



Bezprostřední biomechanické a fyziologické změny v kontextu okamžitého účinku peroneální funkční elektrostimulace: pilotní studie

Acute biomechanical and physiological changes in the context of the immediate effect of peroneal functional electrical stimulation: a pilot study

^{1,2}Jakub VÍTEK, ^{2,3}Barbora KOLÁŘOVÁ

¹Všeobecná fakultní nemocnice a 1.lékařská fakulta Univerzity Karlovy, Neurologická klinika a Centrum klinických neurověd, Praha, Česká republika.

²Univerzita Palackého v Olomouci. Fakulta zdravotnických věd, Ústav klinické rehabilitace. Olomouc, Česká republika.

³Fakultní nemocnice Olomouc, Oddělení rehabilitace, Kineziologická laboratoř, Olomouc, Česká republika.

*Korespondenční adresa: jakub.vitek@vfn.cz

ABSTRAKT

Východiska: Peroneální funkční elektrostimulace (FES) je běžně využívaná metoda kompenzace syndromu padající špičky, který vzniká v důsledku cévních mozkových příhod (CMP). Kromě okamžitého ortotického efektu se předpokládá, že FES může indukovat i krátkodobé neuromuskulární a centrální adaptační procesy, které se podílejí na jejím dlouhodobém terapeutickém účinku. Cílem této pilotní studie bylo zhodnotit bezprostřední vliv terapie chůze pomocí FES a porovnat naše pilotní pozorování se současnou evidencí.

Soubor: Pilotní měření zahrnovalo 10 pacientů po CMP s hemiparetickou chůzí a syndromem přepadávající špičky.

Metody: Kinematické parametry chůze byly vyšetřeny na chodícím pásu Zebris Rehawalk FDM-T před aplikací FES a bezprostředně po ní. Terapie FES probíhala po dobu 20 minut při současné chůzi na pásu. Vedle objektivních parametrů bylo hodnoceno i subjektivní vnímání efektu terapie.

Výsledky: Signifikantní zlepšení se projevila majoritně v parametrech stejné fáze neparetické dolní končetiny, která nepřímo poukazuje na žádoucí prodloužení švihové fáze stimulované paretické dolní končetiny. Subjektivní hodnocení bezprostředního efektu FES bylo převážně pozitivní, zejména s ohledem na hodnocení celkové kvality chůze.

Závěry: Pilotní pozorování naznačují, že FES může bezprostředně ovlivnit biomechanické parametry chůze, zejména neparetické končetiny, a zároveň zlepšit subjektivní vnímání chůze. Opakovaná sumace těchto bezprostředních změn může být základním mechanismem dlouhodobého terapeutického účinku FES. K potvrzení těchto závěrů jsou nezbytné rozsáhlejší studie.

ABSTRACT

Background: Peroneal functional electrical stimulation (FES) is a commonly used method for compensating foot drop syndrome resulting from stroke. Beyond its immediate orthotic effect, FES is presumed to induce short-term neuromuscular and central adaptive processes that contribute to its long-term therapeutic effect.

KLÍČOVÁ SLOVA

funkční elektrostimulace; spastická paréza; cévní mozková příhoda; syndrom padající špičky; spastická chůze; analýza chůze

DOI: [10.61983/lcrh.v63i1.144](https://doi.org/10.61983/lcrh.v63i1.144)

The aim of this pilot study was to evaluate the immediate effect of FES-assisted gait therapy and to compare our pilot observations with current evidence.

Participants: The pilot measurement included 10 post-stroke patients with hemiparetic gait and foot drop syndrome.

Methods: Gait kinematic parameters were assessed on a Zebris Rehawalk FDM-T treadmill before and immediately after FES application. FES therapy was performed for 20 minutes during treadmill walking. In addition to objective parameters, subjective perception of the therapy effect was evaluated.

Results: Significant improvements were observed mainly in the stance phase parameters of the non-paretic lower limb, indirectly indicating a prolongation of the swing phase of the stimulated paretic lower limb. Subjective evaluation of the immediate effect of FES was predominantly positive, particularly regarding the overall perceived gait quality.

Conclusions: Pilot observations suggest that FES can immediately influence gait biomechanical parameters, especially of the non-paretic limb, while simultaneously improving subjective perception of gait. Repeated summation of these immediate changes may represent a key mechanism underlying the long-term therapeutic effect of FES. Larger studies are needed to confirm these findings.

1 ÚVOD

Peroneální funkční elektrostimulace (FES) je dnes běžně užívanou metodou terapie syndromu přepádávající špičky (foot drop syndromu). Jedná se o poruchu hybnosti, která nastává v důsledku cévní mozkové příhody (CMP) a značně přispívá disabilitě pacientů. Patofyziologie foot drop syndromu je multifaktoriální – zahrnuje poruchu volní aktivace dorzálních flexorů hlezna (především m. tibialis anterior) a zkrácení, kontraktury či spasticitu plantárních flexorů hlezna [1,2]. Důsledkem je trvale udržované postavení hlezenního kloubu v plantární flexi, často spojené s inverzí chodidla, které narušuje iniciální kontakt nohy při došlapu i její postupné zatížení a snižuje stabilitu chůze [1,3,4]. Během švihové fáze chůze pak brání přitažení špičky, a tím zvyšuje riziko pádu [3,5]. Foot drop syndrom tak nejen že narušuje kineziologii chůze a její biomechanické parametry, ale zároveň zpravidla limituje pacienty ve všedních denních činnostech, soběstačnosti a má tak vliv na celkovou kvalitu života [4,5].

Syndrom přepádávající špičky lze kompenzovat elektrickou stimulací nervus peroneus communis, která generuje akční potenciál na membránách periferních neuronů a tím vyvolává tetanický stah m. tibialis anterior [6,7]. Pomocí akcelerometrů a elektrod integrovaných v stimulátoru jsou elektrické impulzy synchronizovány s krokovým cyklem, což zajišťuje přitažení špičky na začátku švihové fáze a její kontrolované položení na konci této fáze. Cílem je co nejdříve napodobit fyziologickou funkci m. tibialis anterior při chůzi. Výsledkem je tzv. ortotický efekt FES, kdy stimulovaná kontrakce paretického svalu do značné míry nahrazuje jeho funkci, optimalizuje biomechanické parametry hemiparetické chůze a přispívá ke zlepšení stability i došlapu [3,4,8,9].

Z dlouhodobého hlediska je však významnější tzv. terapeutický efekt, díky kterému lze pravidelnou stimulací docílit trvalého zlepšení parametrů chůze, a to i ve chvílích, kdy nedochází k aktivní stimulaci dorzálních flexorů [4,10,11,12,13,14]. FES může zároveň podporovat aktivaci senzomotorických sítí a plasticitu CNS, což přispívá k obnově motorického řízení a funkce dolní končetiny [15]. V našem pilotním pozorování jsme se zaměřili na analýzu změn biomechanických parametrů chůze okamžitě po terapii FES a v článku se zabýváme jejich neurofyziologickou podstatou a významem jejich opakované a dlouhodobé sumace.

2 SOUBOR A METODY

2.1 HODNOCENÝ SOUBOR

Výběr pacientů probíhal od 14. 3. 2023 do 29. 2. 2024 na lůžkové části Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc (FNOL). Kritéria pro zařazení zahrnovala stabilní subakutní nebo chronické stádium CMP, poruchu aktivní dorzální flexe v hleznu narušující krokový stereotyp, věk nad 18 let a schopnost samostatné chůze bez pomoci jiné osoby (Functional Ambulatory Category <3;5>). Vylučující kritéria zahrnovala akutní nestabilní stádium CMP, poruchy chůze způsobené jinými onemocněními než CMP, neschopnost provést úkony spojené s výzkumem a kontraindikace FES. K zařazení do studie bylo

posouzeno 36 pacientů, z nichž 26 bylo vyřazeno pro nesplnění stanovených kritérií. Výzkumu se zúčastnilo 10 pacientů - 4 ženy a 6 mužů. Průměrný věk byl $58,4 \pm 13,40$ let, doba od CMP $15,4 \pm 29,61$ let. Ze všech pacientů bylo 70 % hospitalizováno pro ischemickou CMP a 30 % pro hemoragickou CMP. Všichni pacienti vyjádřili souhlas s participací ve studii podepsáním informovaného souhlasu. Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci. Tato studie vznikla za podpory interního grantu Univerzity Palackého v Olomouci IGA_FZV_2024_002.

2.2 VYŠETŘOVACÍ METODY A TERAPIE

Objektivní vyšetření chůze probíhalo na systému Zebris Rehawalk FDM-T. Chůze byla vyšetřena celkem 2x - před terapií a bezprostředně po terapii. Rychlost chodícího pásu byla přizpůsobena individuálně v rozmezí 1–2 km/h, dle komfortní rychlosti chůze probandů. Zvolená rychlost byla zachována při obou měřeních. Pacienti chodili v pevné obuvi a bez opory o horní končetiny. Před každým měřením měli pacienti adaptační čas na chůzi na pásu v délce 1-2 minuty. K statistickému zpracování bylo vybráno celkem 15 základních parametrů: procentuální zastoupení stojné a švihové fáze neparetické a paretické dolní končetiny a fáze dvojí opory, délka dvojkroku, šířka kroku, délka kroku neparetické a paretické dolní končetiny, čas dvojkroku, kadence, délka trajektorie těžiště těla v průběhu krokového cyklu neparetické a paretické dolní končetiny (length of gait line), trajektorie těžiště těla v průběhu jednooporové fáze neparetické a paretické dolní končetiny (single limb support line).

Subjektivní hodnocení efektu terapie probíhalo pomocí nevalidizovaného dotazníku, který obsahuje šest otázek a zaměřuje se na tři hlavní témata: 1) vliv na celkovou kvalitu chůze a projevy foot drop syndromu, 2) vliv na časoprostorové parametry chůze, 3) vliv na stabilitu a jistotu. Každou otázku bylo možné ohodnotit na škále od 0 do 4, přičemž vyšší počet bodů znamená lepší hodnocení.

Pro terapii byl použit dvoukanálový stimulátor Bioness L300, který byl upevněn na oblast proximálního bérce a jeho elektrody umístěny nad hlavičku fibuly při výstupu nervus peroneus communis. Parametry elektrostimulace byly voleny individuálně v následujících rozmezích: šířka pulzu 25-300 μ s, frekvence 20-50 Hz, intenzita nadprahově motorická [16,17,18]. Mezi bifázické pulzy byl vložen 250 μ s dlouhý interfázový interval [17]. Pacienti absolvovali 20minutovou terapii na chodícím pásu s využitím FES. Rychlost pásu při terapii byla shodná s komfortní rychlostí chůze stanovené při vyšetření.

3 CÍL

Cílem této pilotní studie bylo zhodnotit bezprostřední vliv terapie chůze pomocí FES, a to jak objektivními tak subjektivními metodami, a porovnat naše pilotní pozorování se současnou evidencí.

4 VÝSLEDKY

Statisticky významné zlepšení bylo zaznamenáno u čtyř parametrů, změna dvou parametrů se přiblížila hladině statistické významnosti (viz tabulka 1). U zbylých parametrů ke statisticky významným změnám nedošlo.

Tabulka 1 - Statistické charakteristiky sledovaných parametrů

| Parametr | Měření | X | Me | Min | Max | SE | p (Wilcoxon) |
|-------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|-------|---------------|
| Čas dvojkroku [s] | Pre | 2,17 | 2,02 | 1,14 | 4,44 | 0,88 | 0,009* |
| | Post | 2,41 | 2,11 | 1,40 | 5,41 | 1,13 | |
| Kadence [krok/min] | Pre | 63,40 | 59,50 | 27,00 | 105,00 | 20,63 | 0,008* |
| | Post | 57,90 | 59,50 | 22,00 | 86,00 | 17,50 | |
| Stojná fáze N [%] | Pre | 73,08 | 72,15 | 64,50 | 83,90 | 6,50 | 0,173 |
| | Post | 74,13 | 70,70 | 66,90 | 87,60 | 7,13 | |
| Stojná fáze P [%] | Pre | 69,71 | 70,05 | 64,20 | 74,40 | 3,72 | 0,610 |
| | Post | 70,00 | 69,80 | 63,80 | 78,70 | 4,68 | |
| Švihová fáze N [%] | Pre | 26,92 | 27,85 | 16,10 | 35,50 | 6,50 | 0,173 |
| | Post | 25,87 | 29,30 | 12,40 | 33,10 | 7,13 | |
| Švihová fáze P [%] | Pre | 30,29 | 29,95 | 25,60 | 35,80 | 3,72 | 0,610 |
| | Post | 30,00 | 30,20 | 21,30 | 36,20 | 4,68 | |
| Fáze dvojí opory [%] | Pre | 42,58 | 42,00 | 29,10 | 56,00 | 8,73 | 0,285 |
| | Post | 44,24 | 40,60 | 31,60 | 66,20 | 10,71 | |
| Délka kroku N [cm] | Pre | 34,90 | 34,00 | 27,00 | 47,00 | 6,69 | 0,038* |
| | Post | 37,80 | 35,50 | 26,00 | 55,00 | 9,14 | |
| Délka kroku P [cm] | Pre | 35,90 | 35,50 | 23,00 | 48,00 | 8,32 | 0,139 |
| | Post | 37,20 | 35,50 | 25,00 | 53,00 | 9,66 | |
| Délka dvojkroku [cm] | Pre | 70,70 | 67,50 | 49,00 | 96,00 | 14,94 | 0,066 |
| | Post | 74,80 | 74,00 | 51,00 | 107,00 | 18,42 | |
| Šířka kroku [cm] | Pre | 12,10 | 12,50 | 5,00 | 19,00 | 4,04 | 0,161 |
| | Post | 12,60 | 12,00 | 6,00 | 20,00 | 4,09 | |
| LGL N [mm] | Pre | 219,13 | 218,50 | 180,30 | 278,60 | 30,33 | 0,017* |
| | Post | 227,29 | 227,20 | 196,50 | 286,90 | 29,33 | |
| LGL P [mm] | Pre | 196,06 | 191,90 | 153,00 | 251,62 | 36,72 | 0,508 |
| | Post | 199,20 | 188,70 | 126,70 | 277,70 | 48,14 | |
| SLSL N [mm] | Pre | 84,03 | 89,70 | 36,80 | 170,60 | 44,23 | 0,059 |
| | Post | 90,60 | 93,00 | 47,40 | 171,40 | 40,16 | |
| SLSL P [mm] | Pre | 48,66 | 43,95 | 15,80 | 85,00 | 24,14 | 0,114 |
| | Post | 54,39 | 56,80 | 7,50 | 100,50 | 31,44 | |

N - neparetická končetina, P - paretická končetina, LGL - length of gait line, SLSL - single limb support line

Subjektivně pacienti hodnotili bezprostřední efekt FES převážně pozitivně - průměrně udělili 17,3±4 bodů z 24bodového maxima. Nejlépe hodnotili vliv FES na celkovou kvalitu chůze.

5 DISKUSE

V našem pilotním pozorování jsme zaznamenali bezprostřední vliv FES na časoprostorové parametry chůze - došlo k signifikantnímu snížení kadence a prodloužení času dvojkroku. Park a Wang [19] popsali naopak zvýšení kadence a rychlosti chůze, což může souviset s odlišnou metodikou, neboť v naší studii byla rychlost pásu konstantní. Snížení kadence tedy v našem případě souviselo s prodloužením kroku při zachování rychlosti.

Neprokázali jsme žádný okamžitý vliv na průběh dílčích fází krokového cyklu, což odpovídá výsledkům Park a Wang [19]. V dlouhodobém horizontu však bylo prokázáno, že má FES vliv jak na zlepšení švihové fáze [10], tak na stojnou fázi [4], takže drobné bezprostřední změny mohou existovat, ale námi použité metody k nim nemusí být dostatečně senzitivní.

V oblasti časoprostorových parametrů jsme zaznamenali signifikantní prodloužení délky kroku neparetické končetiny a prodloužení length of gait line neparetické končetiny (trajektorie těžiště těla v celém krokovém cyklu). Délka dvojkroku a single limb support line neparetické končetiny (trajektorie těžiště těla nad opornou končetinou během jednooporové fáze) se pouze přiblížily hladině významnosti. Tyto

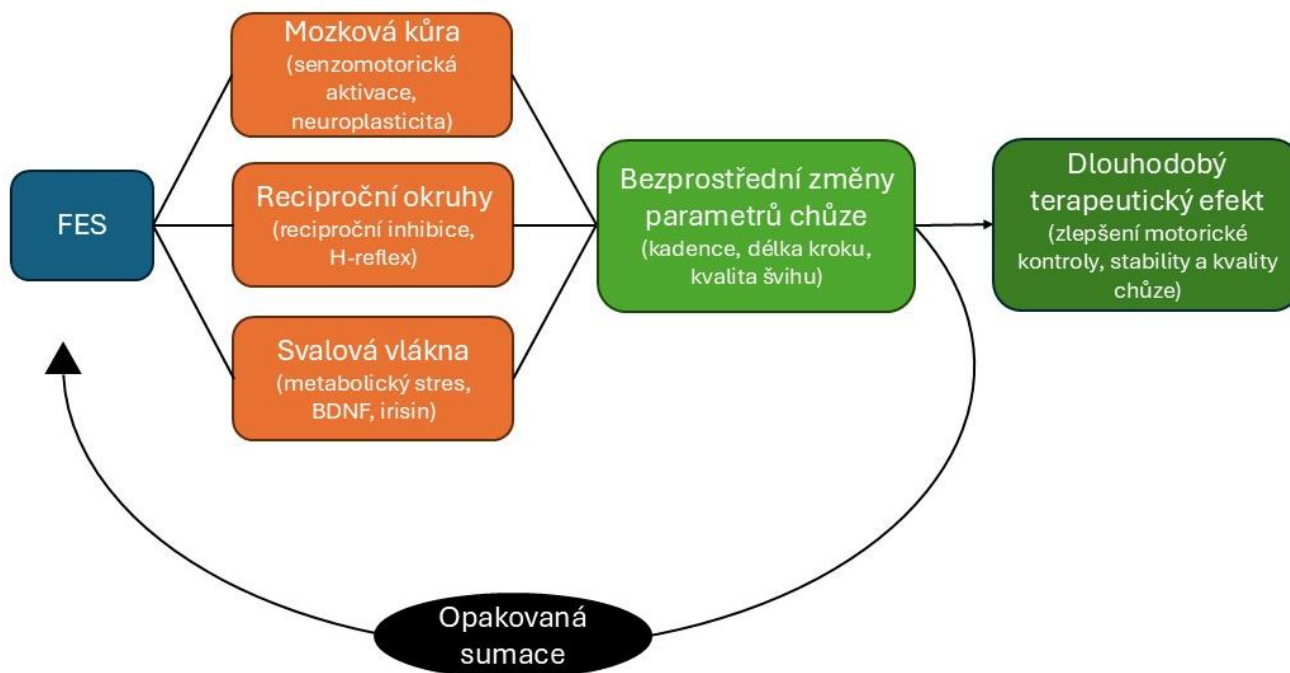
změny spolu pravděpodobně úzce souvisí, jelikož prodloužení kroku neparetické končetiny prodlužuje dvojkrok a prodlužuje také dráhu přesunu těžiště nad opěrnou končetinou, což se odráží v délce single limb support line. Pro neparetickou dolní končetinu tyto změny nebyly významné. Zde nicméně, na základě výsledků předpokládáme, že došlo ke zlepšení průběhu švihové fáze neparetické dolní končetiny v důsledku elektrostimulace, a to nepřímou – kvalitativním zlepšením průběhu švihové fáze paretické končetiny (zejména odrazu a došlapu). Tenzometrické plošiny však nejsou schopny přímo detekovat kvalitu švihové fáze kroku, pro přesnější hodnocení by tedy bylo vhodné doplnit měření o inerciální senzory.

Subjektivně pacienti hodnotili FES pozitivně, nejlépe celkový dojem z chůze a hybnost akra dolní končetiny z důvodu subjektivního zlepšení somatognozie v dané oblasti. Pozitivně také vnímají pocit lepší stability, který Bae et al. [20] vysvětlují tím, že objektivní zlepšení kinematických parametrů chůze vede k subjektivnímu zlepšení vnímání stability a jistoty.

V naší pilotní studii byly prokázány dílčí změny biomechaniky chůze jako bezprostřední reakce na 20minutovou terapii FES. V této pilotní studii byl tedy hodnocen terapeutický efekt, který předpokládáme, že souvisí s bezprostředními neurofyziologickými změnami, které byly u FES prokázány.

5.1 PŘEHLED BEZPROSTŘEDNÍCH NEUROFYZIOLOGICKÝCH ZMĚN

Funkční elektrostimulace vyvolává okamžitě po aplikaci specifické neurofyziologické reakce. Tyto reakce probíhají na různých úrovních – od metabolických změn ve svalových vláknech přes úpravu reflexních okruhů až po modulaci aktivity mozkové kůry – a tvoří tak základní mechanismy, které mohou přispívat k dlouhodobému zlepšení funkce (viz obr. 1).



Obrázek 1 - Opakovaná sumace bezprostředních změn v kontextu dlouhodobého efektu FES

5.1.1 FYZIOLOGICKÉ ZMĚNY SVALOVÝCH A NERVOVÝCH VLÁKEN

Změny, které nastávají ve svalových a nervových vláknech bezprostředně po elektrostimulaci, jsou do značné míry podobné těm, jež vznikají po aktivním cvičení [21]. Oba procesy totiž vyvolávají metabolický stres [22, 23, 24]. Ten je provázen zvýšenou produkcí růstového hormonu, laktátu a neurotrofických faktorů, které se podílejí na proteosyntéze. Vyšší koncentrace laktátu a růstového hormonu zároveň vede k akumulaci kreatinfosfátu a vodíkových iontů a ke zvýšení permeability kapilár [22, 25], což narušuje intracelulární a extracelulární homeostázu vody. Voda je pak ve vyšší míře absorbována svalovými vlákny, a to se projeví jejich přechodným otokem [22, 26]. Ten lze považovat za ukazatel metabolického stresu a jeho opakovaná indukce spolu s vyšší proteosyntézou přispívá k rozvoji svalové hypertrofie [22, 24]. Bylo prokázáno, že k čím výraznější je otok svalových vláken po cvičení, tím větší je následná hypertrofie [22]. Lze proto předpokládat, že i FES je schopna vyvolat obdobný bezprostřední efekt. Toto tvrzení podporují

i výsledky Li et al. [27], kteří popsali změny ve svalové impedanci po 40minutovém cyklistickém tréninku kombinovaném s FES právě v důsledku otoku svalových vláken.

Neméně podstatné jsou i změny v oblasti koncentrace neurotrofických faktorů. Zvláštní význam má mozkový neurotrofický faktor (BDNF) [28], který prostřednictvím neurotrofinových signálních drah podporuje axonální sprouting a synaptickou plasticitu [29]. Zvýšená exprese BDNF byla opakovaně prokázána po aplikaci neuromuskulární elektrostimulace [30,31] a lze předpokládat, že obdobný efekt nastává i u FES. Navíc hladina BDNF pozitivně koreluje s koncentrací laktátu [32,33], který – jak bylo uvedeno – souvisí s metabolickým stresem a otokem svalových vláken. Vedle BDNF však nabývá významu také myokin irisin, uvolňovaný ze svalů v reakci na metabolické zatížení [34]. Irisin je považován za jeden z klíčových mediátorů komunikace mezi svalem a mozkem, neboť stimuluje tvorbu BDNF, podporuje synaptogenezi a působí neuroprotektivně [34, 35,36]. V této souvislosti lze uvažovat, že i elektrostimulace by mohla ovlivňovat koncentraci irisinu prostřednictvím vyvolaného metabolického stresu. Tuto hypotézu nepřímo podporují předběžné nálezy Vadala et al. [37], kteří zaznamenali vyšší koncentraci irisinu v krvi po aerobním cvičení v kombinaci s whole-body elektrostimulací.

5.1.2 RECIPROČNÍ INHIBICE SPASTICKÝCH ANTAGONISTŮ

Dalším časným účinkem FES je snížení spasticity antagonistických svalů prostřednictvím reciproční inhibice – mechanismu, při kterém aktivace agonistického svalu vede k reflexnímu útlumu antagonisty via Ia aferentní neurony, Ia inhibiční interneurony a α -motoneurony [38]. Úroveň této inhibice lze objektivně sledovat prostřednictvím modulace H-reflexu, která odráží rovnováhu mezi excitací a inhibičními vlivy na α -motoneuron [39]. Bekhet et al. [40] ve svém systematickém přehledu uvádí, že FES snižuje spasticitu u pacientů se spinálními poraněními o 45–60 %, přičemž tento efekt přetrvává až 24 hodin po intervenci. Obata et al. [41] popsal obdobný účinek již po 30 minutách FES terapie kombinované s roboticky asistovanou chůzí. Dle Parka a Wangu [19] souvisí zvýšení rychlosti a kadence chůze právě se snížením spasticity antagonisty (m. gastrocnemius) a současně se zvýšeným náborem motorických jednotek stimulovaných agonistů. Stejně jako u svalové hypertrofie se však nejedná pouze o přechodný jev – při dlouhodobé a opakované terapii lze očekávat i trvalý terapeutický efekt. Sabut et al. [42] popsali významné snížení spasticity plantárních flexorů po 12týdenní FES terapii, přičemž podobných výsledků dosáhli Ha et al. [43] již po 8 týdnech.

5.1.3 EXCITACE MOZKOVÉ KŮRY

FES neovlivňuje pouze svaly, ale také centrální nervový systém. Stimulace motorických nervových vláken současně aktivuje paralelní senzitivní vlákna, a to jak přímou depolarizací, tak aferentními signály ze svalových vřetének, Golgiho šlachových tělísek a kožních receptorů [44]. Elektrická stimulace tedy nevyvolává jen samotnou svalovou kontrakci [45], ale impulzy se šíří vzestupně od periferie až do mozku [45, 46, 47, 48]. Opakovaný somatosenzorický vstup následně excituje okruhy spinálního reflexu, kortikospinálního traktu a různé oblasti mozkové kůry – motorickou, premotorickou, senzorickou a suplementární kůru, stejně jako kortex mozečku [15, 45]. Podle McKay et al. [49] lze těchto efektů dosáhnout již po 45–60 minutách elektrostimulace. FES tak dokáže spolehlivě aktivovat senzomotorické sítě [15] a podobně jako neuromuskulární stimulace podporovat krátkodobou i dlouhodobou plasticitu CNS a zlepšit funkci neuromuskulárního systému. [48].

6 ZÁVĚRY

Naše pilotní pozorování naznačují, že FES může mít bezprostřední vliv především na časoprostorové parametry chůze. Z výsledků vyplývají signifikantní změny vztahující se ke stejné fázi neparetické dolní končetiny. Tyto změny lze interpretovat jako nepřímý důsledek zlepšení švihové fáze paretické končetiny a jsou v souladu s poznatky o akutních neurofyziologických účincích FES. Je pravděpodobné, že opakovaná sumace krátkodobých podnětů stojí v pozadí dlouhodobého terapeutického efektu FES. V klinické praxi je důležité chápat bezprostřední efekt FES nikoli jen jako přechodnou ortotickou kompenzaci, ale jako potenciální spouštěč neuroplasticity. Včasná a cílená využití FES pravděpodobně může podpořit jak funkční zlepšení chůze, tak i dlouhodobou obnovu motorické kontroly po CMP.

7 ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund: Die peroneale funktionelle Elektrostimulation (FES) ist eine häufig eingesetzte Methode zur Kompensation des Fußhebersyndroms, das infolge von Schlaganfall entsteht. Über den unmittelbaren orthotischen Effekt hinaus wird angenommen, dass FES kurzzeitige neuromuskuläre und zentrale Anpassungsprozesse induzieren kann, die zu ihrem langfristigen therapeutischen Effekt beitragen. Ziel dieser Pilotstudie war es, den unmittelbaren Einfluss der FES-unterstützten Gehtherapie zu bewerten und unsere Pilotbeobachtungen mit der aktuellen Evidenz zu vergleichen.

Teilnehmer: An der Pilotmessung nahmen 10 Schlaganfallpatienten mit hemiparetischem Gang und Fußhebersyndrom teil.

Methoden: Die kinematischen Parameter des Gangs wurden auf dem Laufband Zebris Rehawalk FDM-T vor und unmittelbar nach der Anwendung von FES untersucht. Die FES-Therapie erfolgte über 20 Minuten während des Laufbandgehens. Neben objektiven Parametern wurde auch die subjektive Wahrnehmung der Therapie bewertet.

Ergebnisse: Signifikante Verbesserungen zeigten sich hauptsächlich in den Standphasenparametern des nicht-paretischen Beins, was indirekt auf eine Verlängerung der Schwungphase des stimulierten paretischen Beins hinweist. Die subjektive Bewertung des unmittelbaren Effekts von FES war überwiegend positiv, insbesondere im Hinblick auf die Gesamtqualität des Gangs.

Schlussfolgerungen: Die Pilotbeobachtungen deuten darauf hin, dass FES die biomechanischen Parameter des Gangs unmittelbar beeinflussen kann, insbesondere des nicht-paretischen Beins, und gleichzeitig die subjektive Wahrnehmung des Gangs verbessert. Die wiederholte Summation dieser unmittelbaren Veränderungen könnte einen grundlegenden Mechanismus des langfristigen therapeutischen Effekts von FES darstellen. Zur Bestätigung dieser Ergebnisse sind größere Studien erforderlich.

LITERATURA

- 1) Cunha, J. D., et al. (2020). "Functional electrical stimulation of the peroneal nerve improves post-stroke gait speed when combined with physiotherapy". *Ann Phys Rehabil Med.* 64 (1). doi:10.1016/j.rehab.2020.03.012.
- 2) Perry, J., et al. (2010). "Gait analysis: Normal and pathological function". SLACK Inc. pp193-196. ISBN 978-1-61711-430-4.
- 3) Prenton, S., et al. (2018). "Functional electrical stimulation and ankle foot orthoses provide equivalent therapeutic effects on foot drop: A meta-analysis providing direction for future research". *J Rehabil Med.* 50 (2). pp129-139. doi:10.2340/16501977-2289.
- 4) Schifino, G., et al. (2021). "Functional electrical stimulation for foot drop in post-stroke people: Quantitative Effects on Step-to-Step Symmetry of Gait Using a Wearable Inertial Sensor". *Sensors.* 21 (3). doi:10.3390/s21030921.
- 5) Carolus, A. E., et al. (2019). "The interdisciplinary management of foot drop". *Dtsch Arztebl Int.* 116. pp347-354. doi:10.3238/arztebl.2019.0347.
- 6) Schauer, T. (2017). "Sensing motion and muscle activity for feedback control of functional electrical stimulation: Ten years of experience in Berlin". *Annu Rev Control.* 44. pp355-374. doi:10.1016/j.arcontrol.2017.09.014.
- 7) van der Linden, M. L., Mercer, T. H. (2017). "Functional Electrical Stimulation to Treat Foot Drop as a Result of an Upper Motor Neuron Lesion". In: Majid, A. (ed.) *Electroceuticals.* Springer, Cham. pp258-282. doi:10.1007/978-3-319-28612-9_11.
- 8) Berenpas, F., et al. (2024). "Benefits of implanted peroneal functional electrical stimulation for continual gait adaptations in people with 'drop foot' due to chronic stroke". *Hum Mov Sci.* 83. pp2-7. doi:10.1016/j.humov.2022.102953.
- 9) Stein, B. R., et al. (2010). "Long-term therapeutic and orthotic effects of a foot drop stimulator on walking performance in progressive and nonprogressive neurological disorders". *Neurorehabil Neural Repair.* 24 (2). pp152-167. doi:10.1177/1545968309347681.
- 10) Shendkar, C. V., et al. (2015). "Therapeutic effects of functional electrical stimulation on gait, motor recovery, and motor cortex in stroke survivors". *Hong Kong Physiother J.* 33 (1). pp10-20. doi:10.1016/j.hkpi.2014.10.003.
- 11) Dujović, S. D., et al. (2017). "Novel multi-pad functional electrical stimulation in stroke patients: A single-blind randomized study". *NeuroRehabilitation.* 41 (4). pp791-800. doi:10.3233/NRE-172153.
- 12) Shin, H. E., et al. (2022). "Therapeutic effects of functional electrical stimulation on physical performance and muscle strength in post-stroke older adults: A review". *Ann Geriatr Med Res.* 26 (1). pp16-24. doi:10.4235/agmr.22.0006.
- 13) Gervasoni, E., et al. (2017). "Effects of functional electrical stimulation on reducing falls and improving gait parameters in multiple sclerosis and stroke". *PM&R.* 9 (4). doi:10.1016/j.pmrj.2016.10.019.
- 14) Mahmoudi, Z., et al. (2021). "The effects of electrical stimulation of lower extremity muscles on balance in stroke patients: A systematic review of literatures". *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 30 (8). doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2021.105793.

- 15) **Blickenstorfer, A., et al.** (2009). "Cortical and subcortical correlates of functional electrical stimulation of wrist extensor and flexor muscles revealed by fMRI". *Hum Brain Mapp.* 30 (3). pp963-975. doi:10.1002/hbm.20559.
- 16) **Becher, M., Springer, et al.** (2016). "The effect of an interphase interval on electrically-induced dorsiflexion force and fatigue in subjects with an upper motor neuron lesion". *Artif Organs.* 40 (8). pp778-785. doi:10.1111/aor.12698.
- 17) **Kapadia, N., et al.** (2020). "Functional electrical stimulation therapy for retraining reaching and grasping after spinal cord injury and stroke". *Front Neurosci.* 14. doi:10.3389/fnins.2020.00718.
- 18) **Marquez-Chin, C., Popovic, M. R.** (2020). "Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: A review". *BioMed Eng.* 19 (34). doi:10.1186/s12938-020-00773-4.
- 19) **Park, S.-J., Wang, J.-S.** (2017). "The immediate effect of FES and TENS on gait parameters in patients after stroke". *J Phys Ther Sci.* 29 (12). pp2212-2214. doi:10.1589/jpts.29.2212.
- 20) **Bae, D. Y., et al.** (2019). "Effects of dorsiflexor functional electrical stimulation compared to an ankle/foot orthosis on stroke-related genu recurvatum gait". *J Phys Ther Sci.* 31 (11). pp865-868. doi:10.1589/jpts.31.865.
- 21) **Kimura, T., et al.** (2019). "Neuromuscular electrical stimulation increases serum brain-derived neurotrophic factor in humans". *Exp Brain Res.* 237 (1). pp47-56. doi:10.1007/s00221-018-5396-y.
- 22) **Hirono, T., et al.** (2022). "Relationship Between Muscle Swelling and Hypertrophy Induced by Resistance Training". *J Strength Cond Res.* 36 (2). pp359-364. doi:10.1519/JSC.0000000000003478.
- 23) **de Freitas, M. C., et al.** (2017). "Role of metabolic stress for enhancing muscle adaptations: Practical applications". *World J Methodol.* 7 (2). pp46-54. doi:10.5662/wjm.v7.i2.46.
- 24) **Schoenfeld, B. J.** (2013). "Potential mechanisms for a role of metabolic stress in hypertrophic adaptations to resistance training". *Sports Med.* 43 (3). pp179-194. doi:10.1007/s40279-013-0017-1.
- 25) **Häussinger, D., et al.** (1994). "Regulation of cell function by the cellular hydration state". *Am J Physiol.* 267 (3 Pt 1). ppE343-E355. doi:10.1152/ajpendo.1994.267.3.E343.
- 26) **Taniguchi, M., et al.** (2020). "Acute effect of multiple sets of fatiguing resistance exercise on muscle thickness, echo intensity, and extracellular-to-intracellular water ratio". *Appl Physiol Nutr Metab.* 45 (2). pp213-219. doi:10.1139/apnm-2018-0813.
- 27) **Li, L., Hu, C., et al.** (2022). "Immediate Effects of Functional Electrical Stimulation-Assisted Cycling on the Paretic Muscles of Patients With Hemiparesis After Stroke: Evidence From Electrical Impedance Myography". *Front Aging Neurosci.* 14. doi:10.3389/fnagi.2022.880221.
- 28) **Zhang, J. Y., et al.** (2000). "Endogenous BDNF is required for myelination and regeneration of injured sciatic nerve in rodents". *Eur J Neurosci.* 12 (12). pp4171-4180.
- 29) **Greising, S. M., et al.** (2015). "Role of TrkB kinase activity in aging diaphragm neuromuscular junctions". *Exp Gerontol.* 72. pp184-191. doi:10.1016/j.exger.2015.10.013.
- 30) **Al-Majed, A. A., et al.** (2000). "Electrical stimulation accelerates and increases expression of BDNF and trkB mRNA in regenerating rat femoral motoneurons". *Eur J Neurosci.* 12 (12). pp4381-4390.
- 31) **Wenjin, W., et al.** (2011). "Electrical stimulation promotes BDNF expression in spinal cord neurons through Ca(2+)- and Erk-dependent signaling pathways". *Cell Mol Neurobiol.* 31 (3). pp459-467. doi:10.1007/s10571-010-9639-0.
- 32) **Boyne, P., et al.** (2019). "Exercise intensity affects acute neurotrophic and neurophysiological responses poststroke". *J Appl Physiol.* 126 (2). pp431-443. doi:10.1152/jappphysiol.00594.2018.
- 33) **Dinoff, A., et al.** (2017). "The effect of acute exercise on blood concentrations of brain-derived neurotrophic factor in healthy adults: A meta-analysis". *Eur J Neurosci.* 46 (1). pp1635-1646. doi:10.1111/ejn.13603.
- 34) **Zhang, Y., et al.** (2023). "Unlocking the Therapeutic Potential of Irisin: Harnessing Its Function in Degenerative Disorders and Tissue Regeneration". *Int J Mol Sci.* 24 (7). pp6551. doi:10.3390/ijms24076551.
- 35) **Lourenco, M. V., et al.** (2022). "Irisin stimulates protective signaling pathways in rat hippocampal neurons". *Front Cell Neurosci.* 16. pp953991. doi:10.3389/fncel.2022.953991.
- 36) **Pesce, M., et al.** (2021). "From Exercise to Cognitive Performance: Role of Irisin". *Appl Sci.* 11 (15). pp7120. doi:10.3390/app11157120.
- 37) **Vadalà, G., et al.** (2025). "Whole-Body Electromyostimulation Coupled with Aerobic Exercise Boosts Serum Irisin Levels in Healthy Individuals: A Pilot Study". *J Funct Morphol Kinesiol.* 10 (3). pp308. doi:10.3390/jfkm10030308.
- 38) **Yavuz, U. Ş., et al.** (2018). "Reciprocal inhibition between motor neurons of the tibialis anterior and triceps surae in humans". *J Neurophysiol.* 119 (5). pp1699-1706. doi:10.1152/jn.00424.2017.
- 39) **Colard, J., et al.** (2023). "Regulation of primary afferent depolarization and homosynaptic post-activation depression during passive and active lengthening, shortening and isometric conditions". *Eur J Appl Physiol.* 123 (6). pp1257-1269. doi:10.1007/s00421-023-05147-x.
- 40) **Bekhet, A. H., et al.** (2022). "Effects of electrical stimulation training on body composition parameters after spinal cord injury: A systematic review". *Arch Phys Med Rehabil.* 103 (6). pp1168-1178. doi:10.1016/j.apmr.2021.09.004.
- 41) **Obata, H., et al.** (2015). "Short-term effect of electrical nerve stimulation on spinal reciprocal inhibition during robot-assisted passive stepping in humans". *Eur J Neurosci.* 42 (6). pp2283-2288. doi:10.1111/ejn.13000.

- 42) **Sabut, S. K., et al.** (2011). "Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: Effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients". *NeuroRehabilitation*. 29 (4). pp393–400. doi:10.3233/NRE-2011-0717.
- 43) **Ha, S.-Y., et al.** (2020). "Ankle exercise with functional electrical stimulation affects spasticity and balance in stroke patients". *J Exerc Rehabil*. 16 (6). pp496–502. doi:10.12965/jer.2040780.390.
- 44) **Burke, D., Gandevia, S. C.** (1988). "Interfering cutaneous stimulation and the muscle afferent contribution to cortical potentials". *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 70 (2). pp118–125. doi:10.1016/0013-4694(88)90112-5.
- 45) **Milosevic, M., et al.** (2020). "Why brain-controlled neuroprosthetics matter: mechanisms underlying electrical stimulation of muscles and nerves in rehabilitation". *BioMed Eng Online*. 19 (1). doi:10.1186/s12938-020-00824-w.
- 46) **Ridding, M. C., et al.** (2000). "Changes in muscle responses to stimulation of the motor cortex induced by peripheral nerve stimulation in human subjects". *Exp Brain Res*. 131 (1). pp135–143. doi:10.1007/s002219900269.
- 47) **Everaert, D. G., et al.** (2010). "Does functional electrical stimulation for foot drop strengthen corticospinal connections?". *Neurorehabil Neural Repair*. 24 (2). pp168–177. doi:10.1177/1545968309349939.
- 48) **Bergquist, A. J., et al.** (2011). "Neuromuscular electrical stimulation: implications of the electrically evoked sensory volley". *Eur J Appl Physiol*. 111 (10). pp2409–2426. doi:10.1007/s00421-011-2087-9.
- 49) **McKay, D., et al.** (2002). "Time course of induction of increased human motor cortex excitability by nerve stimulation". *Neuroreport*. 13 (10). pp1271–1273. doi:10.1097/00001756-200207190-00011.



Sme tu pre Vás už 33 rokov

Už 33 rokov pre Vás zabezpečujeme komplexné služby – poradenstvo, predaj, servis v oblasti rehabilitácie. Všetky prístroje ponúkame do prenájmu, na splátky, podľa dohody možnosť splátok od 50 eur mesačne.



Aktuálne výhodná ponuka

Kombinovaný prístroj – SONOPLUS 492
Špičkové 2 kanálové zariadenie ktorým môžete aplikovať ultrazvukovú terapiu, elektroterapiu a kombinovanú terapiu. 1 MHz a 3 MHz malá a veľká ultrazvuková hlavica. Plne integrované všetky moderné, účinné prúdové typy. Dotykový displej, grafické znázornenie vykonania terapie.

Voliteľné prísuštenstvo

- Vacotron 460 – vakuová jednotka
- externá batéria – zariadenie funguje bez priameho pripojenia do siete
- diaľkové ovládanie

V prípade záujmu, nás kontaktujte
E-mail: egamed@egamed.sk, cirkova@egamed.sk | Telefón: +421 33 7744907-10
Mobil: 0910 929 010 | Web: www.egamed.sk



ARES

PREKONAJME SPOLU BARIÉRY

TRADÍCIA OD 1993

**ZDVÍHACIE ZARIADENIA
a ÚPRAVY ÁUT PRE ZŤP**

RIEŠENIA PRE VŠETKY TYPY ARCHITEKTONICKÝCH BARIÉR

MOŽNOSŤ ZÍSKAŤ PRÍSPEVOK 95 % Z CENY ZARIADENIA

BEZPLATNÝ NÁVRH A KONSULTÁCIA U KLIENTA

ZÁRUKNÝ A POZÁRUKNÝ SERVIS

PLOŠINY · VÝŤAHY · SCHODOLEZY · ZDVÍHÁKY

| | | | | |
|---|---|---|--|---|
| <p>Šikmá schodisková plošina SP STRATOS</p> | <p>Stropný zdvíhací systém GH1</p> | <p>Stropný zdvíhací systém NA CVIČENIE</p> | <p>Stoličkový výťah SA-ALFA</p> | <p>Úpravy automobilov PRE ZŤP</p> |
|  |  |  |  |  |

ARES spol. s r.o.
Elektrárenská 12091 • 831 04 Bratislava
ares@ares.sk • www.ares.sk

Sledujte nás aj na Facebooku [@ares.bratislava](https://www.facebook.com/ares.bratislava)

Bezplatné tel. číslo: **0800 150 339**

Nestabilné podložky - stabilné zdravie

**PC - vankúš kostrčový
K 30 925**



**OD 1. 7 2013
BEZ DOPLATKU !**



**PC - vankúš
K 30 924**

**Úsečový vankúš detský
K 30 926 (37 x 27cm)**



**Úsečový vankúš
K 30 926 (46 x 37cm)**

PROkinēsis s.r.o.
výroba a predaj rehabilitačných pomôcok
Čsl. parašutistov 11, 931 03 Bratislava
0908 710 536, 0907 726 329

Zdravotnícke pomôcky schválené ŠUKL,
zaradené do vestníka MZSR,
hradené všetkými zdravotnými poisťovňami.

www.prokinesis.sk



AQUATIZER QZ - 240

Suchá hydromasáž



líder v oblasti inovatívnych
konštrukčných riešení
lôžok na suchú hydromasáž



INCO2

Dávkač plynu
CO₂

Karboxyterapia
- inovatívna
metóda
v medicíne
21. storočia



AQUADELÍCIA



Celotelové anatomicky
tvarované vane pre vírivú,
perličkovú a podvodnú masáž

AQUAPEDIS II

Unikátna kombinovaná
vaňa pre vírivú
a perličkovú masáž
horných i dolných
končatín
(vhodná na podávanie
bahenných
a minerálnych
procedúr)



AQUADELÍCIA MINI



Najpredávanejšie
kompaktné
celotelové vane

AQUAPEDIS I



Najpredávanejší model sedacej
vírivky - jediná sedacia vírivka
s tryskami na chodidlá



AQUAPEDIS II galvanic

končatinový galvanický kúpeľ
efektívna sumácia účinku
elektrického prúdu
a hydrostatického efektu vody



MEDEXIM spol. s r.o.
Hlboká 58, 921 01 Piešťany, Slovakia
tel.: +421 33 7724035, 7724687, 7724259
fax: +421 33 7725189
e-mail: medexim@medexim.sk
www.medexim.sk



Moderná
**ORTOPEDICKÁ
KLINIKA**

KROK
za krokom
K ZDRAVIU

MUDr. Ihsan AL Khouri, PhD.



 Cesta k nemocnici 1, Banská Bystrica  +421 48 415 36 13  www.shamsclinic.sk