

UNIVERZITET U BEOGRADU
MEDICINSKI FAKULTET

Aleksandra S. Dragin

**PROCENA EFEKTIVNOSTI
OSPOSOBLJAVANJA ZA HOD
SLOŽENIM FIZIKALNIM TRETMANOM
U REHABILITACIJI BOLESNIKA POSLE
MOŽDANOG UDARA**

doktorska disertacija

Beograd, 2014

UNIVERSITY OF BELGRADE
FACULTY OF MEDICINE

Aleksandra S. Dragin

**ASSESSMENT OF EFFECTIVENESS
GAIT MANAGEMENT WITH COMPLEX
PHYSICAL TREATMENT IN
REHABILITATION AFTER STROKE**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2014

Mentor:

Prof. dr Ljubica Konstantinovi ,
Medicinski fakultet u Beogradu,

Komentor:

Prof. dr Laslo Švirtlih,
Državni Univerzitet u Novom Pazaru

lanovi komisije:

Prof. dr Ivana Petroni Markovi
Medicinski fakultet u Beogradu,
predsednik komisije

Doc. dr Dragana irovi ,
Medicinski fakultet u Beogradu

Prof. dr Dejan Popovi
Elektrotehni ki fakultet u Beogradu

ZAHVALNOST

- Prof. dr Popović B. Dejanu, dopisnom putem SAN-u za sebi nu pomo i podršku u toku prikupljanja podataka i izrade celokupne doktorske teze.
- Inženjerima: Dr sci Milovanović Ivani, Dr sci Djurić-Jović i Milici, Dr sci Djurić Nenadu, Dr sci Miljković Nadici za saradnju na prikupljanju i obradi podataka.
- Osoblju „A“ odeljenja Klinike za rehabilitaciju „Dr M. Zotović “ i pacijentima na saradnji u toku istraživanja
- Posebna zahvalnost mentoru Prof dr Ljubici Konstantinović i komentoru Prof dr Laslu Švrtlihu na pomo i i podršci u izradi teze.

PROCENA EFEKTIVNOSTI OSPOSOBLJAVANJA ZA HOD SLOŽENIM FIZIKALNIM TRETMANOM U REHABILITACIJI BOLESNIKA POSLE MOŽDANOG UDARA

REZIME

Uvod: Uspostavljanje i poboljšanje funkcije hoda predstavlja jedan od glavnih ciljeva rehabilitacije bolesnika posle moždanog udara. Osposobljavanje za hod je osnov za postizanje nezavisnosti kako u aktivnostima samozbrinjavanja i dnevnog života, tako i za socijalnu reintegraciju ovih osoba.

Savremeni pristup u rehabilitaciji hoda bolesnika posle MU može predstavljati primenu jednog ili eše kombinaciju više različitih terapijskih modaliteta. Konvencionalne i neurofacilitatorne tehnike se sve više kombinuju sa tehnikama koje podrazumevaju primenu intenzivnog, na motorni zadatak orijentisanog pokreta sa moguće u velikom broju ponavljanja tokom treninga. Noviji terapijski pristupi u rehabilitaciji bolesnika posle MU zasnivaju se na rezultatima dobijenim eksperimentalnim istraživanjima koje dovode u vezu oporavak funkcije sa konceptom motornog učenja i adaptivnog plasticiteta mozga.

Poslednjih godina je pokazano da je terapija uspešna ako omogućuje treniranje pokreta, u ovom slučaju hoda, pri kome su sekvence hoda slične sekvencama karakterističnim za hod osoba bez motornih deficita. Da bi se omogućilo vežbanje, razvijeni su sistemi koji omogućuju kontrolu balansa i delimično rasterećenje pri hodu. Sistem koji je dostupan za terapijski rad se zove Walkaround, i omogućuje kretanje bez potrebe za dodatnim pomagalicama (razboj, štapovi, fizička podrška terapeuta). Walkaround je električno vođeno pomagalo pri kome je pacijentu osigurano da ne može da padne, a postoji i pojas koji održava gornji deo tela u položaju pogodnom za vežbanje hodanja različitim brzinama.

Cilj rada je da se istraži i pokaže neposredni i dugoročni uticaj složenog fizikalnog tretmana, koji uključuje primenu funkcionalne električne terapije (FET) i posturalne podrške telu (Walkaround), na funkcionalno stanje hoda bolesnika posle moždanog udara.

Pacijenti i metod: Istraživanjem su praćeni bolesnici koji su bili na ambulantnom i intrahospitalnom rehabilitacionom tretmanu. Istraživanje je sprovedeno na Klinici za

rehabilitaciju "Dr Miroslav Zotovi " u Beogradu u saradnji sa Elektrotehničkim fakultetom Univerziteta u Beogradu.

U istraživanje je uključeno 90 odraslih ispitanika sa dijagnozom moždanog udara. Dva različita terapijska protokola su primenjena u studiji: hodalice - Walkaround® i funkcionalna električna terapija (FET), čiji su rezultati poređeni sa rezultatima kontrolne grupe (I protokol). Terapija se izvodila svakog radnog dana u trajanju od 4 do 8 nedelja. Procena je vršena pre tretmana, posle završenog protokola pre i posle šest meseci praćenja.

Funkcionalno stanje bolesnika i analiza motornog oporavka noge i hoda praćeni su kroz različite parametre:

- funkcionalni testovi i skale: Functional Ambulation Category (FAC), Berg Balance Scale (BB), Barthel Index (BI), Fugl-Meyer Scale (FM);
- registrovanje unilateralne/bilateralne kinematike promene: brzina hoda, postignuti uglovi, simetrija, razvijene sile;
- polimioigrafija.

Rezultati: Rezultati primene funkcionalne električne stimulacije (FES) su ukazali da na početku studije nije bilo statistički značajne razlike između u dve grupe (FES i CON) u posmatranim parametrima: FM, BI, i brzina hoda. Na kraju studije srednje vrednosti svih posmatranih parametara pokazali su statistički značajne razlike u FES grupi ispitanika u odnosu na početak studije ($p < 0,05$), dok nije bilo statistički značajnih razlika posmatranih parametara u kontrolnoj grupi ($p > 0,05$). Takođe poredbe između FES i kontrolnu grupu postoji statistički značajna razlika u svim posmatranim parametrima ($p < 0,05$).

U drugom protokolu za posturanu podršku telu (BPS) pacijenata korišćena je Hodalice-Walkaround® za trening hoda. Statistički značajne razlike nađene su u brzini hoda posle četiri nedelje i šest meseci kod BPS grupe bolesnika i u Berg balans testu kod obe grupe ispitanika na kraju perioda praćenja. Pобољšanje posturalne kontrole doprinosi i povećanju brzine hoda. Ovakav rezultat je posebno uočljiv ako posmatramo razlike između u BPS i CON grupe u odnosu na maksimalne vrednosti posmatranih parametara. Značajne razlike u brzini hoda između u grupa nađene su posle tretmana ($p < 0,01$), kao i u vrednosti Berg balans testa u istom periodu ($p < 0,05$). I dalje u periodu praćenja od šest meseci brzina hoda je značajno veća u BPS grupi ($p < 0,05$).

Analiza EMG aktivnosti ključnih mišića i pokreta noge kod bolesnika posle moždanog udara na njenu je za vreme hoda uz posturalnu podršku (BPS) i u toku hoda sa konvencionalnom asistencijom. Veći efekti su zapaženi u toku hoda uz BPS u odnosu na CON. Pri hodu sa BPS u hodu se izaziva skoro normalan obrazac fleksije i ekstenzije u skočnom zglobu kao i aktivnost BF ekstenzora kuka i fleksora kolena. Za celu grupu ispitanika, u proseku, faza ključanja se promenila sa $26\pm 7\%$ na $32\pm 8\%$ za neparetnu nogu i sa $27\pm 8\%$ na $35\pm 7\%$ za paretnu nogu (odnos Walkaround® i konvencionalna asistencija). Produženje faze ključanja odgovara više karakteristikama zdravog hoda, iako ostaje značajna asimetrija između faza ključanja paretnom i neparetnom nogom.

Zaključak: Primena složenog fizikalnog tretmana, koji uključuje primenu funkcionalne električne terapije (FET) i posturalne podrške telu (Walkaround), u osposobljavanju za hod u rehabilitaciji bolesnika posle moždanog udara je efektivnija u odnosu na primenu samo konvencionalne kineziterapije.

Ključne reči: rehabilitacija, hod, moždani udar, hodalice, FES.

Naučna oblast: fizikalna medicina i rehabilitacija.

ASSESSMENT OF EFFECTIVENESS GAIT MANAGEMENT WITH COMPLEX PHYSICAL TREATMENT IN REHABILITATION AFTER STROKE

Abstract

Background: Establishing and improving function of gait is one of the most important goals in rehabilitation of patients after stroke. Enabling for walking is basic for achieving independency in activities of daily living and self-management as well as in social reintegration of those patients.

Modern approach in rehabilitation of gait in patients after stroke can be one or more often combination of several different therapeutic modalities. Conventional and neurofacilitation techniques are often combined with techniques of intensive motor-oriented moves with ability for large number of repeats during training. New therapeutic approaches in rehabilitation patients with stroke are based on results gathered through experimental researches that connect function recovery with concept of motor learning and adaptive brain plasticity.

In recent period, it was shown that the therapy is successful if it enables move, or gait, training, during which walking sequences are similar to those of healthy subjects. To enable training, systems with balance control and partial body weight support were developed. One of them, used for therapeutic work, is called Walkaround, and it enables moving without additional help (parallel bars, canes, and help of therapist). Walkaround is electric driven device where patient is secured from falling, and also there is a belt for upper body part to maintain position suitable for walk practicing in different speed.

The aim of the work is to investigate short and long term impact of complex physical training, which includes functional electrical therapy (FET) and body postural support (Walkaround), to walking ability in patients after stroke.

Patients and methods: In and out patients during rehabilitation treatments were included in this study. It took place at Clinic for rehabilitation „Dr Miroslav Zotovi “ in Belgrade with support of Faculty of Electrical Engineering, University of Belgrade.

Ninety adult subjects were included with diagnosis of brain stroke. Two different therapeutic protocols were used: device Walkaround and functional electrical therapy (FET), whose results were compared to those in control group (first protocol). Therapy was performed each working day for 4 to 8 weeks. Estimation of results was before treatments, after finished protocol and after 6 months.

Functional condition of patients and analyses of motor recovery of legs and walk were measured through various parameters:

-functional tests and scales-Functional Ambulation Category (FAC), Berg Balance Scale (BB), Barthel Index (BI), Fugl-Meyer Scale (FM);

- measuring uni/bi lateral kinematics changes- walking speed, angles, symmetry, developed force;

-polymyographic analysis.

Results: Results of using functional electrical stimulation (FES) showed that at the beginning of the study there were no statistically significant difference between two groups (FES and CON) in observed parameters: FM, BI and walking speed. At the end, average results in all observed parameters showed statistically significant differences in FES group compared to beginning of the study ($p < 0,05$), while there were no statistically important differences between observed parameters in control group ($p > 0,05$). Also, comparing FES and control group showed statistically significant difference in all observed parameters ($p < 0,05$).

In second protocol for posture body support (BPS), Walkaround device for gait training were used. Statistically significant differences were found in walking speed after 4 weeks and 6 months at BPS group and in Berg Balance test in both groups at the end of observation period. Improvement of postural control enables increasing of walking speed. This result was more obvious in monitoring differences between BPS and CON groups comparing to maximal results of observed parameters. Significant differences in gait speed between groups were after treatments ($p < 0,01$) and in results in Berg Balance test during the same period ($p < 0,05$). Still, after 6 months, gait speed were significantly higher in BPS group ($p < 0,05$).

Analysis of EMG activities in key muscles that are moving legs in patients after stroke, were made during walk with body postural support (BPS) and during walk with conventional assistance. Greater effects were observed during walk with BPS

compared to CON. While walking with BPS almost normal type of flexion and extension in TC joint is provided, as well as activities of BF hip extensors and knee flexors. In whole group of subjects' average phase of swing changed from $26\pm 7\%$ to $32\pm 8\%$ for non-paretic leg and from $27\pm 8\%$ to $35\pm 7\%$ for paretic leg (relation Walkaround and conventional assistance). Prolonging of swing phase suits more to characteristics of healthy walk, but significant asymmetry remains between swing phases in paretic and non-paretic leg.

Conclusion: Use of complex physical treatments, which includes functional electrical therapy (FET) and body postural support (Walkaround), in enabling for walk during rehabilitation after stroke is more effective comparing to use of only conventional therapy.

Key words: rehabilitation, gait, stroke, Walkaround, FES

Scientific field: Medicine

Special topics: Physical medicine and rehabilitation

Sadržaj

1. Uvod	1
Hod	3
Moždani udar i posledice	8
Rehabilitacione tehnike u osposobljavanju za hod	12
2. Radna hipoteza	25
3. Ciljevi istraživanja	25
4. Materijal i metode istraživanja	26
5. Rezultati	30
5.1. Hod asistiran višekanalnom električnom stimulacijom paretilne noge	30
5.2. Hod asistiran mehaničkim sistemom koji obezbeđuje posturu i sigurnost pri hodu	34
6. Diskusija	44
7. Zaključci	54
8. Literatura	55
9. Prilozi	66

Biografija autora

Izjava o autorstvu

Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada

Izjava o korišćenju

1. UVOD

Moždani udar (MU) predstavlja treći i uzrok smrtnosti i najčešći i uzrok teške i trajne onesposobljenosti u razvijenim i zemljama u razvoju. Procenjuje se da u svetu u toku godine 15 miliona osoba doživi šlog. Kod oko trećine ishod je letalan, dok kod druge trećine ostaju trajne posledice zbog kojih osobe koje su doživele moždani udar često zavise od pomoći i drugih (1).

Obavljanje aktivnosti dnevnog života, boravak i kretanje u socijalnoj sredini kao i povratak na radno mesto, često predstavljaju ozbiljan problem osobama koje su doživele MU i one zavise od pomoći i porodice i društva u celini. Opterećenje društva različitim poremećajima zdravlja (bolesti, povrede, trovanja) određuje se merom koja predstavlja broj godina života koje su potencijalno izgubljene, zbog prerane smrti i onesposobljenosti koja je dovela do gubitka godina produktivnog života osobe (DALY-disability-adjusted life years). Na globalnom nivou, opterećenje MU je na samom vrhu lestvice ukupnog opterećenja zajednice poremećajima zdravlja. Rezultati istraživanja opterećenja društva različitim bolestima i povredama u našoj zemlji, ukazuju da su cerebrovaskularne bolesti na drugom mestu odmah iza ishemijske bolesti srca za muškarce i na prvom mestu za žene (2). Stepen funkcionalnog deficita i ukupnog invaliditeta bolesnika sa moždanim udarom zavisi od velikog broja inilaca. Ispitivanje i korekcija poznatih faktora rizika za moždani udar, primena savremenih dijagnostičkih procedura i metoda za lečenje moždanog udara, uključujući i rehabilitacione procedure, su predmet velikog interesovanja poslednjih decenija (3, 4).

U akutnoj fazi bolesti, bolesnici su hospitalizovani u jedinicama intenzivne neurološke nege ili specijalizovanim jedinicama za moždani udar. Fizikalne procedure u ovoj fazi lečenja su prvenstveno usmerene ka prevenciji komplikacija inaktiviteta, ali i specifično za korekciju posledica postojećeg neurološkog deficita. Rehabilitacioni postupak se nastavlja u specijalizovanim ustanovama za rehabilitaciju i dalje u društvenoj sredini osobe, u zavisnosti od organizacije zdravstvenog sistema (5, 6, 7, 8). Organizovana rehabilitacija pružena od strane specijalizovano obučenih zdravstvenih radnika smanjuje mortalitet i poboljšava kvalitet života (smanjuje stepen zavisnosti od pomoći i druge osobe) bolesnika posle MU (9).

Literaturni podaci ukazuju da se maksimum neurološkog oporavka postiže u prvih 11-12 nedelja, ali se funkcionalni oporavak nastavlja 5-12 meseci posle moždanog udara. Do kraja prve godine 75-85% bolesnika je pokretno (hoda samostalno ili uz asistenciju), 48-58% je nezavisno u aktivnostima dnevnog života, a 10-29% zahteva ku nu negu (6, 8, 10).

Hod

Uspostavljanje i poboljšanje funkcije hoda predstavlja jedan od glavnih ciljeva rehabilitacije bolesnika posle moždanog udara. Osposobljavanje za hod je osnov za postizanje nezavisnosti kako u aktivnostima samozbrinjavanja i dnevnog života, tako i za socijalnu reintegraciju ovih osoba.

Hod je složen proces u kome se osoba u vertikalnom stavu pomera u željenom pravcu. Sa biomehaničkog aspekta, najvažniji uslovi potrebni za uspešno kretanje su:

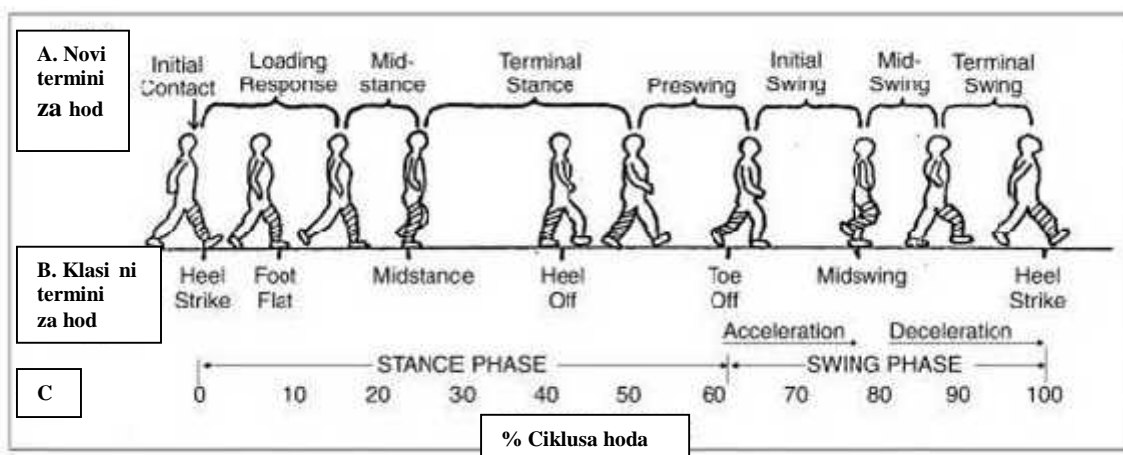
1. održavanje ravnoteže u vertikalnom položaju;
2. produkcija i održavanje ritma pokreta koji doprinose pomeranju i održavanju balansa nasuprot gravitaciji;
3. generisanje mišićne aktivnosti koja će rezultovati silom reakcije podloge koja usled trenja (frikcije) omogućava kretanje u željenom pravcu; i
4. adaptacija ritma i individualnih pokreta u skladu sa okolinom i izabranim ciljem pojedinca (11).

Hod uključuje osetljivost i skladnu funkciju više organskih sistema, prvenstveno: nervnog, muskuloskeletnog, kardiovaskularnog, vestibularnog, vizuelnog. Različiti stepen slabosti ekstremiteta jedne strane tela, poremećaj balansa, koordinacije pokreta, tonusa mišićature i drugih promena nastalih kao posledica moždanog udara su osnovni uzroci značajnog smanjenja sposobnosti hodanja (10, 12).

Definisanje standardnih karakteristika „normalnog“ hoda je i pored uvođenja sve preciznije aparature koja omogućava objektivnije praćenje pojedinih parametara, predstavlja veliki problem. Razlog tome je velika varijabilnost normalnih karakteristika hoda između pojedinih subpopulacija kao što su: muškarci i žene, različite starosne grupe ispitanika, različite karakteristike hoda u zavisnosti od brzine hoda i okruženja i slično. Ipak prihvaćene su određene karakteristične komponente hoda koje služe kao osnov za analizu i praćenje hoda osoba sa različitim poremećajima.

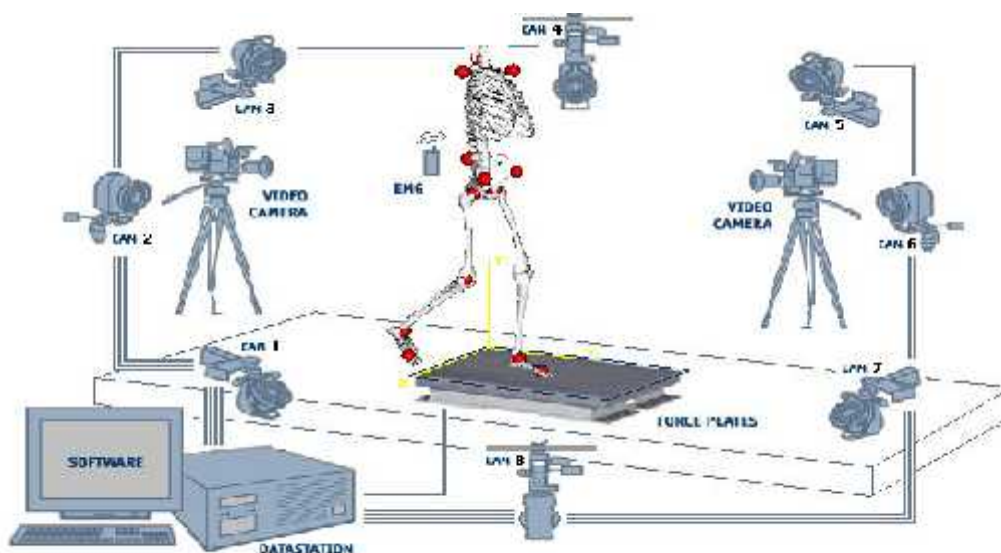
Funkcija hoda podrazumeva ciklično ponavljanje određenih obrazaca pokreta i spada u visoko automatizovano kretanje. Početak ciklusa hoda predstavlja moment kada noga koja je odvojena od podloge (klata) udari petom o podlogu (inicijalni kontakt). Prateći redosled pokreta iste noge, ciklus se završava kada ona ponovo udari petom o podlogu. Posmatrajući ciklus hoda (eng. gait cycle) u odnosu na kretanje jedne

noge, postoje dve faze: oslonac (eng. stance) i njihanje (kla enje, zamah, eng. swing), a svaku od ovih faza možemo podeliti na više sekvenci. U fazi oslonca ukoliko posmatramo kretanje jedne noge, uobičajeno je da postoje sledeće sekvence (kritični momenti): inicijalni kontakt (normalno udar pete o podlogu, eng. initial contact); stopalo celom površinom na podlozi (eng. load response); oslonac samo na to stopalo (eng. mid stance); odvajanje pete od podloge (eng. terminal stance); odvajanje palca od podloge (eng. preswing) i/ili ako posmatramo obe noge tri sub-segmenta ove faze: inicijalni oslonac na obe noge (eng. initial double stance); oslonac na jednoj nozi (eng. single limb stance); terminalni oslonac na obe noge (eng. terminal double stance). U fazi klanja razlikujemo tri perioda: inicijalno klanje (akceleracija, odizanje stopala od podloge, eng. initial swing), meziklanje (prolazak noge pored opterećene, eng. mid swing) i deceleracija (terminalno klanje, usporavanje u pripremi za inicijalni kontakt, eng. terminal swing). Prosečna distribucija vremenskih sekvenci tokom hoda uobičajenom brzinom (oko 80 metara u minuti, odnosno oko 1,3 m/s), je oko 60% za fazu stajanja (sa približno 10% vremena oslonca na obe noge) i 40% za fazu klanja u odnosu na jedan ciklus (100%) (13, 14, 15).



Slika 1: Ciklus hoda: A: Novi termini za hod. B: Klasični termini za hod. C: Normalna distribucija temporalnih sekvenci za vreme hoda uobičajenom brzinom (Modifikovano iz: Ustul H, Baerga E. Gait Analysis. In: Cuccurullo S, ed. Physical Medicine and Rehabilitation Board Review. New York: Demos Medical Publishing; 2004.).

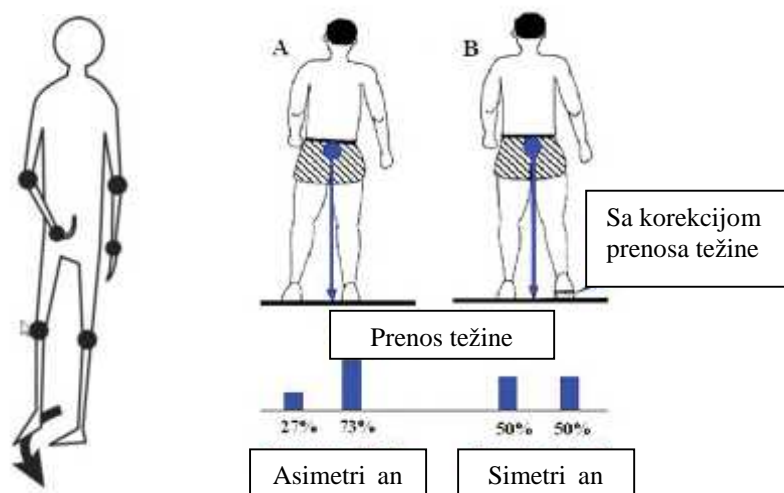
Poreme aje hoda možemo klasifikovati na različite načine: prema anatomskoj lokalizaciji patologije (kičmeni stub, kuk, koleno i dr.), prema fazama hoda (faza zamaha, faza oslonca), prema poremećaju mišićne aktivnosti (spastičan, flakcidan) i dr.; tako da se za analizu hoda i stepena nezavisnosti bolesnika sa hemiplegijom koriste različiti funkcionalni testovi i skale. Možemo ih podeliti na: funkcionalne skale balansa, funkcionalne testove hoda i kretanja, skale funkcionalne sposobnosti gornjih i donjih ekstremiteta, skale aktivnosti dnevnog života i skale opštih motornih sposobnosti (10, 16, 17). Pored funkcionalnih testova sve se više u cilju analize hoda, posebno za praćenje karakteristika neurološke kontrole mišićne aktivnosti, koriste EMG signali (portabilni elektromiografi). Analiza EMG signala nam može ukazati na poremećaje vremenskog aktiviranja različitih grupa agonista i antagonista u harmoničnom ciklusu hoda (polimiografija).



Slika 2: Savremena tehnika sredstva za analizu hoda.

Jedno od merila uspešnosti rehabilitacije bolesnika posle moždanog udara je analiza postizanja i poboljšanja funkcije hoda. Moderna era kvantifikovanja elemenata hoda na osnovu podataka koji se dobijaju snimanjem hoda ovekako počinje u devetnaestom veku sa razvojem fotografije i registrovanjem sekvenci hoda ovim putem (10). Od tada pa do danas, najviše zahvaljujući razvoju novih tehnologija i njihovom primenom u medicini, dobijeni su mnogi podaci vezani za rasvetljavanje ciklusa hoda i kvantifikovanje

različitih varijabli. Najčešće se prate unilaterane i bilateralne komponente vezane za kinetiku (analiza sile), kinematiku (temporalne i prostorne karakteristike), analizu pokreta i pojedinačnu mišićnu aktivnost (EMG-elektromiografija i polimiografija). Karakteristični poremećaji elemenata hoda koje možemo videti kod bolesnika posle MU su nedovoljna kontrola karlice, kolena i skočnog zgloba u fazi oslonca kao i nedovoljna fleksija u kuku i dorzifleksija u skočnom zglobu u fazi klancanja. Mišićna slabost, loša motorna kontrola i pojava spastičnosti dovode do poremećaja balansa i karakteristika pojedinih faza ciklusa hoda, povećanja rizika od pada osobe i povećanja potrošnje energije tokom hoda. Bolesnici posle MU uobičajeno hodaju sporije, uz izraženiju asimetriju i u fazi stajanja i fazi njihanja noge, prave kraće korake (smanjena distanca između pete dve noge tokom oslonca sa obe noge) sa smanjenjem broja koraka u minuti u odnosu na zdrave osobe. Takođe, aktivacija pojedinih mišića (ili mišićnih grupa) u različitim fazama hoda je poremećena, bilo da se radi o kompletno redukovanoj aktivnosti zbog izražene slabosti bilo da se radi o vremenskoj neusklađenosti aktivacije mišića tokom pojedinih faza hoda. Praćenjem dejstva sile, uvođenjem senzora u obuću bolesnika, zapažen je poremećaj raspodele pritiska, veći deo pritiska se pomera ka spoljnoj i prednjoj strani stopala u fazi oslonca na slabiju nogu (18, 19).



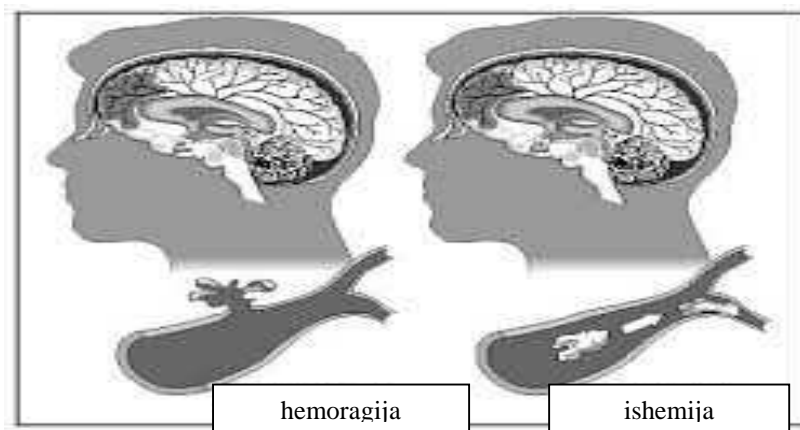
Slika 3: Karakteristični poremećaj postуре i hoda hemiplegičnog bolesnika.

Razvoj i primena različitih rehabilitacionih tehnika, pomagala i kibernetičkih sistema sa ciljem poboljšanja ishoda lečenja i funkcionalne sposobnosti bolesnika posle

moždanog udara, su u žiži interesovanja istraživača iz ove oblasti (20, 21). Pored konvencionalnih tehnika rehabilitacije: kineziterapije i fizikalnih agenasa, tehnika proprioceptivne neuromuskularne facilitacije, tehnika biofeedback-a, primene adekvatnih ortotičkih sredstava i dr., u poslednjih dvadeset godina ima sve više dokaza o pozitivnim efektima novih tehnika i metoda funkcionalne električne terapije i elektromehanički kontrolisanog hoda sa ili bez rastečenja (lokomat i dr.) (20, 22, 23, 24).

Moždani udar i posledice

Akutni moždani udar (MU) se definiše kao fokalni ili globalni poremećaj moždane funkcije koji nastaje naglo, a posledica je poremećaja moždane cirkulacije ili stanja u kome protok krvi nije dovoljan da zadovolji metaboličke potrebe za kiseonikom i glukozom. Mehanizam nastanka akutnog MU može biti okluzija krvnog suda, koja je posledica bilo tromboze ili embolije, i tada govorimo o ishemijskom moždanom udaru. Drugi mehanizam je krvarenje, kada govorimo o hemoragijskom MU, a koje može biti intracerebralna ili subarahnoidalna hemoragija (26).



Slika 4. Mehanizmi nastanka MU. Modifikovano iz Illustration by Hans & Cassady, Inc.

Patološki proces MU je složen, kako etiološki tako i morfološki, ali je patogenetska osnova relativno jednostavna: poremećeno snabdevanje krvlju moždanih struktura (26). Nedovoljno snabdevanje krvlju različitih regiona mozga dovodi do smrti neurona u zoni infarkta u roku od nekoliko minuta. Regija koja okružuje infarkt naziva se penumbra i u njoj su neuroni afunkcionalni. Nepovoljne okolnosti mogu dovesti do transformacije ovih neurona u infarkt i cilj većine terapijskih procedura u akutnoj fazi lečenja je održavanje funkcionalnosti ovih neurona. Na povoljan ishod lečenja u ovoj fazi u velikoj meri utiče „faktor vremena“, kada treba započeti određene terapijske procedure kao što je rekanalizacija okludiranog krvnog suda (trombolitika i mehanička rekanalizacija). Postoje dokazi za jasnu korelaciju između rekanalizacije okludiranog

krvnog suda u akutnoj fazi le enja sa jedne strane i boljeg funkcionalnog oporavka i smanjenog mortaliteta sa druge strane (27).

Faktore rizika (FR) za nastanak MU možemo podeliti na faktore rizika na koje se može uticati i nepromenjive faktore rizika. Od posebnog zna čaja su FR na koje se može uticati ijom prevencijom, le enjem i kontrolom kod osoba svih uzrasta i pola smanjujemo rizik akutnog MU. Faktori rizika na koje se može uticati i koji su dobro dokumentovani su: hipertenzija, dijabetes melitus i poreme aji glikoregulacije, pušenje cigareta, dislipidemija, fibrilacija pretkomora i drugi kardiološki poreme aji. U potencijalne faktore rizika koji su manje dokumentovani spadaju: gojaznost, fizi ka neaktivnost, na in ishrane, zloupotreba alkohola, hiperhomocisteinemija, supstituciona terapija hormonima, upotreba oralnih kontraceptiva. Nažalost, prema istraživanju zdravlja stanovništva Srbije, 2006. godine 33,6% odraslog stanovništva puši cigarete, 46,5% ima hipertenziju, 18,3% je gojazno, 40,3% svakodnevno ili povremeno konzumira alkohol, a 74,3% nije dovoljno fizi ki aktivno. Posebno zabrinjava podatak da je prevalencija gojaznosti i fizi ke neaktivnosti u porastu, dok je prevalencija pušenja, hipertenzije i konzumiranaj alkohova u padu u odnosu na istraživanje iz 2000. godine (28, 29).

Klini ka slika akutnog MU se razvija naj eš e naglo, zna ajno re e postepeno progredijentno. U zavisnosti od lokalizacije i obima lezije mogu se javiti se razli iti motorni i senzitivni poreme aji, poreme aji govora, ispadi u vidnom polju i drugo. Kod infarkta u levoj (dominantnoj) hemisferi mogu se javiti: afazija, desnostrana hemipareza (plegija), desnostrani poreme aj senzibiliteta, desnostrani prostorni neglekt, desnostrana homonimna hemianopsija, poreme aj konjugovanog pogleda u desno. Kada je lokalizacija infarkta u desnoj hemisferi javlja se: levostrana hemipareza (plegija), levostrani poreme aj senzibiliteta, levostrani prostorni neglekt, levostrana homonimna hemianopsija, poreme aj konjugovanog pogleda u levo. Infarkti u moždanom stablu u klini koj slici imaju: razli it stepen motornih i senzitivnih poreme aja u sva etiri ekstremiteta, poreme aji stanja svesti do kome, glavobolja, mogu postojati alterni sindromi, poreme aj konjugovanog pogleda, nistagmus, ataksija, dizartrija, disfagija. Kod infarkta u malom mozgu javlja se ipsilateralna ataksija ekstremiteta, ataksija hoda i stajanja.

Klinički parametri nisu dovoljni da bi se postavila dijagnoza akutnog MU već je neophodna primena neurovizuelizacionih metoda, kao što je kompjuterizovana tomografija mozga (CT) ili magnetna rezonanca glave (MR).

Ponovljeni MU nije retka pojava. Oko četvrtina svih akutnih ishemijskih MU svake godine predstavlja ponovljeni MU. Tip ponovljenog MU ne mora biti isti kao prvi, moguće je i pojava i različitih tipova MU kod iste osobe. Hospitalno lečenje osoba koje su doživele ponovljeni MU je produženo i one se nalaze u povećanom riziku od teške onesposobljenosti, kognitivnog pada i veće smrtnosti (30). Sekundarna prevencija MU obuhvata pre svega primenu antitrombotskih lekova kao i lečenje vaskularnih faktora rizika.

Lečenje bolesnika u akutnoj fazi odvija se najkompletnije u jedinicama neurološke intenzivne nege, gde se pored kompleksne dijagnostike i medikamentoznog lečenja sprovode i mere rane rehabilitacije. Multidisciplinarni pristup lečenju i prisustvo specijalizovano obučeno tima u jedinicama neurološke intenzivne nege omogućava rano započinjanje primene rehabilitacionih postupaka i mobilizaciju bolesnika posle MU. U studiji Indredavik-a i saradnika ispitivan je uticaj rane primene rehabilitacije na funkcionalni oporavak bolesnika posle MU (u toku prvih 72 sata posle prijema). Funkcionalni oporavak bolesnika praćen je Bartel indeksom, i pokazao je da bolesnici koji su imali ranu rehabilitaciju/mobilizaciju pokazuju značajno bolji funkcionalni oporavak posle šest nedelja od MU, u odnosu na bolesnike koji su kasnije započeli rehabilitaciju (Barthel indeks skor preko 75) (31). U ovoj fazi lečenja rehabilitacioni postupci su usmereni na prevenciju komplikacija inaktiviteta na različitim sistemima organa, ali i specifično usmereni na postojeci i neurološki deficit. Rehabilitacioni postupci najčešće obuhvataju pozicioniranje ekstremiteta u postelji, pasivne/aktivne vežbe u zavisnosti od stepena slabosti, započinjanje neurofacilitatornih tehnika, logopedski tretman, uvežbavanje aktivnosti samozbrinjavanja i dr. I pored primene savremenih metoda nege i lečenja u jedinicama za moždani udar, manje od jedne trećine bolesnika se u potpunosti oporavi posle MU (32).

Uobičajeno bolesnici nakon lečenja u jedinicama za moždani udar nastavljaju svoje lečenje i rehabilitaciju u specijalizovanim centrima za rehabilitaciju neuroloških bolesnika bilo intrahospitalnim lečenjem bilo ambulantnom rehabilitacijom. Cilj rehabilitacije se menja od inicijalnog, za smanjenje pojave komplikacija i opšte

onesposobljenosti, ka kompleksnijem cilju, koji podrazumeva aktivno u eš e bolesnika u razli itim aktivnostima. Ovakav pristup podrazumeva primenu složenih intervencija od strane multidisciplinarnog rehabilitacionog tima. Trajanje rehabilitacije zavisi od mnogo faktora kao što su: tip moždanog udara, prisustvo komorbiditeta, pojava razli itih komplikacija tokom le enja i sli no, ali se smatra da bi trebalo obezbiti odre ene rehabilitacione postupke u periodu od godinu dana od akutnog MU (33).

Pokazao je da se mortalitet zna ajno pove ava ako se pacijenti ranije otpuste iz specijalizovane ustanove za le enje MU bez organizovane rehabilitacije (34). Meta analiza Legg-a i saradnika je pokazala da nastavak rehabilitacije tokom prve godine nakon otpusta iz jedinice za moždani udar smanjuje rizik od funkcionalne nesposobnosti i pove ava nezavisnost bolesnika u izvo enju aktivnosti dnevnog života (35).

Rehabilitacione tehnike u osposobljavanju za hod

Osposobljavanje za samostalni hod je i dalje jedan od najznačajnijih zadataka u rehabilitaciji bolesnika posle MU. Povratak u socijalnu sredinu i nezavisan hod predstavljaju značajnu barijeru ovim osobama. Ishod rehabilitacije zavisi od više faktora kao što su težina moždanog oštećenja i poremećaja funkcije hoda na početku rehabilitacije sa jedne strane kao i vrste, intenziteta i trajanja rehabilitacije sa druge strane (4, 18, 36, 37, 38).

Savremeni pristup u rehabilitaciji hoda bolesnika posle MU može predstavljati primenu jednog ili više kombinaciju različitih terapijskih modaliteta. U poslednjih dvadesetak godina značajno su se promenili stavovi u pristupu osposobljavanja za hod bolesnika posle MU. Konvencionalne i neurofacilitatorne tehnike se sve više kombinuju sa tehnikama koje podrazumevaju primenu intenzivnog, na motorni zadatak orijentisanog pokreta sa mogućnošću u velikom broju ponavljanja tokom treninga. Ovakva osposobljavanja za hod omogućavaju trening na tredmilu ili trening primenom robotizovanih mašina. U analizi Pollock-a i saradnika poređeni su rezultati dvadeset studija, čiji je cilj bio ispitivanje ishoda rehabilitacije (funkcionalna nezavisnost, posturalna kontrola i funkcija noge) primenom različitih terapijskih postupaka. Autori su pronašli signifikantnu statističku razliku u poređenoj rezultate funkcionalne nezavisnosti bolesnika koji su imali kombinovane fizikalne procedure u odnosu na placebo ili koji su bili bez tretmana ($P=0,03$). Takođe, statistički značajna razlika je dokazana u poređenju kombinovanog tretmana i samo ortopedskog fizikalnog tretmana u postignutoj mišićnoj snazi ($P=0,04$), ali je ovaj rezultat baziran na samo jednoj studiji. Drugi značajni rezultati nisu dokazani (39).

Intenzitet i trajanje rehabilitacije su takođe značajni faktori koji utiču na uspostavljanje funkcionalne nezavisnosti bolesnika, mada i dalje ne postoje precizne vremenske odrednice. Primena savremenih tehnika u rehabilitaciji (hod na beskonačnoj pokretnoj traci sa ili bez rasterećenja i robotizovane tehnike) omogućavaju veći broj ponavljanja određenih obrazaca pokreta (korakanje na pr.) u odnosu na individualni rad sa terapeutom za isto trajanje terapijske seanse (24). U studiji Kwakkel-a i saradnika, koja je obuhvatila 101 bolesnika posle MU, pokazan je značajan pozitivan uticaj na funkcionalni oporavak ukoliko bolesnici imaju dodatnih 30 min terapije dnevno (u

odnosu na kontrolnu grupu koja je u tom periodu imala mirovanje ruke ili noge), pet dana u nedelji, u ukupnom trajanju od 20 nedelja. Posle 20 nedelja od akutnog MU u kontrolnoj grupi je bilo 35% bolesnika koji su bili nezavisni u obavljanju ADŽ (Barthel index >94), dok je u grupi koja je imala dodatne vežbe za nogu nezavisnih bilo 62%. Ispitanici su pokazali bolje rezultate kako u izvo enju aktivnosti dnevnog života tako i u brzini hoda (uobi ajenoj i maksimalnoj) na kraju rehabilitacije. Ova studija je pokazala da je relativno mali dodatni specifi ni input zna ajno pozitivno uticao na funkcionalnu nezavisnost bolesnika (40, 41). U kasnije objavljenoj meta analizi istog autora obuhva eno je dvadeset studija, u kojima je u estvovalo 2686 pacijenata, po etak terapije je u sedamnaest studija bio u prvih šest meseci od MU, a prose no trajanje terapijskog tretmana 44,5 min fizikalne terapije i 13,9 min okupacione terapije. Prose no je dodatno vreme za terpiju iznosilo 959 min 16h po pacijentu. U analizi pokazano je da dodatno vreme provedeno na terapiji (intenzivniji tretman) rezultira u boljim rezultatima testova aktivnosti dnevnog života (ADŽ), instrumentalnim ADŽ i brzini hoda, posebno ako se sprovede u prvih šest meseci posle MU (42).

Najve i deo motornog i funkcionalnog oporavka se dostiže u prva tri meseca od MU, mada postoje i studije koje ukazuju i na kasnije postignuto funkcionalno poboljšanje kod hroni nih bolesnika (43, 44). Svakako da je duže trajanje rehabilitacije povezano i sa ve im troškovima zdravstvenog sistema, tako da je uobi ajeno trajanje organizovane rehabilitacije svega nekoliko nedelja (45).

Osnovu rehabilitacije neuroloških bolesnika ini kineziterapijski program. On se odvija bilo primenom tradicionalnog (konvencionalni, klasi ni) pristupa i specifi nih neurofacilitatornih tehnika, bilo primenom savremenih tehni kih i robotizovanih ure aja. Uz primenu kineziterapijskog programa koriste se i metode FES, biofeedback, razli ita ortotska sredstva kao i primena boltulinum toksina sa ciljem kontrole spasticiteta.

Tradicionalni (konvencionalni) prisutup podrazumeva primenu vežbi po segmentima zahva enih ekstremiteta kao što su vežbe istezanja, vežbe za održavanje i pove anje obima pokreta, vežbe ja anja paretne muskulature i sli no, sa uvežbavanjem elemenata hoda po ravnom, uz stepenice savladavanje prepreka i sl. Uz vežbe primenjuju se razli ite kompenzatorne tehnike iji je primarni cilj koriš enje nezahva enog (ja eg) ekstremiteta u zamenu za izgubljene aktivnosti slabijeg i sli no.

Neurofacilitatorne tehnike, kao što je tehnika po Signe Brunnstrom, tehnika propioceptivne neuromuskularne facilitacije (PNF) i Bobathova tehnika, su i dalje široko rasprostranjene tehnike u rehabilitaciji pacijenata sa hemiplegijom. Ove tehnike se zasnivaju na uspostavljanju motorne kontrole facilitacijom željenih obrazaca pokreta i inhibicijom patoloških obrazaca (3, 18). I pored višedecenijske upotrebe ovih tehnika i pozitivnih iskustava njihovom primenom u rehabilitaciji, nema dovoljno dokaza da bilo Bobathova bilo PNF tehnika značajno poboljšavaju funkciju hoda bolesnika posle MU. Jedna od najpopularnijih i najčešće primenjivanih tehnika u neurorehabilitaciji je Bobathova ili neurorazvojna tehnika. Uprkos širokoj upotrebi ove tehnike u rehabilitacionim centrima, Bobathova tehnika nikada nije dokazana kao optimalna i suverena tehnika u rehabilitaciji hoda bolesnika posle MU. Postoje samo ograničeni dokazi da je ova tehnika superiorna u odnosu na tradicionalne tehnike u uspostavljanju simetrije distribucije težine (opterećenja) na paretnu i neparetnu stranu tokom hoda i poboljšanju balansa (21).

Funkcionalna električna terapija (FET) je forma eferentne električne nervne/mišićne stimulacije, koja se koristi u terapiji bolesnika sa lezijom centralnog nervnog sistema, sa ciljem postizanja i/ili poboljšavanja mišićnih kontrakcija u izvođenju pokreta. Liberson i saradnici su prvi, početkom šezdesetih godina prošlog veka, ukazali na mogućnost primene električne stimulacije u poboljšanju funkcije hoda kod bolesnika sa hemiplegijom. Inicijalno upotreba FES-a u restoraciji hoda je bila limitirana na postizanje dorzifleksije stopala u fazi klancenja paretnih nogu. Funkcionalna električna stimulacija je korišćena dugi niz godina, a koristi se i danas, kao forma električne ortoze. Međutim, ograničena primena ove metode tokom niza godina bila je povezana najverovatnije i sa tehničkim nedostacima same aparature i metode njene primene (46, 47). Poslednjih dvadeset godina počinje da prevlađuje shvatanje da električna stimulacija u formi jednokanalne ili više kanalne stimulacije, tokom ograničenog vremenskog perioda (nekoliko nedelja), ima terapijski povoljan efekat u smislu poboljšanja motorne kontrole (48, 49). U ovom slučaju se električna stimulacija koristi kao terapijski modalitet (50, 51, 52, 53). Postoje i ograničeni podaci koji ukazuju da bi primena FET-a, korišćenog kao terapijska procedura u procesu rehabilitacije, mogla uticati na poboljšanje različitih parametara funkcije hoda (temporalnih karakteristika,

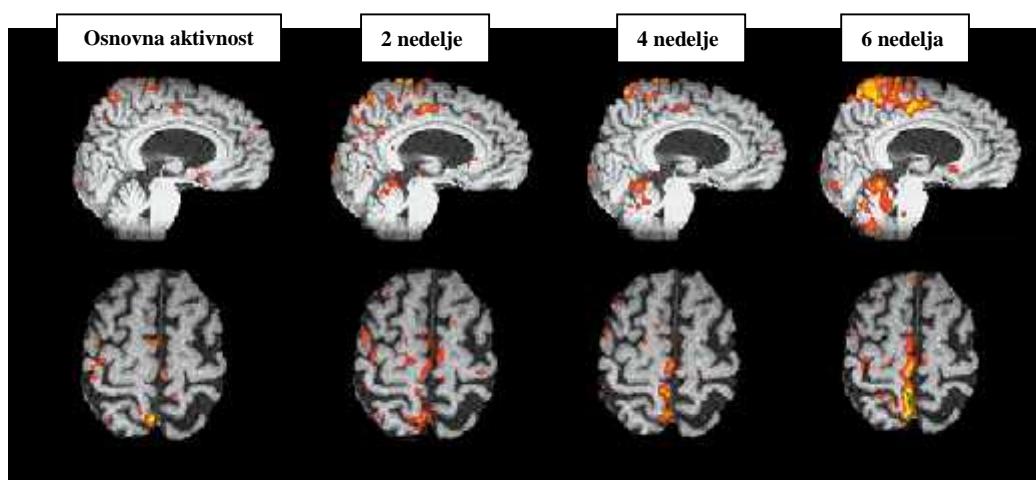
simetrije strana, sekvence aktiviranja agonist-antagonist miši a, pove anja obima pokreta i dr.) (54, 55, 56).

U novijim istraživanjima Yan-a i saradnika pore eni su efekti rehabilitacije primenom: FES-a i standardnih tehnika; placebo stimulacije i standardnih tehnika (placebo grupa) i samo primena standardnih tehnika (kontrolna grupa). U istraživanje su bili uključeni etrdeset šest ispitanika posle akutnog MU, koji su imali petnaest seansi FES, i prae ni su osam nedelja. Autori su zaklju ili da je funkcionalni oporavak hoda zna ajno bolji u gupi koja je imala u trenažnom procesu i FES u odnosu na placebo i kontrolnu grupu (84,6% ispitanika koji su imali FES su se vratili uobi ajenim aktivnostima u ku nim uslovima u odnosu na 53,3% u placebo grupi i 46,2% u kontrolnoj grupi) (49). Metoda FES se tako e može uspešno istovremeno kombinovati sa primenom drugih rehabilitacionih procedura, kao što je primena uz savremene robotizovane tehnike za trening hoda (57).

Savremeni prisutup u rahabilitaciji bolesnika posle MU podrazumava primenu intenzivnog, ciljanog, na motorni zadatak orjentisanog pokreta sa mogu noš u ve eg broja ponavljanja pokreta ekstremiteta tokom treninga. Bez obzira na primenjenu tehniku, ciljano ponavljanje odre enih obrazaca pokreta u toku obavljanja odre enog zadatka predstavlja najzna ajniji segment u toku motornog u enja i oporavka bolesnika posle lezije mozga. Pokazano je da novo iskustvo u izvo enju motorne aktivnosti posle lezije mozga igra krucijalnu ulogu u sledstvenoj fiziološkoj reorganizaciji i prilago avanju neošte enog tkiva mozga (3, 18).

Noviji terapijski pristupi u rehabilitaciji bolesnika posle MU zasnivaju se na rezultatima dobijenim eksperimentalnim istraživanjima koje dovode u vezu oporavak funkcije sa konceptom motornog u enja i adaptivnog plasticiteta mozga. U osnovi ovog tzv. plasticiteta indukovanog upotrebom leži sposobnost adaptacije mozga na primenjen spoljašnji stimulus i/ili izvršen specifi ni motorni zadatak. U potencijalni biološki supstrat koji omogu ava ovaj proces spadaju mehanizmi molekularnog, elijskog i regionalnog plasticiteta mozga. Neuron, kao i neke druge elije mozga, poseduju veliku sposobnost za promenu strukture i funkcije koja nastaje kao odgovor na razli ite interne i eksterne uticaje (58, 59). Poslednjih dvadeset godina nove tehnike neinvazivnog funkcionalnog oslikavanja (funkcionalna magnetna rezonanca-fMR, pozitron emisiona tomografija-PET) i odre ene neurofiziološke tehnike kao što su transkranijalna

magnetna stimulacija (TMS) i elektroencefalografija (EEG), omogu ile su dublji uvid u biološke mehanizme na kojim se zasnivaju klini ki oporavak i fenomeni plasticiteta kod ljudi (60, 61). Plasti na reorganizacija motorne kore zauzima centralno mesto u konstantnoj interakciji organizma sa spoljašnjom sredinom. Savremena definicija kortiklanog plasticiteta obuhvata niz adaptivnih funkcionalnih i morfoloških promena moždane kore nastalim u procesima interakcije sa spoljašnjom sredinom i/ili posle ošte enja mozga (59).



Slika 5. Funkcionalna MR u toku izvo enja dorzifleksije stopala kod bolesnika sa hroni nom hemiplegijom. Pacijent je imao 12 terapija u prve dve nedelje, zatim još šest terapija naredne dve nedelje. Pokazan je porast fMR aktivnosti u senzomotornom korteksu (polja S1M1) koja je dosegla plato posle etiri nedelje. Funkcionalno je postignuto pove anje brzine hoda za 20%. fMR je pokazala posle šest nedelja pove anje kortikalne prezentacije stopala na ra un reprezentacije miši a le a i kuka. (Modifikovano iz: Dobkin BH. Strategies for stroke rahabilitation. Lancet Neurol 2004;3:528-36).

Osnovne principe plasticiteta indukovanog upotrebom (iskustvom) koji su zna ajni za proces rehabilitacije su sumirali su Kleim i Jones (62). Ukoliko se odre eni delovi mozga aktivno ne uklju uju u vršenje aktivnosti duži vremenski period dolazi do njihovog daljeg funkcionalnog propadanja. Može do i i do delimi nog preuzimanja „nadležnosti“ tog dela mozga za neke druge funkcije. Ovakav gubitak može biti bar

delimično preveniran i/ili unapređen primenom rehabilitacionih postupaka koji uključuju trening određenih motornih zadataka kao što je na primer Constraint-induced movement therapy (CIMT). Ovakva terapija podrazumeva intenzivan motorni trening za ruku sa oštećenom funkcijom i ograničenju (sprečavanje) upotrebe suprotne ruke. U radu Liepert-a i saradnika CIMT je korišćena kao modalitet za evaluaciju plasticiteta inukovanog upotrebom kod pacijenata posle MU u hroničnoj fazi oporavka. Neposredno posle serije od 12 dana primene CIMT zapaženo je povećanje kortikalne reprezentacije motornih zona na strani lezije za mišić ruke u odnosu na stanje pre tretmana, koje je praćeno i značajnim funkcionalnim poboljšanjem u smislu vršenja aktivnosti dnevnog života (63).

Unapređenje vršenja motorne radnje nastalo treningom različitih veština praćeno je promenama u cerebralnom korteksu kako kod zdravih tako i kod subjekata sa oštećenjem mozga. U studijama na animalnom modelu su zapažene strukturne i funkcionalne promene na mozgu nakon što su životinje imale treninge koji uključuju složen motorni zadatak (64, 65). Jones i saradnici su istraživali uticaj kompleksnog motornog treninga kod pacova kojima je eksperimentalno izazvano oštećenje mozga. Pokazano je značajno poboljšanje funkcionalnog oporavka i povećana sinaptogeneza u kontralateralnom korteksu kod pacova sa eksperimentalno izazvanim oštećenjem mozga u grupi životinja koje su imale složeni motorni trening u poređenju sa grupom koja je izvršavala jednostavne repetitivne vežbe (66). Uvežbavanjem određenih veština u toku treninga postiže se poboljšanje funkcije određenih (ograničenih) neuralnih područja koja su specifična za tu funkciju (65).

Određeni intenzitet stimulacije i ponavljanje izvođenja veština koje su novostene je neophodno da bi se izazvale trajne neuralne strukturne i funkcionalne promene (67). Treba svakako biti oprezan sa ranom primenom intenzivnog treninga, jer postoje dokazi na animalnom modelu da se u ranom periodu (nekoliko dana) posle oštećenja mozga može intenzivnim vežbanjem pogoršati oštećenje tkiva mozga (68). Različiti mehanizmi neuralnog plasticiteta se javljaju u različito vreme kao odgovor na primenjeni tretman. Biernaskie i saradnici su ispitivali na modelu životinja, da li postoji kritičan period posle šloga kada je mozak "najosetljiviji" na rehabilitacione postupke. U njihovom radu određen je uticaj faktora vremena (početka terapije od nastanka moždanog oštećenja) na ishod rehabilitacije. Ispitivanje je izvršeno na pacovima kojima je izazvano

ishemi no ošte enje mozga, oni su podeljeni u etiri eksperimentalne grupe i jedna kontrolna grupa životinja bez moždanog ošte enja. Kontrolna gupa je imala uobi ajeno okruženje kao i grupa posle moždanog udara bez rehabilitacionih postupaka (standarni kavez). Ostali su imali rehabilitacioni trening u trajanju od pet nedelja i bogatije okruženje (ve i kavez sa objektima prilago enim za stimulaciju bimalnuelnih aktivnosti), po evši od 5, 14 i 30-og dana posle nastanka ošte enja. Životinje koje su zapo ele trening petog dana imale su zna ajno bolji oporavak od onih koji su zapo eli tretman tridesetog dana. Tako e, kod onih životinja koje su zapo ele rehabilitaciju petog dana zapažene su i zna ajne morfološke razlike na dendritima u regionu motorne kore u neošte enoj hemisferi mozga (69). U zna ajne inioce koji uti u na mogu nosti adaptacije mozga spadaju još i godine starosti, mogu nost pozitivnog uticaja sticanja jedne veštine na sticanje sli ne veštine ali i negativan uticaj sticanja odre ene veštine na izvo enje neke druge.

Sa razvojem tehnologije uopšte i metoda vizuelizacije u neuroradiologiji, postalo je mogu e identifikovati pojedine regione mozga koji pokazuju pove anu metaboli ku aktivnost kod bolesnika sa hemiparezom. Metode kao što su fMR i PET, kao i odre ene neurofiziološke tehnike, su pokazale da mozak oveka ima ne samo mogu nost da aktivira razli ite regione tokom oporavka posle povrede, ve je ta aktivacija dinami na i menja se tokom vremena proteklog od lezije (60). Pri izvo enju jednostavnog motornog zadatka kao što je opozicija palca i ostalih prstiju na ruci, kod osoba bez ošte enja mozga aktivira se mahom kontralateralni senzomotorni korteks. Aktivacija regiona premotornog korteksa, ipsilateralnog somatosenzornog korteksa i bilateralnih suplementarnih motornih area tako e se javlja pri izvo enju aktivnosti ruke i prstiju, posebno pri izvo enju kompleksnijih motornih zadataka. U studiji Marshall-a i saradnika kod pacijenata sa akutnim MU, fMR je ra enja u prvoj nedelji posle MU, zatim 3 i 6 meseci nakon toga (pra enje). Odmah po nastanku lezije (u prvoj nedelji) je zapažena zna ajna aktivacija senzomotornog korteksa sa suprotne strane od lezije u toku izvo enja motornog zadatka, što se sa postizanjem bolje funkcije ruke sve više smanjuje (70). Do sli nih rezultata došli su i Nhan i saradnici koji su tako e zapazili smanjnje aktivnosti suprotne hemisfere od strane lezije sa pove enjam vremena protklog od nastanka MU (71).

Novije strategije u rehabilitaciji hoda bolesnika posle MU i povrede kičmene moždine koje se zasnivaju na principima plasticiteta indukovanoj upotrebom, podrazumevaju primenu rastečenja dela telesne težine u toku treninga na beskonačnoj pokretnoj traci (tredmil). Devedesetih godina prošlog veka ovakav koncept treninga u osposobljavanju za hod je proučavan od strane velikog broja autora i predstavljen je kao vrlo perspektivan i siguran metod za restoraciju hoda kod nepokretnih bolesnika (3, 20, 21, 22). Ovakav način uvežbavanja hoda po ravnoj pokretnoj podlozi obuhvata nekoliko osnovnih principa u rehabilitaciji lokomocije. Hod po tredmilu sa rastečenjem omogućava rano započinjanje treninga hoda u rehabilitaciji neuroloških bolesnika. Ovakav pristup predstavlja ciljani trening motornih zadataka (kao što je hod) koji stimuliše ponavljanje određenih aktivnosti i ritmično koraćanje sa podrškom u uspravnom položaju kao i doziranje opterećenja donjih ekstremiteta. U meta analizi Moseley-a i saradnika, osnovni cilj je bio da se ispita da li postoji dovoljno dokaza da trening hoda na tredmilu sa ili bez rastečenja poboljšava hod u odnosu na druge tehnike u rehabilitaciji. Rezultati ove analize nisu pokazali značajne razlike između treninga na tredmilu sa ili bez rastečenja i drugih kineziterapijskih tehnika u postignutoj brzini hoda i nezavisnosti u aktivnostima dnevnog života. Postoji samo manji pozitivan trend koji ukazuje na efektivnost treninga na tredmilu sa rastečenjem u postizanju nezavisnog hoda (72). Kasnije je objavljena studija Franceschini-a i saradnika u kojoj se poredi efektivnost treninga hoda na tredmilu sa rastečenjem i konvencionalne terapije kod pacijenata u subakutnoj fazi oporavka posle MU koji su bili nepokretni. I u ovoj studiji nije dokazano da je trening na tredmilu sa rastečenjem dao bolje rezultate u oporavku hoda u odnosu na konvencionalne tehnike (73). U novijoj randomiziranoj studiji Ada i saradnika bilo je uključeno stotvadesetšest pacijenata koji nisu bili sposobni za hod posle MU. Ona je pokazala da pacijenti koji su imali trening hoda na tredmilu sa rastečenjem postižu bolji oporavak u smislu nezavisnog hoda u poređenju sa pacijentima koji su uvežbavali hod po ravnom uz asistenciju terapeuta. Takođe, u ovoj studiji je pokazano da je grupa pacijenata koja je trenirana na tredmilu sa rastečenjem postigla nezavisan hod dve nedelje ranije (74). I pored preliminarnih dobrih rezultata studija koje su poredile efektivnost treninga hoda na tredmilu sa drugim tehnikama, ova vrsta terapije nije široko u kliničkoj upotrebi. Najčešće se kao razlog za ovo pominje da je za trening na tredmilu sa rastečenjem neophodno prisustvo dva ili

više terapeuta (za pomeranje pacijentovih donjih ekstremiteta i za upravljanje mašinom) i veliki troškovi bilo za angažman osoblja bilo same aparature.



Slika 6: Tredmil sa rastere enjem za trening hoda.

U cilju pružanja efikasnog treninga hoda neurološkim pacijentima, baziranog na fundamentalnim i kliničkim istraživanjima, ali i sa ciljem da se smanji fizičko opterećenje terapeuta za vreme asistiranog treninga hoda na tredmilu, konstruisani su novi robotizovani uređaji (75). Robotizovani uređaji su u novije vreme postali široko prihvaćeni od mnogih istraživača i kliničara u rehabilitaciji hoda bolesnika posle MU i povreda kičmene moždine. Ovi uređaji omogućavaju intenzivniji i bezbedan rehabilitacioni postupak kod bolesnika sa različitim neurološkim poremećajima.

Elektromehaničke uređaje koji se koriste u rehabilitaciji možemo definisati kao uređaje koji imaju elektromehanički pogon dizajniran tako da potpomogne koraćenje putem rasterećenja dela telesne težine i da omogućuju i automatizaciju hoda bolesnika posle MU ili nekog drugog neurološkog oboljenja. U svojoj konstrukciji oni imaju dva osnovna elementa: mehaničku konstrukciju koja omogućava uspravan položaj tela i dozirano rasterećenje (pacijent ima pojas koji je u vezi sa mehaničkom konstrukcijom iznad glave pacijenta) i pokretna podloga kao što je neprekidna traka- tredmil, platforme koje pokreću stopala ili drugo.

Roboti koji se koriste u treningu hoda omogućavaju intenzivnu, u visokom stepenu ponovljivu terapiju koja omogućava smanjenje motornog i ukupnog funkcionalnog deficita nastalog kao posledica lezije CNS. Oni se koriste kao dodatna terapija u treningu hoda po ravnom i omogućavaju veliki broj ponavljanja određenih obrazaca

pokreta (kao što je korakanje). Tako e, ranom primenom ovih mašina u rehabilitacionom programu možemo prožiti pacijentima koji ne hodaju mogućnost intenzivne prakse pokreta (koraka).

Robote koji se koriste za trening hoda na osnovu konstrukcije možemo podeliti na dve grupe:

- A. bez egzoskeleta (end-effector-type) – funkcioniše na principu primene mehaničke sile na kraju ekstremiteta.
- B. sa egzoskeletom (exoskeleton-type) – funkcioniše na principu kontrole pokreta pojedinih segmenata ekstremiteta uz pomoć spoljašnje konstrukcije koja se postavlja duž noge (36).

Tako e, neki od njih omoguavaju praćenje različitih kinematičkih i kinetičkih parametara tokom treninga dalju analizu, planiranje i korekciju trenažnog procesa. Oni omoguavaju manje angažovanje terapeuta i brojano i u smislu pružene asistencije.



Slika 7. Lokomat@Pro. Hocoma Switzerland.

Različite robotizovane tehnike za trening hoda bolesnika su razvijene sa ciljem da se omoguavaju korakanje sa mehaničkom asistencijom u zamenu za hod uz pomoć terapeuta na tredmilu (75). Locomat® i Gait Trainer® su najduže i najšire primenjivane robotizovane mašine u Evropi. Locomat® je predstavnik mašina sa egzoskeletom koji ima mogućnost da pomera noge pacijenta u zglobu kuka i kolena pomoću spoljašnje konstrukcije koja se fiksira za noge bolesnika i da na unapred programiran na in

omogu i korak anje (slika 7). Gait Trainer® je ure aj koji radi na principu pomeranja nogu u ciklusu hoda pomo u pokretnih platformi za stopala iji pokreti simuliraju fazu oslonca i fazu njihanja u ciklusu hoda (end-effector tip).



Slika 8. Gait Trainer® (Hesse S. Department of orthopedic and rehabil. University Berlin).

Oni predstavljaju komforne i sigurne aparate za trening hoda bolesnika sa hemiplegijom sa mogu noš u velikog broja ponavljanja koraka koji ima sli ne osobine kao noramalan hod po ravnom (36, 37, 39).

U studiji Pohl-a i saradnika cilj je bio da se uporede efekti repetitivnog lokomotornog treninga koriš enjem elektromehani kog trenažera za hod u kombinaciji sa drugim fizikalnim procedurama u pore enju sa primenom samo fizikalnih procedura. Istraživanje je trajalo skoro dve godine i obuhvatilo je 155 pacijenata, a njih 64 je imalo period pra enja od šest meseci od po etka tretmana. Statisti ki zna ajno ve i broj bolesnika je mogao da hoda bez pomo i i postigao je Barthel Index skor 75 i više posle etiri nedelje treninga sa Gait Trainer-om u pore enju sa onima koji su imali uobi ajen fizikalni tretman (24). Osnovni uzrok za ovakav pozitivan rezultat autori navode veliki broj ponavljanja koraka koji pacijent izvede na Gait Trainer-u. Na ovoj mašini, nepokretni bolesnici izvrše izme u 800 i 1200 koraka za vreme svake pojedina ne seanse treninga, u pore enju sa pacijentima iz kontrolne grupe koji izvedu 150 do 200

koraka za vreme njihovog uobičajenog treninga. Još jedan pozitivan efekat treninga na robotizovanim trenažerima pokazao je Husemann sa saradnicima. U njihovoj studiji za trening hoda korišćen je Lokomat® i pokazan je značajan gubitak telesne težine i masnog tkiva (76).

Predstavljeno je još nekoliko strategija u rehabilitaciji hoda neuroloških bolesnika, kao što su ritmička auditivna stimulacija i elektromiografski (EMG) biofeedback, koje se ograničeno koriste i imaju i dalje nedovoljno značajnih dokaza za rutinsku primenu u kliničkoj praksi (77, 78, 79, 80).

Istovremeno, poslednjih godina je pokazano da je terapija uspešna ako omogućuje treniranje pokreta, u ovom slučaju hoda, pri kome su sekvence hoda slične sekvencama karakterističnim za hod osoba bez motornih deficita. Da bi se omogućilo vežbanje, razvijeni su sistemi koji omogućuju kontrolu balansa i delimično rasterećenje pri hodu. Sistem koji je dostupan za terapijski rad se zove Walkaround, i omogućuje kretanje bez potrebe za dodatnim pomagalicama (razboj, štapovi, fizička podrška terapeuta). Walkaround je električno vođeno pomagalo pri kome je pacijentu osigurano da ne može da padne, a postoji i pojas koji održava gornji deo tela u položaju pogodnom za vežbanje hodanja različitim brzinama.



Slika 9. Motorizovana hodalica (Walkaround®), Veg A, Popović DB (modifikovano iz 81).

Stručnjaci sa Mašinskog i Elektrotehničkog fakulteta Univerziteta u Beogradu, konstruisali su Walkaround® sistem. Walkaround® predstavlja robotizovanu hodalicu sa točkovima, koja omogućava hod bolesnika po ravnom terenu sa slobodnim rukama (slika 9). Veza između bolesnika i vrste konstrukcije hodalice omogućena je pomoću lumbalnog pojasa i sistema suspenzora. Ovakav sistem omogućava pomeranje centra težišta tela u prostoru u toku hoda (vertikalno, horizontalno i rotacija karlice) kao i kod uobičajenog hoda. Pomeranje Walkaround® kontroliše se pomoću džojstika (kontrolne palice). Na taj način Walkaround® pomaže pacijenta u željenom smeru hoda, sa mogućom brzinom hoda do 1,2 m/s. Za razliku od drugih robotskih sistema ovaj sistem omogućava bolesnicima da se kreću u sopstvenim nogama u različitim prostorima i u spoljnoj sredini. Takođe, moguće je kombinovati ovaj sistem sa drugim modalitetima terapije kao što je FES (81).

2. RADNA HIPOTEZA

Primena složenog fizikalnog tretmana značajno utiče na neposredni i dugoročni oporavak i poboljšanje funkcije hoda kod bolesnika posle moždanog udara.

3. CILJ ISTRAŽIVANJA

1. da se istraži i dokaže neposredni uticaj složenog fizikalnog tretmana primenom funkcionalne električne terapije (FET) i posturalne podrške telu (Walkaround) na funkcionalno stanje hoda bolesnika posle moždanog udara u odnosu na primenu samo konvencionalne kineziterapije.
2. da se istraži i dokaže dugoročni uticaj složenog fizikalnog tretmana primenom posturalne podrške telu (Walkaround) na funkcionalno stanje hoda bolesnika posle moždanog udara u odnosu na primenu samo konvencionalne kineziterapije.
3. da se istraži i dokaže mogućnost i sigurnost primene funkcionalne električne terapije (FET) i posturalne podrške telu (Walkaround) u kliničkoj praksi.

4. MATERIJAL I METODE

Osnovni zadatak naše kliničke studije, čiji su rezultati prikazani u publikacijama u časopisima i na konferencijama, je da odgovorimo na sledeća pitanja: 1. Da li upotreba hodalice koja pacijentima daje orijentaciju gornjeg dela tela i delimično rasterećenje pomaže oporavku pacijenta posle moždanog udara; 2. Da li funkcionalna električna terapija (vežbanje hodanja asistirano višekanalnom električnom stimulacijom koja pomaže biološke sinergije) ubrzava i podiže nivo oporavka posle moždanog udara. Odgovorima na ova pitanja dokazujemo hipotezu istraživanja da primena složenog (kombinovanog) fizikalnog tretmana u rehabilitaciji bolesnika posle moždanog udara doprinosi bržem i boljem oporavku hoda.

Planirana studija je bila prospektivnog karaktera, sa početkom 01. 05. 2010. godine. Istraživanjem su praćeni bolesnici koji su bili na ambulantnom i intrahospitalnom rehabilitacionom tretmanu. Istraživanje je sprovedeno na Klinici za rehabilitaciju "Dr Miroslav Zotovi" u Beogradu, u saradnji sa Elektrotehničkim fakultetom Univerziteta u Beogradu.

U studiju je uključeno 90 odraslih ispitanika sa dijagnozom MU, i to oni koji imaju neuroradiološku dijagnostiku (kompjuterizovana tomografija i magnetna rezonanca) kao potvrdu dijagnoze. U klinici kojoj slici dominira slabost/oduzetost polovine tela i nemogućnost/otežan hod.

Svakom bolesniku predhodno je detaljno opisan i prikazan predviđeni protokol i aparatura, te je tražen njihov pristanak za učestvovanje u istraživanju. Studija je dobila odobrenje od Etičkog odbora Medicinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu.

Kriterijumi za uključivanje u studiju su bili: neuroslikanjem (kompjuterizovana tomografija- CT i/ili magnetna rezonanca- MR) dokazan prvi moždani udar; da je pacijent mogao bez asistencije da hoda pre moždanog udara; odsustvo neuroloških i/ili ortopedskih oboljenja koja onemogućavaju osposobljavanje za hod; odsustvo drugih poznatih težih oboljenja koja bi mogla uticati na predviđeni terapijski program (nestabilna kardiovaskularna oboljenja, druga neurološka i/ili ortopedska oboljenja koja onemogućavaju osposobljavanje za hod); odsustvo težih mentalnih i jezičkih poremećaja (nemogućnost da razumeju i izvrše proste naloge); mogućnost da sa izvesnim osloncem na paretinu nogu stoje (sa ili bez asistencije- Funkcionalna kategorija

kretanja eng. Functional Ambulation Category (FAC) 2 i više- osobi je potrebna stalna ili povremena pomoć jedne osobe za održavanje posture i/ili koordinacije); vreme proteklo od nastanka moždanog udara ne duže od tri meseca.

Za istraživanje je predviđena primena tri različita terapijska protokola, koji će se izvoditi svakog radnog dana u trajanju od 4 do 8 nedelja. Pacijenti će biti podeljeni slučajnim raspoređivanjem u tri grupe, prema predviđenom terapijskom protokolu.

Protokol I podrazumeva primenu konvencionalnih kineziterapijskih procedura: vežbe za povećanje obima pokreta, vežbe ravnoteže, vežbe metodom proprioceptivne neuromuskularne facilitacije, vežbe snage, vežbe opšte kondicije i dr. U treningu hoda ove grupe bolesnika korišćena su uobičajena pomagala kao što su štapić, stalak za hodanje sa četiri noge i asistencija terapeuta.

Protokol II podrazumeva primenu procedura kao u I protokolu uz dodatak primene višekanalne (etvorokanalne) FET-e za nogu u trajanju od 4 nedelje, svakog radnog dana, jednom dnevno (20 procedura). U program stimulacije su uključeni glavni mišići pokreta kičmenog sistema agonist/antagonist, i to za proksimalnu muskulaturu: m. quadriceps/m.hamstrings, a za distalnu muskulaturu m. tibialis anterior/ m. triceps sure.

Protokol III protokol podrazumeva primenu procedura kao i I protokolu uz dodatak primene Walkaorund® sistema.

Kod pacijenata će biti prikupljeni demografski i medicinski podaci. Funkcionalno stanje bolesnika će se registrovati pre početka terapije, posle tretmana i posle šest meseci.

Funkcionalno stanje bolesnika, analiza motornog oporavka noge i hoda biće praćeni kroz sledeće parametre:

1. registrovanje unilateralne/bilateralne promene: obima pokreta, brzine pokreta, razvijenih sila po segmentima zahvaćene strane (kuk, koleno, skočni zglob, stopalo); merenje brzine hoda. Za analizu hoda je predviđena primena novog mernog sistema koji se bazira na merenju ubrzanja i ugaonih brzina bežičnim Holter monitorom koji je deo opreme u Institutu. Deo ovog sistema je i programska podrška koja omogućuje direktno određivanje parametara od interesa.

2. funkcionalni testovi i skale: Functional Ambulation Category (FAC), Berg Balance Scale (BB), Barthel Index (BI), Fugl-Meyer Scale (FM) (u prilogu dat detaljan opis);

3. polimioigrafija. Ova analiza je moguća s obzirom da nam je na raspolaganju logistička podrška i sistem za merenje koji je potpuno autonoman, i uključuje veoma kvalitetne minijature pojačivače koji su praktično integrisani sa elektrodama što značajno utiče na podizanje odnosa signal/šum.

Opis tretmana

Svi ispitanici su imali program konvencionalne fizikalne terapije predviđene za bolesnika sa hemiplegijom u zavisnosti od njihovog funkcionalnog stanja. Primena standardnog kineziterapijskog programa predstavlja I protokol u našem istraživanju, koji je korišćen kao kontrola za ostale protokole. Trening se sastojao od vežbi za poboljšanje elastičnosti mišićne mase, vežbi jačanja mišićne mase, vežbi balansa, vežbi zasnovanim na metodi proprioceptivne neuromuskularne facilitacije (PNF) ili Bobath-ovoj tehnici, vežbi opšte kondicije i dr. Trening hoda se izvodio uvežbavanjem hoda po ravnom terenu, uvežbavanjem simetrije hoda, bočnog iskoraka, savladavanje standardnih prepreka i sl. Pacijenti su takođe imali okupacionu terapiju zasnovanu na uvežbavanju aktivnosti dnevnog života i logopedski tretman ukoliko su imali govornu jezičnu poremećaje. Koristili su uobičajena pomagala za hod: štapi, štapi sa četiri /tri tačke oslonca, stalak za hodanje sa četiri noge, kao i druge ortoze za gornje i donje ekstremitete kao što su standardna mitela za parnu ruku, plastična peronealna potkolena ortoza sa tabanskim produžetkom i posteriornom šinom-zglobna i dr. Program kineziterapije se izvodi individualno uz permanentnu kontrolu i nadzor fizikalnog terapeuta.

Za program ES (II protokol) korišćen je četvorokanalni stimulator za FET u koji je integrisan senzorski sistem. Stimulator omogućava izbor različitih parametara stimulacije: frekvencije od 5-100 Hz, trajanja pulsa od 10-1000 μ s, sa mogućnošću porasta i opadanja vremena na početku i kraju stimulacije od 0-0,5 s i amplitudom pulsa od 0-50 mA. Parametri stimulacije su podešeni na: frekvencija 50 Hz, trajanje pulsa 400 μ s, oblik talasa je trapezoidan, intenzitet stimulacije je bio od 12 do 38 mA. Senzorski sistem se sastoji od dva akcelerometra smeštena na parnoj nozi i senzora sile u cipeli, smeštenih na peti parne i metatarsalnom delu neparne noge. EMG aktivnost je registrovana sa odgovarajućih mišića neparne noge. Priprema i deo

istraživanja u kome smo u estvovali izvršen je na Klinici za rehabilitaciju "Dr M. Zotovi " u Beogradu.

Hodalica (Walkaround®) koja je koriš ena za trening hoda u III protokolu, predstavlja ure aj za posturalnu podršku tela (Body Postural Support- BPS eng.) koji se sastoji od hodalice sa to kovima, koja ima sopstveni elektromotor i omogu ava hod po ravnom sa slobodnim pokretima nogu. Veza izme u bolesnika omogu ena je pomo u lumalnog pojasa i sistema suspenzora. Ovakav sistem omogu ava pomeranje centra težišta tela u prostoru u toku hoda (vertikalno, horizontalno i rotacija karlice) kao i kod uobi ajenog hoda. Pomeranje Walkaround® kontroliše se pomo u džojstika (kontrolne palice). Na taj na in Walkaround® povu e pacijenta u željenom smeru hoda, sa mogu om brzinom hoda do 1,2 m/s. Konstrukcija i detaljan opis ure aja dat je u prilogu. Prva faza u klini kom protokolu je navikavanje pacijenata na hodalicu. Pozicioniranje pacijenta u hodalici se izvodi na na in da spre i potencijalni pad pacijenta tokom terapije. Tokom terapijskih sesija pacijenti hodaju pravo, 10 m nakon ega se okre u u hodalici i hodaju u suprotnom smeru. Jedino ograni enje u trajanju treninga hoda je pojava zamora bolesnika i eliminiše se potreba za fizi kom asistencijom terapeuta.

Demografske i klini ke karakteristike pacijenata su analizirane metodama deskriptivne statistike (srednja vrednost, standardna devijacija, minimalne i maksimalne vrednosti, procenat). U zavisnosti od distribucije podataka primenjivane su metode parametarske i neparametarske statistike (Student-ov t test, Pearson X² test i dr.). Rezultati su prikazivani grafi ki i tabelarno. Kao statisti ki zna ajna uzeta je verovatno a nulte hipoteze manja od 0,05. Statisti ka analiza je ura ena koriš enjem statisti kog programa SPSS (SPSS for Windows, release 17,0, SPSS, Chicago, IL).

5. REZULTI

Prikazivanje rezultata ispitivanja izvršeno je na osnovu primenjenog protokola (ostvarene asistencije) u toku treninga i analiziranih kinematičkih parametara. Kao što je rečeno, odgovori na pitanja koja dokazuju hipotezu ovog istraživanja su potraženi kroz kliničke studije. Ovde su ti rezultati prikazani razdvojeni u dve studije:

1. Hod asistiran električnom stimulacijom (korišćen II protokol)
2. Hod asistiran mehaničkim sistemom koji obezbeđuje kontrolu posture (korišćen III protokol)

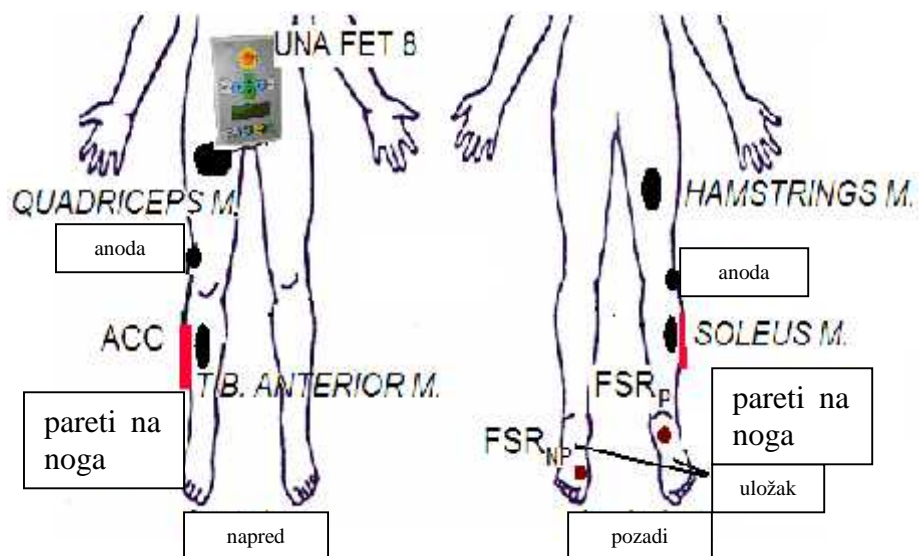
5. 1. Hod asistiran višekanalnom električnom stimulacijom paretno noge

Poremećaje u ciklusu hoda koje tipično srećemo kod bolesnika posle moždanog udara ne odnose se samo na fazu klancanja i na fazu oslonca paretno nogom. U poslednjih desetak godina sve više se posvećuje pažnja razvijanju sistema višekanalne električne stimulacije sa ciljem korekcije različitih poremećaja i u fazi oslonca i u fazi njihanja tokom hoda (49, 82, 83).

Popović i sar. (84) u svojoj studiji pokazali su rezultate primene višekanalne stimulacije u treningu hoda kod bolesnika u akutnoj fazi rehabilitacije posle moždanog udara. Obrazac stimulacije je programiran da imitira prirodne pokrete segmenata noge tokom hoda. Osnovni cilj ove studije bio je da se implementira novi višekanalni stimulator koji će pomagati bolesniku i u fazi njihanja i u fazi oslonca paretno nogom. S druge strane autori su imali za cilj da predstavljaju sistem stimulacije koji je jednostavan i klinički primenjiv. Rezultati ove pilot studije Popovića i saradnika ukazali su na pozitivne efekte primene FET kod bolesnika posle moždanog udara i ukazali na određene probleme. Vreme pojedinih faza stimulacije bilo je podešeno na osnovu EMG karakteristika aktivnosti zdravih osoba koje sporo hodaju. Stimulacija sa tako zadatim parametrima se nije uvek poklapala sa voljnom aktivnošću bolesnika, a takođe su bolesnici na neki način menjali svoju voljnu aktivnost kada je bila primenjena stimulacija, posebno ako se vreme stimulacije značajnije razlikovalo od početka voljne kontrakcije (prilog 1).

Iskustva iz studije Popovića i sar. koristili smo u pripremi i delu istraživanja u kome smo učestvovali na Klinici za rehabilitaciju "Dr M. Zotovi" u Beogradu, gde je korišćen četvorokanalni stimulator za FET u koji je integrisan senzorski sistem (85). Stimulator omogućava izbor različitih parametara stimulacije: frekvencije od 5-100Hz, trajanja pulsa od 10-1000 μ s, sa mogućnošću porasta i opadanja vremena na početku i kraju stimulacije od 0-0,5s i amplitudom pulsa od 0-50mA. Senzorski sistem se sastoji od dva akcelerometra smeštena na prednjoj nozi i senzora sile u cipeli, smeštenih na peti prednje i metatarsalnog dela zadnje noge. EMG aktivnost je registrovana sa odgovarajućih mišića zadnje noge.

Novi sistem stimulacije je testiran na 13 bolesnika (7 žena i 6 muškaraca) u akutnoj fazi rehabilitacije, koji su selektovani posle detaljne evaluacije medicinske dokumentacije i kliničkih kriterijuma za uključivanje u studiju. Pacijenti su podeljeni u dve grupe slučajnim izborom FET (4 žene i 3 muškarca) i CON (3 žene i 3 muškarca). FET grupa je imala četvorokanalnu električnu stimulaciju a CON - kontrolna grupa nije imala električnu stimulaciju. Svi učesnici u studiji imali su standardan rehabilitacioni protokol za bolesnike sa hemiplegijom. Pored toga svi pacijenti su imali dodatni, standardni trening hoda u trajanju od 45min, svaki radni dan, četiri nedelje (I protokol). FET grupa bolesnika imala je električnu stimulaciju za vreme hoda sledećih mišića: m. kvadriceps, zadnja loža natkolenice, m. soleus i m. tibialis anterior prednje noge (II protokol). Ovi mišići su izabrani radi poboljšanja kontrole ekstenzije/fleksije kolena i dorzi/plantarne fleksije stopala u različitim fazama ciklusa hoda. Parametri stimulacije su podešeni na: frekvencija 50Hz, trajanje pulsa 400 μ s, oblik talasa je trapezoidan, intenzitet stimulacije je bio od 12 do 38mA. Klinička procena se satojala od praćenja sledećih parametara: Fugl-Meyer testa za donje ekstremitete (FM), Barthel indeksa (BI), srednje brzine hoda na distanci od 6m. Procena je vršena na početku studije i posle 4 nedelje.



Slika 10. Šema položaja elektroda četvorokanalne stimulacije (UNA FET 8 stimulator), mesta postavljanja senzora (FSR eng. Force-Sensing Resistor) i akcelerometara (ACC). NP nepareti na noga, P pareti na noga (modifikovano iz 85).

Tabela 1. Zbirni prikaz posmatranih parametara na početku studije i na kraju tretmana). SD: standardna devijacija.

			Barthel index		Fugl-Meyer skor		Brzina hoda (m/s)	
	Godine starosti	Vreme od MU (dani)	po etak	kraj	po etak	kraj	po etak	kraj
FET grupa								
Srednja vrednost	61,0	22,6	57,9	77,1	20,4	29,7	0,25	0,40
SD	13,1	7,6	20,6	12,5	5,2	2,5	0,12	0,12
Max	73	31	85	95	28	31	0,33	0,64
Min	41	16	20	55	11	16	0,15	0,24
CON grupa								
Srednja vrednost	57,2	22,7	61,7	66,7	21,8	24,8	0,31	0,34
SD	13,3	5,3	27,9	25,0	6,2	6,6	0,11	0,15
Max	68	32	90	90	31	34	0,41	0,56
Min	40	16	25	35	16	16	0,20	0,21

Tabela 2. Relativne promene posmatranih parametara normalizovanih prema maksimalnim vrednostima za FM i BI skor, kao i uobičajenih vrednosti brzine hoda za odrasle zdrave osobe ($v=1\text{m/s}$).

	BI skor (%)	FM skor (%)	Brzina hoda (%)
FET	21,6±10,0	29,9±0,5	20,3±8,1
CON	6,3±4,4	8,8±4,9	5,6±4,1
Student-ov t test	$p<0,01$	$p<0,01$	$p<0,01$

U tabeli 1 su prikazane demografske karakteristike bolesnika, kao i parametri na početku i na kraju tretmana FET. Statistička analiza nije pokazala statistički značajnu razliku između grupa u odnosu na starost ($t=0,520$, $p=0,614$), vremenu proteklom od MU ($t=0,026$, $p=0,980$) i prema polu ($\chi^2=0,066$, $p=0,797$).

Analizom razlike posmatranih parametara na početku studije nije nađena statistički značajna razlika između FET i CON grupe: FM skor ($p=0,35$), BI skor ($p=0,39$) i srednja brzina hoda ($p=0,07$). Na kraju studije analizom za FET grupu ispitanika registrovana je statistički značajna razlika u svim posmatranim parametrima u odnosu na početak studije ($p<0,05$). Analizirajući iste parametre za CON grupu nije nađena statistički značajna razlika: FM skor ($p=0,22$), BI skor ($p=0,35$) i srednja brzina hoda ($p=0,31$).

Tabela 2 prikazuje relativne promene u vrednostima FM i BI skora u odnosu na maksimalno moguće vrednosti (FM=34, BI=100), kao i relativne promene srednje vrednosti brzine hoda u odnosu na uobičajenu brzinu hoda zdravih odraslih osoba ($v = 1\text{m/s}$). Rezultati analize Student-ovim t testom ukazuju na statistički značajnu razliku u posmatranim parametrima između grupa ($p<0,05$).

Primena funkcionalne električne terapije u rehabilitaciji bolesnika posle moždanog udara ubrzava i podiže nivo oporavka.

5. 2. Hod asistiran mehani kim sistemom koji obezbe uje posturu i sigurnost pri hodu

Ve ini bolesnika sa hemiplegijom potrebna je pomo u održavanju uspravnog položaja. Ovakvu pomo u ranoj fazi oporavka i treninga hoda uobi ajeno omogu ava terapeut. Fizi ko angažovanje terapeuta je pri tome zna ajno i esto ne dovodi do hoda koji ima fiziološke karakteristike. Razli ite robotizovane tehnike za trening hoda su razvijene sa ciljem da se omogu i kora anje sa mehani kom asistencijom na tredmilu u zamenu za hod uz pomo terapeuta. U ovoj studije je koriš en ure aj koji je detaljno opisan u prilgu 2.

U drugom delu nešeg istraživanja koriš ena je Hodalica (Walkaround®) za trening hoda bolesnika posle moždanog udara (86). Hodalica predstavlja ure aj za posturalnu podršku tela (Body Postural Support- BPS eng.) koji se sastoji od hodalice sa to kovima, koja ima sopstveni elektromotor i omogu ava hod po ravnom sa slobodnim pokretima nogu. Veza izme u bolesnika omogu ena je pomo u lumalnog pojasa i sistema suspenzora kao što je detaljno opisano u prilogu 2. Ovakav sistem omogu ava pomeranje centra težišta tela u prostoru u toku hoda (vertikalno, horizontalno i rotacija karlice) kao i kod uobi ejenog hoda. Pomeranje Walkaround® kontroliše se pomo u džojstika. Na taj na in Walkaround® povu e pacijenta u željenom smeru hoda, sa mogu om brzinom hoda do 1,2 m/s. Na ovaj na in jedino ograni enje u trajanju treninga hoda je pojava zamora bolesnika i eliminiše se potreba za fizi kom asistencijom terapeuta.

Sproveli smo randomiziranu, jednostruko-slepu klini ku studiju koja je trajala etiri nedelje. Cilj studije je da se ispita efektivnost BPS sistema na oporavak hoda bolesnika posle moždanog udara u pore enju sa konvencionalnim (CON) treningom.

U po etnoj fazi studije analizirano je 46 potencijalnih u esnika. Posle detaljne analize kriterijuma za uklju ivanje u studiju i mogu nosti bolesnika da sve vreme planiranog trajanja istraživalja bude dostupan, broj ispitanika se smanjio na 29. Pre po etka studije još jednom su detaljno analizirani i ispitani potencijalni u esnici i još njih sedam je isklju eno iz istraživanja (etri zbog pridruženih medicinskih komplikacija, jedan je odbio da u estvuje u studiji, a dvoje pacijenata nije moglo biti pra eno do šest meseci).

Pacijenti su slučajnim izborom podjeljeni u dve jednake grupe (po 11 ispitanika): grupa koja je imala trening hoda sa hodalicom- Walkaround® (BPS) i kontrolna grupa (CON) koja je koristila konvencionalna pomagala (štap, asistenciju terapeuta). Svi ispitanici su imali program konvencionalne fizikalne terapije predviđene za bolesnika sa hemiplegijom u zavisnosti od njihovog funkcionalnog stanja (Protokol I). Trening se sastojao u vežbama za poboljšanje elastičnosti mišićne mase, vežbe jačanja mišićne mase, vežbe zasnovane na metodi proprioceptivne neuromuskularne facilitacije (PNF) ili Bobath-ovoj tehnici, vežbe opšte kondicije i dr. Pacijenti su takođe imali okupacionu terapiju zasnovanu na uvežbavanju aktivnosti dnevnog života i logopedski tretman ukoliko su imali govornu jezičnu poremećaje.



Slika 11. Pacijent u toku procene dok hoda sa terapeutom i štapom, i u toku hoda sa Walkaround® (BPS) (modifikovano iz 86).

Trening hoda je trajao 30min, pet puta nedeljno, svakog radnog dana, četiri nedelje za redom. Minimalan broj tretmana bio je 18, ukupno trening je maksimalno trajao pet nedelja. Protokol je prilagođen zbog toga što je nekoliko bolesnika iz medicinskih razloga propustilo pojedine tretmane. Pacijenti iz grupe koji su imali konvencionalni trening su hodali brzinom koju su sami diktirali i osećali je kao komfornu koristeći i konvencionalne vrste pomoći (štap i/ili pomoć terapeuta). Grupa bolesnika koji su imali posturalnu podršku tela (BPS) u toku treniga hodala je uz pomoć Walkaround® brzinom od 0,3 do 0,7 m/s (Protokol III). Brzina je prilagođena da se pacijenti osećaju sigurno i komforno. Pacijenti su nosili potkolenu platnu peronealnu

ortozu ukoliko je bilo potrebno. Tokom treninga terapeut je davao instrukcije bolesnicima za korekciju pojedinih faza hoda.

Testiranje je vršeno na po etku studije, posle završenog tretmana (4 nedelje) i posle perioda pra enja (6 meseci posle tremana).

Pre eni su slede i parametri: Barthel index (BI), Fugl-Meyer skor (FM) za donje ekstremitete, Berg balans test (BB), brzina hoda. Procenu je vršila osoba koja nije bila uklju ena u analizu podatka i nije znala koji tretman je bio primenjivan (single-blinded). Za analizu izvo enja aktivnosti dnevnog života koriš en je Barthel index (maksimum 100) koji ima 10 oblasti koje se ocenjuju sa 0, 5, 10, 15.

Brzina hoda je procenjivana na ravnoj podlozi dužine 10m, gde je u obzir uzeta sredina pre enog puta od 6m.

Tabela 3: Zbirni prikaz posmatranih parametara na po etku studije, posle 4 nedelje (na kraju tretmana) i posle šest meseci (period pra enja). SD: standardna devijacija

		Bartel indeks			Fugl-Meyer skor			Berg Balans Test			Brzina hoda (m/s)		
	Vreme od MU	0 dan	4 ned.	6 mes.	0 dan	4 ned.	6 mes.	0 dan	4 ned.	6 mes.	0 dan	4 ned.	6 mes.
CON (kontrolna) grupa													
Srednja vrednost	36.4	75.4	85.9	91.4	21.9	26.4	28.1	36.4	40.5	43.9	0.37	0.44	0.45
SD	20.9	14.6	8.6	6.4	8.4	5.8	4.6	12.0	10.1	9.7	0.10	0.09	0.10
Max	90	95	100	100	33	33	33	52	53	54	0.58	0.66	0.64
Min	17	55	75	80	11	18	21	13	25	31	0.21	0.31	0.31
BPS (Body Postural Support) grupa													
Srednja vrednost	38.3	78.6	87.3	90.9	23.8	28.1	30.2	38.4	44.8	46.7	0.38	0.54	0.59
SD	21.3	10.9	7.5	6.6	5.6	3.6	2.3	9.2	7.9	8.1	0.09	0.13	0.11
Max	93	90	95	95	30	34	34	48	52	55	0.58	0.81	0.83
Min	15	55	70	75	14	24	27	17	28	28	0.23	0.37	0.47

Rezultati su ukazivali da na po etku studije nije bilo statisti ki zna ajne razlike ($p>0,05$) izme u BPS i CON grupe u demografskim karakteristikama bolesnika (godine starosti, pol, vreme proteklo od MU i po etka studije).

Tabela 4. Zbirni prikaz razlika u posmatranim parametrima posle 4 nedelje (na kraju tretmana) i posle šest meseci (period pra enja). Zna enje skra enica: : razlika; SD: standardna devijacija; m: mesec; n: nedelja. * ozna va statisti ki zna ajnu razliku ($p<0.05$).

BPS (Body Postural Support) grupa								
	Bartel index		Fugl-Meyer skor		Berg Balans test		Brzina hoda (m/s)	
	4 n	6 m	4 n	6 m	4 n	6 m	4 n	6 m
Srednja vrednost	8.6	12.3	4.3	6.4	6.4	8.4*	0.16*	0.21*
SD	6.4	6.8	3.2	3.9	3.1	2.2	0.1	0.1
Max	25	30	12	15	11	11	0.23	0.25
Min	5	5	0	2	2	5	0.1	0.1
CON (kontrolna) grupa								
Srednja vrednost	10.45	15.91	4.55	6.18	4.18	7.55*	0.07	0.08
SD	7.57	12.81	3.80	4.90	3.34	4.76	0.1	0.1
Max	25	40	10	14	12	18	0.08	0.07
Min	0	5	0	0	-1	1	0.14	0.24

Tabela 4. pokazuje promene u posmatranim parametrima u grupama bolesnika BPS i CON na kraju tretmana (4 nedelje) i posle perioda pra enja (6 meseci) u odnosu na po etak studije. Statisti ki zna ajne razlike su postojale u Berg balans skoru posle šest meseci u obe grupe i u brzini hoda u BPS grupi bolesnika na kraju terapije i posle perioda pra enja ($p<0,05$).

Tabela 5. Normalizovane razlike izme u BPS i CON grupe ispitanika na po etku tretmana, na kraju terapije i perioda pra enja u procentima maksimalnih vrednosti. Zna enje skra enica: m: mesec; n: nedelja. * ozna va statisti ki zna ajnu razliku ($p<0.05$).

Normalizovane razlike izme u BPS i CON grupe u procentima maksimalnih vrednosti												
	Bartel index (max 100)			Fugl-Meyer skor (max 36)			Berg Balans test (max 54)			Brzina hoda (m/s)		
Vreme	0	4 n	6 m	0	4 n	6 m	0	4 n	6 m	0	4 n	6 m
%	3.18	1.36	-0.45	5.30	4.55	5.81	3.70	7.91*	5.22	1.86	12.5*	22.54*

U tabeli 5. su prikazane razlike posmatranih parametara, kada se u obzir uzme procenat maksimalne predviđene vrednosti parametra, između u dve grupe ispitanika na početku tretmana, na kraju tretmana i na kraju perioda praćenja. Na početku studije nije bilo značajnih razlika u posmatranim parametrima između grupa ($p > 0,05$). Značajne razlike su se pokazale u brzini hoda i Berg balans testu posle tretmana i u brzini hoda posle šest meseci ($p < 0,05$).

Poređeni su rezultati dve brojano jednake grupe bolesnika. Prosečna starost bolesnika bila je $57,3 \pm 10,9$ godina za BPS grupu u poređenju sa CON grupom gde je prosečna starost bolesnika bila $58,1 \pm 11,4$ godina. Prosečno vreme proteklo od nastanka MU za BPS grupu bilo je 38 ± 21 dan i za CON grupu 36 ± 21 dan. F test je pokazao da nema statistički značajne razlike među grupama ($p > 0,05$).

Na početku studije nije bilo razlika ni u kliničkim parametrima.

Statistički značajne razlike nađene su u brzini hoda posle četiri nedelje i šest meseci kod BPS grupe bolesnika i u Berg balans testu kod obe grupe ispitanika na kraju perioda praćenja. Manja povećanja Bartel indeks-a su očekivana jer ovaj test nije posebno osetljiv na poboljšanja funkcije hoda. Iako je BI jedan od najčešće primenjivanih testova za procenu onesposobljenosti, u njemu se samo tri kategorije odnose na pokretljivost (hod, transferi i hod uz stepenice). Promene u skoru Fugl-Meyer testa su takođe očekivano manje jer su vrednosti ovog skora na početku studije za bolesnike koji imaju određenu motornu aktivnost visoke (bolesnici su kao kriterijum za uključivanje u studiju imali da mogu da stoje na paretnoj nozi -delimično oslonac). Povećanje skora Berg balans testa smo zapazili u obe grupe, ali su razlike značajnije u BPS grupi ispitanika. Ovakav rezultat ukazuje da su bolesnici koji su imali trening hoda sa posturalnom podrškom telu-Walkaround® nau ili da bolje održavaju posturalnu kontrolu u stojećem stavu. Na početku naše studije prosečne vrednosti BB testa su ukazivale da bolesnici mogu sigurno da hodaju samo uz asistenciju pomagala i/ili terapeuta. Srednje vrednosti postignutog BB testa na kraju studije u BPS grupi ispitanika koreliraju sa hodom bez pomoći hodalice i druge osobe.

Poboljšanje posturalne kontrole doprinosi i povećanju brzine hoda. Ovakav rezultat je posebno uočljiv ako posmatramo razlike između u BPS i CON grupe u odnosu na maksimalne vrednosti posmatranih parametara. Značajne razlike u brzini hoda između grupa nađene su posle tretmana ($p < 0,01$), kao i u vrednosti Berg balans testa u

istom periodu ($p < 0,05$). I dalje u periodu pra enja od šest meseci brzina hoda je zna ajno ve a u BPS grupi ($p < 0,05$). S obzirom da su bolesnici uklju eni u ovu studiju bili u subakutnoj fazi oporavka, oni su se generalno sporo kretali. Na po etku studije prose na brzina hoda za obe grupe je bila na nivou hoda na ku nim relacijama (indoor ambulation). Iako je brzina hoda zna ajno poboljšana u BPS grupi ispitanika, postignuta prose na brzina hoda na kraju studije i posle perioda od šest meseci korelira se sporijim (ograni enim) hodom van ku e (restricted community ambulation).

U ovoj studiji u kojoj su bolesnici imali trenig hoda sa posturalnom podrškom telu-Walkaround®, pokazano je ograni eno ali zna ajno poboljšanje u brzini hoda i kontroli balansa. Trenig hoda sa posturalnom podrškom telu može biti dobra dodatna terapija, posebno kod bolesnika u ranoj fazi oporavka posle MU i onih koji hodaju sporo uz asistenciju.

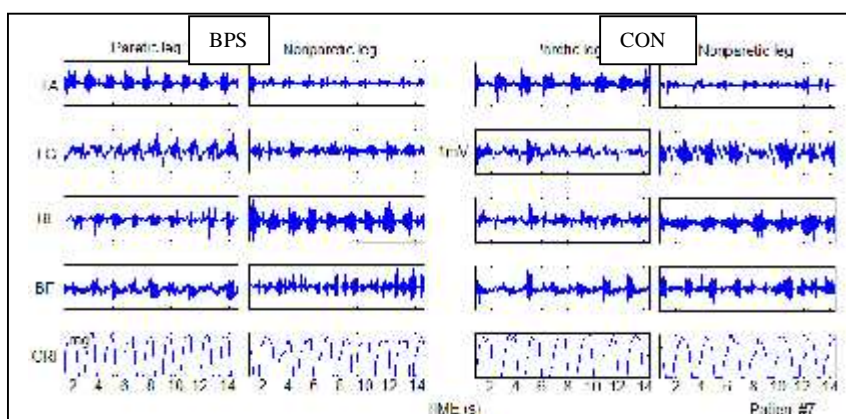
Ovakvi rezultati su nas motivisali da dalje istražimo razlike u motornoj kontroli (miši nim sinergijama) izme u bolesnika koji hodaju sa posturalnom podrškom telu-Walkaround® i onih koji hodaju uz pomo terapeuta. Ivanenko i sar. 2003., 2005. i 2006. (87, 88, 89) su pokazali kako polimografsko snimanje sa površnim elektrodama može biti koriš eno za analizu motorne kontrole. Autori su pokazali vremensku i prostornu organizaciju miši ne aktivnosti, koju nazivano sinergija, za razli ite vrste hoda. Ve i broj autora (90, 91) prou avalo je spacijalne i temporale krakteristike aktivacije razli itih grupa miši a pri hodu sa razli itim pomo nim sredstvima.

U slede oj fazi studije postavljena je hipoteza da su miši ne sinergije koje se razvijaju u toku treniga sa Walkaround® razli ite od onih koje se registruju u toku hoda uz pomo terapeuta (92).

Ispitivano je deset bolesnika (3 žene i 7 muškaraca) sa hemiplegijom u subakutnoj fazi oporavka i pet zdravih volontera. Klini ki parametri koji su pra eni su Barthel indeks (BI), Fugl-Meyer (FM) skor za donje ekstremitete, Berg balans (BB) skor, trajanje faze oslonca i kla enja za pareti nu i nepareti nu nogu i brzina hoda po ravnom. Prose na starost bolesnika bila je $59,6 \pm 11,25$; ispitanika sa levom stranom slabosti tela bilo je 4, prose no vreme od nastanka MU bilo je $83,7 \pm 42,33$ dana. Srednja vrednost BI iznosila je $88 \pm 3,06$; prose an FM skor bio je $23,1 \pm 4,8$ a srednja vrednost BB skora bila je $40,55 \pm 11,6$.

Snimani su EMG signali sa površnim elektrodama postavljenim na glavne pokreta e zglobova nogu: m. tibialis anterior (TA), m. gastrocnemius lateralis (LG), m. rectus femoris (RF) i m. biceps femoris (BF). Elektrode su postavljane prema SENIAM protokolu (93, 94). Referentna elektroda je postavljena iznad pacijentovog desnog kolena. Zajedno sa snimanjem EMG-a, snimani su i signali sa dva senzora sile (force sensing resistors eng –FSR) koji su smešteni u metatarzalnom predelu i na peti u odgovaraju em ulošku cipele. FSR signali su nam omogu avali da odredimo pojedina ne faze hoda.

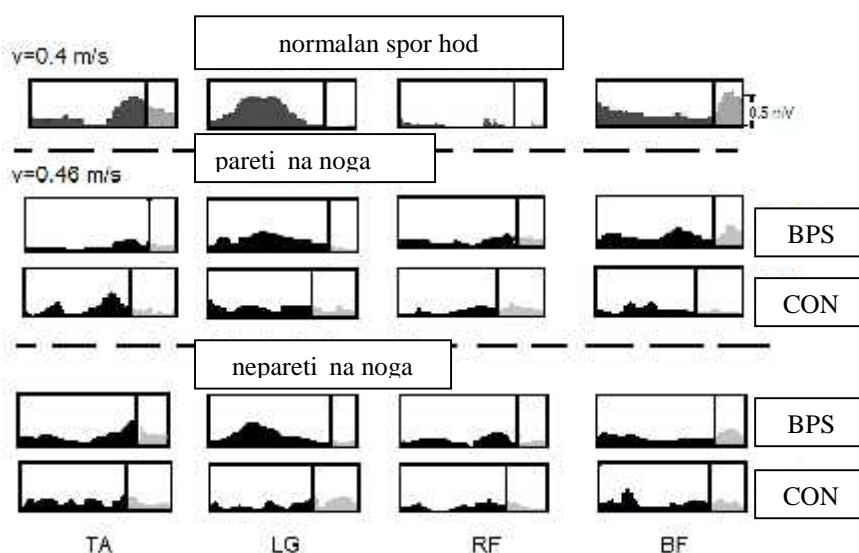
Snimanje je vršeno u jutarnjim asovima da bi se smanjio efekat zamora. Pacijenti su hodali po ravnoj stazi dužine 10m dva puta, uz pomo hodalice i uz pomo terapeuta, sa periodom odmora od 10 minuta da bi se eliminisao faktor zamora. Za zdrave volontere brzina hoda je iznosila oko 0,4m/s.



Slika 12. EMG signal registrovan sa površnih elektroda za jednog pacijenta u toku hoda sa konvencionalnom asistencijom (CON) i Walkaround® (BPS). Skra enice ozna avanju: TA- m. tibialis anterior; LG- m. gastrocnemius lateralis; RF- m. rectus femoris; BF- m. biceps femoris. Poslednji red ozna ava sile pritiska podloge koje su snimljene sensorima sile FSR. Treba zapaziti da u toku hoda sa BPS pacijent pravi jedan korak više u istom vremenskom intervalu (modifikovano iz 92).

Na slici 12. su prikazani EMG signali i signali sa senzora sile u ulošku cipele, za nekoliko koraka u sredini pre enog puta od 10m, u toku hoda sa Walkaround® i uz pomo terapeuta. Za celu grupu ispitanika (10 bolesnika sa hemiplegijom), u proseku,

faza klapanja se promenila sa $26\pm 7\%$ na $32\pm 8\%$ za neparetnu nogu i sa $27\pm 8\%$ na $35\pm 7\%$ za parnu nogu (odnos Walkaround® i konvencionalna asistencija). Produženje faze klapanja odgovara više karakteristikama zdravog hoda, iako ostaje značajna asimetrija između faze klapanja parne i neparne noge.



Slika 13. Prikazani su EMG profili u toku sporog hoda zdravog ispitanika ($v = 0,4$ m/s). Niža slika pokazuje EMG profile za pojedina an korak (istog bolesnika kao sa slike 9.) u toku hoda sa konvencionalnom asistencijom (CON) i Walkaround® (BPS), sa brzinom hoda $0,43$ m/s za CON, odnosno $0,48$ m/s za BPS. Skraćenice označavaju: TA- m. tibialis anterior; LG- m. gastrocnemius lateralis; RF- m. rectus femoris; BF- m. biceps femoris. Vertikalne linije označavaju kraj faze oslonca. Treba zapaziti razlike u trajanju faze oslonca i stajanja (modifikovano iz 92).

Sledeća slika (slika 13) nam prikazuje EMG profile sa parne i neparne noge istog ispitanika, za period jednog koraka, kada hoda uz pomoć Walkaround® ili uz pomoć terapeuta/štapa. Na ovom primeru se vidi da je vreme klapanja neparne noge bilo 23% faze koraka u toku hoda sa konvencionalnom pomoć i u odnosu na 34% u toku hoda sa Walkaround®. Period klapanja parne noge se povećao sa 26% kada pacijent hoda sa konvencionalnom pomoć i na 38% kada bolesnik hoda sa Walkaround®. Prosečna brzina hoda sa konvencionalnom pomoć i bila je $0,43$ m/s dok je brzina tokom hoda sa Walkaround® bila $0,48$. Slika 10. takođe ukazuje da su EMG

profili i za paretinu i za neparetinu nogu različitih od onih snimljenih kod zdravih volontera. Ipak, hod uz pomoć Walkaround® je sličniji zdravom obrazcu u odnosu na hod uz konvencionalna sredstva pomoći. Tako je, Walkaround® više utiče na obrazac hoda neparetine nego paretine noge.

Analiza EMG aktivnosti ključnih mišića i pokreta noge kod bolesnika posle moždanog udara načinjena je za vreme hoda uz posturalnu podršku (BPS) i u toku hoda sa konvencionalnom asistencijom.

Rezultati aktivacije različitih mišića su detaljnije analizirani.

1. Aktivnost TA u hodu sa Walkaround® je sličnija aktivaciji kao kod zdravih osoba, u poređenju sa aktivacijom tog mišića pri hodu sa konvencionalnom asistencijom. Doprinos aktivacije TA mišića u toku prelaza iz faze oslonca i u fazu njihanja, koja je registrovana u toku hoda sa Walkaround® ali ne sa konvencionalnom pomoći, igra značajnu ulogu u kontroli stopala uzrokujući i brzu dorzifleksiju (95, 96).

2. Kokontraktura TA i LG je smanjena u neparetinoj nozi kada ispitanici hodaju uz pomoć Walkaround® u odnosu na konvencionalnu asistenciju. Kokontraktura ova dva mišića povećava ukočenost u skočnom zglobu i verovatno je kompenzatorni mehanizam koji se razvija da bi se smanjio uticaj slabosti paretine noge. Ovaj mehanizam je opisan i od strane Lark i sar. (97) i on nepovoljno utiče na inicijaciju i okončanje koraka kada je hod iniciran neparetinom nogom. Obezbeđuju i posturalnu podršku telu i povlaću anjem u željenom smeru kretanja unapred podešenom brzinom, Walkaround® omogućava dovoljnu podršku i sprečava stvaranje kompenzatornih kokontrakcija (slika 9).

3. Aktivacija BF u toku prelaska iz faze njihanja u fazu oslonca pri hodu sa Walkaround® tako je ima karakteristike zdravog hoda. Na ovaj način ekscentrična kontrakcija usporava nogu na kraju faze njihanja, omogućavajući i uobičajeni inicijalni kontakt petom (slika 9).

4. Normalno koncentrična kontrakcija BF na početku faze oslonca izaziva ekstenziju u kuku. Ovaj obrazac se zapaža i kod hoda sa Walkaround® u paretinoj nozi (slika 8).

5. Aktivacija BF koncentrična na prelazu iz faze stajanja u fazu njihanja može izgledati kao patološka jer nije registrovana kod zdravih (Slika 10). U nekoliko studija (98, 99) je takođe primećena takva aktivnost u drugoj fazi aktivacije BF, koja se sastoji

u ekscentričnoj kontrakciji koja izaziva fleksiju u zglobu kuka. U toj fazi ciklusa hoda glavni zadatak BF je da pomogne fleksiju kolena i omogućiti klancenje noge.

6. Najveća razlika u nivou aktivnosti kod bolesnika posle moždanog udara u odnosu na zdravu populaciju je doprinos aktivnosti RF. Ova povišena aktivnost je delimično uzrokovana i smanjenom aktivnošću u LG a delimično i time da noga nije u potpunosti ekstenzirana u fazi oslonca. Smanjena aktivnost LG u toku faze srednjeg oslonca izaziva otežano odvajanje stopala od podloge (push-off). U toku hoda sa uobičajenom asistencijom zapažena je veća redukcija aktivnosti LG u odnosu na hod sa Walkaround®. Ova razlika može biti proizvod korišćenja ruku kao podrške ali i kao posledica momenta sile koji pruža Walkaround®.

Veći efekti su zapaženi u toku hoda uz BPS u odnosu na CON. Pri hodu sa BPS u toku hoda se izaziva skoro normalan obrazac fleksije i ekstenzije u sklonom zglobu kao i aktivnost BF ekstenzora kuka i fleksora kolena. Razlike između hoda sa Walkaround® i konvencionalnom asistencijom su manje izražene za ekstenziju kolena/fleksiju kuka aktivnošću u RF. Posturalna podrška telu utiče na aktivnost miškulature i paretne i neparetne noge. BPS nije eliminisao asimetriju koja je prisutna između paretne i neparetne noge, ali je registrovan produžetak faze njihanja koji više odgovara zdravom obrazcu hoda nego što to čini konvencionalna asistencija.

6. DISKUSIJA

Osnovni cilj prikazanih studija je procena efektivnosti rehabilitacije kod bolesnika posle MU. Primenjen je složeni fizikalni tretman koji je bio usmeren na osposobljavanje funkcije hoda i poboljšanje motornih sposobnosti bolesnika sa hemiplegijom.

Istraživanje efekata različitih modaliteta fizikalne terapije koji se primenjuju u savremenim programima funkcionalnog osposobljavanja bolesnika sa oštećenjem centralnog nervnog sistema (CNS) je u žiži interesovanja velikog broja naučnika. U poslednjih petnaest godina sve je više dokaza o pozitivnim efektima funkcionalne električne stimulacije u oporavku oštećenih motornih funkcija bolesnika sa lezijom CNS (50, 51, 52, 53, 54, 55, 56).

U revijalnom radu, Sinkjær i Popovi (100) su prikazali rezultate različitih studija kao i sopstvena iskustva na polju pronalaženja optimalnog metoda treninga nakon lezije CNS-a (MU, povrede mozga, povrede kičmene moždine). Ovi autori sugerišu da bi optimalni metod treninga za bolesnike posle MU uključivao intenzivno vežbanje i primenu električne stimulacije. Primena aktivnog pokreta, metoda neuromuskularne facilitacije i funkcionalne električne stimulacije omogućavaju produžen senzomotorni input za senzomotorni korteks. Autori u radu ukazuju i na dokaze da se primenom ovih modaliteta terapije u treningu pospešuje kortikalni plasticitet mozga. Takođe, po etak primene određenih modaliteta rehabilitacije posebno funkcionalne električne terapije u ranim fazama oporavka je koristan za bolji oporavak funkcije. Ipak u ovom radu su prikazani samo rezultati koji se odnose na oporavak funkcije ruke, ali postoje dokazi da je ista metodologija korisna i za oporavak funkcije hoda. Za dalja istraživanja upotrebe različitih modaliteta fizikalne terapije autori sugerišu dokazivanje efekata putem PET-a, fMR i TMS.

Postans i sar. (101) su koristili dvokanalnu stimulaciju (m. quadriceps i peronealna stimulacija) kod bolesnika posle akutne inkompletne lezije kičmene moždine za vreme treninga hoda na tredmilu i došlo je do poboljšanja izdržljivosti (povećanja prećene distance). Ng i sar. (57) su poredili efekte treninga na elektromehaničkom trenažeru za hod sa i bez električne stimulacije (m. quadriceps i peronealna stimulacija) kod bolesnika u subakutnoj fazi oporavka posle MU. Rezultati

ove studije su ukazali na ve u efikasnost treninga na trenažeru sa i bez stimulacije u odnosu na konvencionalni trening hoda. Povoljni efekti intervencije su se održavali i u periodu pra enja od šest meseci.

Rehabilitacioni program u studiji Popovi -a i sar. (102) obuhvatao je primenu funkcionalne elektri ne terapije sa ciljem restoracije funkcije hoda kod bolesnika posle MU. Ispitivano je deset bolesnika u subakutnoj fazi oporavka koji su podeljeni u dve jednake grupe, jedna je u terapiji imala višekanalnu elektri nu stimulaciju, dok je kontrolna grupa imala lažnu stimulaciju u toku treninga hoda. Iako nije postojala statisti ki zna ajna razlika u srednjim vrednostima maksimalno dostignutih brzina hoda izme u dve grupe ispitanika, prose na maksimalna brina hoda u FET grupi posle 4 nedelje je bila oko 0,85m/s što predstavlja brzinu hoda dovoljnu za ograni eno obavljanje aktivnosti van ku e (restricted communiti ambulation eng.). S druge strane, prose na maksimalna brzina hoda u kontrolnoj grupi posle 4 nedelje bila je oko 0,70 m/s, što odgovara brzini hoda u ku nim uslovima (indoor ambulation eng.) (103). Poreme aj simetrije hoda bolesnika, pra en kroz promene vrednosti indeksa simetrije, je postojao kod obe grupe ispitanika. Zapažen je izraženiji pozitivan trend, mada statisti ki bez zna aja, u poboljšanju simetrije hoda posle 4 nedelje kod ispitanika u FET grupi (samanjenje vrednosti IS na oko 10% u odnosu na kontrolnu grupu gde je njegova vrednost oko 15%). Postignuta srednja vrednost IS u kontrolnoj grupi je približna vrednosti ovog parametra kod zdravih ispitanika (104). Primena pozitivnih iskustava ove studije omogu ila su nam dalje unapre enje senzorskog sistema za kontrolu stimulacije koja e više odgovarati voljnoj aktivnosti.

U studiji u kojoj smo u estvovali predstavljen je sistem za FET koji je zasnovan na elektri noj stimulaciji koja je upravljana senzorskim signalima iz dva akcelerometra smeštenih na paretinoj nozi i sensorima sile smeštenim u cipeli. Unapre enjem automatske kontrole stimulacije postignusta je bolja sinhronizacija vremena stimulacije i voljnih pokreta. Tako e tehnologija je jednostavna i laka za upotrebu (85).

Primenjena tehnologija stimulacije je jednostavna i laka za klini ku upotrebu. Za postavljanje sistema dovoljno je oko 5min. Višekanalna elektri na stimulacija omogu ila je pacijentima u akutnoj fazi oporavka posle moždanog udara izvo enje odre enog motornog zadatka (hod) koji ina e ne bi mogli da izvedu bez asistencije. Tako e ovi bolesnici kasnije imaju ve e šanse za nastavak boljeg funkcionalnog

oporavka, s obzirom da su u relativno kratkom (4 nedelje) vremenskom periodu postigli značajno poboljšanje svih posmatranih parametara praćenja i nezavisan hod. Analizom rezultata FET primenjene kod bolesnika posle moždanog udara pokazan je bolji funkcionalni oporavak u odnosu na kontrolu grupu. Svakako da je za oporavak funkcije hoda i kod jedne i kod druge grupe bolesnika, bar delimično odgovoran i spontani neurološki oporavak. S druge strane, ovakve razlike sugerišu da facilitacija hodanja električnom stimulacijom obezbeđuje takođe bolje uslove i za kortikalne promene koje se događaju u ranoj fazi oporavka posle moždanog udara i ukazuju na fiziološke osnove odgovorne za funkcionalni oporavak posle rehabilitacije.

Na kraju ove kliničke studije svi posmatrani parametri su pokazali značajno poboljšanje u grupi sa FET, kao i između posmatranih grupa. Ovakvi rezultati su u skladu sa ranijim istraživanjima drugih autora koji ukazuju da je funkcionalni oporavak veći i u akutnoj fazi oporavka (49, 54, 102). Takođe, višekanalna stimulacija pruža neophodnu asistenciju funkciji hoda, koja bi bez pomoći bila značajno kompromitovana ili nemoguća. Višekanalnu stimulaciju na iste grupe mišića kod bolesnika posle MU, kao u ovoj studiji, koristili su i Yan i saradnici, s tom razlikom da je u toj studiji stimulacija vršena za vreme ležanja bolesnika na strani dok je peta na noga bila u suspenziji. Rezultati ove studije su ukazali na bolji motorni i funkcionalni oporavak u grupi bolesnika koji su imali FES posle 3 nedelje i posle 8 nedelja.

Unaprednjem automatske kontrole stimulacije postignuta je bolja sinhronizacija vremena stimulacije i voljnih pokreta. Samim tim bolesnici su referisali da su se osećali sigurnije u toku hoda sa stimulacijom i da nisu imali neprijatne senzacije na mestu stimulacije niti druge probleme. S druge strane terapeuti koji su koristili FET sistem su jednostavno prihvatili i koristili aparaturu, a i fizička asistencija koju su pružali bolesnicima bez FET je bila značajno veća.

Kojović i sar. (prilog 3) su procenjivali funkcionalni oporavak bolesnika posle MU koristeći polimiografsku analizu mišićnih aktivnosti za vreme vršenja određenog ciljanog pokreta (105). Ciljani pokret je predstavljao dorzifleksiju stopala, koju čini pokret u jednom zglobu. Ispitanici su podeljeni u dve grupe u odnosu na tretman, jedna koja je imala FET u toku treninga hoda u trajanju od četiri nedelje i kontrolna grupa koja je imala trening hoda bez električne stimulacije. Podaci su poređeni sa podacima dobijenim prilikom vršenja istog zadatka uzrasno odgovarajuće grupe zdravih

ispitanika. Zadatak se sastojao u vršenju dorzifleksije stopala u sede em položaju ispitnika prate i zadatu trajektoriju na monitoru. Snimanje EMG aktivnosti vršeno je sa površnim elektrodama postavljenim na glavne pokreta e sko nog zgloba i kolena.

U grupi zdravih ispitnika pri izvo enju zadatka registrovana je aktivnost m. tibialis anterior, kao i aktivnost antagoniste lateralnog m. gastrocnemiusa u odre enom trenutku kao odgovor na istezanje. Nije registrovana aktivnost pokreta a zgloba kolena. Registrovana EMG aktivnost kod bolesnika posle MU pri maksimalnoj dorzifleksiji (FET i CON grupa) bila je druga ija u odnosu na zdrave ispitanike. Posle terapije došlo je do modifikacije motornog obrazca. Koeficijent ko-kontraksije za miši e biceps femoris i rectus femoris u FET grupi ispitnika se zna ajno smanjio posle tretmana (više od 50%), što nije registrovano u kontrolnoj grupi. S druge strane, doprinos aktivnosti m. tibialis anterior se pove ao, što je mnogo približnije aktivaciji miši a kod zdravih ispitnika pri vršenju istog zadatka. Postignute razlike sugerišu da facilitacija hodanja elektri nom stimulacijom obezbe uje bolje uslove za kortikalne promene koje se doga aju u ranoj fazi oporavka posle moždanog udara.

Tarkke i sar. (prilog 4) su prou avali efekte FET na voljno motorno ponašanje kao i na kortikospinalnu ekscitabilnost kod pareti ne ruke hroni nih bolesnika sa hemiplegijom (106). Za procenu kortikospinalne aktivnosti koriš ena je transkranijalna magnetna stimulacija (TMS). Analiza TMS-a je pokazala da je motorni prag (MT) zna ajno viši sa pareti ne strane u odnosu na nepareti nu kod svih ispitnika kod kojih je izazvan odgovor i MT se nije promenio. Motorni evocirani potencijali (MEP) posle terapije, su se pojavili kod dva ispitnika u FET grupi u miši ima: abductor digiti minimi, flexor carpi radialis i extensor carpi radialis, u kojima nije bilo motornog odgovora pre intervencije. Pored toga kortikospinalna ekscitabilnost se promenila s obzirom da se latenca statisti ki zna ajno skratila u FET grupi ispitnika u ispitivanim miši ima na pareti noj strani. U kontrolnoj grupi nije bilo zna ajne razlike ni u latenci ni u postignutoj amplitudi MEP sa pareti ne strane, niti su zapažene promene sa nepareti ne strane u obe grupe ispitnika. Latenca MEP-a je bila kra a u FET grupi ispitnika u odnosu na kontrolnu grupu i posle šest meseci.

Ovakvi rezultati ukazuju da trening voljnih pokreta pareti ne ruke i šake potpomognut individualno prilago enom elektri nom stimulacijom, kao što je FET, može izazvati promene u kortikospinalnoj ekscitaciji. Promene kortikospinalne

ekscitacije nisu registrovane posle primene konvencionalne terapije usmerene na oporavak funkcije šake koja je bila u istom trajanju. Ovakvi rezultati bržeg kortikospinalnog provo enja posle terapije FET mogu ukazivati na upotrebom indukovani neuroplasticitet koji je izazvan kombinacijom primene voljnog pokreta i elektri ne stimulacije (prilog 4).

Primena funkcionalne elektri ne terapije u rehabilitaciji bolesnika posle moždanog udara ubrzava i podiže nivo oporavka.

U akutnoj fazi rehabilitacije bolesnika posle MU, ve ini bolesnika je neophodna asistencija druge osobe (terapeuta) za održavanje uspravnog položaja tela i treninga hoda. Poslednje tri decenije razvijeni su razli iti mehani ki sistemi za trening hoda (tredmil sa ili bez raster enja). Tako e u novije vreme su se pojavili i robotizovani ure aji za trening hoda koji minimiziraju angažovanje terapeuta tokom treninga (Locomat i sl.). Rezultati razli itih autora pokazali su povoljne rezultate ovih ure aja na oporavk funkcije hoda (22, 24, 76). Ovi ure aji kontrolišu pokrete obe noge (pareti ne i nepareti ne), što nije neophodno i name u obrazac pokreta nogu koji ima karakteristike hoda zdravih osoba a koji ne mora biti odgovaraju i za bolesnike posle MU.

Veg i Popovi 2008. godine su konstruisali i testirali Hodalicu (Walkaround), ure aj koji olakšava održavanje uspravnog položaja tela bolesnika prvenstveno u treningu hoda posle moždanog udara (81). Razvoj sistema hodalice je sastavni deo procesa razvoja funkcionalne elektri ne terapije. Ideja je da se sistem za asistenciju hoda sastoji iz Hodalice koja omogu ava sigurnost i olakšava održavanje posture dok se pokreti pareti ne noge kontrolišu višekanalnom elektri nom stimulacijom. Dizajn i veli ina hodalice omogu ava da se koristi i u klini kim i u ku nim uslovima (širina 85cm da bi prošla kroz standarna vrata) i prenosiva je. Rezulati ove pilot studije su pokazali zna ajno bolje rezultate ($p < 0,05$) posmatranih parametra (simetrije i brzine hoda) kod bolesnika u akutnoj fazi oporavka posle MU u odnosu na hod istih ispitanika uz pomo terapeuta. Pacijenti su pitani o subjektivnom ose aju za vreme hoda sa Hodalicom i svi su se složili da Hodalica pruža ose aj sigurnosti da ne postoji opasnost od pada. Na taj na in im je omogu eno da se usredsrede na pokrete nogu a ne da spre e pad na svaki na in (prilog 2).

U drugom delu naše studije koriš en je sistem za posturalnu podršku tela-Hodalica (Walkaround®) za trening hoda bolesnika polse MU. Ovaj sistem je osmišljen

i razvijen od strane Popovi i Veg (2008), i omogućava slobodan hod bolesnika po ravnoj podlozi (bez potrebe za fizičkom asistencijom terapeuta). Rezultati ove studije ukazali su na postojanje statistički značajne razlike u brzini hoda posle 4 nedelje i 6 meseci praćenja kod grupe bolesnika koji su koristili Walkaround® u treningu hoda kao i u skorima Berg balansa testa u obe grupe ispitanika na kraju perioda praćenja. Poremećaj balansa kod bolesnika posle MU je česta pojava. U studiji Tyson i sar. čak 83% bolesnika ima poremećaj balansa 2 do 4 nedelje posle prvog MU (107). Poboljšanje posturalne kontrole smanjuje rizik od pada i poboljšava oporavak pokretljivosti i omogućava lakše vršenje aktivnosti svakodnevnog života. U našoj studiji, povećanje skora Berg balansa testa je značajno veće u grupi koja je u treningu koristila Walkaround®, tako da srednje vrednosti postignutog BB testa na kraju studije u ovoj grupi ispitanika koreliraju sa hodom bez asistencije i/ili hodalice. Poboljšanje posturalne kontrole je doprinelo i povećanju brzine hoda (108). Statistički značajno poboljšanje brzine hoda postignuto je u grupi ispitanika koja je u treningu koristila Walkaround® u odnosu na kontrolnu grupu posle 4 nedelje i 6 meseci. Postignuta prosečna brzina hoda u BPS grupi na kraju studije i posle perioda praćenja odgovara sporijem hodu u socijalnoj sredini (103). Slične rezultate poboljšanja brzine hoda kod bolesnika koji su imali trening hoda na elektromehaničkom trenažeru (Advanced Gait Trainer) u odnosu na one koji su imali samo konvencionalnu fizikalnu terapiju objavili su i Pohl i saradnici (24). Za ostale kliničke parametre koji su praćeni u našoj studiji (BI i FM) nije bilo statistički značajnih razlika između poremećenih grupa ispitanika.

Upotreba posturalne podrške telu-Walkaround® u treningu hoda pokazala je nekoliko značajnih karakteristika. Ovaj sistem omogućava slobodan hod bolesnika bez potpore rukama, kao i oslobađanje terapeuta od fizičke asistencije tokom treninga. Tokom treninga nije bilo nikakvih neželjenih događaja.

Ispitanici su intervjuisani u vezi njihovog subjektivnog iskustva u toku treninga. Oni ispitanici koji su već pre početka ispitivanja hodali bez asistencije i imali brzinu hoda oko 0,5m/s nisu bili voljni da hodaju sa Walkaround® sistemom. S druge strane, bolesnici sa lošijom posturalnom kontrolom i kojima je neophodna asistencija pri hodu bili su zadovoljni treningom sa Walkaround®.

Vreme potrebno da se bolesnik postavi u Walkaround® je oko 2min (da se prilagodi visina uređaja visini bolesnika i da se postavi lumbalni pojas). U toku treninga

terapeut može da se fokusira na korekciju hoda bolesnika jer ne pruža fizičku asistenciju. Sistem za posturalnu podršku tela je primenjiv u ranim fazama oporavka i treniga hoda (akutna i subakutna faza).

Posturalna podrška telu - Walkaround® predstavlja dobro i sigurno sredstvo koje omogućava rano započinjanje treniga hoda u rehabilitaciji bolesnika posle MU. Posebni benefit od ovakve vrste treniga mogu imati bolesnici koji sporo hodaju (brzina hoda ispod 0,5 m/s) uz asistenciju terapeuta.

Razlika između hoda na trenažeru i hoda po ravnom terenu u prostoru je što pri hodu po ranom postoji stvarna progresija u spoljašnjoj sredini što dodatno motivira bolesnika u toku treniga. U sledećoj fazi ispitivane su karakteristike aktivnosti različitih grupa mišića i glavnih pokreta i zglobova paretne i neparetne noge u toku hoda sa posturalnom podrškom telu - Walkaround® i uz pomoć terapeuta (konvencionalna asistencija) (92). Dobijeni signali su poređeni sa podacima dobijenim snimanjem zdravih volontera sa odgovarajućom brzinom hoda. Ivanenko i sar. (87, 88, 89) su pokazali da se podaci dobijeni snimanjem sa površnim polimografskim zapisom mogu uspešno koristiti za analizu motorne kontrole. Autori su uočili jaku povezanost temporalne i prostorne organizacije mišićne aktivnosti, koje su poznate kao sinergije, za različite tipove hoda.

Prosečna brzina hoda ispitanika u toku hoda sa posturalnom podrškom telu - Walkaround® u našoj studiji je približno 10% veća u odnosu na hod sa terapeutom. Ove razlike su zabeležene u toku hoda uobičajenom brzinom koju ispitanik oseća kao komfornu. Tako je registrovana je produžena faza klackanja u grupi ispitanika sa posturalnom podrškom telu - Walkaround® u odnosu na hod sa konvencionalnom pomoćju, što više odgovara karakteristikama hoda zdravih ispitanika.

Dalja analiza EMG aktivnosti ključnih mišića i pokreta i noge kod bolesnika posle moždanog udara načinjena je za vreme hoda uz posturalnu podršku (BPS) i u toku hoda sa konvencionalnom asistencijom. Pri hodu sa BPS se izaziva skoro normalan obrazac fleksije i ekstenzije u svakom zglobu kao i aktivnost BF ekstenzora kuka i fleksora kolena. Razlike između hoda sa Walkaround® i konvencionalnom asistencijom su manje izražene za ekstenziju kolena/fleksiju kuka aktivnošću u RF. Posturalna podrška telu utiče na aktivnost mišićne i paretne i neparetne noge. BPS nije eliminisao asimetriju koja je prisutna između paretne i neparetne noge, ali je registrovan

produžetak faze njihanja koji više odgovara zdravom obrazcu hoda nego što to ini konvencionalna asistencija.

Odre en stepen motornog i funkcionalnog oporavka bolesnika posle primene razli itih modaliteta fiziklane terapije zapažen je i kod akutnih i kod hroni nih bolesnika sa hemiplegijom. Mehanizmi koji su odgovorni za ovakvo poboljšanje motorne fukcije nisu u potpunosti razjašnjeni. Promene u kortikalnoj ekscitabilnosti se smatraju indikatorima neuralne plasti nosti (62, 63, 106).

Milovanovi i Popovi (prilog 5) su izvršili analizu kinemati kih parametara hoda bolesnika posle MU u akutnoj i hroni noj fazi oporavka uz pomo statisti ke metode- analiza principijelnih komponenti (Principal Component Analysis- PCA) (109). PCA omogu ava identifikaciju odre enih povezanosti me u podacima i predstavljanje tih podataka na na in koji isti e njihove sli nosti i razlike. Ovakva statisti ka analiza primenjena je na dobijene podatke koji su se odnosili na uglove u zglobovima kuka, kolena i sko nog zgloba paretine i neparetine noge.

U ovu studiju bilo je uklju eno 27 ispitanika i pra eni klini ki parametri (Fugl-Meyer skor za donje ekstremitete, Functional Ambulation Categories i Berg balans test) koji nisu pokazali statisti ki zna ajne razlike izme u hroni ne i akutne grupe bolesnika. Tako e, analiza tipi nih kinemati kih promenljivih koji se odnose na brzinu i simetriju hoda nije pokazala statisti ku zna ajnost. Ovo je najverovatnije posledica velikog variranja simetrije hoda u obe grupe ispitanika. Me utim, analiza uglova zglobova obe noge ukazala je na razlike izme u dve grupe ispitanika. Najzna ajnije razlike u hodu uo ene su na neparetinoj nozi.

Uo ene razlike su dalje analizirane metodom analize principijelnih komponenti. Kod zdravih ispitanika smo zaklju ili da prve dve komponente nose najve i deo varijanse uglova u zglobovima. Kod bolesnika sa hemiplegijom, sa porastom težine hemiplegije, prve dve principijelne komponente nose ve i deo ukupne varijanse. Kod ve eg odstupanja od normalne šeme hoda ve i je porast prve principijelne komponente na ra un druge, što može dovesti do zna ajnog smanjenja druge principijelne komponente.

Kod bolesnika sa hemiplegijom nezavisno od brzine hoda, zapažene su zna ajne razlike u obrazcu kretanja paretine noge. Raspodela varijanse me u principijelnim komponentama se menja, pomeraju i se ka prvoj principijelnoj komponenti (prva PC

nosi i do 67% ukupne varijanse). Korelacija uglova izme u zgloba kuka i sko nog zgloba postaje slabija, što je bar delimi no posledica gubitka pokreta dorzifleksije stopala. Ovo vodi i ka negativnoj korelisanosti zgloba kuka i kolena.

Dok kod svih akutnih bolesnika postoji obrazac sli an zdravima na nepareti noj nozi, kod hroni nih se izdvajaju dve razli ite grupe. Oni koji hodaju brže (za grani nu brzinu odre ena je brzina hoda od 0,35m/s) imaju obrazac pokreta na nepareti noj nozi sli an zdravima, odnosno akutnoj grupi. S druge strane hroni ni bolesnici sa lošijim funkcionalnim oporavkom pokazuju promenjene obrazce i na paret i na nepareti noj nozi. Ako posmatramo korelacije uglova, na nepareti noj nozi postoji negativna korelisanost kuka i sko nog zgloba, kao i negativna korelisanost zgloba kuka i kolena. Paret i na noga u zavisnosti od pojedina nog ispitanika, pokazuje razli ite vrste poreme aja obrazaca.

Verovatan razlog za razvoj patoloških sinergija može se na i i u zadatku koji dominira oporavkom hoda, a to je da postizanje bržeg hoda omogu ava prelaženje ve e distance. U akutnoj fazi oporavka svi pacijenti pokazuju poreme aj obrazca pokreta na paret noj nozi i blizu fiziološki obrazac na nepareti noj nozi. Ako posmatarmo hroni ne bolesnike, oni koji su imali bolji funkcionalni oporavak zadržavaju ovakav fiziološki obratac pokreta nepareti ne noge, dok oni sa lošijim oporavkom imaju poreme en obrazac pokreta na obe noge.

Osnovni zaklju ak ove studije je da je zna ajno uzeti u obzir kinemati ke parametre oporavka da bi se obezbedili adekvatni elementi za analizu oporavka posle rehabilitacionog tretmana (prilog 5). Tako e, može se zaklju iti da su bolesnici u akutnoj fazi oporavka kada još nije došlo do formiranja poreme anih obrazaca hoda pogodniji kandidati za primenu Walkaround sistema.

Bazi na istraživanja u poslednjih petnaest godina koja se odnose na plasticitet centralnog nervnog sistema kao i klini ke studije sa bolesnicima posle moždanog udara ukazuju da intenzivno vežbanje i primena funkcionalne elektri ne stimulacije dopinose boljem motornom oporavku. Mehanizmi odgovorni za ovaj restorativni proces nisu u potpunosti razjašnjeni. Metode prou avanja fizioloških osnova ovog procesa zasnivaju se naj eš e na korelaciji funkcionalnog stanja bolesnika sa nalazima funkcionalne magnetne rezonance (fMR) i spektroskopije, a u poslednje vreme i analizom evociranih motornih potencijala dobijenih transkranijalnom magnetnom stimulacijom. (110). Za

bolje razumevanje efekata primene različitih modaliteta fizikalne terapije koristi se i analiza elektromiografskih potencijala dobijenih snimanjem sa površinskim elektrodama (110, 111, 112).

7. ZAKLJUČKI

Na osnovu rezultata našeg istraživanja zaključujemo da:

- Primena FET u rehabilitaciji funkcije hoda bolesnika posle moždanog udara predstavlja jednostavan modalitet terapije pogodan za primenu u rutinskoj kliničkoj praksi.
- Rezultati primene FET u ranoj fazi oporavka funkcije hoda bolesnika posle moždanog udara dovode do značajnog poboljšanja posmatranih kliničkih parametara i brzine hoda.
- Posturalna podrška telu - Walkaround® predstavlja jednostavno i sigurno sredstvo koje omogućava rano započinjanje treninga hoda u rehabilitaciji bolesnika posle MU.
- Rezultati primene sistema posturalne podrške telu (Walkaround®) u treningu hoda ukazuju na značajno poboljšanje posmatranih kliničkih parametara neposredno posle tretmana i posle perioda praćenja od šest meseci.
- Primenom kombinacije različitih modaliteta fizikalne terapije (FET i Walkaround®) i konvencionalne kineziterapije postiže se bolji oporavak funkcije hoda i veći stepen nezavisnosti bolesnika posle moždanog udara u odnosu na primenu samo konvencionalne kineziterapije.
- Registrovanjem EMG aktivnosti mišića paretne i neparetne noge u toku hoda uz pomoć Walkaround® sistema zapažen je obrazac koji je sličniji zdravom obrazcu u odnosu na hod uz konvencionalna sredstva pomoći.

Dalja istraživanja će biti usmerena na iznalaženje optimalnog metoda treninga u rehabilitaciji bolesnika posle moždanog udara. Takođe, istraživaće se efekti primene različitih modaliteta fizikalne terapije na kortikalni plasticitet mozga.

8. LITERATURA

1. Mackay J, Mensah GA. Global burden of stroke. The Atlas of Heart Disease and Stroke WHO. 2004; 50-52.
2. Miljuš D, Boži Z. Nezarazne bolesti - najveći i javnozdravstveni problem. U Zdravlje stanovnika Srbije – analitička studija 1997-2007. Institut za javno zdravlje Srbije. Beograd, 2008: 63-64.
3. Young J, Forster A. Review of stroke rehabilitation. BMJ 2007;334(7584):86-90.
4. Roth EJ, Lovell L, Harvey RL, Heinemann AW, Semik P, Diaz S. Incidence of and Risk Factors for Medical Complications During Stroke Rehabilitation. Stroke 2001;32:523-529.
5. Evans A, Harraf F, Donaldson N, Kalra L. Randomized controlled study of stroke unit versus stroke team care in different stroke subtypes. Stroke 2002; 33(2):449-455.
6. Lalit K, Eade J. Outcome of Subacute Stroke Rehabilitation. A Randomized Controlled Trial. Stroke 1995;26:2031-2034.
7. Kalra L, Eade J. Role of Stroke rehabilitation Units in Managing Severe Disability After Stroke. Stroke 1995;26:990-994.
8. Ronning OM, Guldvog B. Outcome of Subacute Stroke Rehabilitation. Stroke 1998;29:779-784.
9. Langhorns P, Duncan P. Does the organization of postacute stroke care really matter? Stroke 2001;32:268-274.
10. Garrison SJ, Rolak AL, Rehabilitation of the Stroke Patient. In Rehabilitation Medicine: Principles and Practice, Second ed. Ed DeLisa J.A. JB Lippincott Comp. Philadelphia 1993.p.801-823.
11. Popović D, Sinkjaer T. Bipedal Walking. In: Control of Movement for the Physically Disabled 2nd ed. Center for Sensory-Motor Interaction, Aalborg, Denmark, 2003;89.
12. Hesse S, Reiter F, Jahnke M, Dawson M, Sarkodie-Gyan T, Mauritz KH. Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. Arch Phys Med Rehabil 1997;78(7):719-724.

13. Stevanovi S. Faze hoda. U Kineziologija i primenjena anatomija. Beograd, 2002: 195-200.
14. Bohannon R. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20 to 79 years: reference values and determinants. *Age Ageing* 1997;26:15-19.
15. Bogey R. Gait analysis: eMedicine Physical Medicine and rehabilitation. 2010: 1-14.
16. Kollen B, Kwakkel G, Lindeman E. Longitudinal robustness of variables predicting independent gait following severe middle cerebral artery stroke: a prospective cohort study. *Clin Rehabil* 2006;20(3):262-268.
17. Gellez-Leman MC, Colle F, Bonan I, Bradai N, Yelnik A. Evaluation of the disabilities of hemiplegic patients. *Ann Readapt Med Phys* 2005;48(6):361-368.
18. Hesse S. Rehabilitation of gait after stroke: Evaluation, principles of therapy, novel treatment approaches, and assistive devices. *Top Geriatr Rehabilitation* 2003; 19: 111-131.
19. Olney S, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and Posture* 1994. 4:136-148.
20. Hesse S. Treadmill training with partial body support after stroke: A review. *NeuroRehabilitation* 2008;23(1):55-65.
21. Dobkin BH. Training and exercise to drive poststroke recovery. *Nat Clin Pract Neurol* 2008;4(2):76-85.
22. Mayer A, Kofler M, Quirbach E, Matzak H, Frohlich K. et al. Prospective, Blinded, Randomized, Crossover Study of Gait Rehabilitation in Stroke Patients Using the Locomat Gait Orthosis. *Neurorehabil Neural Repair* 2007; 21:307.
23. Krishnamoorthy V, Hsu W, Kesar T, Benoit D, Banala S. et al. Gait Training After Stroke: A Pilot Study Combining a Gravity-Balanced Orthosis, Functional Electrical Stimulation, and Visual Feedback. *J Neurol Phys Ther* 2008;32 (4):192-202.
24. Pohl M, Werner C, Holzgraefe M, Kroczeck G, Wingendorf I. et al. Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial (Deutsche GangtrainerStudie, DEGAS). *Clin Rehabil* 2007; 21(1):17-27.

25. Šterni I, Štovički N, Bumbaširević B, Besla Lj, Žarkov M, Raićević R, Tončević G, Živanović M i dr. Nacionalni vodič dobre kliničke prakse za dijagnostikovanje i lečenje ishemijskog moždanog udara. Beograd 2011; 11-1.
26. Živković M, Šterni N, Kostić V. Epidemiologija moždanog udara u Ishemijska bolest mozga. Zavod za udžbenike i nastavna sredstva Beograd, 2000: 15.
27. Rha J.H, Saver J.L. The impact of recanalization on ischemic stroke outcome. A Meta-Analysis. *Stroke* 2007; 38: 967-973.
28. Markus H, Pereira A, Cloud G. Stroke risk factors In *Oxford Specialist Handbooks in Neurology Stroke medicine*, 2010; 24-42.
29. Miljuš D, Božić Z. Nezarazne bolesti - najveći javnozdravstveni problem. U *Zdravlje stanovnika Srbije – analitička studija 1997-2007*. Institut za javno zdravlje Srbije. Beograd, 2008: 63-64.
30. Furie K, Kasner S, Adams R, Albers G, Bush R, Fagan S et al. Guidelines for the Prevention of Stroke in Patients With Stroke or Transient Ischemic Attack: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke* 2011; 42: 227-276.
31. Indredavik B, Bakke F, Slordahl S, Rokseth R, Haheim L.. Treatment in combined acute and rehabilitation stroke unit: Which Aspects are most important? *Stroke* 1999; 30: 917-923.
32. Hacke W, Donnan G, Fieschi C, Kaste M, Rudiger K. Association of outcome with early stroke treatment: pooled analysis of ATLANTIS, ECASS, and NINDS rt-PA stroke trials. *Lancet* 2004; 363: 768-774.
33. ESO-Guidelines for management of ischaemic stroke. 2008;68, možda ovako navesti Guidelines for management of ischaemic stroke and transient ischaemic attack. *ESO* 2008; 68.
34. Ronning OM, Guldvog B. Outcome of subacute stroke rehabilitation: a randomized controlled trial. *Stroke* 1998; 29:779-784.
35. Legg L, Langhorne P. Rehabilitation therapy services for stroke patients living at home: systematic review of randomised trials. *Lancet* 2004; 363: 352-356.
36. Mehrholz J, Pohl M. Electromechanical-assisted gait training after stroke: A systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices. *J Rehabil Med* 2012;44:193-199.

37. Bogey R, Hornby TG. Gait training strategies utilized in poststroke rehabilitation: Are we really making a difference? *Topics in Stroke Rehabilitation* 2007; 14(2): 1-8.
38. Duncan P, Studenski S, Richards L et al. Randomised clinical trial of therapeutic exercise in subacute stroke. *Stroke* 2003; 34: 2173-80.
39. Pollock A, Bear G, Langhorne P, Pomeroy V. Physiotherapy treatment approaches for stroke. *Stroke* 2008; 39: 519-520.
40. Kwakkel G, Wagenaar R, Twisk J, Lankhorst G, Koetsier J. Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral-artery stroke: randomised trial. *The Lancet* 1999; 354: 191-196.
41. Kwakkel G, Wagenaar R. Effect of duration of upper- and lower-extremity rehabilitation sessions and walking speed on recovery of interlimb coordination in hemiplegic Gait recovery of interlimb coordination in hemiplegic gait. *Phys Ther* 2002; 82: 432-48.
42. Kwakkel G, van Peppen R, Wagenaar R, Dauphinee SW, Richards C, Ashburn A et al. Effects of augmented exercise therapy time after stroke : A meta-analysis. *Stroke* 2004; 35: 2529-39.
43. Teixeira-Salmela L, Nadeau S, McBride I, Olney S. Effects of muscle strengthening and physical conditioning on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *J Rehabil Med* 2001; 33: 53-60.
44. Dobkin BH. Strategies for stroke rehabilitation. *Lancet Neurology* 2004, 3:528-536.
45. Langhorne P, Duncan P. Does the organization of postacute stroke care really matter? *Stroke*. 2001; 32: 268-74.
46. Popovi DB, Popovi MB. Automatic determination of the optimal shape of the surface electrode: Selective stimulation. *J Neurosci Methods* 2009; 178(1):174-181.
47. Popovi DB, Došen S, Popovi MB. Vision and distance based control of prehension. In *Proc. World Conf on Medical Physics and Biomedical Engineering, Munich, Germany* 2009;302-305.
48. Spaich EG, Mazzaro N, Grey MJ, Popovi DB, Sinkjær T, Andersen OK. Rehabilitation of the hemiparetic gait supported by two modalities of electrical

- stimulation: direct nerve-muscle stimulation and withdrawal reflex stimulation. Preliminary results. In Proc 14th Ann Conf Intern Funct Elec Stim Soc - IFESS 2009, 2009; 62-63.
49. Yan T, Hui-Chan CWY, Li LSW. Functional Electrical Stimulation Improves Motor Recovery of the Lower Extremity and Walking Ability of Subjects With First Acute Stroke. *Stroke* 2005; 36:80-84.
 50. Kojovi J, Popovi DB. Sensors driven functional electrical stimulation for restoration of walking in acute stroke patients. *European Journal of Neurology* 2009; 16 (3):312-315.
 51. Popovi DB, Sinkjær T. Neuromodulation of lower limb monoparesis: functional electrical therapy of walking. *Acta Neurochir* 2007;97(1):387-393.
 52. Veg A, Popovi DB., Došen S. Customizing to User Functional Electrical Stimulation of Walking: Optimal Control. *FME Trans* 2007;35(3):135-140.
 53. Došen S, Popovi DB. Control of Multi-channel Electrical Stimulation of Paretic Leg in Individuals with Hemiplegia: Moving-Window Dynamic Optimization. *IEEE Trans Biomed Eng* 2009;56(5):1298-1309.
 54. Popovi DB, Sinkjær T, Popovi MB. „Electrical stimulation as a means for achieving recovery of function in stroke patients.” *J NeuroRehabilitation*. 2009;25: 45-58.
 55. Došen S, Popovi DB. Accelerometers and force sensing resistors for optimal control of walking of a hemiplegic. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008;55(8):1973-1984.
 56. Popovi LZ, Maleševi NM. Muscle Fatigue of Quadriceps in Paraplegics: Comparison between Single vs. Multi-pad Electrode Surface Stimulation. *EMBC 09, Minneapolis, MN, U.S.A.* 2009;6785-6788.
 57. Ng MFW, Tong RKY, Li LSW. A pilot study of randomized clinical controlled trial of gait training in subacute stroke patients with partial body-weight support electromechanical gait trainer and functional electrical stimulation: Six-month follow-up. *Stroke* 2008;39:154–160.
 58. Dobkin B. Strategies for stroke rehabilitation. *Lancet Neurol* 2004;3:528-536.
 59. Ili T, Ili N. Plasti na reorganizacija ljudskog motornog koretaksa. *Vojnosanit Pregled* 2012; 69(10):891-898.

60. Baron J.C, Cohen L, Cramer S, Dobkin B, Johansen-Berg H, Loubinoux I et al. Neuroimaging in stroke recovery: A position paper from the first international workshop on neuroimaging and stroke recovery. *Cerebrovascular Disease* 2004; 18: 260-267.
61. Teasell R, Karla L. What's new in stroke rehabilitation: Back to basics. *Stroke* 2005; 36: 215-217.
62. Kleim J, Jones T. Principles of experience-dependent neural plasticity: Implications for rehabilitation after brain damage. *Journal of Speech, Language and Hearing Research* 2008;51:S225-S239.
63. Liepert J, Bauder H, Wolfgang H, Miltner W, Taub E, Weiller C. Treatment-induced cortical reorganisation after stroke in humans. *Stroke* 2000;31:1210-1216.
64. Kleim J, Barbay S, Cooper N, Hogg T, Reidel C, Remple M, Nudo R. Motor learning-dependent synaptogenesis is localized to functionally reorganized motor cortex. *Neurobiology of Learning and Memory* 2002;77:63-77.
65. Kleim J, Barbay S, Nudo R. Functional reorganization of the rat motor cortex following motor skill learning. *J Neurophysiology* 1998;80:3321-3325.
66. Jones T, Chu C, Grande L, Gregory A. Motor skills training enhances lesion-induced structural plasticity in the motor cortex of adult rats. *J Neurosci* 1999;19(22):10153-10163.
67. Monfils M, Teskey G. Skilled-learning induced potentiation in rat sensorimotor cortex: A transient form of behavioural long-term potentiation. *Neuroscience* 2004;125:329-336.
68. Humm J, Kozlowski D, James D, Gotts J, Schallert T. Use-dependent exacerbation of brain damage occurs during an early post-lesion vulnerable period. *Brain Research* 1998;783:286-292.
69. Biernaskie J, Chernenko G, Corbett D. Efficacy of rehabilitative experience declines with time after focal ischemic brain injury. *J Neurosci* 2004; 24: 1245–54.
70. Marshall R, Perera G, Lazar R, Krakauer J, Constantine R, DeLaPaz R. Evolution of cortical activation during recovery from corticospinal tract infarction. *Stroke* 2000;31:656-61.

71. Nhan H, Barquist K, Bell K, Esselman P, Odderson R, Cramer S. Brain function early after stroke in relation to subsequent recovery. *J Cereb Blood Flow Metab* 2004; 756-63.
72. Moseley AM, Stark A, Cameron ID, Pollock A. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev* 2005.
73. Franceschini M, Carda S, Agosti M, Antenucci R, Malgrati D, Cisari C. Walking after stroke: What does treadmill training with body support add to overground gait training in patients early after stroke? A Single-blind, randomized controlled trial. *Stroke* 2009;40:3079-3085.
74. Ada L, Dean CM, Morris ME, Simpson JM, Katral P. Randomized trial of treadmill walking with body weight support to establish walking in subacute stroke. The MOBILISE trial. *Stroke* 2010;41:1237-1242.
75. Hesse S, Mehrholz J, Wernre C (2008). Robot-assisted upper and lower limb rehabilitation after stroke. *Dtsch Arztebl Int* 105:330-336.
76. Husemann B, Muller F, Krewer C, Heller S, Koenig E. Effects of locomotion training with assistance of a robotdriven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: A randomized controlled pilot study. *Stroke* 2007;38(2):349-354.
77. Thaut M, McIntosh G, Rice R. Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation. *Journal of Neurological Sciences* 1997; 151: 207-212.
78. Schauer M, Mauritz K. Musical motor feedback (MMF) in walking hemiparetic stroke patients: randomized trials of gait improvement. *Clin Rehabil* 2003; 17: 713-722.
79. Bradley L, Hart B, Mandana S, Flowers K, Riches M, Sanderson P. Electromyographic biofeedback for gait training after stroke. *Clin Rehabil* 1998; 12: 11-22.
80. Intiso D, Santilli V, Grasso MG, Rossi R, Caruso I. Rehabilitation of Walking with electromyographic biofeedback in foot-drop after stroke. *Stroke* 1994; 25: 1189-92.
81. Veg A, Popovi DB. Walkaround®: Mobile balance support for therapy of walking. *IEEE Trans Neur Syst Rehab Eug (TNSRE)* 2008;16(3):264-269.

82. Postans NJ, Hasler JP, Granat MH, Maxwell DJ. Functional electric stimulation to augment partial weight-bearing supported treadmill training for patients with acute incomplete spinal cord injury: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:604-606.
83. Tong RK, Ng MF, Li LS, So EF. Gait training of patients after stroke using an electromechanical gait trainer combined with simultaneous functional electrical stimulation. *Phys Ther* 2006;86(9):1282-94.
84. Popović DB, Popović MB, Schwirtlich L, Grey M, Mazzaro N, Sinkjær T. Functional electrical therapy of walking: pilot study. In: *Proc 10th Ann Conf Intern IFFES Society* 2005;86-8.
85. Kojović J, Djurić M, Došen S, Popović MB, Popović DB. Sensor-driven four-channel stimulation of paretic leg: functional electrical walking therapy. *J Neurosci Meth* 2009;181:100-5.
86. Dragin A, Konstantinović LJ, Veg A, Schwirtlich L. Gait training of post-stroke patients assisted by the Walkaround (Body Postural Support). *International Journal of Rehabilitation Research*. 2014(in press).
87. Ivanenko YP, Grasso R, Zago M, Molinari M, Scivoletto G, Castellano V, Macellari V, Lacquaniti F. Temporal components of motor patterns expressed by the human spinal cord reflect foot kinematics. *J Neurophys* 2003;90:3555-3565.
88. Ivanenko Y, Cappellini G, Dominici N, Poppele R, Lacquaniti F. Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *J Neurosci* 2005;25(31):7238-7253.
89. Ivanenko Y, Poppele R, Lacquaniti F. Motor control programs and walking. *The Neuroscientist* 2006;12(4):339-348.
90. Hesse S, Werner C, Bardeleben A. Electromechanical gait training with functional electrical stimulation: Case studies in spinal cord injury. *Spinal Cord* 2004;42(6): 346-352.
91. Otter A, Geurts A, Mulder T, Duysens J. Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clin Neurophys* 2006;117:4-15.

92. Miljkovi N, Milovanovi I, Dragin A, Konstantinovi LJ, Popovi DB. Muscle synergies with Walkaround® postural support vs. „cane/therapist“ assistance. Neurorehab 2013 (in press)
93. Merletti R, Botter A, Troiano A, Merlo E, Minetto M. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signals: State of the art. Clin Biomech 2009;24(2):122-134.
94. Hermens H, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J J Electromyog Kinesi 2000;10(5):361-374.
95. Winter D, Yack H. EMG profiles during normal human walking: Stride-to-stride and inter-subject variability. Electroenceph Clin Neurophys 1987;67(5):402-411.
96. Winter D. Biomechanics and motor control of human movement. NY:Wiley Interscience 1990.
97. Lark S, Buckley I, Bennett S, Jones D, Sergeant A. Adequate joint stiffness is critical during the single support phase to control forward and downward body momentum. Clin Biomech 2003;18:848-855.
98. Shiavi R. Electromyographic patterns in adult locomotion: A comprehensive review. J Rehab Res Dev 1985;22(3):85-98.
99. Perrz J. Gait analysis: Normal and pathological function. NJ: Stack Inc.1992.
100. Sinkjær T, Popovi DB. Trends in the rehabilitation of hemiplegic subjects. Journal of Automatic Control 2005;15:1-10.
101. Postans NJ, Hasler JP, Granat MH, Maxwell DJ. Functional electric stimulation to augment partial weight-bearing supported treadmill training for patients with acute incomplete spinal cord injury: a pilot study. Arch Phys Med Rehabil 2004;85:604-606.
102. Popovi DB, Popovi MB, Schwirtlich L, Grey M, Mazzaro N, Sinkjær T. Functional electrical therapy of walking: pilot study. 10th Annual conference of International FES Society. Montreal 2005.
103. Dickstein R. Rehabilitation of gait speed after stroke. A critical review of intervention approaches. Neurorehabil Neural Repair 2008;22:649-660.

104. Titianova EB, Tarkka IM. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral infarction. *J Rehabil Res Dev* 1995;32:236-244.
105. Kojovi J, Miljkovi N, Jankovi M, Popovi DB. Recovery of motor function after stroke: A polymyography-based analysis. *Journal of Neuroscience Methods* 2011;194:321-328.
106. Tarkka IM, Pitkanen K, Popovi DB, Vanninen R, Könönen M. Functional electrical therapy for hemiparesis alleviates disability enhances neuroplasticity. *Tohoku J Exp Med* 2011;225:71-76.
107. Tyson S, Hanlez M, Chillala J, Selley A. Balance disability after stroke. *Phys Ther* 2006;86:30-38.
108. Stevenson T, Connellz D, Muray H, Overend T. Threshold Berg Balance Scale scores for gait-aid use in elderly subjects: A secondary analysis. *Physiother Can* 2010;62:133-140.
109. Milovanovi I, Popovi DB. Principal component analysis of gait kinematics data in acute and chronic stroke patients. *Computational and Mathematical Methods in Medicine* 2012;1-7.
110. Liepert J, Bauder H, Wolfgang HR, Miltner WH, Taub E, Weiller C. Treatment-induced cortical reorganisation after stroke in humans. *Stroke* 2000;31:1210-1216.
111. Butefisch CM. Neurobiological bases of rehabilitation. *Neurol Sci* 2006;27:18-23.
112. Sinkjær T, Popovi DB. Neurorehabilitation technologies-Present and future possibilities. *Neurorehabilitation* 2009;25(1):1-3.
113. Katz A, Tirosh E, Marmur R, Mizrahi J. Enhancement of muscle activity by electrical stimulation in cerebral palsy: a case-control study. *J Child Neurol* 2008;23:259-67.
114. Liepert J, Bauder H, Wolfgang HR, Miltner WH, Taub E, Weiller C. Treatment-induced cortical reorganisation after stroke in humans. *Stroke* 2000;31:1210-1216.

115. Tarkka IM, Kononen M, Pitkanen K, Sivenius J, Mervaala E. Alterations in cortical excitability in chronic stroke after constraint-induced movement therapy. *Neurol Res* 2008;30:504-510.
116. Butefish CM. Neurobiological bases of rehabilitation. *Neurol Sci* 2006;27:18-23.

9. PRILOZI

Prilog 1

Popović i sar. su 2005. god. u svojoj studiji pokazali su rezultate primene višekanalne stimulacije u treningu hoda kod bolesnika u akutnoj fazi rehabilitacije posle moždanog udara. Obrazac stimulacije je programiran da imitira prirodne pokrete segmenata noge tokom hoda. Osnovni cilj ove studije bio je da se implementira novi višekanalni stimulator koji će pomagati bolesniku i u fazi njihanja i u fazi oslonca pareti nom nogom. S druge strane autori su imali za cilj da predstavljaju sistem stimulacije koji je jednostavan i klinički primenjiv (102).

U ovu pilot studiju bilo je uključeno 10 bolesnika posle MU. Kriterijumi za uključivanje u studiju su bili: neuroslikanjem dokazan prvi moždani udar; odsustvo neuroloških i/ili ortopedskih oboljenja koja onemogućavaju osposobljavanje za hod; odsustvo drugih poznatih težih oboljenja koja bi mogla uticati na predviđen terapijski program (kardiovaskularnih, pulmoloških i dr.); odsustvo težih mentalnih i jezičkih poremećaja (mogućnost da razumeju i izvrše proste naloge); vreme proteklo od nastanka moždanog udara ne duže od 8 nedelja i mogućnost samostalnog hoda sa štapom. Bolesnici su podeljeni slučajnim raspoređivanjem u dve grupe: FET grupa-koja je imala električnu stimulaciju po zadatim parametrima i Kontrolna grupa- koja je imala lažnu stimulaciju. Procedura se sastojala u primeni tro-kanalne stimulacije u obe grupe ispitanika. Za stimulaciju su određeni sledeći mišići: m. quadriceps femoris, m. gastrocnemius i m. tibialis anterior. Ovi mišići su stimulirani jer omogućavaju: ekstenziju kolena i stabilnost u fazi oslonca, podizanje pete/stopala (push-off eng.) u terminalnoj fazi oslonca i bolju stabilnost u fazi inicijalnog kontakta, dorzifleksiju stopala u fazi njihanja. Razlika u parametrima stimulacije između dve grupe odnosila se na intenzitet stimulacije. FET grupa je imala intenzitet stimulacije koji omogućava funkcionalni pokret ($I=20-50\text{mA}$), dok je kontrolna grupa imala intenzitet stimulacije koji izaziva senzacije ali bez motornog odgovora ($I=2\text{mA}$). U obe grupe frekvencija stimulacije je bila 50Hz, trajanja 300 μs . Stimulaciju je vršio običan fizioterapeut. Stimulacija je započinjala posle faze srednjeg oslonca u fazi podizanja pete. S obzirom

na razliku brzinu hoda pojedinih ispitanika, individualno prilagođeni parametri stimulacije su korišćeni što je omogućilo avao mikrokompijuter u vezi sa stimulatorom. Pojedina ni trening je trajao 30 min, a minimum procedura je bio 15 za vreme trajanja studije (4 nedelje). Procena je vršena bez stimulacije, merena je brzina hoda na distanci 10m hoda po ravnom i simetrija hoda. Vreme je mereno korišćenjem senzora u ulošku cipele koji su smešteni na peti i prstima. Trajanje pojedinih faza ciklusa hoda je mereno od inicijalnog kontakta petom do odvajanja palca za fazu oslonca; i od odvajanja palca do inicijalnog kontakta petom za fazu klancanja. Merenja su vršena na početku studije, posle 2 nedelje i na kraju studije (posle 4 nedelje). Svi pacijenti su hodali sa štapom. Indeks simetrije je izrađivan za fazu oslonca i fazu njihanja i za peti i za nepeti nogu prema formuli koju je predložio Robinson i sar. (57). Indeks simetrije može da bude pozitivan i negativan, a idealno simetričan hod ima indeks simetrije 0 (IS=0).

$$\text{Formula IS(\%)} = 2 \frac{T_{\text{nepeti ne noge}} - T_{\text{peti ne noge}}}{T_{\text{peti ne noge}} + T_{\text{nepeti ne noge}}} \times 100$$

$T_{\text{peti ne noge}}$ i $T_{\text{nepeti ne noge}}$ predstavljaju trajanje faze oslonca ili faze njihanja za peti i nepeti nogu.

Rezultati ove studije su pokazali da ne postoji statistički značajna razlika u srednjim vrednostima maksimalno postignutih brzina hoda između dve grupe. Postoji razlika u korist FET grupe u postignutim maksimalnim brzinama za oko 15% na kraju druge i četvrte nedelje. IS za fazu oslonca pokazuje pozitivne vrednosti jer je faza oslonca na nepeti nogu kod ovih bolesnika duža u odnosu na fazu oslonca na peti nogu. Za fazu njihanja vrednosti IS su negativne. I za ovaj posmatran parametar nema statistički značajne razlike između grupa, ali je pokazan oigledan napredak u simetriji hoda u FET grupi ispitanika. Za fazu oslonca je IS opao za oko 4% nakon dve nedelje i za oko 9% za četiri nedelje u FET grupi. U fazi klancanja IS je takođe opao u FET grupi za 7% posle dve nedelje i 12% za četiri nedelje. Maksimalne brzine hoda nakon terapije bile su oko 0,85 m/s što se približava uobičajenoj brzini hoda kod zdravih ispitanika (1,4 m/s). Postignuta brzina hoda je dovoljna za neometano

odvijanje osnovnih dnevnih aktivnosti bolesnika. IS za osobe bez onesposobljenosti je ispod 6%. U ovom ispitivanju IS je za FET grupu ispitanika opao sa 23% na 10% na kraju studije, za razliku od kontrolne grupe gde je IS opao sa 22% na 15%. Ova pilot studija je pokazala jasnu, mada ne statistički značajnu tendenciju poboljšanja u brzini i simetriji hoda bolesnika koji su imali FET. Tako je omogućila je autorima da koriguju u ovoj tehnici nedostatke stimulatora (poboljšanje sinhronizacije stimulacije i voljnih pokreta bolesnika).

Prilog 2

Veg i Popovi 2008. god. su konstruisali i predstavili Hodalicu (Walkaround), uređaj koji olakšava održavanje uspravnog položaja tela bolesnika prvenstveno u treningu hoda posle moždanog udara, ali kod poremećaja posturalne stabilnosti drugih etiologija (81). Razvoj sistema hodalice je sastavni deo procesa razvoja funkcionalne električne terapije. Ideja je da se sistem za asistenciju hoda sastoji iz Hodalice koja omogućava sigurnost i olakšava održavanje posturalne stabilnosti dok se pokreti pareti ne noge kontrolišu višekanalnom električnom stimulacijom.

Osnovni elementi Hodalice su specijalni lumbalni pojas i prilagodljiv sistem za suspenziju koji je povezan oprugama za pojas i okvir hodalice. Ideja za konstrukciju Hodalice zasniva se na biomehaničkim studijama Matijevića i saradnika koji su sugerisali da je za kontrolu balansa kod manjih pomeranja u sagitalnoj ravni značajna stabilnost u sklonostima, dok je za pomeranja u frontalnoj ravni značajna kontrola stabilnosti kuka. Suspenzorski sistem Hodalice omogućava potrebnu kontrolu tela zahvaljujući i vezi sa vrstom obrubom. Tako je sistem suspenzije i lumbalni pojas omogućava sprečavanje pada i povreda bolesnika u toku treninga.

Ideja da se u treningu hoda koristi hodalica sa točkovima je prisutna i u literaturi i u praksi, ali samo nekoliko uređaja ispunjava zahteve vežbanja hoda bolesnika sa hemiplegijom. Pre više od dve decenije predstavljen je mobilni sistem podrške Compliant Walker od strane Kerley i saradnika. Autori su predvideli njegovu upotrebu za bolesnike koji imaju "ograničenu upotrebu donjih ekstremiteta". Sistem se sastoji od hodalice sa točkovima koja okružuje osobu i u vezi je pomoću sistema žičanih kablova

sa dva mogu a sistema koje nosi bolesnik bilo kao visoko postavljene trake oko grudi i struka, bilo niže postavljene trake u predelu karlice. Ovaj originalni sistem je unapre ivan i pojavile su se novije verzije kao što su Secure Ambulation Model (SAM) i SAM-Y za decu.

Osnovna razlika izme u Hodalice koji su konstruisali Veg i Popovi i sistema Compliant Walker je novi koncept kontrole trupa pomo u tri suspenzora. Suspenzori, koji su postavljeni u tri razli ite zvezdaste orijentacije oko tela i lumbalni pojas kontrolišu orijentaciju i poziciju trupa. Suspenzori omogu avaju pomeranje tela u vertikalnom i horizontalnom pravcu u okviru Hodalice, ali spre avaju pad i rotaciju oko horizontalne ose. Suspenzori su konstruisani da minimalno ograni avaju pokrete trupa. Konstrukcija hodalice ima tri osnovna dela. Trokraka hodalica sa to kovima. Hodalica ima dva horizontalna otvorena prstena. Prstenovi su u vezi sa sa teleskopskim šipkama hodalice koji omogu avaju prilago avanje visine hodalice visini osobe.

Elasti ni suspenzorski sistem služi za povezivanje prstenova i pojasa. Ovakva veza je osnova koja omogu ava relativno pomeranje karli nog regiona u odnosu na rigidan prsten (okvir) i relativno ograni enje rotacije trupa u odnosu na horizontalnu osovinu. Pozicija suspenzora se može prilagoditi u odnosu na prsten da bi se prilagodila visini i obimu karli ne regije osobe. Elasti ne sile se mogu prilagoditi da bi odgovarale potrebnoj vrstini podešavanjem napetosti opruga.

Lumbalni pojas, oja an duž osovina tela, odgovara konturama donjeg dela le a.

Dizajn i veli ina hodalice omogu ava da se koristi i u klini kim i u ku nim uslovima (širina 85cm da bi prošla kroz standarna vrata) i prenosiva je. Veliki otvor prstena sa jedne strane je predvi en za ulazak invalidskih kolica u kojima može biti bolesnik. Dužina teleskopskih šipki se može prilagoditi za visine osoba izme u 145 i 195 cm. Obim pojasa je prilagodljiv za obim od 60 do 135 cm, što omogu ava da je koriste osobe približne telesne mase od 50 do 120 kg. Pozicija suspenzora je dizajnirana tako da se centar karlice poklapa sa centrom gornjeg prstena. Ovo prilago avanje je omogu eno pomeranjem (maksimalno 8 cm) suspenzora u prstenu.

Testiranje je izvršeno na zdravim volonterima i osobama sa hemiplegijom. Pet osoba bez neurološkog deficita (25 ± 2 godine), sli nih antropometrijskih parametara (visine 172 ± 7 cm, težine 76 ± 3 kg) su procenjivana. Zadatak se sastojao u slobodnom hodu dužine 15m po ravnoj podlozi i uz pomo hodalice. Visina hodalice je prilago ena

tako da ne omoguđava vertikalno rasterećenje pri stajanju na obe noge (što je potvrđeno senzorima sile u ulošcima cipele). Metronom je korišten da bi omogućio ritam hoda frekvence oko 1 korak u sekundi. Prosečna dužina koraka bila je 0,9 m. Pre testiranja hoda u Hodalici ispitanici su desetak minuta mogli da probaju i da se naviknu na hod uz asistenciju uređaja.

Tokom testiranja korišten wireless senzorski sistem koji se sastoji iz: osam senzora sile (FSR, dijametra $D = 1,25$ cm, proizvođača Inetrlink, Camurrito, CA) koji su smešteni u uloške cipela, i osam akcelerometara (MEMS capacitive transducers, proizvođača Analog Devices, Norwood, MA) smeštenih u četiri para na stopalima, potkolenici, natkolenici i trupu.

Snimci su pokazali određene razlike dobijenih trajektorija kada su ispitanici hodali slobodno u odnosu na hod sa Hodalicom. Maksimalna sila reakcije podloge je smanjena za $15 \pm 5,6\%$ (srednja vrednost za pet ispitanika \pm S.D.), maksimalno ubrzanje kuka je smanjeno za $30 \pm 11\%$ i izmerene su manje razlike u vrednosti uglova pomeranja zglobova noge ($6,6 \pm 4,8\%$). Ovakve razlike su otkrivane s obzirom na delimično rasterećenje koje se postiže u fazi oslonca na jednu nogu (razlike u sili reakcije podloge) i sprečavanje rotacije karlice (razlike postignute na akcelerometrima). Pilot studiju na bolesnicima sa hemiplegijom izvršili smo na Klinici za rehabilitaciju „Dr. M. Zotovi“ u Beogradu na pet ispitanika. Kriterijumi za uključivanje u studiju su bili: bolesnici su imali prvi MU verifikovan neuroslikanjem; da nije prošlo više od 12 nedelja od MU; da nije bilo drugih neuroloških, ortopedskih i/ili kardiovaskularnih bolesti ili stanja koje bi onemogućile hod; da nema težih kognitivnih ili jezičkih poremećaja koji onemogućavaju razumevanje ili izvršavanje jednostavnih naloga; da bolesnici mogu da stoje ili hodaju samo uz pomoć terapeuta. Poremećeni su brzina i simetrija hoda kada su bolesnici hodali sa Hodalicom i uz asistenciju terapeuta. Testiranje hoda sa Hodalicom započinjali smo nameštanjem pojasa i periodom od 5 min u kome se bolesnici navikavaju na uređaj i stiču sigurnost. Posle toga bolesnici hodaju po ravnom dužinom 10m. U toku testiranja hoda bez Hodalice, pacijenti hodaju istom distancom uz pomoć terapeuta. U toku hoda sa Hodalicom pacijenti nisu koristili oslonac rukama jer su se osećali dovoljno sigurni.

Merena su srednje vrednosti brzina hoda na distanci od 8m (srednjih 8 metara od ukupne distance od 10m). Procedure hoda su ponavljane šest puta različitim danima, a

redosled hoda sa Hodalicom i uz asistenciju terapeuta je manjan da bi se izbegao uticaj zamora. Indeks simetrije hoda je ra unat za fazu kla enja i fazu oslonca koriš enjem formule koju je predložio Robinson (ranije objašnjenja).

Rezultati ove pilot studije su pokazali zna ajno bolje rezultate ($p < 0,05$) posmatranih parametra (simetrije i brzine hoda) kod bolesnika u akutnoj fazi oporavka posle MU u odnosu na hod istih ispitanika uz pomo terapeuta. Srednja brzina hoda sa Hodalicom bila je $0,44 \pm 0,04$ m/s (srednja brzina hoda \pm S.D.), a pri hodu sa terapeutom $0,31 \pm 0,07$ m/s. Indeks simetrije za fazu stajanja je iznosio $24,2 \pm 4,5$ u toku hoda sa terapeutom, dok je kod hoda sa Hodalicom iznosio $15 \pm 2,9$ (indeks simetrije \pm S.D.). Za fazu kla enja indeks simetrije u toku hoda sa terapeutom iznosio je $5,6 \pm 4,4$, dok je u toku hoda sa Hodalicom $18,2 \pm 1,9$.

Pacijenti su pitani o subjektivnom ose aju za vreme hoda sa Hodalicom i svi su se složili da Hodalica pruža ose aj sigurnosti da ne postoji opasnost od pada. Na taj na in im je omogu eno da se usredsrede na pokrete nogu a ne da spre e pad na svaki na in. Sugerisali su tako e da je potrebno ograni iti pokretljivost u stranu to kova, što je u kasnijim istraživanjima korigovano. Nije bilo potrebno da se bolesnici oslanjaju rukama na Hodalicu, ali su bolesnici izrazili potrebu da odmore ruke i postave ih na hodalicu i da bi dobili dodatni senzorni input za posturalnu kontrolu. Terapeuti sa svoje strane su sugerisali da je potrebno olakšati podešavanje suspenzora i visine Hodalice, što je tako e u daljim istraživanjima korigovano postavljanjem ozna enih markera visine.

Pore enjem parametara sile i ugaonih brzina izme u hoda sa Hodalicom i bez nje zdravih ispitanika zapaženo je de se rezultati malo razlikuju i da hodalica malo ograni ava pokrete. Kod grupe bolesnika sa hemiplegijom zapaženo je zna ajno poboljšanje brzine i simetrije hoda u toku hoda sa Hodalicom u odnosu na hod uz pomo terapeuta. Ovim istraživanjem je pokazano da je Hodalica dobar ure aj koji omogu ava olakšano održavanje uspravnog položaja tela i bezbedan trening hoda bolesnika posle moždanog udara. Tako e, omogu eno je dalje tehni ko unapre ivanje Hodalice u skladu sa potrebama treninga hoda bolesnika posle moždanog udara.

Prilog 3

U studiji Kojovi i saradnika iz 2011. predstavljena je polimiografska analiza aktivacije glavnih pokreta a zglobova koja predstavlja koristan metod za bolje razumevanje funkcionalnog oporavka bolesnika posle moždanog udara (105). Osnovu za ovaj rad pružile su studije koje isti u ulogu odre enih obrazaca aktivacije u kontroli pokreta (Kautz i sr., 2005; d'Avella i sar 2005; Ivananko i sar. 2006; Katz i sar. 2008; Clark i sar. 2010; Achache i sar. 2010). Ovakvu analizu je omogu io instrument u koji su integrisani mali low-noise amplifiers, komplet senzora koji omogu avaju informacije o kinematici i mesto za skladištenje podataka koje je beži no povezano sa matirnim računom. Ovaj instrument omogu ava ponavljanje analize odre enog pokreta zasnovano na vizuelnoj povratnoj sprezi (feedback eng.) predstavljenoj ispitivanom subjektu i može se koristiti za duža snimanja u kliničkim uslovima bez dodatne instrumentacije. Pojednostavljen software omogu ava neposredno pra enje eksperimenta i neposrednu analizu podataka.

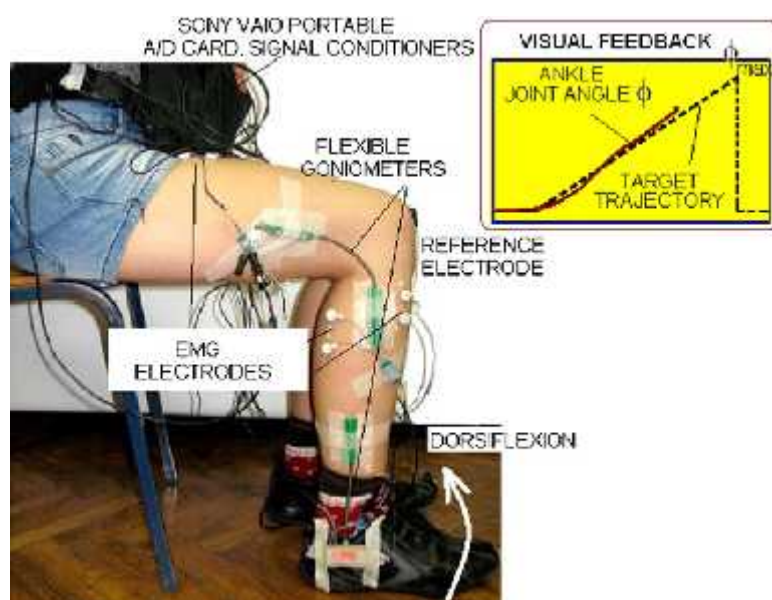
Koriš eni su podaci dobijeni od grupe zdravih volontera približnih godina starosti kao bolesnici (57 ± 11 godina; srednja vrednost \pm SD).

U grupi koja je imala funkcionalnu električnu terapiju (FET) bilo je pet bolesnika i isti broj bolesnika imalo je trening hoda bez stimulacije (CON). Deo ispitivanja je izvršen na Klinici za rehabilitaciju „Dr M. Zotovi “ u Beogradu. Svi bolesnici su imali konvencionalni rehabilitacioni program za akutnu i subakutnu fazu oporavka. Dodatno FET grupa ispitanika imala je 30 min terapije hodom (pet dana u nedelji, četiri nedelje) uz pomoć senzorski navođene višekanalne stimulacije. Bolesnici u CON grupi su imali dodatnih 30 minuta terapije hodom bez funkcionalne električne terapije. Kriterijumi za uključivanje u studiju su bili: jednostrana slabost tela; mogućnost stajanja samostalno ili uz pomoć terapeuta i akutna ili subakutna faza oporavka posle moždanog udara (do 6 nedelja od MU) i odsustvo težeg kognitivnog deficita, odnosno nemogućnost pra enja protokola.

Klinički parametri za pra enje težine motorne onesposobljenosti su bili: Fugl-Meyer skor za donje ekstremitete (minimum 0, maksimum 34) i Berg balans test (minimum 0, maksimum 56).

Indeks simetrije je računat prema modifikovanoj formuli koju su predložili Robinson i sar. 1987. god., gde veća vrednost znači i bolju simetriju. Indeks simetrije se može odrediti za fazu stajanja i fazu klancenja, kao i za korak u celini. Idealno simetrično hod ima indeks simetrije 100. Indeks simetrije i brzina hoda procenjavani su na distanci od 6 m. U ovoj studiji predstavljen je indeks simetrije za fazu oslonca.

Snimanje je vršeno na početku i na kraju rehabilitacionog tretmana. Snimanje je trajalo manje od 1h, vršeno je u prepodnevnom raslovima da bi se izbegao uticaj drugih procedura i dnevnih aktivnosti. Svaki ispitanik je imao 10 pokušaja sa pauzom od 5 min da bi se izbegao zamor.



Slika 14. Položaj ispitanika i aparature za vreme vršenja dorzifleksije (modifikovano iz 105).

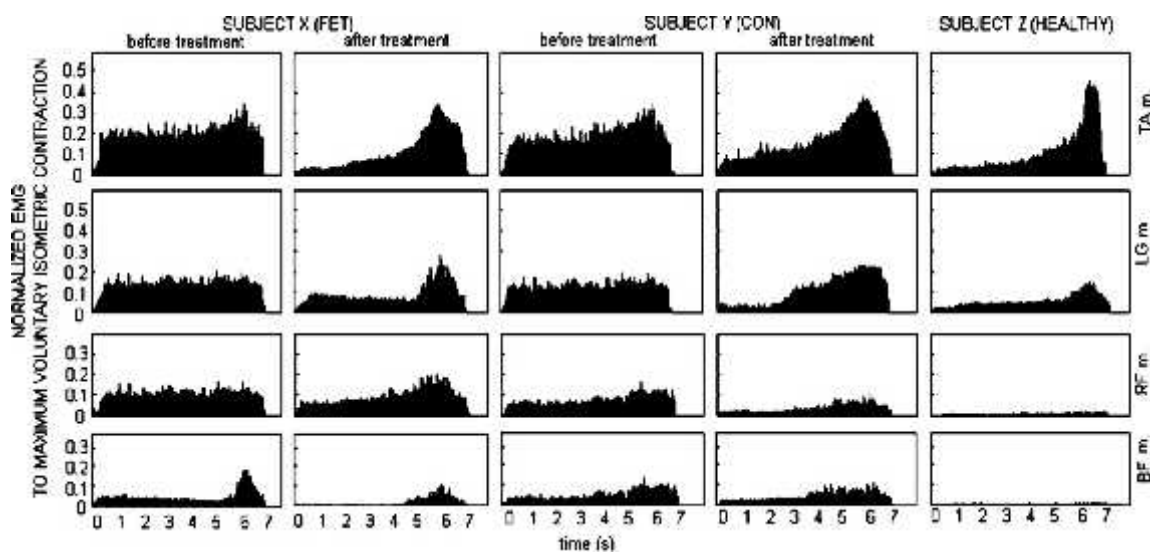
Zadatak je predstavljao praćenje ciljane linije koja je prikazana na ekranu (slika 14) i dorzifleksiju stopala u sedećem položaju. Postignut ugao dorzifleksije stopala, ϕ , i ciljane linije su prikazani na ekranu naspram ispitanika. Ciljana linija je kreirana individualno i automatski za svakog pojedinog ispitanika. Linija spaja ugao u stojećem položaju za vreme mirovanja (0°) i 90% maksimalnog ugla dorzifleksije (ϕ_{max}). Vrednost ϕ_{max} je određena kao srednja vrednost iz deset uzastopnih pokušaja maksimalne dorzifleksije svakog ispitanika ponaosob. Vrednost od 90% maksimalne dorzifleksije je odabrana da bi se smanjio efekat zamora, jer smo odredili da je miši na

snaga potrebna za izvršenje ovog zadatka ispod 50% maksimalne snage kontrakcije i za zdrave i za bolesnike sa hemiplegijom. Trajanje zadatka je određeno na 6s, da bi se obezbedilo polako izvođenje radnje.

U toku eksperimenta bolesnici su sedeli u stolici sa fiksiranim trupom za naslon da bi se smanjilo pomeranje trupa. Sedeli su na ivici stolice da bi se smanjila podrška natkolenice paretne noge izvođenju pokreta. Snimani su EMG signali sa površnim elektrodama na glavnim pokretima skočnog zgloba i kolena: m. tibialis anterior (TA), m. gastrocnemius caput lateralis (LG), m. rectus femoris i m. biceps femoris (slika 14). Elektrode su postavljane na svaki mišić prema SENIAM protokolu. Na koleno i skočni zglob su bili postavljeni fleksibilni goniometri (Penny&Giles) prateći preporuke proizvođača (Biometrics Ltd., Gwent, UK). Goniometar na kolenu je postavljen radi praćenja pokreta potkolenice u odnosu na natkolenicu (neželjen pokret). Goniometri su postavljeni lateralno na koleno (SG110) i skočni zglob (SG65).

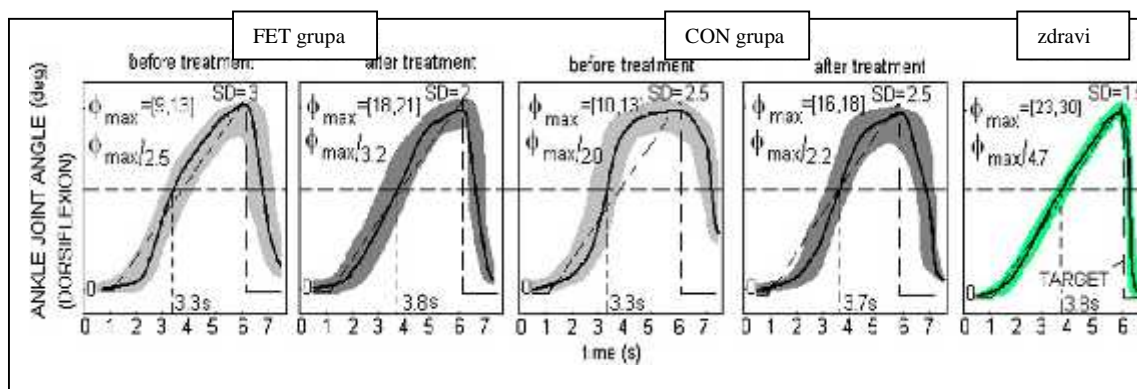
Pacijentima je detaljno objašnjeno šta se očekuje za uspešno izvršen zadatak i dozvoljeno im je da uvežbavaju zadatak na odvojenoj sesiji pre snimanja. Uspešno izvođenje zadatka je objašnjeno ispitanicima kao vizuelno opaženo postizanje približno jednake trajektorije sa unapred postavljenom trajektorijom (slika 14). Rezultati su dobijeni snimanjem sa paretne noge pacijenata i sa desne noge zdravih volontera.

Na početku svake epizode snimanja, merena je maksimalna voljna izometrijska kontrakcija (maximal voluntary isometric contraction- MVCs eng.) agonista u odnosu na stalni otpor, prateći SENIAM protokol, da bi se omogućila normalizacija rezultata. Na ovaj način se varijabilnost prouzrokovana položajem elektroda smanjuje se na minimum. Potkolenica se nije pomerala, tako da je relativno pomeranje elektroda u odnosu na određeni mišić bilo minimizirano.



Slika 15. „Paketi“ normalizovanih EMG signala sa etiri ispitivana miši a noge (modifikovano iz 105).

Slika 15 prikazuje „pakete“ normalizovanih EMG signala sa etiri miši a kod tri ispitanika: po jednog iz FET i CON grupe pre i posle tretmana i jednog zdravog ispitanika. Oni pokazuju postojanje ko-kontraksije miši a koji se uobi ajeno smatraju fleksorima i ekstenzorima zgloba kolena kod pacijenta u FET i CON grupi, a koja nije prisutna kod zdrave osobe. Druga uo ljiva razlika je nedostatak modulacije EMG aktivnosti pre tretmana kod ispitanika u CON i FET grupi u miši ima m. tibialis anterior i m. gastrocnemius lateralis u pore enju sa zdravim ispitanicima. EMG aktivnost kod FET grupe bolesnika je sli nija aktivnosti zdravih ispitanika.

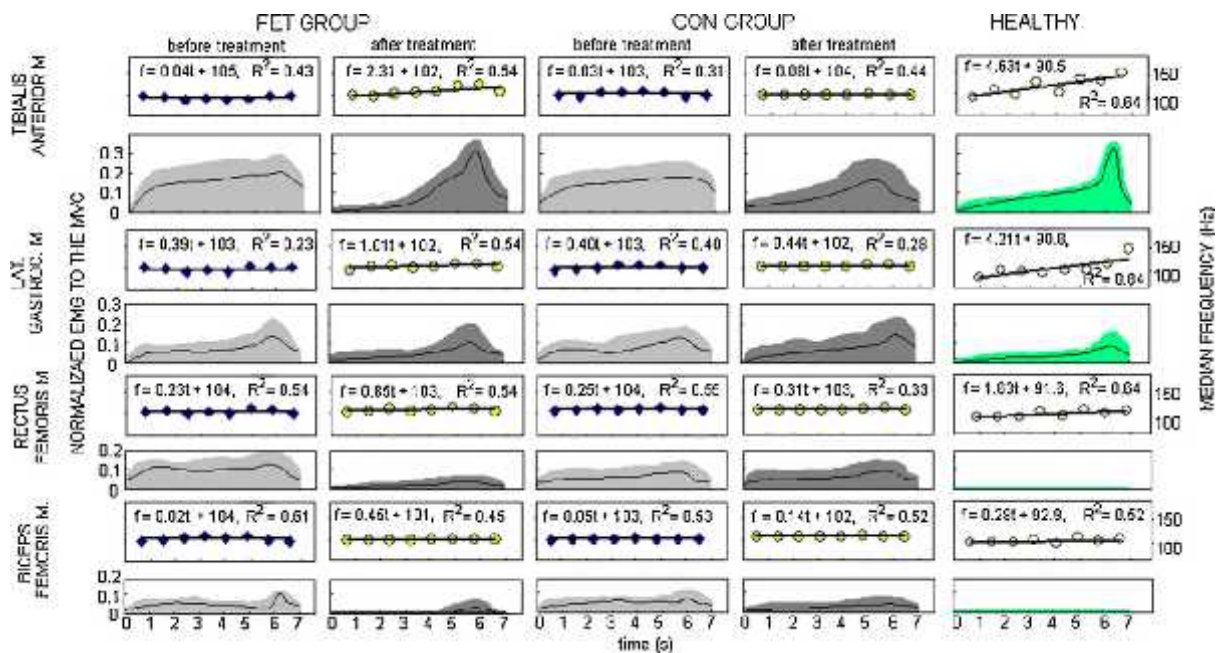


Slika 16. Srednje vrednosti postignutih trajektorija (modifikovano iz 105).

Postignute trajektorije (srednje vrednosti) za FET i CON grupu su predstavljene na slici 16. uz snimke sa zdravih ispitanika. Greška pra enja nije predstavljena zato što zavisi od vremena po etaka i kraja pokreta, a ova vremena variraju u zavisnosti od pacijentovih razli itih sposobnosti pra enja linije na ekranu. Odstupanja postignute trajektorije od zadate su ve a kod bolesnika posle moždanog udara u odnosu na zdrave ispitanike.

Maksimalni uglovi u sko nom zglobu kod pacijenata u FET grupi bili su izme u 9° i 13° odnosno 10° i 13° za CON grupu. Maksimalni uglovi na kraju terapije su bili izme u 18° i 21° u FET grupi, odnosno 16° i 18° u CON grupi. Prose an porast maksimalno postignutog ugla u FET grupi bio je $9 \pm 2^\circ$ u odnosu na $6 \pm 1^\circ$ u CON grupi ispitanika ($p < 0,05$ procenjeno Studentovim t-testom). Maksimalni uglovi u grupi zdravih volontera (23° do 30°) su ve i u odnosu na FET i CON grupu ispitanika.

Ispitanici sa hemiplegijom nisu mogli da prate zadati pokret dorzifleksije; oni su po injali pokret sa zakašnjenjem i dorzifleksiju su vršili brže u odnosu na zdrave ispitanike. Ugaonu vrednost (stepen) () dorzifleksije smo predstavili u odnosu 50% maksimalno postavljene vrednosti dorzifleksije (slika 16, vrednost $= \text{max} / T$). Vreme se kretalo od 2,5 do 3,2 s u FET grupi, odnosno od 2,0 do 2,2 s u CON grupi (pre i posle tretmana). Ugaone vrednosti dorzifleksije su bile zna ajno ve e ($p < 0,05$) u odnosu vrednosti karakteristi ne za zdrave ispitanike ($= \text{max} / 4,7$). Vrednosti su opale u obe grupe ispitanika posle tretana u odnosu na po etak (SD predstavlja standardnu devijaciju srednje vrednosti). Sli no tome, vreme potrebno za postizanje 50% maksimalne vrednosti dorzifleksije sko nog zgloba (max) je pokazalo bolje rezultate u obe grupe.



Slika 17. Normalizovane srednje vrednosti EMG „paketa“ i medijane frekvencija (modifikovano iz 105).

Slika 17 predstavlja normalizovane srednje vrednosti EMG „paketa“ i medijane frekvencija za FET, CON i grupu zdravih ispitanika. Zasen ena polja obuhvataju EMG pakete svih ispitanika. Puna linija predstavlja srednje vrednosti. Primetno je da i u FET i u CON grupi postoji zna ajna ko-aktivacija klju nih pokreta a kolena (miši i RF i BF) koje ne postoji kod zdravih ispitanika. Ova ko-aktivacija je manje izražena i modulisana posle tretmana FET u odnosu na stanje pre tretmana. Aktivnost glavnih pokreta a sko nog zgloba nije modulisana na po etku tretmana. Na kraju tretmana postoji odre en stepen modulacije miši ne aktivnosti tako da poce a na aktivnosti zdravih miši a.

Na slici 17 predstavljena je i medianu frekvencija postignutih za vreme osam uglova dorzifleksije za vreme pra enja. Postoji vidljiva razlika u trendu medijane frekvencije izme u pacijenata pre i posle terapije, trend posle terapije ima sli nije karakteristike karakteristikama zdravih.

Obrazac EMG „paketa“ je analiziran radi odre ivanja relativnog doprinosa pojedina nih miši a tokom pokreta. Koriš ene su mere ko-aktivacije (C_i) koriste i metod koji su sugerisali Katz i sar. 2008. godine (113). Nova mera poredi doprinos miši a u FET i CON grupi sa doprinosom istih miši a u grupi zdravih ispitanika. Mera

predstavlja odnos relativnog doprinosa određene mišice a ukupnom naporu svih četiri mišice a u FET i CON grupi i relativnog doprinosa procenjenog za grupu zdravih.

C_i predstavlja nivo doprinosa mišice a u odnosu na „normalu“: $C_i < 1$ govori u prilog manjem doprinosu i $C_i > 1$ upućuje na veći doprinos.

Koeficijent ko-kontrakcije C_i , u FET grupi, značajno se menja na nivou maksimalne dorzifleksije. Relativni doprinos mišice BF ($C_i = 8,52 \pm 0,12$ pada na $C_i = 3,12 \pm 0,10$ posle tretmana) i mišice RF ($C_i = 11,35 \pm 0,2$ pada na $C_i = 5,19 \pm 0,18$ posle tretmana) je smanjen za više od 50%. Ovo nije zapaženo u CON grupi. Takođe, doprinos aktivacije mišice TA ($C_i = 0,49 \pm 0,08$ se povećao na $C_i = 0,83 \pm 0,03$ posle tretmana) što je mnogo bliže grupi zdravih ($C_i = 1$). Ove razlike su manje uoči ljuve na 50% maksimalne dorzifleksije.

Ovakve razlike sugerišu da facilitacija hodanja električnom stimulacijom obezbeđuje bolje uslove za kortikalne promene koje se događaju u ranoj fazi oporavka posle moždanog udara i ukazuju na fiziološke osnove odgovorne za funkcionalni oporavak posle rehabilitacije.

S tim u vezi, u radu Tarkke i sar. (2011), koji je opisan u prilogu 4, proučavano je da li neuralni plasticitet ima ulogu u terapijski izazvanom poboljšanju funkcije ruke kod dvadeset bolesnika posle moždanog udara u hroničnoj fazi oporavka.

Prilog 4

Tarkke i sar. 2011. god., su proučavali efekte FET na voljno motorno ponašanje kao i na kortikospinalnu ekscitabilnost kod paretične ruke hroničnih bolesnika sa hemiplegijom. Promene u kortikalnoj ekscitabilnosti se smatraju indikatorima neuralne plastičnosti (114, 115, 116).

Bolesnici su podeljeni u dve grupe: jedna je imala FET a druga konvencionalnu fizikalnu terapiju. Cilj je bio da se dokaže mehanizam koji je odgovoran za posledično poboljšanje funkcije. Pretpostavka autora je bila da postoji razlika u kortikospinalnoj ekscitabilnosti između grupa gde je primenjena FET i konvencionalna terapija.

U studiju je uključeno 20 bolesnika u hroničnoj fazi oporavka posle MU ($2,4 \pm 2,0$ godina od nastanka MU; srednja vrednost \pm SD), koji su slučajnim izborom podeljeni u dve brojano jednake grupe: grupa sa funkcionalnom električnom terapijom

(FET) i grupa sa konvencionalnom fizikalnom terapijom (CON). Kriterijumi za uključivanje u studiju su bili: da je prošlo više od 6 meseci od MU; težak motorni deficit ruke; odsustvo težeg kognitivnog oštećenja; odsustvo afazije; bez srčanog pace-maker-a i bez epilepsije. Funkcija ruke je procenjivana pomoću Wolf Motor Function Test (WMFT) (Wolf i sar., 1989). Test se sastoji od 16 motornih zadataka. Ispituje se samo funkcija paretne ruke kroz izvođenje zadataka kao što su povlačenje 500g tereta po stolu ili podizanje olovke. Za izvršenje svakog zadatka se meri vreme i skoruje se funkcionalnost (skor je od 0-5/zadatak, maksimalan skor za zdravu šaku i ruku je 80). Ako je funkcionalni skor ispod 50, funkcija ruke je teško oštećena.

Procena je vršena neposredno pre i posle 2 nedelje terapije, kao i posle 6 meseci perioda praćenja. Funkcija ruke i šake procenjivana je uz pomoć WMFT. Za procenu kortikospinalne aktivnosti korišćena je transkranijalna magnetna stimulacija (TMS) koja je navođena (Nexstim Ltd., Helsinki, Finland) i kojom su stimulirana primarna motorna polja obe ruke. EMG je registrovan površnim elektrodama (ME 6000, Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland). EMG elektrode su pozicionirane bilateralno na mišićima: abductor pollicis brevis (APB), abductor digiti minimi (ADM), flexor carpi radialis (FCR) i extensor carpi radialis (ECR). Nakon određivanja optimalne motorne reprezentacije i motornog praga (motor threshold- MT eng.; motorni prag se određuje na osnovu odgovora od 50 μ V ili više, na pet od deset stimulusa), pet motornih evociranih potencijala (motor evoked potential- MEP eng.) su izazivani stimulacijom od 130% intenziteta individualnog MT. Za registrovanje perioda tišine (silent period- SP eng.; period koji sledi iza MEP kada se javlja voljna motorna aktivnost) koriste se iste koordinate na skalpu. Aktiviraju se obe ruke (voljna fleksija prstiju od 20% maksimalne snage hvata oko standardnog predmeta) tokom stimulacije 130% MT za dobijanje SP podataka. Po pet SP se registruju sa paretne i neparetne ruke. Iste koordinate stimulacije su korišćene u sva tri snimanja (pre, posle terapije i perioda praćenja). Merena je peak-to-peak amplituda (vrh jednog do vrha drugog talasa) i latenca za svaki odgovor sa svakog mišića.

Terapije su se razlikovale između FET i CON grupe. FET grupa je imala vežbe za ruku i šaku uz primenu električne stimulacije. Ispitanici su imali terapiju dva puta dnevno, svaki dan, pet dana u nedelji u trajanju od dve nedelje (pojedina na terapija je trajala 30min, pauza između terapija četiri sata) uz primenu individualno prilagođene

etvorokanalne stimulacije (Actigrip® Neurodan A/S, Aalborg, Denmark). Površno postavljene elektrode za stimulaciju su postavljene tako da olakšavaju otvaranje i zatvaranje šake, tako da su m. flexor carpi radialis i m. flexor policis longus aktivirani za zatvaranje, a m. extensor carpi radialis i m. opponens policis za otvaranje šake. Vremenske karakteristike stimulacije su bile različite u zavisnosti od vrste zadatka i funkcije šake ispitanika. Zadaci koji su postavljeni su bili pomeranje sa jednog mesta na drugo etke za kosu ili manje flaše i sl. Za izvršenje zadatka je uobičajeno bilo dovoljno 2-3 sekunde. CON grupa ispitanika je imala isto trajanje konvencionalne terapije, koja se uobičajeno sastojala iz aktivnih i/ili pasivnih vežbi u zavisnosti od funkcionalnog stanja. S obzirom da je funkcionalno stanje na početku studije uobičajeno bilo loše, aktivni zadaci su bili tipa brisanja krpom stola i sl. Statistička analiza se sastojala u primeni t-testa za poređenje rezultata WMFT, korišćena je i ANOVA za poređenje razlika amplituda i latenci pre i posle terapije i posle 6 meseci. Statistički značajne razlike su bile na $p < 0,05$.

Pacijenti su u proseku imali 17 ± 3 terapije (srednja vrednost \pm SD). WMFT je pokazao da se vreme potrebno za izvršenje zadataka značajno popravilo u FET grupi ispitanika posle terapije ($p < 0,01$) a takav trend je nastavljen i u periodu praćenja od 6 meseci ($p < 0,02$). Vreme se odnosilo na zbir pojedinih vremena za izvršenje svih 16 zadataka. Maksimalno vreme za izvršenje pojedina nog zadatka je bilo 120 s, a ukoliko se ne izvrši zadatak dodeljuje mu se vreme od 120 s. U CON grupi nije bilo značajne razlike u vremenu potrebnom za izvršenje testa. Funkcionalni skor (zbir skorova za izvršenje svakog pojedina nog zadatka) se poboljšalo (FET 13% i CON 9%) i nastavilo je da se poboljšava u periodu praćenja ali nije bilo statistički značajne razlike između grupa i zadržala se loša funkcija ruke (srednji funkcionalni skor je bio 41 ± 7 posle terapije i $44,5 \pm 7$ posle šest meseci).

Analiza TMS-a je pokazala da je motorni prag (MT) značajno viši sa pareti ne strane u odnosu na neparetnu kod svih ispitanika kod kojih je izazvan odgovor i MT se nije promenio. Motorni evocirani potencijali (MEP) su izazivani sa 130% od MT stimulacije i dobijeni su u 18/20 ispitanika na neparetnoj strani i u samo 9/20 ispitanika sa pareti ne strane. Pre terapije nije bilo razlike u elektrofiziološkim parametrima između grupa. Posle terapije, MEP su se pojavili kod dva ispitanika u FET grupi u miši ima: ADM, FCR i ECR, u kojima nije bilo motornog odgovora pre

intervencije. Pored toga kortikospinalna ekscitabilnost se promenila s obzirom da se latenca statistički značajno skratila u FET grupi ispitanika u svim četiri ispitivana mišića na paretnoj strani. U CON grupi nije bilo značajne razlike ni u latenciji ni u postignutoj amplitudi MEP sa paretnih strana, niti su zapažene promene sa neparetnih strana u obe grupe ispitanika. Latenca MEP-a je bila kraća u FET grupi ispitanika u odnosu na CON grupu i posle šest meseci.

Ovakvi rezultati ukazuju da trening voljnih pokreta paretnih ruku i šake potpomognut individualno prilagođenom električnom stimulacijom, kao što je FET, može izazvati promene u kortikospinalnoj ekscitaciji. Ovakve promene kortikospinalne ekscitacije nisu registrovane posle primene konvencionalne terapije usmerene na oporavak funkcije šake koja je bila u istom trajanju. Ovakvi rezultati bržeg kortikospinalnog provođenja posle terapije FET mogu ukazivati na upotrebom indukovani neuroplastičnosti koji je izazvan kombinacijom primene voljnog pokreta i električne stimulacije.

Prilog 5

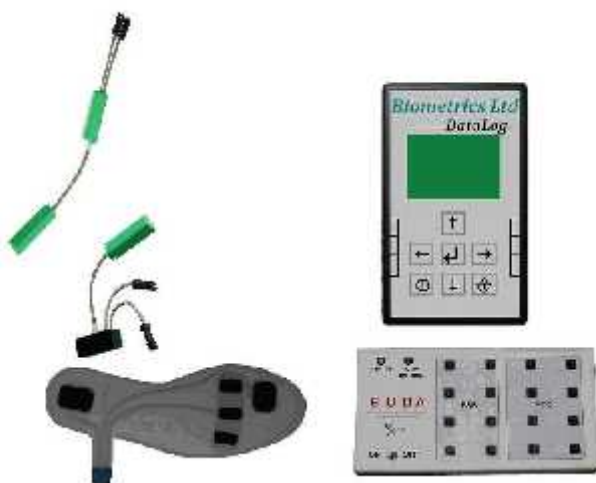
U radu Milovanović i Popović 2012. god., koji je deo kliničke studije o efektivnosti treninga hoda uz pomoć posturalne podrške telu- Walkaround®, vršena je kompleksna analiza kinematičkih parametara hoda uz pomoć statističke metode - analiza principijelnih komponenti (Principal Component Analysis- PCA) (109).

U studiju je bilo uključeno 27 ispitanika. Kriterijumi za uključivanje u studiju su: prvi moždani udar; akutna ili hronična faza oporavka posle moždanog udara; slabost jedne strane tela; mogućnost da ispitanik hoda 10m sa ili bez asistencije terapeuta/pomoćnih osoba za hod; mogućnost da razume i prati jednostavne naloge. Šesnaest bolesnika je bilo u hroničnoj fazi oporavka - šest i više meseci od MU (chronic group-CG, eng.) i 11 ispitanika je bilo u akutnoj i subakutnoj fazi (acute group-AG, eng.). U AG rupi ispitanika njih četvoro je bilo u akutnoj fazi oporavka (od MU prošlo manje od 6 nedelja) i sedmero je bilo u subakutnoj fazi (6 nedelja do 6 meseci od MU).

Praćen su sledeći klinički parametri: Fugl-Meyer skor za donje ekstremitete (minimum 0, maksimum 36), Berg balans test (minimum 0, maksimum 56) i Functional Ambulation Category (minimum 0, maksimum 5).

Za pore enje su koriš eni i podaci koji su snimani u toku hoda (brzina $v = 0,4$ do $0,6$ m/s) pet zdravih ispitanika, bez poznatog neurološkog i ortopedskog oboljenja.

Za kinemati ka snimanja koriš en je prenosivi, više-senzorski sistem, koji u sebi sadrži modul za prikupljanje, procesuiranje i prenos senzorskih signala do glavnog ra unara (74,75). Set senzora se sastojao od šest goniometara (SG110 za sko ni zglob, SG150 za koleno i kuk, Biometrics Ltd., Gwent, UK) i dva ure aja u ulošcima cipela koja sadrže po pet senzora sile reakcije podloge. Goniometri su lepljivim tarkama postavljani na zglob kuka, kolena i sko ni zglob. Senzori u ulošcima cipela (obe noge) postavljani su za merenje sile reakcije podloge u predelu palca, metatarzalno i u predelu pete.



Slika 18. Više-senzorski sistem za prikupljanje, procesuiranje i prenos podataka (modifikovano iz 109).

Ispitanici su hodali po ravnoj podlozi dužine 10 m brzinom koju sami odrede a koju osaju kao komfornu. Tokom hoda snimani su sile reakcije podloge i postignuti uglovi pomeranja zglobova. Za svakog ispitanika snimano je bar 12 prolazaka u tri sukcesivna dana. Izme u pojedina nih prolazaka zadatog puta, pacijentima je omogu en odmor od bar 5min da bi se izbegao efekat zamora.

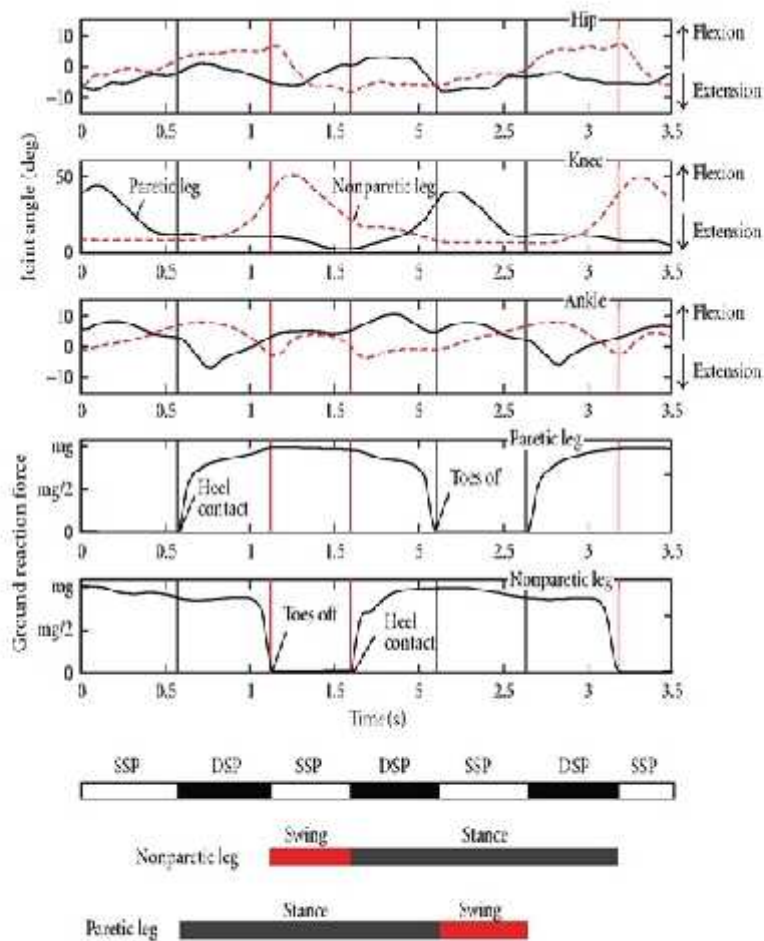
Snimljeni signali su podeljeni na delove koji odgovaraju pojedina nim koracima. Ekstrakcija koraka izvršena je automatski metodom praga (threshold method eng.). Nivo praga je postavljen na 5% od maksimalne sile reakcije podloge (detekcija

kontakta petom i odizanje prstiju), za paretu i neparetu nogu. Koraci su zatim normalizovani na 100% da bi se omoguila detaljna analiza. Ova normalizacija podrazumeva smeštanje podataka koji pripadaju pojedinačnom koraku u sto tačka. Koraci koji su se od prosečnog trajanja koraka razlikovali za više od 10% nisu razmatrani (manje od 4% od ukupnog broja koraka). Signali su zatim filtrirani, niskopropusnim filterom drugog reda Butterworth filter ($f_c = 5$ Hz), dalje procesuirani i filtrirani na frekvenciji od 30 Hz, Butterworth-ovim filterom četvrtog reda koji ne menja fazu signala.

Novina u obradi podataka je primena analize principijelnih komponenti (Principal Component Analysis- PCA) na svaki od nekoliko seta podataka koji se sastoje od normalizovanih signala hoda. PCA omogućava identifikaciju određenih povezanosti među podacima i predstavljanje tih podataka na način koji ističe njihove sličnosti i razlike. S obzirom da može biti teško pronaći pravilnost u dobijenim podacima i kada ne postoji mogućnost njihove grafičke prezentacije, PCA predstavlja moćan alat za analizu podataka. Druga značajna prednost PCA sastoji se u tome da izdvoji komponente signala omogućavajući dalju redukciju njegovih dimenzija sa minimumom gubitka informacija. Ovaj metod je odabran na osnovu značajnih otkrića vezanih za karakteristike hoda (13,14).

Analizu principijelnih komponenti možemo posmatrati kao metod za redukciju dimenzije podataka. Primenom ove metode, skup ulaznih promenljivih se pretvara u skup nekorelisanih promenljivih (principijelnih komponentata). Tako dobijene promenjive predstavljaju linearne kombinacije pojedinih signala skaliranih faktorom koji je zapravo mera varijanse koju ti signali sadrže. PCA omogućava projekciju originalnih podataka na ortogonalni sistem, sa principijelnim komponentama u pravcu njihove maksimalne varijanse.

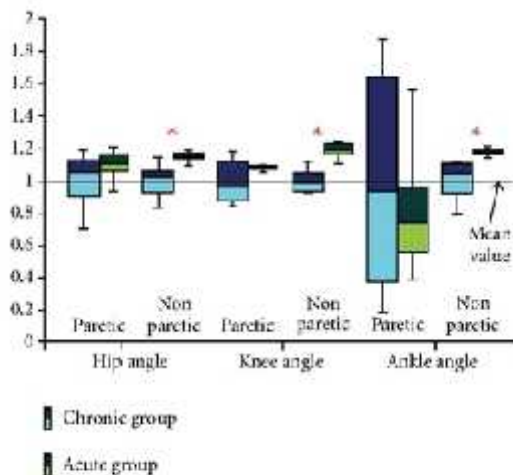
Studentov t-test je korišćen za analizu razlika merenih parametara između grupa.



Slika 19. Uglovi u zglobovima i sila reakcije podloge (ground reaction force-GRF eng.) sa paretne i neparetne noge, sa oznakama fazama oslonca na obe noge (double support phases-DSP eng.) i fazom oslonca jednom nogom (single support phases- SSP eng.), kao i faza klancenja i faza oslonca (modifikovano iz 109).

Na slici 19 je prikazana sekvenca neprocesuiranih signala: uglova u zglobovima i sila reakcije podloge (ground reaction force-GRF eng.) sa paretne i neparetne noge, sa oznakama fazama oslonca na obe noge (double support phases-DSP eng.) i fazom oslonca jednom nogom (single support phases- SSP eng.), kao i faza klancenja i faza oslonca.

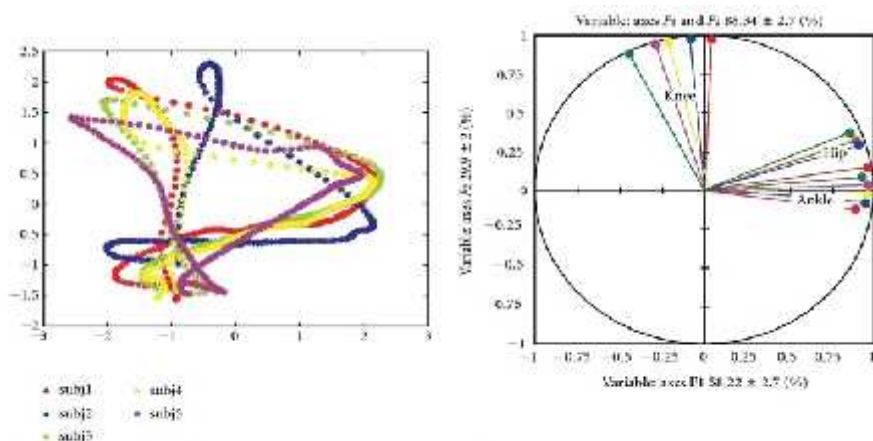
Normalizovani parametri na srednju vrednost za akutnu i hroničnu grupu ispitanika (indeks simetrije hoda, brzina hoda i FM indeks za donje ekstremitete) nisu pokazali statistički značajne razlike.



Slika 20. Zna ajne razlike na ene u uglovima razli itih zglobova: kuk, koleno i sko ni zglob sa pareti ne i nepareti ne noge za akutnu i hroni nu grupu bolesnika. Zna ajne razlike * ($p < 0,01$) (modifikovano iz 109)

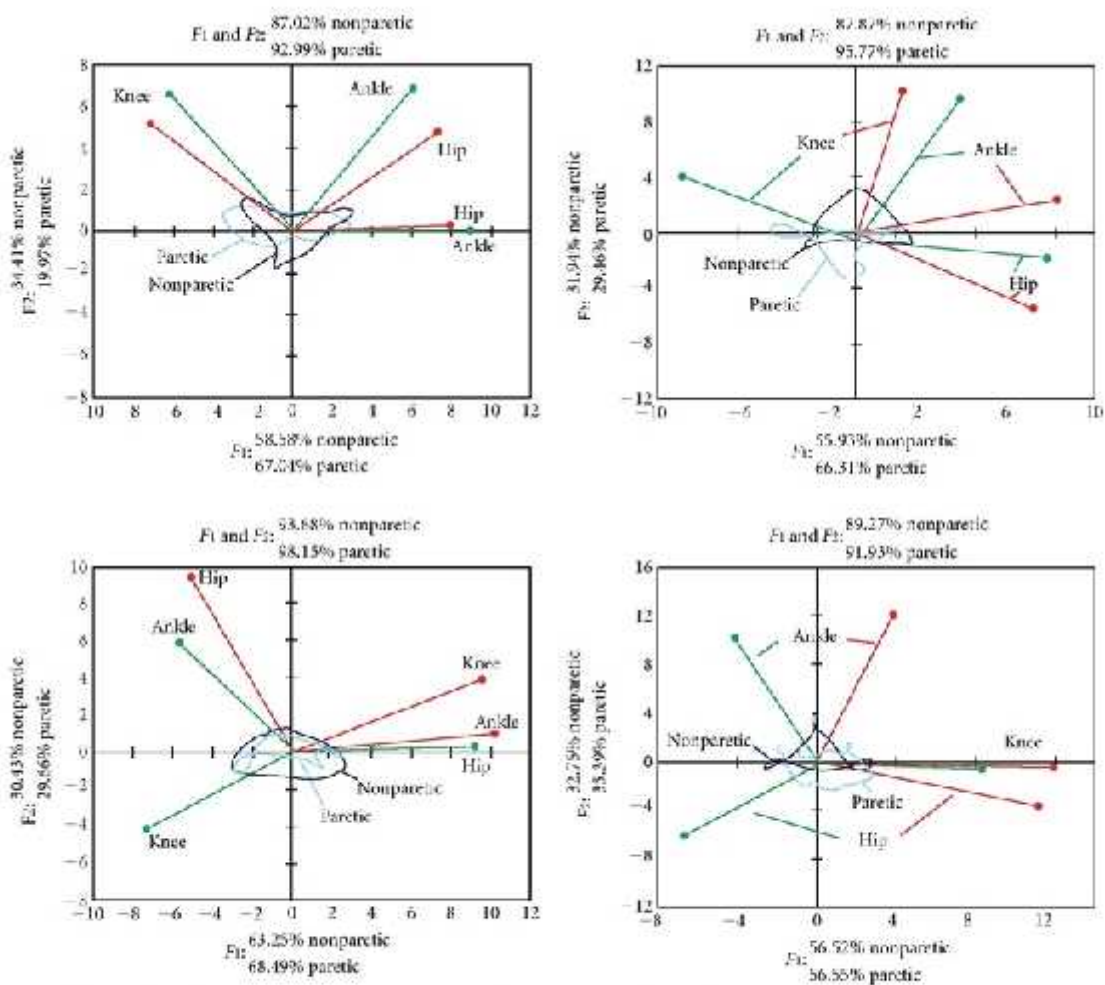
Na slici 20 prikazane su zna ajne razlike na ene u uglovima razli itih zglobova noge za akutnu i hroni nu grupu bolesnika. Zna ajne razlike prona ene su samo u uglovima zglobova nepareti ne noge. Ova pojava bi mogla biti objašnjena gubitkom dominantne koordinacije koja je ranije postojala izme u pojednih segmenata (natkolenica, potkolenica i stopalo). Ovakvo zapažanje prati i rezultate koje je izneo Ivanenko i saradnici (87, 88). Po ovom autoru, vremenske promene u postignutim uglovima donjih ekstremiteta nisu nezavisne, ve su u zna ajnoj meri povezane.

Zdravi ispitanici: Analiza principijernih komponenti uglova zglobova zdravih ispitanika pokazala je da prve dve principijelne komponente nose oko 88% ukupne varijanse (od 83% do 94%). Preslikavanjem ulaznih signala u novi prostor formiran na osnovu prve dve principijelne komponente, dobija se dvodimenzionalna forma oblika velikog latini nog slova D. Za sve ulazne podatke, Bartletov (Bartlett) test sferi nosti pokazao je da je analiza PCA pogodan metod ($p < 0,0001$).



Slika 21. Ciklogram za pet zdravih ispitanika (levi panel). Pirsonova (Pearson) korelacija izme u zgloba kuka, kolena i sko nog zgloba (desni panel) (modifikovano iz 109).

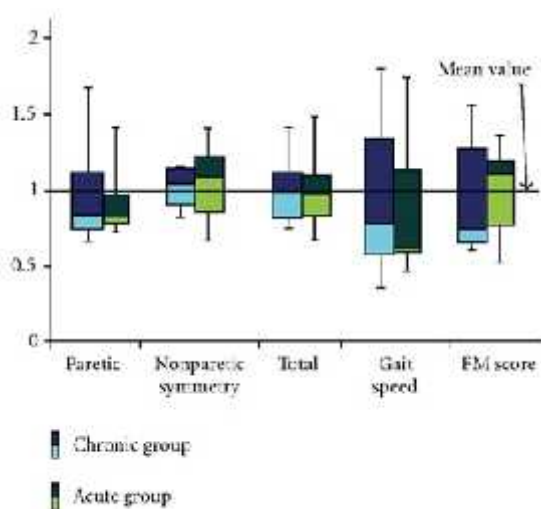
Oblik velikog latini nog slova D, se zove ciklogram. Oblik i položaj ciklograma variraju neznatno u položaju i obliku kod pojedinih ispitanika, ali forma ostaje prepoznatljiva. Prora un principijelnih komponenata baziran na Pirsonovoj (Pearson) korelacionoj matrici omogu io je i analizu uzajamne zavisnosti ulaznih promenljivih. Pirsonove korelacije su prikazane na slici 21 desno kao vektori korelacionog kruga. Ukoliko su vektori promenljivih blizu jedan drugom, promenjive su zna ajno korelisane. Ukoliko su ortogonalni promenjive nisu korelisane. Kod zdravih ispitanika u ovoj studiji: kuk i koleno su zanemarljivo korelisani ($r = 0,09-0,22$), kuk i sko ni zglob imaju srednji stepen korelisanosti ($r = 0,48-0,66$), dok za koleno i sko ni zglob stepen korelisanosti varira od niskog do srednjeg.



Slika 22. Ciklogram i Pirsonova korelacija etiri sipitanika sa MU. Gornji paneli su prikazi ispitanika sa ve om brzinom hoda i manjim stepenom onesposobljenosti, a donja dva panela predstavljaju ispitanike sa sporijim hodom i ve im stepenom onesposobljenosti. Levi paneli prikazuju bolesnike iz hroni ne a desni iz akutne grupe (modifikovano iz 109).

Slika 22 prikazuje rezultate analize principijelnih komponenti etiri ispitanika sa moždanim udarom. Prikazana su dva bolesnika iz grupe ispitanika sa brzinom hoda iznad 0,5 m/s i FM skorom oko 25 (gornja dva panela na slici 22) i dva bolesnika koji su hodali brzinom oko 0,2 m/s i imala FM skor oko 20 (donja dva panela na slici 22). Levi paneli prikazuju bolesnike iz hroni ne a desni iz akutne grupe. Najzna ajniji zaklju ak analize je da ispitanici koji pripadaju akutnoj grupi imaju prbližno „normalan“ ciklogram nepareti ne noge, što potvr uje da oni imaju približno zdrave sinergije pokreta noge, za razliku od bolesnika u hroni noj grupi koji imaju ve modifikovane sinergisti ke pokrete i u paretij noj i u nepareti noj nozi.

Klinički parametri (srednja vrednost \pm SD): FM test za donje ekstremitete (CG: $22,50 \pm 4,50$; AG: $21,67 \pm 5,33$), FAC (CG: $2,28 \pm 0,78$; AG: $2,05 \pm 0,56$) i BB test (CG: $36,17 \pm 4,83$; AG: $31,83 \pm 6,22$) nisu pokazali statistički značajne razlike između hronične i akutne grupe bolesnika. Iako uočene razlike u vremenskim i prostornim karakteristikama hoda nisu na statistički značajne razlike između grupa (slika 23). Ovo je najverovatnije posledica velikog variranja simetrije hoda u obe grupe ispitanika.



Slika 23. FM skor za donje ekstremitete, simetrija i brzina hoda, nisu pokazali statistički značajne razlike između hronične i akutne grupe bolesnika (modifikovano iz 109).

Analiza uglova zglobova obe noge ukazala je na razlike između dve grupe ispitanika. Najznačajnije razlike u hodu uočene su na neparetnoj nozi. Patološki obrasci pomeranja uglova pojedinih zglobova noge su u skladu sa kliničkim karakteristikama hemipareze nog hoda kao što su cirkumdukcija noge i podizanje (elevacija) kuka.

Uočene razlike su dalje analizirane metodom analize principijelnih komponenti. Kod zdravih ispitanika smo zaključili da prve dve komponente nose najveći deo varijanse uglova u zglobovima.

Analiza snimljenih podataka na bolesnicima ukazuje na postojanje razlika u odnosu na zdravu šemu hoda. Sa porastom težine hemiplegije, prve dve principijelne komponente nose veći deo ukupne varijanse. Kod većeg odstupanja od normalne šeme hoda veći je porast prve principijelne komponente na račun druge, što može dovesti do značajnog smanjenja druge principijelne komponente. Sa stanovišta pomeranja uglova u

zglobovima, ovo izaziva sve ve u linernu povezanost pomeranja uglova. Ovakva linearna zavisnost smanjuje ukupan broj mogu ih kombinacija uglova u zglobovima.

Ukoliko postavimo odre enu granicu za brzinu hoda na 0,35 m/s, razdvajamo funkcionalno bolje od lošijih bolesnika.

U obe grupe ispitanika, nezavisno od brzine hoda, zapažene su zna ajne razlike u obrazcu kretanja paretne noge. Raspodela varijanse me u principijelnim komponentama se menja, pomeraju i se ka prvoj principijelnoj komponenti (prva PC nosi i do 67% ukupne varijanse). Korelacija uglova izme u zgloba kuka i sko nog zgloba postaje slabija, što je bar delimi no posledica gubitka pokreta dorzifleksije stopala. Ovo vodi i ka negativnoj korelisanosti zgloba kuka i kolena.

Analiza pokreta nepareti ne noge ukazala je na postojanje razlika izme u akutne i hroni ne grupe bolesnika (tabela 6).

Tabela 6. Vrednosti PCA za zdrave ispitanike i bolesnike sa hemiplegijom, podeljene u etiri grupe prema brzini hoda. Poja ani brojevi ukazuju na kategoriju sa statisti ki zna ajnom razlikom ($p < 0,05$) (modifikovano iz 109).

GROUP		F1 + F2	F1	F2	
HEALTHY		88.3 ± 2.7	58.2 ± 2.7	29.1 ± 2.0	
$v > 0.35$ m/s	CG	86.87 ± 4.1	59.58 ± 3.8	35.51 ± 4.7	Non-paretic leg
	AG	86.46 ± 5.0	57.99 ± 3.7	32.05 ± 4.5	
$v < 0.35$ m/s	CG	94.01 ± 4.9*	63.88 ± 3.8*	38.49 ± 5.3*	
	AG	89.01 ± 3.9	56.06 ± 5.0	30.95 ± 5.0	
$v > 0.35$ m/s	CG	92.99 ± 4.2*	67.04 ± 3.6*	19.97 ± 3.2*	Paretic leg
	AG	95.77 ± 4.4*	66.31 ± 5.2*	29.46 ± 3.5*	
$v < 0.35$ m/s	CG	98.15 ± 1.3*	64.89 ± 5.1*	20.96 ± 3.4*	
	AG	91.93 ± 3.6*	56.55 ± 4.4*	35.39 ± 4.1*	

Dok kod svih akutnih bolesnika postoji obrazac sli an zdravima na nepareti noj nozi, kod hroni nih se izdvajaju dve razli ite grupe. Oni koji hodaju brže (prema ranije navedenoj granici) imaju obrazac pokreta na nepareti noj nozi sli an zdravima, odnosno akutnoj grupi. S druge strane hroni ni bolesnici sa lošijim funkcionalnim oporavkom pokazuju promenjene obrazce i na paretne noj i na nepareti noj nozi. Ako posmatramo korelacije uglova, na nepareti noj nozi postoji negativna korelisanost kuka i sko nog zgloba, kao i negativna korelisanost zgloba kuka i kolena. Pareti na noga u zavisnosti od pojedina nog ispitanika, pokazuje razli ite vrste poreme aja obrazaca.

Verovatan razlog za razvoj patoloških sinergija može se na i i u zadatku koji dominira oporavkom hoda, a to je da postizanje bržeg hoda omogu ava prelaženje ve e

distance. U akutnoj fazi oporavka svi pacijenti pokazuju poreme aj obrazca pokreta na paret noj nozi i blizu fiziološki obrazac na nepareti noj nozi. Ako posmatarmo hroni ne bolesnike, oni koji su imali bolji funkcionalni oporavak zadržavaju ovakav fiziološki obratac pokreta nepareti ne noge, dok oni sa lošijim oporavkom imaju poreme en obrazac pokreta na obe noge.

Osnovni zaklju ak ove studije je da je zna ajno uzeti u obzir kinemati ke parametre oporavka i uklju iti ih u stohasti ku analizu da bi se obezbedili adekvatni elementi za analizu oporavka posle tretmana.

Prilog 6

Funkcionalne skale i testovi

Functional Ambulation Category (FAC):

- 0: Pacijent ne može da hoda, ili je za hod potrebna pomo dve ili više osoba
- 1: Pacijentu je potrebna stalna pomo za kretanje jedne ososbe, za održavanje ravnoteže i restere enje
- 2: Pacijentu je potrebna stalna ili povremena pomo jedne osobe pri hodu, za održavanje ravnoteže i koordinacije
- 3: Pacijentu je potreban nadzor uz verbalnu pomo i pratnju jedne ososbe bez fizi kog kontakta
- 4: Pacijent hoda nezavisno po ravnoj podlozi, ali je potrebna pomo za stepenice, uzbrdo/nizbrdo i neravnu površinu
- 5: Pacijent može da hoda nezavisno.

Berg Balance Scale:*Zadaci**Skor (0-4)*

Sedenje bez potpore _____

Promena položaja: sede i do stoje eg stava _____

Promena položaja: stoje i do sede eg položaja _____

Transferi _____

Stajanje bez pomoći _____

Stajanje sa zatvorenim očima _____

Stajanje sa skupljenim nogama _____

Tandem stajanje _____

Stajanje na jednoj nozi _____

Pomeranje trupa (stopala u fiksnoj poziciji) _____

Podizanje predmeta sa poda _____

Okretanje za 360 stepeni _____

Podizanje noge na standardni stepenik _____

Dosezanje unapred stojeći _____

Barthel index*Posmatrane aktivnosti**Bodovanje (0; 5; 10; 15)*

Hranjenje _____

Kupanje _____

Lična higijena _____

Oblačenje _____

Kontrola pražnjenja creva _____

Kontrola pražnjenja bešike _____

Transferi u toaletu _____

Transferi stolica/krevet _____

Hod _____

Stepenice _____

Fugl-Meyer Scale

Test	Stavka	Bodovanje
I. Refleksna aktivnost (max 4)	Ahilov refleks Patelarni refleks	0, 2 za svaku stavku
II. A. Fleksiona sinergija (u supiniranom položaju) (max 6)	Fleksija u kuku Fleksija u kolenu Dorzalna fleksija stopala	0, 1, 2 za svaku stavku
II. B. Ekstenziona sinergija (u supiniranom položaju) (max 8)	Ekstenzija u kuku Addukcija Ekstenzija u kolenu Plantarna fleksija stopala	0, 1, 2 za svaku stavku
III. Pokret kombinovane sinergije (u sede em položaju) (max 4)	Fleksija u kolenu preko 90 st. Dorzifleksija stopala	0, 1, 2 za svaku stavku
IV. Pokret bez sinergije (u stoje em položaju, kuk 0 st. fleksije) (max 4)	Fleksija u kolenu Dorzifleksija stopala	0, 1, 2 za svaku stavku
V. Normalni refleksi (sede i položaj) (max 2)	Fleksori kolena, Patelarni, Ahilov (ova stavka se popunjava samo ako je pacijent dobio maksimalan skor predhodnih testova. Ako nije za ovu stavku se popunjava 0)	0, 1, 2
VI. Koordinacija/brzina: peta na suprotno koleno (pet ponavljanja u tempu) (max 6)	Tremor Dismetrija Brzina	0, 1, 2 za svaku stavku

Biografija autora

A. OSNOVNI BIOGRAFSKI PODACI

Dr Aleksandra (Slobodan) Dragin je rođena 1971. god. u Beogradu, gde je završila osnovnu i srednju školu. Zaposlena je kao lekar specijalista fizikalne medicine i rehabilitacije od 2000.godine na Klinici za rehabilitaciju "Dr Miroslav Zotovi" u Beogradu, radi na odeljenju neurološke rehabilitacije, asistent je na predmetu fizikalna medicina i rehabilitacija od 2004.godine.

Dr Aleksandra Dragin objavila je više desetina radova kao prvi autor i saradnik, takođe u estvovala kao autor i saradnik u poglavljima dve knjige iz oblasti fizikalne medicine i rehabilitacije. U estvovala na domaće i stranim kongresima i simpozijumima. Aktivno se služi engleskim jezikom.

Dr Aleksandra Dragin aktivno u estvuje u kliničkim i multidisciplinarnim istraživanjima koja se sprovode na Klinici za rehabilitaciju "Dr M. Zotovi". Saradnik je na projektu Ministarstva nauke: "Neinvazivna modulacija kortikalne ekscitabilnosti i plasticiteta- Razvoj metoda neinvazivne neuromodulacije centralnog nervnog sistema i ispitivanje fizioloških mehanizama i dijagnostike" 2010-2014.

B. STRUČNA BIOGRAFIJA, DIPLOME I ZVANJA

Osnovne studije:

1. 1989 - 1995, Medicinski fakultet, Univerziteta u Beogradu Diplomirala 1995.god., sa srednjom ocenom 9,53.

Magistarske studije:

1. 1995 - 2003 Magistarske studije na Medicinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu iz oblasti fizikalne medicine i rehabilitacije. Magistrirala je 2003. godine sa tezom: Funkcionalna sposobnost bolesnika sa aortokoronarnim by-pass-om posle sprovedene rehabilitacije.

Specijalističke studije:

1. 1999. specijalizirala na Medicinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu. Položila ispit sa odličnim uspehom.

Diplome:

1. 2003 Magistar medicinskih nauka
2. 1999 Specijalista Fizikalne medicine i rehabilitacije
3. 1995 Doktor medicine, Medicinski fakultet, Univerziteta u Beogradu.

Usavršavanja:

1. „Challenges in stroke“- Center for Continuing Medical Education. University of Belgrade- School of Medicine, Belgrade 2009.
2. „Komplementarna medicina-osnovi akupunktura III nivo“-Centar za Kontinuiranu medicinsku edukaciju. Medicinski fakultet u Beogradu, 2009.
3. „Edukacija iz kliničke neurofiziologije u organizaciji Udruženja neurofiziologa Srbije 2012/13, KBC B. Kosa, Beograd.

Dosadašnji izbori u nastavna i naučna zvanja:

1. 2008 Asistent Medicinskog fakulteta, Univerziteta u Beogradu.

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписани-а ALEXANDRA DRAGIN

број уписа _____

Изјављујем

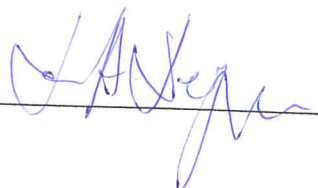
да је докторска дисертација под насловом

PROCENA EFEKTVNOSTI OSPOSOBLJAVANJA ZA HOD SLOBODNIM
FIZICALNIM TRENINGOM I REHABILITACIJI BOLESNIKA POSLE
KOSTURNOG UDARA

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

Потпис докторанда

У Београду, _____



Прилог 2.

Изјава о истоветности штампане и електронске
верзије докторског рада

Име и презиме аутора ALEXSANDRA DRAGIN

Број уписа _____

Студијски програм _____

Наслов рада PROCENA EFEKTNOSTI OSPOSOBLJAVANJA ZA HOD SLOZENIM
FIZIKALNIM TRETMANOM I REHABILITACIJI BOLESNIKA
POSLE MOZDANICE UPATA

Ментор PROF. DR LJUBICA KONSTANTINIC

Потписани _____

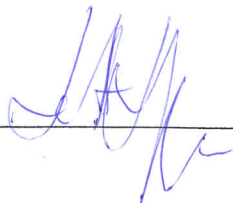
изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис докторанда

У Београду, _____



Прилог 3.

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

ПРОЦЕНА ЕФЕКТИВНОСТИ ОСПОСОБЉАВАЊА ЗА НОД СЛОЖЕНИМ
ФИЗИКАЛНИМ ТРЕТМАЊОМ И РЕХАБИЛИТАЦИЈИ БОЛЕСНИКА
ПОСЛЕ МОЗДАНОГ УДАРА
која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

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

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

Потпис докторанда

У Београду, _____

