling. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2012.04209.x>
- Moon, Y., Sung, J., An, R., Hernandez, M. E., & Sosnoff, J. J. (2016). Gait variability in people with neurological disorders: A systematic review and meta-analysis. *Human Movement Science*, 47, 197–208. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.03.010>
- Mucha, A., Collins, M. W., Elbin, R. J., Furman, J. M., Troutman-Enseki, C., DeWolf, R. M., Marchetti, G., & Kontos, A. P. (2014). A Brief Vestibular/Ocular Motor Screening (VOMS) assessment to evaluate concussions: Preliminary findings. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(10), 2479–2486. <https://doi.org/10.1177/0363546514543775>
- Murphy, C., Jefferies, E., Rueschemeyer, S.-A., Sormaz, M., Wang, H., Margulies, D. S., & Smallwood, J. (2018). Distant from input: Evidence of regions within the default mode network supporting perceptually-decoupled and conceptually-guided cognition. *NeuroImage*, 171, 393–401. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2018.01.017>
- Najem, D., Rennie, K., Ribocco-Lutkiewicz, M., Ly, D., Haukenfrers, J., Liu, Q., Nzau, M., Fraser, D. D., & Bani-Yaghoub, M. (2018). Traumatic brain injury: Classification, models, and markers. *Biochemistry and Cell Biology = Biochimie Et Biologie Cellulaire*, 96(4), 391–406. <https://doi.org/10.1139/bcb-2016-0160>
- Nakagawa, A., Manley, G. T., Gean, A. D., Ohtani, K., Armonda, R., Tsukamoto, A., Yamamoto, H., Takayama, K., & Tominaga, T. (2011). Mechanisms of primary blast-induced traumatic brain injury: Insights from shock-wave research. *Journal of Neurotrauma*, 28(6), 1101–1119. <https://doi.org/10.1089/neu.2010.1442>
- Niechwiej-Szwedo, E., Inness, E. L., Howe, J. A., Jaglal, S., McIlroy, W. E., & Verrier, M. C. (2007). Changes in gait variability during different challenges to mobility in patients with

traumatic brain injury. *Gait & Posture*, 25(1), 70–77.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.01.002>

Pastukhov, A. (2016). Perception and the strongest sensory memory trace of multi-stable displays both form shortly after the stimulus onset. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 78(2), 674–684. <https://doi.org/10.3758/s13414-015-1004-4>

Patterson, K., Gage, W., Brooks, D., Black, S., & McILROY, W. (2009). Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & posture*, 31, 241–246. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.10.014>

Patti, A., Fischetti, F., Sahin, F. N., & Bianco, A. (2023). Editorial: Postural control, exercise physiology and the balance training-type of exercises, mechanisms and insights. *Frontiers in Physiology*, 14, 1149733. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1149733>

Pearl Chung, F. K. (2013). Traumatic Brain Injury (TBI): Overview of Diagnosis and Treatment. *Journal of Neurology & Neurophysiology*, 05(01). <https://doi.org/10.4172/2155-9562.1000182>

Peng, B., Yang, L., Li, Y., Liu, T., & Liu, Y. (2021). Cervical Proprioception Impairment in Neck Pain-Pathophysiology, Clinical Evaluation, and Management: A Narrative Review. *Pain and Therapy*, 10(1), 143–164. <https://doi.org/10.1007/s40122-020-00230-z>

Perry, J., & Burnfield, J. (2024, junij 1). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. <https://doi.org/10.1201/9781003525592>

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>

Peters, D. M., Jain, S., Liuzzo, D. M., Middleton, A., Greene, J., Blanck, E., Sun, S., Raman, R., & Fritz, S. L. (2014). Individuals with chronic traumatic brain injury improve walking speed and mobility with intensive mobility training. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(8), 1454–1460. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.04.006>

Peterson, M., & Greenwald, B. D. (2015). Balance problems after traumatic brain injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(2), 379–380. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.06.012>

Pettorossi, V. E., & Schieppati, M. (2014a). Neck Proprioception Shapes Body Orientation and Perception of Motion. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8, 895. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00895>

Pettorossi, V. E., & Schieppati, M. (2014b). Neck proprioception shapes body orientation and perception of motion. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8, 895. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00895>

Pingue, V., Mirando, M., Cazzulani, B., Bellaviti, G., Saporiti, F., Zanga, C., & Nardone, A. (2024). Neck muscle spasticity in patients with disorder of consciousness: A pilot study. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 60(3). <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.24.08176-0>

Pizzamiglio, S., Abdalla, H., Naeem, U., & Turner, D. L. (2018). Neural predictors of gait stability when walking freely in the real-world. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), 11. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0357-z>

Ponsford, J., Alway, Y., & Gould, K. R. (2018). Epidemiology and Natural History of Psychiatric Disorders After TBI. *The Journal of Neuropsychiatry and Clinical Neurosciences*, 30(4), 262–270. <https://doi.org/10.1176/appi.neuropsych.18040093>

Posti, J. P., Kytö, V., Sipilä, J. O. T., Rautava, P., & Luoto, T. M. (2021). High-Risk Periods for Adult Traumatic Brain Injuries: A Nationwide Population-Based Study. *Neuroepidemiology*, 55(3), 216–223. <https://doi.org/10.1159/000515395>

Pravilnik o minimalnih tehničnih zahtevah za graditev stanovanjskih stavb in stanovanj (PISRS). (b. d.). Pridobljeno 24. november 2024, s <https://pisrs.si/pregledPredpisa?id=PRAV10213>

Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Katz, L. C., LaMantia, A.-S., McNamara, J. O., & Williams, S. M. (2001). Types of Eye Movements and Their Functions. V *Neuroscience. 2nd edition*. Sinauer Associates. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK10991/>

Raizah, A., Reddy, R. S., Alshahrani, M. S., Gautam, A. P., Alkhamis, B. A., Kakaraparthi, V. N., Ahmad, I., Kandakurti, P. K., & ALMohiza, M. A. (2023). A Cross-Sectional Study on Mediating Effect of Chronic Pain on the Relationship between Cervical Proprioception and

Functional Balance in Elderly Individuals with Chronic Neck Pain: Mediation Analysis Study. *Journal of Clinical Medicine*, 12(9), Article 9. <https://doi.org/10.3390/jcm12093140>

Reinhardt, R. (2018). *Suboccipital Musculature—Morphology, Functions and Variants-An Update; Journal of Complementary Medicine And Alternative Healthcare*. <https://doi.org/10.19080/JCMAH.2018.07.555721>

Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71–79.

Robertson, E. M. (2007). The serial reaction time task: Implicit motor skill learning? *The Journal of Neuroscience*, 27(38), 10073–10075. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2747-07.2007>

Robinson, J. L., & Smidt, G. L. (1981). Quantitative gait evaluation in the clinic. *Physical Therapy*, 61(3), 351–353. <https://doi.org/10.1093/ptj/61.3.351>

Röijezon, U., Clark, N. C., & Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual Therapy*, 20(3), 368–377. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.01.008>

Romanov, R., Mesarič, L., Perić, D., Vešligaj Damiš, J., & Petrova Filišič, Y. (2021). The effects of adapted physical exercise during rehabilitation in patients with traumatic brain injury. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(4), 482–489. <https://doi.org/10.5606/tftrd.2021.6145>

Rose, D. J. (2010). *Fallproof!: A Comprehensive Balance and Mobility Training Program*. Human Kinetics.

Rossignol, S., Dubuc, R., & Gossard, J.-P. (2006). Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiological Reviews*, 86(1), 89–154. <https://doi.org/10.1152/physrev.00028.2005>

Rutland-Brown, W., Langlois, J. A., Thomas, K. E., & Xi, Y. L. (2006). Incidence of traumatic brain injury in the United States, 2003. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation*, 21(6), 544–548. <https://doi.org/10.1097/00001199-200611000-00009>

Sarajuuri, J., Pasanen, M., Rinne, M., Vartiainen, M., Lehto, T., & Alaranta, H. (2013). Relationship between cognitive and motor performance in physically well-recovered men with traumatic brain injury. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 45(1), Article 1. <https://doi.org/10.2340/16501977-1060>

Sarajuuri, J., & Rinne, M. (2017). Commentary on Association between Motor and Cognitive Performance in Patients with Traumatic Brain Injury. *International Journal of Neurorehabilitation*, 04(03). <https://doi.org/10.4172/2376-0281.1000270>

Schneider, K. J., Meeuwisse, W. H., Nettel-Aguirre, A., Barlow, K., Boyd, L., Kang, J., & Emery, C. A. (2014). Cervicovestibular rehabilitation in sport-related concussion: A randomised controlled trial. *British Journal of Sports Medicine*, 48(17), 1294–1298. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093267>

Sergio, L. E., Gorbet, D. J., Adams, M. S., & Dobney, D. M. (2020). The Effects of Mild Traumatic Brain Injury on Cognitive-Motor Integration for Skilled Performance. *Frontiers in Neurology*, 11. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.541630>

Shin, S., Demura, S., Watanabe, T., Yabumoto, T., Lee, J.-H., Sakakibara, N., & Matsuoka, T. (2015). Age-related and obstacle height-related differences in movements while stepping over obstacles. *Journal of Physiological Anthropology*, 34(1), 15. <https://doi.org/10.1186/s40101-015-0052-8>

Shumway-Cook, A., Woollacott, M. H., Rachwani, J., & Santamaria, V. (2021). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. Wolters Kluwer Health.

Smith, D. H., Meaney, D. F., & Shull, W. H. (2003). Diffuse Axonal Injury in Head Trauma. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation*, 18(4), 307.

Sophie Su, Y., Veeravagu, A., & Grant, G. (2016). Neuroplasticity after Traumatic Brain Injury. V D. Laskowitz & G. Grant (Ur.), *Translational Research in Traumatic Brain Injury*. CRC Press/Taylor and Francis Group. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK326735/>

Sosnoff, J. J., & Newell, K. M. (2006). The generalization of perceptual-motor intra-individual variability in young and old adults. *Journals of Gerontology - Series B Psychological Sciences and Social Sciences*, 61(5), Article 5. <https://doi.org/10.1093/geronb/61.5.P304>

- Sousa, A. S. P., Silva, A., Santos, R., Sousa, F., & Tavares, J. M. R. S. (2013). Interlimb coordination during the stance phase of gait in subjects with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(12), 2515–2522. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.06.032>
- Steinberg, N., Elias, G., Zeev, A., Witchalls, J., & Waddington, G. (2023). The Function of the Proprioceptive, Vestibular and Visual Systems Following Fatigue in Individuals With and Without Chronic Ankle Instability. *Perceptual and Motor Skills*, 130(1), 239–259. <https://doi.org/10.1177/00315125221128634>
- Tagliaferri, F., Compagnone, C., Korsic, M., Servadei, F., & Kraus, J. (2006). A systematic review of brain injury epidemiology in Europe. *Acta Neurochirurgica*, 148(3), 255–268; discussion 268. <https://doi.org/10.1007/s00701-005-0651-y>
- Takakusaki, K. (2008). Forebrain control of locomotor behaviors. *Brain Research Reviews, Networks in Motion*, 57(1), 192–198. <https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2007.06.024>
- Takakusaki, K. (2017). Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders*, 10(1), 1–17. <https://doi.org/10.14802/jmd.16062>
- Takakusaki, K., Takahashi, M., Kaminishi, K., Fukuyama, S., Noguchi, T., Chiba, R., & Ota, J. (2024). Neural mechanisms underlying upright bipedal gait: Role of cortico-brainstem-spinal pathways involved in posture-gait control. *Ageing and Neurodegenerative Diseases*, 4(3), N/A–N/A. <https://doi.org/10.20517/and.2023.45>
- Teasdale, G., & Jennett, B. (1974). Assessment of coma and impaired consciousness. A practical scale. *Lancet (London, England)*, 2(7872), 81–84. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(74\)91639-0](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(74)91639-0)
- Tendolkar, P., Ibrionke, O., Marchesi, G., De Luca, A., Squeri, V., Nolan, K. J., Pilkar, R., & Karunakaran, K. K. (2024). Relationship between Timed Up and Go performance and quantitative biomechanical measures of balance. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 5. <https://doi.org/10.3389/fresc.2024.1220427>
- Tian, Q., Chastan, N., Bair, W.-N., Resnick, S. M., Ferrucci, L., & Studenski, S. A. (2017). The brain map of gait variability in aging, cognitive impairment and dementia—A systematic review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 74, 149–162. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2017.01.020>

- Togher, L., Douglas, J., Turkstra, L. S., Welch-West, P., Janzen, S., Harnett, A., Kennedy, M., Kua, A., Patsakos, E., Ponsford, J., Teasell, R., Bayley, M. T., & Wiseman-Hakes, C. (2023). INCOG 2.0 Guidelines for Cognitive Rehabilitation Following Traumatic Brain Injury, Part IV: Cognitive-Communication and Social Cognition Disorders. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation*, 38(1), 65–82. <https://doi.org/10.1097/HTR.0000000000000835>
- Treleaven, J. (2008). Sensorimotor disturbances in neck disorders affecting postural stability, head and eye movement control. *Manual Therapy*, 13(1), 2–11. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.06.003>
- Uhlrich, S. D., Falisse, A., Kidziński, Ł., Muccini, J., Ko, M., Chaudhari, A. S., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2023). OpenCap: Human movement dynamics from smartphone videos. *PLOS Computational Biology*, 19(10), e1011462. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1011462>
- Umfress, A., Chakraborti, A., Devi, S. P. S., Adams, R., Epstein, D., Massicano, A., Sorace, A., Singh, S., Hossian, M. I., Andrabi, S. A., Crossman, D. K., Kumar, N., Mukhtar, M. S., Simpson, C., Abell, K., Stokes, M., Wiederhold, T., Rosen, C., Luo, H., ... Bibb, J. A. (2022). *Characterization and Preclinical Treatment of Rotational Force-Induced Brain Injury* (str. 2022.07.20.500670). bioRxiv. <https://doi.org/10.1101/2022.07.20.500670>
- Uthaikhup, S., Sunkarat, S., Khamsaen, K., Meeyan, K., & Treleaven, J. (2014). The effects of head movement and walking speed on gait parameters in patients with chronic neck pain. *Manual Therapy*, 19(2), 137–141. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.09.004>
- Vallée, M., McFadyen, B. J., Swaine, B., Doyon, J., Cantin, J.-F., & Dumas, D. (2006). Effects of Environmental Demands on Locomotion After Traumatic Brain Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(6), 806–813. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.02.031>
- Vandenbroucke, A. R. E., Sligte, I. G., Fahrenfort, J. J., Ambroziak, K. B., & Lamme, V. A. F. (2012). Non-Attended Representations are Perceptual Rather than Unconscious in Nature. *PLOS ONE*, 7(11), e50042. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0050042>
- Vešligaj-Damiš, J., Psych, B. A., Puhak, D., & Kin, M. E. (b. d.). *PROGRESSIVE REHABILITATION OF NEUROMOTOR DYSFUNCTION*.

- Vuillerme, N., Pinsault, N., & Vaillant, J. (2005). Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: Effects of changes in sensory inputs. *Neuroscience Letters*, 378(3), 135–139. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.12.024>
- Wang, D., Zhang, H.-X., Yan, G.-J., Zhao, H.-R., Dong, X.-H., Tan, Y.-X., Li, S., Lu, M.-N., Mei, R., Liu, L.-N., Wang, X.-Y., & Xiyang, Y.-B. (2024). Voluntary running wheel exercise induces cognitive improvement post traumatic brain injury in mouse model through redressing aberrant excitation regulated by voltage-gated sodium channels 1.1, 1.3, and 1.6. *Experimental Brain Research*, 242(1), 205–224. <https://doi.org/10.1007/s00221-023-06734-2>
- Wannaprom, N., Treleaven, J., Jull, G., & Uthairak, S. (2018). Neck muscle vibration produces diverse responses in balance and gait speed between individuals with and without neck pain. *Musculoskeletal Science & Practice*, 35, 25–29. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2018.02.001>
- Whittle, M. W. (2007). Chapter 2—Normal gait. V M. W. Whittle (Ur.), *Gait Analysis (Fourth Edition)* (str. 47–100). Butterworth-Heinemann. <https://doi.org/10.1016/B978-075068883-3.50007-6>
- Williams, G., Morris, M. E., Schache, A., & McCrory, P. (2009). Observational gait analysis in traumatic brain injury: Accuracy of clinical judgment. *Gait & Posture*, 29(3), 454–459. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.11.005>
- Wulf, G. (2013). Attentional focus and motor learning: A review of 15 years. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 6(1), 77–104. <https://doi.org/10.1080/1750984X.2012.723728>
- Yang, C.-C., Su, F.-C., & Guo, L.-Y. (2014). Comparison of neck movement smoothness between patients with mechanical neck disorder and healthy volunteers using the spectral entropy method. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 23(8), 1743–1748. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3413-9>
- Young, L. A., Rule, G. T., Bocchieri, R. T., & Burns, J. M. (2015). Biophysical mechanisms of traumatic brain injuries. *Seminars in Neurology*, 35(1), 5–11. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1544242>

Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait & Posture*, 16(3), 215–232. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00068-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00068-1)

PRILOGE

Priloga1: Rezultati dvosmerne analize varijanse za prvi dio staze (AVG1)

	Effect	pred_po	pred_po Skupina	* z_brez_ovira	z_brez_ovira Skupina	* pred_po z_brez_ovira	* Skupina
STP	F	0,001	0,231	0,125	1,531	0,095	2,427
	p	,980	,637	,728	,233	,761	,138
	n ²	,050	,074	,063	,215	,060	,312
STRD	F	0,075	0,44	0,121	2,153	0,003	2,353
	p	,788	,516	,733	,161	,957	,143
	n ²	,058	,096	,062	,283	,050	,305
STC	F	0,883	0,397	1,053	2,925	4,279	,227
	p	,361	,538	,320	,107	,055	,640
	n ²	,143	,091	,162	,363	,494	,073
SS%	F	22,656	1,038	0,072	1,282	0,088	,682
	p	,000	,323	,792	,273	,770	,420
	n ²	,994	,161	,057	,188	,059	,122
TDS%	F	155,73	0,32	0,011	1,353	0,03	,028
	p	,000	,579	,917	,261	,865	,870
	n ²	1,000	,083	,051	,196	,053	,053
TST%	F	134,541	1,112	0,001	0,333	,700	,804
	p	,000	,306	,976	,572	,414	,383
	n ²	1,000	,169	,050	,085	,124	,135
TSW%	F	1,727 ^b	0,464	11,384	2,428	9,742	,002
	p	,206	,505	,004	,138	,006	,965
	n ²	,237	,099	,888	,313	,837	,050
PP%	F	2,669	0,409	0,327	0,327	0,327	,285
	p	,121	,531	,575	,575	,575	,600
	n ²	,338	,093	,084	,084	,084	,080
LR%	F	133,768	0,071	0,008	1,019	0,007	,000
	p	,000	,794	,929	,327	,933	,984
	n ²	1,000	,057	,051	,159	,051	,050
PSW%	F	174,006	0,281	0,057	1,333	0,198	,150
	p	,000	,603	,815	,264	,662	,703
	n ²	1,000	,079	,056	,193	,071	,066
STW	F	,005 ^b	0,059	0,568	0,483	0,763	1,791
	p	,947	,812	,461	,496	,395	,198
	n ²	,050	,056	,110	,101	,131	,244

Tabela prikazuje rezultate dvosmerne analize varijanse gde je: STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; F – statistika, koja predstavlja odnos između varijabilnosti među grupama i unutar grupa; p – statistička značajnos; n² – Eta kvadrat

Priloga 2: Rezultati dvosmerne analize varijanse za drugi dio staze (AVG2)

	Effect	pred_po	pred_po Skupina	* z_brez_ovira	z_brez_ovira Skupina	* pred_po z_brez_ovira	* Skupina
STP	F	26,034	0,447	0	1,426	0,383	2,602
	p	,000	,513	,991	,249	,544	,125
	n ²	,998	,097	,050	,204	,090	,331
STRD	F	28,849	0,08	0,005	1,954	0,192	2,542
	p	,000	,781	,942	,180	,667	,129
	n ²	,999	,058	,051	,261	,070	,325
STC	F	198,364	4,494	5,268	10,948	11,31	,800
	p	,000	,049	,035	,004	,004	,384
	n ²	1,000	,516	,581	,876	,886	,135
SS%	F	40,798	0,157	0,394	2,847	3,236	,042
	p	,000	,697	,538	,110	,090	,839
	n ²	1,000	,066	,091	,357	,397	,054
TDS%	F	72,267	0,054	1,078	2,832	0,253	,002
	p	,000	,820	,314	,111	,621	,962
	n ²	1,000	,056	,165	,355	,076	,050
TST%	F	0,229	0,366	12,372	0,298	0,028	,013
	p	,638	,553	,003	,592	,868	,910
	n ²	,074	,088	,912	,081	,053	,051
TSW%	F	138,504	1	0,024	0	3,629	,002
	p	,000	,331	,879	,994	,074	,969
	n ²	1,000	,157	,052	,050	,435	,050
PP%	F	0,712	,000 ^b	,140 ^b	,051 ^b	,160 ^b	,021
	p	,411	,991	,713	,824	,695	,886
	n ²	,125	,050	,064	,055	,066	,052
LR%	F	64,338 ^b	0,367	0,357	0,495	1,019	,013
	p	,000	,553	,558	,491	,327	,909
	n ²	1,000	,088	,087	,102	,159	,051
PSW%	F	40,426	0,13	1,456	6,056	0,015	,020
	p	,000	,723	,244	,025	,903	,890
	n ²	1,000	,063	,207	,641	,052	,052
STW	F	0,497	0,697	0,543	2,869	0,001	2,067
	p	,490	,415	,471	,109	,971	,169
	n ²	,102	,124	,107	,359	,050	,274

Tabela prikazuje rezultate dvosmerne analize varijanse, gde je: STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; F – statistika, koja predstavlja odnos između varijabilnosti među grupama i unutar grupa; p – statistička značajnos; n² – Eta kvadrat

Priloga 3: Rezultati dvosmerne analize varijanse za Leptirov test (Neck Care)

	Source	pred_po	pred_po * skupina	Skupina
U_e	F	18,225	,010	17,411
	p	,001	,922	,001
	n ²	,980	,051	,975
U_m	F	15,078	1,222	16,125
	p	,001	,284	,001
	n ²	,955	,181	,966
U_d	F	1,838	,005	11,882
	p	,193	,944	,003
	n ²	,249	,051	,901
T_e	F	19,077	1,946	9,558
	p	,000	,181	,007
	n ²	,984	,261	,830
T_m	F	40,323	,863	10,236
	p	,000	,366	,005
	n ²	1,000	,142	,854
T_d	F	32,102	,588	10,377
	p	,000	,454	,005
	n ²	1,000	,112	,859
O_e	F	30,922	1,317	2,643
	p	,000	,267	,122
	n ²	,999	,192	,335
O_m	F	89,306	,781	2,399
	p	,000	,389	,140
	n ²	1,000	,133	,310
O_d	F	36,855	,649	,060
	p	,000	,432	,810
	n ²	1,000	,118	,056
S_i	F	15,911	,236	,555
	p	,001	,634	,467
	n ²	,964	,074	,108

Tabela prikazuje rezultate dvosmerne analize variance, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; F – statistika, koja predstavlja odnos između varijabilnosti među grupama i unutar grupa; p – statistička značajnos; n² – Eta kvadrat

Priloga 4: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP1 na prvom delu staze bez prepreka pre eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,089	-,064	-,427	-,119	-,143	-,027	,198	,423	,518	,414
	p	,821	,870	,252	,761	,714	,944	,610	,257	,153	,269
STRD	r	,087	-,067	-,430	-,116	-,139	-,021	,196	,419	,513	,414
	p	,825	,864	,248	,765	,721	,957	,613	,261	,158	,268
STC	r	-,068	-,192	-,278	-,034	-,033	-,113	,433	,393	,466	,036
	p	,862	,622	,469	,930	,933	,771	,244	,295	,206	,926
SS%	r	-,104	-,224	-,711*	,033	-,038	,161	,265	,457	,586	,371
	p	,790	,563	,316	,933	,923	,680	,491	,216	,097	,326
TDS%	r	,139	,303	,741*	-,067	-,032	-,211	-,244	-,435	-,551	-,357
	p	,722	,429	,224	,864	,935	,585	,526	,242	,124	,346
TST%	r	,140	,323	,723*	-,073	-,052	-,204	-,221	-,425	-,541	-,337
	p	,719	,396	,277	,851	,894	,598	,568	,255	,133	,375
TSW%	r	-,069	-,195	-,648	,022	-,043	,116	,176	,421	,574	,351
	p	,859	,616	,059	,955	,912	,766	,651	,259	,106	,354
PP%	r	,242	,257	,081	-,274	-,358	-,512	,305	,364	,598	,371
	p	,530	,505	,836	,476	,344	,159	,425	,336	,089	,326
LR%	r	,145	,317	,732*	-,071	-,041	-,210	-,255	-,439	-,544	-,353
	p	,709	,405	,248	,857	,916	,588	,508	,237	,130	,352
PSW%	r	,166	,314	,759*	-,094	-,051	-,232	-,226	-,413	-,544	-,338
	p	,670	,410	,178	,809	,897	,548	,558	,269	,130	,373
STW	r	,204	,214	,215	-,271	-,263	-,412	,448	,224	,312	,405
	p	,599	,581	,579	,480	,495	,270	,227	,562	,413	,279

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 5: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP1 na drugom delu staze bez prepreka pre eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,024	-,078	-,534	-,038	-,093	,073	,071	,329	,508	,396
	p	,948	,831	,112	,916	,799	,840	,846	,353	,134	,258
STRD	r	,047	-,065	-,510	-,060	-,106	,061	,077	,336	,498	,395
	p	,897	,858	,132	,868	,771	,867	,833	,342	,143	,259
STC	r	-,084	-,180	-,307	,014	,006	-,051	,229	,290	,420	-,038
	p	,817	,620	,389	,969	,987	,888	,524	,417	,227	,916
SS%	r	-,161	-,201	-0,772	,143	,052	,294	-,014	,226	,477	,320
	p	,656	,578	,089	,694	,887	,409	,968	,530	,163	,367
TDS%	r	,384	,421	0,864	-,331	-,249	-,457	-,001	-,174	-,360	-,203
	p	,273	,225	,013	,350	,489	,185	,997	,631	,306	,573
TST%	r	-,052	,206	,386	,092	,003	-,253	-,185	-,351	-,094	-,086
	p	,887	,569	,271	,800	,994	,481	,609	,320	,796	,814
TSW%	r	-,180	-,265	-0,772	,167	,103	,347	-,044	,224	,406	,218
	p	,619	,460	,088	,645	,778	,326	,904	,534	,244	,545
PP%	r	,124	,256	-,088	-,110	-,279	-,305	,012	,168	,517	,235
	p	,733	,475	,809	,762	,436	,391	,974	,642	,126	,513
LR%	r	,510	,475	0,916	-,466	-,341	-,543	,101	-,065	-,302	-,122
	p	,132	,165	,002	,175	,335	,105	,781	,858	,396	,737
PSW%	r	,293	,365	0,772	-,240	-,177	-,374	-,051	-,231	-,368	-,237
	p	,411	,300	,089	,505	,624	,287	,889	,520	,295	,509
STW	r	,234	,190	,079	-,288	-,270	-,375	,338	,261	,423	,462
	p	,515	,599	,828	,419	,450	,286	,339	,466	,224	,179

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 6: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP2 na prvom delu staze bez prepreka pre eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,217	-,181	-,246	-,304	-,020	-,143	,370	,505	,551	-,446
	p	,574	,640	,524	,426	,959	,713	,327	,166	,124	,229
STRD	r	,225	-,183	-,250	-,317	-,027	-,152	,389	,527	,568	-,459
	p	,561	,637	,517	,406	,945	,697	,300	,145	,110	,213
STC	r	,185	,350	,541	-,147	-,290	-,272	,018	-,139	-,462	-,152
	p	,633	,357	,133	,705	,450	,480	,964	,721	,210	,696
SS%	r	,040	-,343	-,503	-,083	,198	,195	,141	,356	,503	-,357
	p	,919	,366	,168	,832	,610	,616	,718	,347	,167	,345
TDS%	r	,004	,339	,486	,050	-,194	-,151	-,141	-,357	-,534	,370
	p	,992	,372	,185	,898	,618	,698	,718	,345	,138	,327
TST%	r	,107	,395	,495	-,044	-,280	-,199	-,099	-,277	-,486	,393
	p	,785	,293	,176	,911	,465	,608	,801	,471	,185	,295
TSW%	r	-,046	-,430	-,514	-,024	,327	,306	,156	,246	,378	-,402
	p	,906	,248	,157	,952	,391	,424	,689	,524	,315	,283
PP%	r	-,160	-,181	-,199	,227	,235	,102	-,281	-,146	,168	,198
	p	,680	,642	,607	,556	,542	,794	,464	,708	,666	,609
LR%	r	,002	,341	,503	,054	-,194	-,156	-,149	-,360	-,553	,341
	p	,996	,369	,167	,889	,617	,689	,703	,341	,122	,369
PSW%	r	-,002	,326	,460	,052	-,181	-,132	-,134	-,357	-,519	,382
	p	,996	,392	,213	,894	,642	,735	,731	,346	,152	,310
STW	r	-,495	-,420	-,265	,406	,556	,568	-,080	-,362	-,330	,019
	p	,175	,261	,490	,278	,120	,110	,837	,338	,386	,961

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 7: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP2 na drugom delu staze bez prepreka pre eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,415	,140	,000	-,413	-,275	-,177	,260	,349	,227	-,183
	p	,267	,720	,999	,269	,474	,648	,499	,357	,557	,637
STRD	r	,434	,153	,018	-,432	-,290	-,199	,272	,354	,228	-,181
	p	,243	,694	,963	,246	,448	,607	,478	,350	,555	,642
STC	r	,170	,281	,544	-,175	-,263	-,488	,121	-,036	-,191	-,283
	p	,662	,463	,130	,653	,494	,183	,756	,927	,623	,460
SS%	r	,204	-,037	-,273	-,193	-,051	,188	,101	,222	,168	-,092
	p	,598	,926	,477	,618	,896	,628	,796	,566	,666	,815
TDS%	r	-,215	-,053	,177	,154	,083	-,223	,024	-,080	,020	-,029
	p	,579	,893	,648	,692	,831	,564	,951	,839	,959	,941
TST%	r	-,143	-,125	,083	,016	,114	-,151	,247	,024	,069	-,042
	p	,713	,749	,832	,967	,771	,698	,522	,951	,859	,914
TSW%	r	,333	,058	-,176	-,311	-,153	,100	,154	,245	,136	-,062
	p	,381	,883	,650	,415	,694	,799	,692	,526	,726	,874
PP%	r	-,586	-,473	-,556	,631	,643	,680*	-,496	-,449	-,038	,352
	p	,097	,199	,120	,068	,062	,439	,174	,225	,924	,353
LR%	r	-,228	-,090	,128	,165	,113	-,193	,022	-,061	,056	-,034
	p	,555	,818	,743	,671	,773	,618	,955	,877	,887	,931
PSW%	r	-,156	-,015	,213	,096	,039	-,265	,061	-,064	,021	-,036
	p	,689	,970	,583	,806	,920	,490	,876	,871	,957	,927
STW	r	-,470	-,318	-,268	,453	,494	,571	-,255	-,460	-,330	,222
	p	,202	,405	,486	,221	,176	,108	,507	,212	,386	,565

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 8: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP1 na prvom delu staze bez prepreka posle eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,163	,043	,262	-,079	,057	-,234	-,542	-,633*	-,231	,455
	p	,652	,906	,465	,827	,875	,515	,106	,050	,520	,186
STRD	r	,170	,049	,264	-,088	,053	-,239	-,530	-,637*	-,230	,454
	p	,638	,894	,461	,809	,885	,507	,115	,048	,523	,187
STC	r	-,128	-,015	-,007	,056	,024	-,106	,469	-,064	,188	-,530
	p	,724	,968	,984	,879	,947	,771	,172	,861	,604	,115
SS%	r	,192	,178	,504	-,137	-,087	-,500	-,356	-,550	-,366	,300
	p	,595	,622	,138	,705	,811	,141	,313	,099	,299	,399
TDS%	r	-,173	-,122	-,418	,120	,027	,422	,342	,578	,292	-,291
	p	,633	,738	,229	,741	,940	,224	,333	,080	,413	,415
TST%	r	-,194	-,111	-,364	,142	,021	,379	,339	,550	,237	-,339
	p	,592	,760	,301	,696	,953	,281	,339	,099	,509	,339
TSW%	r	,283	,205	,401	-,227	-,127	-,433	-,370	-,461	-,234	,409
	p	,428	,570	,251	,529	,727	,211	,293	,180	,515	,241
PP%	r	,051	,048	,209	,000	,010	-,131	-,323	-,362	-,276	,182
	p	,890	,894	,561	1,000	,979	,718	,362	,304	,440	,615
LR%	r	-,173	-,117	-,420	,119	,029	,437	,352	,537	,274	-,324
	p	,633	,748	,226	,744	,936	,207	,318	,110	,443	,361
PSW%	r	-,167	-,129	-,434	,116	,031	,421	,331	,600	,333	-,252
	p	,644	,723	,210	,749	,932	,226	,350	,067	,348	,482
STW	r	-,004	,242	,222	-,055	-,257	-,278	,374	,142	-,068	-,405
	p	,992	,501	,537	,880	,474	,436	,287	,695	,851	,246

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 9: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP1 na drugom delu staze bez prepreka posle eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,031	-,019	,143	,047	,120	-,130	-,503	-,647	-,122	,266
	p	,932	,957	,694	,897	,741	,720	,138	,433	,737	,458
STRD	r	-,002	-,063	,110	,082	,165	-,086	-,509	-,661	-,117	,308
	p	,995	,863	,762	,822	,650	,812	,133	,374	,748	,387
STC	r	-,480	-,364	-,347	,406	,368	,281	,483	-,093	,354	-,592
	p	,161	,301	,326	,244	,295	,431	,157	,797	,315	,071
SS%	r	,105	,116	,006	-,156	-,160	-,266	,326	,304	,414	,036
	p	,774	,749	,986	,666	,658	,458	,358	,393	,235	,920
TDS%	r	-,063	-,093	-,234	,012	-,029	,207	,332	,758	,209	-,049
	p	,862	,799	,516	,974	,937	,565	,349	,112	,562	,894
TST%	r	-,132	-,139	-,283	,047	,016	,116	,542	,757	,473	-,019
	p	,717	,702	,428	,897	,965	,750	,105	,113	,167	,958
TSW%	r	,146	,183	,196	-,126	-,122	-,331	-,133	-,352	,078	-,093
	p	,688	,613	,588	,730	,737	,350	,713	,319	,830	,798
PP%	r	,209	,257	,436	-,160	-,188	-,377	-,320	-,387	-,406	,233
	p	,561	,474	,208	,658	,602	,282	,367	,270	,244	,517
LR%	r	,034	,010	-,141	-,072	-,120	,144	,244	,706*	,095	,003
	p	,926	,979	,698	,843	,741	,691	,497	,224	,794	,994
PSW%	r	-,141	-,169	-,325	,074	,038	,246	,433	,797	,359	-,105
	p	,698	,642	,360	,840	,916	,494	,211	,058	,308	,772
STW	r	,107	,350	,386	-,130	-,350	-,344	,143	,072	-,342	-,063
	p	,768	,322	,271	,720	,321	,330	,694	,844	,333	,862

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 10: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP2 na prvom delu staze bez prepreka posle eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	-,031	-,064	-,090	,007	,007	-,056	,078	,223	,544	-,022
	p	,937	,869	,817	,986	,985	,885	,841	,564	,130	,955
STRD	r	-,030	-,064	-,090	,006	,007	-,057	,079	,223	,544	-,022
	p	,938	,870	,818	,987	,986	,885	,841	,563	,130	,954
STC	r	,576	,643	,665	-,567	-,676*	-,680*	,340	,455	,055	-,204
	p	,105	,062	,051	,111	,045	,044	,371	,218	,889	,599
SS%	r	-,454	-,344	-,409	,444	,327	,307	-,256	-,084	,378	,020
	p	,219	,364	,274	,231	,391	,422	,506	,829	,316	,960
TDS%	r	,449	,387	,431	-,434	-,357	-,321	,232	,051	-,405	-,018
	p	,225	,304	,247	,243	,346	,399	,548	,897	,279	,964
TST%	r	,426	,415	,414	-,421	-,383	-,319	,257	,053	-,351	,080
	p	,253	,267	,267	,259	,309	,402	,504	,892	,354	,838
TSW%	r	-,450	-,416	-,403	,456	,395	,329	-,319	-,105	,271	-,189
	p	,224	,265	,283	,217	,292	,387	,403	,788	,481	,627
PP%	r	-,141	-,258	-,203	,166	,297	,302	-,194	-,296	-,369	,133
	p	,718	,503	,600	,670	,438	,429	,617	,440	,329	,734
LR%	r	,469	,435	,472	-,447	-,400	-,359	,216	,048	-,420	-,024
	p	,203	,241	,199	,228	,286	,343	,576	,902	,260	,952
PSW%	r	,428	,349	,392	-,420	-,326	-,288	,247	,063	-,382	,008
	p	,251	,358	,297	,260	,392	,452	,521	,873	,310	,984
STW	r	-,353	-,182	-,146	,481	,348	,349	-,753*	-,827**	-,752*	-,323
	p	,351	,640	,708	,190	,359	,358	,019	,059	,097	,397

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 11: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP2 na drugom delu staze bez prepreka posle eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	-,100	-,132	-,163	,068	,072	,013	,065	,203	,557	-,008
	p	,798	,735	,674	,861	,853	,973	,868	,601	,119	,984
STRD	r	-,072	-,105	-,135	,043	,047	-,014	,070	,210	,551	-,010
	p	,855	,788	,730	,912	,905	,972	,858	,587	,124	,979
STC	r	,545	,609	,613	-,544	-,649	-,633	,352	,466	,074	-,128
	p	,129	,082	,079	,130	,059	,067	,353	,206	,849	,743
SS%	r	-,516	-,510	-,540	,475	,460	,417	-,167	-,018	,455	,038
	p	,155	,161	,133	,196	,213	,264	,667	,964	,218	,922
TDS%	r	,637	,570	,634	-,606	-,544	-,529	,288	,154	-,388	-,041
	p	,065	,109	,067	,084	,130	,143	,453	,693	,303	,916
TST%	r	,620	,578	,690*	-,518	-,491	-,533	-,014	-,111	-,582	-,246
	p	,075	,103	,398	,153	,179	,140	,971	,776	,100	,524
TSW%	r	-,467	-,451	-,482	,439	,406	,362	-,191	-,014	,447	,033
	p	,205	,224	,188	,237	,279	,339	,623	,971	,228	,933
PP%	r	-,271	-,348	-,296	,309	,409	,422	-,334	-,433	-,469	,085
	p	,481	,358	,439	,418	,275	,258	,379	,245	,203	,828
LR%	r	,621	,527	,598	-,594	-,506	-,495	,296	,157	-,380	-,033
	p	,075	,145	,089	,092	,165	,175	,440	,686	,313	,934
PSW%	r	,668*	,610	,677*	-,633	-,588	-,576	,291	,192	-,375	-,035
	p	,049	,081	,451	,068	,096	,105	,448	,621	,320	,929
STW	r	-,278	-,152	-,100	,398	,296	,289	-,671*	-,710*	-,701*	-,289
	p	,468	,695	,798	,289	,440	,452	,048	,032	,036	,450

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 12: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP1 na prvom delu staze sa preprekom pre eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,098	,102	-,181	-,064	-,150	-,057	-,081	,150	,284	,229
	p	,788	,780	,617	,861	,680	,876	,824	,679	,427	,525
STRD	r	,084	,084	-,164	-,046	-,121	-,031	-,101	,118	,229	,196
	p	,818	,818	,651	,899	,739	,932	,780	,745	,524	,588
STC	r	-,276	-,276	-,433	,226	,173	,077	,047	,093	,389	,074
	p	,440	,440	,211	,529	,633	,833	,898	,798	,267	,838
SS%	r	-,149	,084	-,191	,245	,051	,112	-,457	-,252	,064	,132
	p	,682	,818	,597	,495	,888	,758	,185	,483	,861	,716
TDS%	r	,053	,107	,253	-,080	-,076	-,153	,135	-,017	-,080	,025
	p	,884	,768	,480	,825	,835	,673	,710	,962	,827	,946
TST%	r	,093	,225	,371	-,068	-,137	-,214	-,049	-,084	-,130	-,005
	p	,797	,532	,291	,852	,706	,552	,892	,818	,720	,989
TSW%	r	-,275	-,320	-,506	,229	,270	,428	,033	-,042	-,008	,147
	p	,441	,367	,135	,525	,451	,217	,927	,909	,983	,686
PP%	r	,313	,437	-,070	-,291	-,478	-,445	,082	,292	,687*	,466
	p	,379	,207	,848	,415	,162	,198	,821	,412	,028	,175
LR%	r	,250	,285	,525	-,254	-,234	-,348	,150	,025	-,122	-,101
	p	,486	,426	,120	,478	,515	,324	,680	,946	,736	,781
PSW%	r	-,098	-,070	,040	,039	,061	,043	,176	-,013	-,103	,056
	p	,788	,848	,913	,914	,867	,907	,626	,971	,776	,877
STW	r	,148	,134	,180	-,220	-,186	-,302	,360	,175	,208	,324
	p	,684	,713	,618	,542	,607	,396	,307	,628	,564	,361

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 13: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP1 na drugom delu staze sa preprekom pre eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,095	,045	-,436	-,080	-,147	,067	-,005	,238	,405	,395
	p	,795	,901	,208	,826	,686	,854	,988	,507	,246	,258
STRD	r	,064	,043	-,420	-,042	-,119	,062	-,051	,183	,394	,409
	p	,861	,905	,227	,909	,743	,865	,888	,613	,260	,241
STC	r	-,142	-,229	-,386	,077	,092	,070	,177	,187	,344	-,022
	p	,696	,525	,271	,832	,801	,847	,626	,604	,331	,951
SS%	r	-,015	-,085	-,271	-,051	-,066	-,229	,251	,285	,622	,351
	p	,967	,816	,448	,888	,855	,525	,484	,425	,055	,320
TDS%	r	,008	,135	,614	,001	-,025	-,321	-,031	-,172	-,261	-,366
	p	,982	,710	,059	,999	,945	,365	,933	,634	,466	,299
TST%	r	-,147	-,070	,154	,103	,062	-,340	,093	-,015	,289	-,039
	p	,685	,847	,671	,776	,865	,336	,799	,967	,417	,915
TSW%	r	,164	-,006	-,442	-,199	-,199	-,009	,224	,438	,516	,364
	p	,651	,986	,201	,582	,581	,980	,535	,205	,127	,301
PP%	r	,336	,464	-,101	-,325	-,518	-,410	,137	,334	,675*	,581
	p	,342	,177	,781	,359	,125	,240	,706	,346	,032	,078
LR%	r	,094	,191	,587	-,122	-,138	-,348	,159	-,025	-,193	-,222
	p	,796	,597	,074	,738	,704	,324	,661	,945	,593	,538
PSW%	r	,096	,192	,697*	-,052	-,064	-,435	-,122	-,186	-,200	-,353
	p	,792	,595	,025	,887	,862	,209	,737	,607	,580	,318
STW	r	-,009	-,029	,002	-,052	-,004	-,172	,233	,057	,233	,359
	p	,980	,937	,995	,887	,992	,634	,516	,876	,517	,308

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 14: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP2 na prvom delu staze sa preprekom pre eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,187	-,086	-,122	-,213	-,017	-,081	,190	,257	,286	-,271
	p	,631	,827	,754	,582	,966	,836	,625	,505	,456	,481
STRD	r	,165	-,110	-,130	-,197	,010	-,073	,189	,249	,287	-,290
	p	,671	,778	,739	,612	,979	,853	,626	,519	,454	,449
STC	r	,126	,283	,577	-,026	-,079	-,077	-,187	-,509	-,766	,017
	p	,746	,460	,104	,948	,840	,845	,631	,162	,016	,965
SS%	r	,148	-,120	-,266	-,113	,066	,122	,002	,132	,241	-,082
	p	,704	,758	,489	,771	,865	,754	,995	,735	,531	,833
TDS%	r	-,048	,289	,363	,085	-,207	-,245	-,128	-,196	-,230	,326
	p	,902	,451	,336	,828	,593	,524	,743	,613	,552	,391
TST%	r	,115	,253	,252	-,107	-,301	-,390	,053	,131	,121	,159
	p	,769	,511	,513	,784	,431	,300	,891	,737	,757	,684
TSW%	r	,064	,130	,324	,014	,053	-,005	-,165	-,459	-,478	,097
	p	,871	,739	,395	,972	,893	,989	,670	,214	,193	,803
PP%	r	,192	-,030	-,036	-,159	-,025	-,189	,035	,138	,294	,042
	p	,620	,940	,928	,682	,948	,627	,928	,722	,442	,915
LR%	r	-,109	,160	,237	,122	-,091	-,107	-,105	-,170	-,218	,225
	p	,781	,680	,539	,754	,815	,784	,788	,663	,573	,560
PSW%	r	,003	,370	,448	,040	-,294	-,371	-,112	-,179	-,196	,358
	p	,993	,327	,227	,919	,443	,326	,773	,645	,614	,345
STW	r	-,463	-,377	-,311	,402	,511	,546	-,135	-,353	-,233	,144
	p	,209	,317	,415	,283	,160	,128	,730	,351	,547	,713

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 15: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP2 na drugom delu staze sa preprekom pre eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,109	-,191	-,253	-,170	,043	-,027	,231	,369	,412	-,435
	p	,779	,623	,512	,661	,913	,946	,549	,329	,270	,241
STRD	r	,124	-,159	-,206	-,170	,037	-,021	,202	,303	,335	-,383
	p	,750	,683	,596	,661	,924	,957	,602	,428	,379	,309
STC	r	,367	,340	,488	-,363	-,325	-,266	,225	-,026	-,391	-,132
	p	,331	,371	,182	,337	,394	,489	,560	,946	,298	,735
SS%	r	-,311	-,234	-,168	,216	,211	,098	,055	,048	,126	-,219
	p	,415	,545	,666	,577	,586	,801	,888	,902	,748	,571
TDS%	r	-,070	,181	,259	,092	-,154	-,316	-,105	-,062	,017	,252
	p	,859	,640	,501	,813	,692	,407	,788	,873	,965	,514
TST%	r	-,187	,046	,147	,169	-,027	-,202	-,071	-,047	,038	,085
	p	,630	,906	,706	,664	,945	,603	,856	,905	,923	,828
TSW%	r	-,180	-,373	-,491	,148	,333	,454	-,029	,086	,155	-,311
	p	,643	,323	,179	,705	,381	,220	,940	,826	,690	,415
PP%	r	-,130	-,196	-,254	,215	,280	,263	-,310	-,219	,044	,213
	p	,738	,613	,509	,578	,466	,494	,417	,571	,910	,583
LR%	r	,099	,281	,380	-,096	-,317	-,553	,057	,103	,139	,132
	p	,800	,464	,313	,805	,406	,122	,885	,791	,721	,735
PSW%	r	-,238	,074	,133	,293	,033	-,052	-,299	-,269	-,133	,369
	p	,537	,850	,733	,444	,932	,895	,435	,484	,733	,329
STW	r	-,468	-,364	-,406	,385	,429	,495	-,079	-,179	-,025	,172
	p	,204	,336	,278	,306	,249	,175	,839	,644	,949	,657

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 16: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP1 na prvom delu staze sa preprekom posle eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,212	,128	,335	-,117	-,017	-,252	-,618	-,684	-,373	,593
	p	,556	,724	,345	,748	,963	,483	,057	,292	,289	,071
STRD	r	,213	,126	,325	-,123	-,016	-,255	-,583	-,680	-,346	,572
	p	,555	,728	,360	,735	,965	,477	,077	,153	,328	,084
STC	r	-,515	-,439	-,387	,452	,461	,341	,416	-,227	,350	-,496
	p	,128	,205	,270	,190	,180	,335	,232	,528	,322	,145
SS%	r	,064	-,076	,095	-,002	,170	-,071	-,398	-,610	-,106	,438
	p	,860	,835	,795	,995	,640	,846	,255	,061	,770	,206
TDS%	r	-,044	,023	-,094	,009	-,102	,154	,223	,512	-,029	-,117
	p	,904	,950	,796	,979	,778	,671	,537	,130	,936	,748
TST%	r	,008	-,016	-,060	-,009	-,044	,183	,005	,382	-,156	,113
	p	,982	,965	,869	,980	,903	,612	,989	,277	,668	,755
TSW%	r	-,121	-,118	-,069	,149	,216	,139	-,178	-,647	-,064	,172
	p	,740	,745	,850	,681	,548	,702	,622	,143	,861	,636
PP%	r	-,122	-,111	,146	,187	,184	-,034	-,415	-,494	-,287	,243
	p	,737	,761	,687	,604	,610	,926	,233	,147	,422	,499
LR%	r	,160	,220	,169	-,148	-,261	-,050	-,082	,308	-,311	,152
	p	,659	,542	,641	,683	,466	,890	,822	,387	,382	,675
PSW%	r	-,168	-,096	-,247	,101	-,002	,260	,428	,606	,155	-,290
	p	,644	,791	,492	,780	,997	,469	,218	,063	,668	,416
STW	r	-,125	,080	,111	,112	-,095	-,035	,089	,113	-,203	-,113
	p	,731	,827	,759	,759	,794	,923	,807	,755	,575	,756

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 17: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP1 na drugom delu staze sa preprekom posle eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	,031	-,019	,143	,047	,120	-,130	-,503	-,647	-,122	,266
	p	,932	,957	,694	,897	,741	,720	,138	,087	,737	,458
STRD	r	-,002	-,063	,110	,082	,165	-,086	-,509	-,661	-,117	,308
	p	,995	,863	,762	,822	,650	,812	,133	,093	,748	,387
STC	r	-,480	-,364	-,347	,406	,368	,281	,483	-,093	,354	-,592
	p	,161	,301	,326	,244	,295	,431	,157	,797	,315	,071
SS%	r	,105	,116	,006	-,156	-,160	-,266	,326	,304	,414	,036
	p	,774	,749	,986	,666	,658	,458	,358	,393	,235	,920
TDS%	r	-,063	-,093	-,234	,012	-,029	,207	,332	,758	,209	-,049
	p	,862	,799	,516	,974	,937	,565	,349	,011	,562	,894
TST%	r	-,132	-,139	-,283	,047	,016	,116	,542	,757	,473	-,019
	p	,717	,702	,428	,897	,965	,750	,105	,056	,167	,958
TSW%	r	,146	,183	,196	-,126	-,122	-,331	-,133	-,352	,078	-,093
	p	,688	,613	,588	,730	,737	,350	,713	,319	,830	,798
PP%	r	,209	,257	,436	-,160	-,188	-,377	-,320	-,387	-,406	,233
	p	,561	,474	,208	,658	,602	,282	,367	,270	,244	,517
LR%	r	,034	,010	-,141	-,072	-,120	,144	,244	,706	,095	,003
	p	,926	,979	,698	,843	,741	,691	,497	,075	,794	,994
PSW%	r	-,141	-,169	-,325	,074	,038	,246	,433	,797	,359	-,105
	p	,698	,642	,360	,840	,916	,494	,211	,058	,308	,772
STW	r	,107	,350	,386	-,130	-,350	-,344	,143	,072	-,342	-,063
	p	,768	,322	,271	,720	,321	,330	,694	,844	,333	,862

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 18: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP2 na prvom delu staze sa preprekom posle eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	-,095	-,115	-,108	,139	,135	,083	-,242	-,141	,091	-,177
	P	,808	,768	,783	,722	,730	,832	,530	,717	,815	,648
STRD	r	-,095	-,115	-,108	,139	,135	,083	-,242	-,141	,091	-,177
	P	,808	,768	,783	,722	,730	,832	,530	,717	,815	,648
STC	r	,386	,356	,459	-,285	-,332	-,420	-,166	,064	-,146	-,455
	P	,304	,347	,213	,458	,382	,260	,670	,870	,709	,218
SS%	r	-,344	-,328	-,319	,392	,361	,309	-,419	-,307	,036	-,180
	P	,364	,389	,403	,297	,339	,419	,261	,422	,926	,643
TDS%	r	,730*	,578	,605	-,791	-,652	-,637	,723	,604	,121	,228
	P	,637	,103	,084	,908	,057	,065	,250	,085	,756	,556
TST%	r	,784	,686	,695	-,822	-,740	-,709	,665	,568	,054	,209
	P	,250	,093	,122	,531	,202	,165	,051	,110	,890	,589
TSW%	r	,236	,267	,335	-,101	-,170	-,198	-,402	-,304	-,508	-,368
	P	,541	,488	,378	,797	,662	,609	,284	,426	,162	,330
PP%	r	-,209	-,228	-,201	,257	,284	,304	-,331	-,354	-,382	,131
	P	,589	,554	,604	,504	,460	,427	,384	,350	,311	,738
LR%	r	,551	,462	,479	-,602	-,519	-,483	,569	,473	,014	,189
	P	,124	,210	,192	,086	,152	,188	,110	,199	,972	,625
PSW%	r	,832**	,637	,672*	-,892	-,715	-,722	,785	,647	,190	,230
	P	,024	,065	,071	,011	,055	,070	,036	,060	,624	,551
STW	r	-,295	-,189	-,117	,419	,344	,335	-,698	-,782	-,810	-,312
	P	,440	,627	,765	,262	,365	,379	,110	,057	,073	,414

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Priloga 19: Korelaciona tabela između parametara hoda i NC za EXP2 na drugom delu staze sa preprekom posle eksperimentalnog programa

		U_e	U_m	U_d	T_e	T_m	T_d	O_e	O_m	O_d	S_i
STP	r	-,310	-,270	-,311	,295	,246	,194	-,143	-,024	,435	-,124
	P	,417	,482	,415	,440	,523	,618	,714	,951	,242	,751
STRD	r	-,264	-,217	-,249	,274	,212	,159	-,213	-,080	,330	-,172
	P	,492	,575	,519	,476	,585	,682	,583	,837	,386	,659
STC	r	,684	,751	,837	-,596	-,730	-,776	,087	,262	-,223	-,412
	P	,085	,066	,049	,090	,064	,069	,823	,495	,565	,270
SS%	r	-,102	,009	,024	,112	,007	,034	-,106	-,066	-,218	-,013
	P	,793	,982	,950	,774	,986	,930	,787	,865	,574	,973
TDS%	r	,799	,663	,696	-,823	-,699	-,687	,622	,474	-,034	,187
	P	,049	,052	,037	,064	,121	,103	,074	,197	,930	,631
TST%	r	,412	,416	,440	-,416	-,419	-,383	,285	,212	-,211	,094
	P	,270	,265	,236	,265	,261	,309	,457	,584	,585	,810
TSW%	r	-,826	-,765	-,829	,776	,748	,746	-,332	-,289	,304	,059
	P	,060	,055	,058	,070	,051	,042	,383	,451	,427	,879
PP%	r	-,299	-,336	-,308	,330	,379	,399	-,325	-,354	-,340	,166
	P	,435	,377	,420	,385	,314	,287	,393	,350	,371	,669
LR%	r	,876	,715	,773	-,877	-,738	-,753	,576	,440	-,074	,096
	P	,020	,051	,073	,019	,039	,048	,105	,236	,850	,807
PSW%	r	,640	,570	,558	-,671	-,595	-,534	,547	,384	-,084	,253
	P	,064	,109	,119	,477	,091	,138	,128	,308	,829	,511
STW	r	-,391	-,186	-,157	,529	,360	,366	-,824	-,867	-,777	-,330
	P	,299	,632	,688	,143	,341	,333	,032	,025	,046	,386

Tabela prikazuje rezultate korelacione analize, gde je: U_e – vreme iza mete lak nivo; U_m – vreme iza mete srednji nivo; U_d – vreme iza mete težak nivo; T_e – vreme na meti lak nivo; T_m – vreme na meti srednji nivo; T_d – vreme na meti težak nivo; O_e – vreme ispred mete lak nivo; O_m – vreme ispred mete srednji nivo; O_d – vreme ispred mete težak nivo; S_i – indeks glatkoće pokreta; STP – dužina koraka; STRD – dužina dvokoraka; STC – vreme dvokoraka; SS% – procenat jednostruke potpore; TDS% – procenat dvostruke potpore; TST% – procenat faze potpore; TSW% – procenat faze zamaha; PP% – procenat propulzivne faze; LR% – procenat odgovora na opterećenje; PSW% – procenat predzamašnjeg koraka; STW – širina koraka; ST2 – vreme potrebno za drugu polovinu zadatka; FT – vreme potrebno za ceo zadatak; p – statistička značajnost; r – Spermanov koeficijent korelacije

Универзитет Едуконс
Факултет за спорт и психологију

КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАЦИЈА

Redni broj: RBR	
Identifikacioni broj: IBR	
Tip dokumentacije: TD	Monografska dokumentacija
Tip zapisa: TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada (dipl, mag, dr): VR	Doktorska disertacija
Ime i prezime autora: AU	MSc Ladislav Mesarič
Mentor (titula, ime, prezime, zvanje): MN	Prof. dr. Romana Romanov, redovni profesor
Naslov rada: NR	Vežbe za vratnu regiju i njihov uticaj na kvalitet hoda kod osoba sa traumatskom povredom mozga
Jezik publikacije: JP	srpski
Jezik izvoda/apstrakta: JI	srpski /engleski
Zemlja publikovanja: ZP	Srbija
Uže geografsko područje: UGP	Novi Sad
Godina: GO	2026
Izdavač: IZ	autorski reprint
Mesto i adresa: MA	Novi Sad, Radnička 30a
Fizički opis rada: FO	broj poglavlja – 8 broj stranica – 124 broj slika - 5 broj tabela - 14 broj grafikona - 13 broj referenci - 176 broj priloga - 19
Naučna oblast: NO	Fizičko vaspitanje, sport i kineziterapija
Naučna disciplina: ND	Kineziterapija

Predmetna odrednica, ključne reči: PO	traumatska povreda mozga, kinestezija vrata, hod, senzorno-motorna integracija
UDK	
Čuva se u: ČU	
Važna napomena: VN	
Izvod/Apstrakt IZ	Istraživanje je ispitivalo uticaj programa vežbi usmerenih na vratnu regiju a u cilju poboljšanja stabilnosti i ponovljivost pokreta u fazama hoda kod ispitanika sa traumatskom povredom mozga (TPM), i ispitanika bez traumatske povrede mozga. Eksperimentalni faktor je realizovan kroz šestonedeljni program vežbi za poboljšanje kinestezije vrata, nakon čega je procenjivan uticaj na hod bez prepreka i hod sa preprekama. U istraživanje je inicijalno bilo uključeno 19 muškaraca, od kojih je 9 bilo ispitanika opšte populacije bez traumatske povrede mozga (BTPM), a 10 s traumatskom povredom mozga (TPM). Identifikacija parametara hoda izvedena je pomoću optičkih senzora, dok je kinestezija vrata procenjena korišćenjem Butterfly testa. Normalnost i homogenost distribucije podataka proveravane su Levinovim testom i koeficijentima asimetrije i spljoštenosti, pri čemu je odstupanje od normalne distribucije normalizovane prirodnim logaritmom. Za analizu razlika između grupa i efekat treninga na različite parametre, korišćena je dvosmerna analiza varijanse (ANOVA) sa delimičnim eta kvadratom za procenu veličine efekta. Poređenja između grupa izvršena su t-testovima korigovanim Benjamini-Hochbergovom metodom za kontrolu stope lažnih otkrića (False Discovery Rate, FDR). Povezanost između varijabli procenjena je Spearmanovim korelacionim koeficijentom, dok je ponovljivost merenja procenjena intraklasnim korelacionim koeficijentima (ICC) i pripadajućim standardnim greškama merenja (SEM). Rezultati su pokazali da je trening za poboljšanje kinestezije vrata, značajno poboljšao ponovljivost hoda kod osoba sa TPM, naročito kod zadataka koji zahtevaju veću senzorno-motornu koordinaciju. Kod BTPM ispitanika ponovljivost hoda se nije značajno promenila. Struktura obrasca hoda ostala je nepromenjena u obe grupe, što ukazuje na ograničen uticaj eksperimentalnog programa na osnovne biomehaničke karakteristike hoda. Povećana pažnja kod osoba sa TPM verovatno je produžila vreme izvođenja zadataka. Međutim, ograničenost uzorka

	smanjila je statističku snagu analize, što predstavlja ključni izazov u interpretaciji rezultata.
Datum prihvatanja od strane NN veća: DP	
Datum odbrane: DO	
Članovi komisije (ime i prezime, titula, zvanje, naziv institucije, status): KO	Predsjednik: prof. dr. Zlatko Ahmetović, emeritus, Fakultet za sport i psihologiju – TIMS (Novi Sad), Univerzitet Educons (Sremska Kamenica) Mentor: prof. dr. Romana Romanov, redovni profesor Fakultet za sport i psihologiju – TIMS (Novi Sad), Univerzitet Educons (Sremska Kamenica) Član: prof. dr. Jernej Rošker, vanredni profesor, Fakulteta za vede o zdravlju. Univerza na Primorskem (Izola, Slovenija)

EDUCONS UNIVERISTY
Faculty for Sport and Psychology - TIMS

KEY DOCUMENT INFORMATION

Number *consecutive: ANO	
Identification number: INO	
Document type: DT	Monograph documentation
Type of record: TR	Textual printed material
Contents code (BA/BSc, MA/MSc, PhD): CC	PhD dissertation
Author: AU	Ladislav Mesarič, MSc
Mentor (title, name, post): MN	Prof Romana Romanov, Full Professor
Document title: TI	Exercises for the Neck Area and their Impact on Walking Quality in People With Traumatic Brain Injury
Language of main text: LT	Serbian
Language of abstract: LA	English/Serbian
Country of publication: CP	Serbia
Locality of publication: LP	Novi Sad
Year of publication: PY	2026
Publisher: PU	Author
Place of publication: PP	Radnička 30a, Novi Sad
Physical description: PD	Number of chapters – 8 Number of pages – 12 Number of figures – 5 Number of tables – 14 Number of graphs – 13 Number of references – 176 Number of attachments - 19
Scientific field: SF	Physical education, sports, and kinesitherapy
Scientific discipline: SD	Kinesitherapy

Subject, Key words SKW	traumatic brain injury, cervical kinesthesia, gait, sensorimotor integration
UC (universal class. code)	
Holding data: HD	
Note: N	
Abstract: AB	The study examined the effects of cervical kinesthesia training on the stability, repeatability, and fundamental biomechanical characteristics of gait patterns in participants with traumatic brain injury and healthy individuals. The intervention consisted of a six-week exercise program aimed at improving cervical kinesthesia, after which its impact on walking without obstacles and walking with obstacles was evaluated. The aim of the study was to assess the differences between the groups in improving cervical kinesthesia and its impact on gait parameters during walking with and without obstacles. A total of 19 male participants were included in the study, 10 of whom were participants from the general population without traumatic brain injury (TBI) and 9 with TBI. Gait measurements were conducted using optical sensors, and cervical kinesthesia was evaluated using the Butterfly test. The normality and homogeneity of data distribution were assessed using Levene's test and coefficients of skewness and kurtosis, with non-normal distributions normalized using a natural logarithm. Differences between groups and the effects of training on various parameters were analyzed using two-way analysis of variance (ANOVA) with partial eta squared to estimate effect sizes. Paired comparisons between groups were performed using t-tests adjusted with the Benjamini-Hochberg procedure to control for false discoveries. Associations between variables were evaluated with Spearman's correlation coefficient, while the repeatability of measurements was assessed using intraclass correlation coefficients (ICC) and corresponding standard error measurements (SEM). The results showed that cervical kinesthesia training significantly improved gait repeatability in individuals with TBI, particularly in tasks requiring greater sensorimotor coordination. In healthy individuals, gait repeatability did not significantly change. The structure of the gait pattern remained unchanged in both groups, indicating a limited impact of the intervention on fundamental biomechanical characteristics of gait. Increased attention in individuals with TBI likely prolonged task execution time. However, the limited

	sample size reduced the statistical power of the analysis, presenting a key limitation in interpreting the results.
Accepted by Sc. Board on: AS	
Defended/Viva voce Ph D exam. on: DE	
PhD Examination Panel: DB	Chairperson: Prof. Zlatko Ahmetović, Emeritus, Faculty for Sport and Psychology – TIMS (Novi Sad), Educons University (Sremska Kamenica) Supervisor: Prof. Romana Romanov, Full Professor, Faculty for Sport and Psychology – TIMS (Novi Sad), Educons University (Sremska Kamenica) Member: Prof. Jernej Rošker, Associate Professor, Faculty of Health Science, University of Primorska (Izola, Slovenia)

IZJAVA KANDIDATA O AUTORSTVU DOKTORSKE DISERTACIJE

Potpisani/a Ladislav Mesarič, iz Slovenske Bistrice – Ulica Bračićeve brigade 4b

IZJAVLJUJEM

da je doktorska disertacija pod naslovom

**VEŽBE ZA VRATNU REGIJU I NJIHOV UTICAJ NA KVALITET HODA KOD
OSOBA SA TRAUMATSKOM POVREDOM MOZGA**

- rezultat mog sopstvenog istraživačkog rada,
- da predložena disertacija u celini ili u delovima nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova u zemlji i inostranstvu,
- da su rezultati istraživanja ispravno i akademski korektno navedeni, i
- da nisam tokom istraživanja i pisanja disertacije kršio/kršila tuđa autorska prava i koristio/koristila intelektualnu svojinu drugih lica kao svoju bez odobrenja.

U Sremskoj Kamenici,

12.6.2026 godine
datum



potpis kandidata

ИЗЈАВА КАНДИДАТА О КОРИШЋЕЊУ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Потписани Ладислав Месарич овлашћујем Библиотеку Универзитета Едуконс да у Репозиторијум Универзитета Едуконс унесе моју дисертацију под насловом

ВЕЖБЕ ЗА ВРАТНУ РЕГИЈУ И ЊИХОВ УТИЦАЈ НА КВАЛИТЕТ ХОДА КОД ОСОБА СА ТРАУМАТСКОМ ПОВРЕДОМ МОЗГА

која је моје ауторско дело.

Дисертацију сам са свим прилозима предао/предала у електронској форми погодној за трајно архивирање. Моју докторску дисертацију похрањену у Репозиторијуму Универзитета Едуконс могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons, <http://creativecommons.org/>), за коју сам се одлучио/одлучила (заокружити само једну опцију)

1. Ауторство
2. Ауторство – некомерцијално
- ☒ 3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

У Сремској Каменици,

12.06.2026.
датум

Ладислав Месарич
потпис кандидата

Типови лиценце:

1. **Ауторство** – Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и његове прераде, ако се на исправан/одређен начин наведе име аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврха. Ово је лиценца која даје највиши степен слободе у коришћењу дела.
2. **Ауторство – некомерцијално.** Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и његове прераде, ако се на исправан/одређен начин наведе име аутора или даваоца лиценце, али изван комерцијалне употребе дела-дисертације.
3. **Ауторство - некомерцијално – без прераде.** Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, али без његове прераде, промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се на исправан/одређен начин наведе име аутора или даваоца лиценце, али изван комерцијалне употребе дела-дисертације. Овај тип лиценце највише ограничава права коришћења дела-дисертације.
4. **Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима.** Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и његове прераде, ако се на исправан/одређен начин наведе име аутора или даваоца лиценце, и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом, али без комерцијалне употребе.
5. **Ауторство – без прераде.** Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, али без његове прераде, промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се на исправан/одређен начин наведе име аутора или даваоца лиценце, уз могућност комерцијалне употребе дела-дисертације.
6. **Ауторство – делити под истим условима.** Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и његове прераде, ако се на исправан/одређен начин наведе име аутора или даваоца лиценце, и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Овај тип лиценце дозвољава комерцијалну употребу дела-дисертације и прерада исте. Слична је софтверским лиценцама, тј. лиценцама отвореног типа.

УНИВЕРЗИТЕТ ЕДУКОНС
ФАКУЛТЕТ
СРЕМСКА КАМЕНИЦА
ВОЈВОДЕ ПУТНИКА 87
Број: У.О.
Дана: 12.6.2026. године

ПРИЈАВА ОДБРАНЕ
ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Молим Наставно научно веће Факултета за спорт и психологију - ТИМС да формира Комисију за оцену и одбрану докторске дисертације под насловом

ВЕЖБЕ ЗА ВРАТНУ РЕГИЈУ И ЊИХОВ УТИЦАЈ НА КВАЛИТЕТ ХОДА КОД
ОСОБА СА ТРАУМАТСКОМ ПОВРЕДОМ МОЗГА

За ментора ми је именован наставник:
Проф. др Романа Романов

Потпис ментора

Уписао/ла сам докторске студије на Факултету за спорт и психологију - ТИМС Универзитета Едуконс школске 2017/2018. године и положио/ла све испите предвиђене студијским програмом.

Пријаву теме докторске дисертације сам поднео/ла дана 12,6,2026 године.

Студент
Ладислав Мартин Месарич
(Име, име родитеља, презиме)

2105964500154
(ЈМБГ)

Улица Брачичеве Бригаде 46, 2310 Словенска Бистрица, Словенија
(адреса)

+386 41 558 356
(телефон)

Атлетски савез Словеније
(запослење)

Прилог:

- доказ о уплати трошкова одбране докторске дисертације
- докторска дисертација у шест примерака (и у електронској форми)