

# Vliv představy chůze a její náročnější varianty na svalovou aktivitu u pacientů po cévní mozkové příhodě

The effect of gait imagery and its more demanding variant on muscle activity in stroke survivors

H. Haltmar<sup>1-3</sup>, M. Janura<sup>1</sup>, M. Haltmar<sup>2-4</sup>, M. Elfmark<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

<sup>2</sup> Ústav klinické rehabilitace, Fakulta zdravotnických věd, Univerzita Palackého v Olomouci

<sup>3</sup> Oddělení rehabilitace, Fakultní nemocnice Olomouc

<sup>4</sup> Neurologická klinika, Lékařská fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci

**Souhrn:** Představa chůze neboli mentální simulace chůze bez jejího skutečného provedení se jeví jako vhodný doplněk komplexní rehabilitace pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP), protože zlepšuje následnou realizaci chůze a její obnovu. Cílem studie bylo určit, jak se změní svalová aktivita vybraných svalů paretické i neparetické dolní končetiny u pacientů v subakutní fázi po CMP při představě běžné chůze a její náročnější varianty, chůze po čáře. Povrchová elektromyografie (polyEMG) m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis byla snímána při třech úlohách (klidová úloha, představa chůze před a po jejím reálném vykonání) pro běžnou chůzi a chůzi po čáře u 40 pacientů po CMP. Svalová aktivita se významně snížila u většiny vybraných svalů obou dolních končetin při jednotlivých úlohách představy běžné chůze a chůze po čáře. U paretického m. gastrocnemius medialis a neparetického m. rectus femoris a m. biceps femoris jsme našli nižší polyEMG aktivitu při úlohách představy náročnější situace. Svalová aktivita paretické a neparetické dolní končetiny se nelišila při představě před a po realizaci obou typů chůze. Z výsledků studie vyplývá, že představa běžné chůze a chůze po čáře mění svalovou aktivitu paretické i neparetické dolní končetiny. Zjištěné poznatky mohou usnadnit aplikaci představy těchto pohybů v rámci komplexního rehabilitačního přístupu u subakutních pacientů po CMP s omezením chůze.

**Klíčová slova:** představa pohybu – chůze – svalová aktivita dolních končetin – povrchová elektromyografie – cévní mozková příhoda – subakutní

**Summary:** The gait imagery, or mental simulation of walking without actually performing it, appears to be the suitable adjunct to comprehensive rehabilitation for stroke survivors because it improves their subsequent gait performance and recovery. The aim of this study was to determine how muscle activity of selected paretic and non-paretic lower limb muscles changes in patients in the subacute phase after stroke when imagining normal gait and its more challenging variant, gait on the line. Surface electromyography (sEMG) of rectus femoris, biceps femoris, tibialis anterior and gastrocnemius medial head was recorded during three tasks (resting task, gait imagery before and after its actual execution) for normal gait and gait on the line in 40 stroke survivors. Muscle activity decreased significantly in most of the selected muscles of both lower limbs during each of the tasks of normal gait imagery and gait on the line imagery. We found lower sEMG activity in paretic gastrocnemius medial head and non-paretic rectus femoris and biceps femoris during the tasks of imagining more challenging situation. Muscle activity of paretic and non-paretic lower limbs did not differ during imagination before and after execution of both types of gait. The results of the study show that normal gait imagery and gait on a line imagery alters muscle activity in both paretic and non-paretic lower limbs. The findings may facilitate the application of imagining these movements as part of a comprehensive rehabilitation approach in subacute stroke survivors with gait limitations.

**Key words:** motor imagery – gait – lower limb muscle activity – surface electromyography – stroke – subacute

## Úvod

Cévní mozková příhoda (CMP) je celosvětově hlavní příčinou disability u dospělých jedinců a druhou hlavní příči-

nou úmrtnosti [1]. Vzniklý motorický deficit (paréza/plegie) po CMP snižuje nezávislost, mobilitu, provádění každodenních aktivit vč. participace jedince ve

společnosti [2–4]. Motorický deficit dolní končetiny vede ke zkrácení stojné a prodloužení švihové fáze krokového cyklu paretické dolní končetiny, snížení rych-

losti chůze a zkrácení délky kroku. Snížení svalové síly všech svalových skupin paretické dolní končetiny u pacientů po CMP významně souvisí s pády. Chůze po CMP je celkově asymetrická, méně stabilní a energeticky náročnější ve srovnání se zdravými jedinci [4,5]. Klíčovou rolí pro pacienty po CMP s omezením chůze proto hraje cílená intenzivní rehabilitace zaměřená na její funkční obnovu, a tím i zvýšení nezávislosti jedince [6–8].

Jedna z možných a především nízkorizikových, finančně a prostorově nenáročných technik v rámci komplexního rehabilitačního přístupu k těmto pacientům může být i mentální trénink prostřednictvím představy pohybu (z angl. motor imagery) [2,3,6]. Jedná se o čistě kognitivní trénink konkrétního pohybu s jasným cílem naučit, upevnit anebo zlepšit vykonání tohoto pohybu [6]. Zvolený pohyb je v představě mentálně simulován, aniž by došlo k jeho zjevnému vykonání [3,9], ovšem k malým svalovým aktivacím docházet může [10]. Představa pohybu je vytvářena pomocí senzoric- kých a percepčních procesů, které reaktivují konkrétní motorické aktivity v pracovní paměti [11–13]. Tento mentální proces je tedy závislý na již existujících motorických reprezentacích [10].

Mezi základní typy představy pohybu patří vizuální neboli zevní představa, při které jedinec vidí sám sebe provádět pohyb tak, jako by byl pozorovatelem tohoto pohybu. Druhým typem je kinestetická neboli vnitřní představa, při které jedinec vnímá sám sebe při pohybu, jako by byl jeho aktérem [9]. Použití konkrétního druhu představy pohybu závisí na typu a míře ovládnutí aktivity, která má být představována. Při učení se nových aktivit je doporučován vizuální typ představy pohybu, zatímco pro zdokonalování již naučeného pohybu z hlediska timingu anebo koordinace je upřednostňován kinestetický typ představy pohybu [4,6].

Podle současných poznatků je představa pohybu založena na velice podobných neurálních mechanismech jako

skutečně realizovaný pohyb [14–16]. Aktivními kortikálními a subkortikálními oblastmi mozku při představě jednodušších i komplexnějších pohybů jsou zejména premotorický kortex, suplementární motorická area, parietální kortex, cingulární kortex, bazální ganglia, mozeček, diskutuje se i nad aktivitou primárního motorického kortexu [10,17–19]. Dále jsou popsány inhibiční procesy při představě pohybu, díky nimž se představa jakožto součást plánování pohybu nepřeklene v jeho realizaci [20–24]. Tyto mechanismy nicméně nejsou dosud zcela objasněny a některé studie prokazují, že představa pohybu moduluje aktivitu svalů, které se podílejí na realizaci představovaného pohybu [15,25–27].

Výše zmíněná neurální podobnost podporuje proces motorického učení, který je nezbytný při osvojení si nových anebo pro zlepšení stávajících pohybových dovedností [28]. Proto je představa pohybu často aplikována u sportovců, zejména atletů, kteří v představě často opakují sled jednotlivých pohybů tvořících komplexní prováděnou aktivitu [6], což zvyšuje přesnost a dynamiku pohybu. Dále je při tréninku představou pohybu popisována zlepšená výkonnost skrz nárůst síly vybraných svalových skupin, rychlost, rozsah pohybu v kloubech anebo posturální stabilita [11]. U pacientů s pohybovým deficitem, jako jsou např. pacienti po CMP, je efektivní zakomponovat tento typ terapie do jejich pravidelné rehabilitační terapie k podpoře plasticity mozku a motorického učení daného funkčního pohybu [9,28–30]. U těchto pacientů je pak pozorován pozitivní efekt zejména v rychlosti chůze, délce kroku a prodloužení jednooporové fáze stoje [4,6,11,31,32]. Dále byl zaznamenán efekt ve zlepšení dosahu horní končetinou a v izolovaných pohybech akra či prstů, mobility na lůžku a také v minimalizaci neglect syndromu [6]. U pacientů, kteří nacvičují pohyb nejen fyzicky ale zároveň v představě, bylo zjištěno výraznější zlepšení než u těch, kteří pohyb pouze reálně

procvičovali [11–13,33]. Takto ukotvovaný pohyb a pozitivně ovlivňovaná kognice aktivují stejná korová centra jako při reálném provedení pohybu, což přispívá ke zefektivnění rehabilitačního procesu. To se děje zejména v subakutní fázi po CMP, kdy je potenciál neuroplastických dějů nejvyšší [9,12,32–34], nicméně i v ostatních stadiích po prodělané CMP je tento mentální proces efektivní [11,33,35].

Využití mentální reprezentace pohybu prostřednictvím představy je omezeno pouze na jedince, kteří jsou jí schopni. Teprve v tomto případě je dosahováno benefitů z terapie představou. K posouzení této schopnosti proto vznikly hodnotící nástroje, dotazníky představy pohybu a je žádoucí, aby byly provedeny před vlastní terapií představou pohybu [28,34,36]. Existují dotazníky, které jsou vhodné nejen pro zdravé jedince, ale také pro ty s motorickým deficitem [34,36]. Jedním z nich je Movement Imagery Questionnaire-Revised Second Version (MIQ-RS), který byl následně validován i pro pacienty po CMP [37] a u nějž existuje i validovaná verze v češtině [38].

Studie představy pohybu u pacientů po CMP se zaměřují zejména na vliv představy při následné realizaci pohybu. Efekt představy pohybu je také často překryt komplexností terapie. Většina studií se věnuje tomu, co se odehrává při představě pohybu na úrovni centrálního a autonomního nervového systému, omezený počet studií se pak věnuje změnám na pohybové periférii, zejména pak při komplexních pohybech, jako je chůze. Cílem studie proto bylo určit, jak se změní svalová aktivita vybraných svalů paretické a neparetické dolní končetiny u pacientů v subakutní fázi po CMP při okamžité představě běžné chůze a náročnější chůze po čáře. Předpokládali jsme, že představa náročnější varianty chůze vyvolá větší svalovou aktivaci než představa běžné chůze. Dále jsme předpokládali, že se svaly neparetické dolní končetiny budou při obou typech představy chůze projevovat vyšší svalovou aktivitou.

**Tab. 1. Základní údaje o skupině a výsledné skóre z dotazníků.**

Tab. 1. Basic group data and final scores from questionnaires.

Pacienti po CMP (n)	Věk (let)	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	Pohlaví		Paretická DK		Dotazník MIQ-RS		Hodnocení představy chůze				
	průměr (SD)	průměr (SD)	průměr (SD)	ženy	muži	pravá	levá	průměr (SD)		průměr (SD)				
								K	V	PCH 1	PCH 2	PČ 1	PČ 2	
40	68,8 (11,31)	170,6 (8,22)	77,7 (14,1)	18	22	20	20	6,09 (0,98)	5,93 (1,14)	3,93 (0,91)	4,45 (0,71)	3,75 (1,02)	4,23 (0,94)	

CMP – cévní mozková příhoda, DK – dolní končetina, K – kinestetická představa pohybu, MIQ-RS – Movement Imagery Questionnaire-Revised Second Version, PCH 1 – představa běžné chůze před její realizací, PCH 2 – představa běžné chůze po její realizaci, PČ 1 – představa chůze po čáře před její realizací, PČ 2 – představa chůze po čáře po její realizaci, SD – směrodatná odchylka, V – vizuální představa pohybu

## Metodika

### Výzkumný soubor

Výzkumný soubor tvořilo celkem 40 pacientů po CMP, kteří splňovali následující inkluzivní kritéria: subakutní stadium (1 týden – 2 měsíce od vzniku ataky) po primární CMP, ischemický původ CMP, dobrá úroveň kognice pro porozumění studii a představy pohybu, dobrá úroveň ( $\geq 4$  body) představy pohybu dle českého dotazníku MIQ-RS [38], žádná předchozí zkušenost s představou pohybu, schopnost udržet stabilitu ve stoje, schopnost samostatné chůze bez manuální dopomoci druhé osoby ( $\geq 3$  body) dle Functional Ambulation Categories [39], absence bolesti v průběhu měření.

Všichni pacienti byli do studie získáni na základě dostupnosti z pacientů hospitalizovaných k rehabilitační terapii na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Pacienti byli předem seznámeni s průběhem studie a podepsali informovaný souhlas, který byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci pod jednacím číslem 13/2021.

### Použité metody sběru dat

#### Dotazník MIQ-RS

Dotazník MIQ-RS se skládá ze 14 testovaných položek (sedm položek pro vizuální a sedm pro kinestetickou představu pohybu). Dotazník obsahuje následující jednodušší a komplexnější běžně vykonávané funkční úkoly:

1. zvednutí flektovaného kolena;
2. vzpažení horní končetiny s rukou v pěst;
3. upažení a následně předpažení horní končetiny;
4. předklonění se;
5. otevření kyvných dveří;
6. uchopení sklenice;
7. otevření dveří tahem za kliku.

Kvalita představy jednotlivých pohybů byla ohodnocena na 7stupňové Likertově škále, přičemž vyšší skóre znamenalo lepší představu pohybu (tab. 1) [34,37,38].

#### Měření povrchové elektromyografie

Data povrchové elektromyografie (poly-EMG) byla shromažďována pomocí senzorů Trigno™ IM (Delsys, Inc., Natick, MA, USA). PolyEMG data byla vzorkována při 1 111 Hz s 16bitovým rozlišením pomocí analogového filtru o šířce pásma 20–450 Hz. PolyEMG data byla měřena z následujících svalů paretické i neparetické dolní končetiny: m. rectus femoris (RF), m. biceps femoris caput longum (BF), m. tibialis anterior (TA), m. gastrocnemius medialis (GM). Každý sval byl před aplikací senzoru ozřejmený při izometrické kontrakci a povrch kůže nad středem svalového bříška byl očištěn alkoholovým roztokem. V případě přítomnosti hustého ochlupení byly před očištěním alkoholem chlupy oholeny.

Senzory byly připevněny ke kůži pomocí hypoalergenních oboustranných lepicích štítků. Aplikace senzorů byla uskutečněna v souladu s pokyny SENIAM (surface EMG for a non-invasive assessment of muscles) [40].

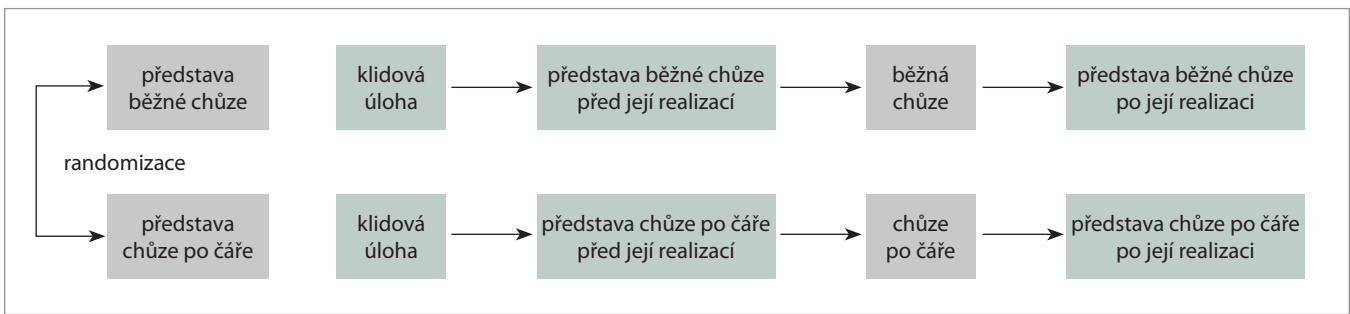
#### Hodnocení představy pohybu

Pacienti byli dotazováni na snadnost či obtížnost představy obou typů chůze před a po jejím skutečném provedení pomocí pětibodové škály, na které označili, jak snadné (5 bodů) nebo obtížné (1 bod) úkoly byly (tab. 1).

#### Průběh sběru dat

V rámci jednoho experimentálního měření byli pacienti instruováni, aby si představili běžnou chůzi a chůzi po čáře (schéma 1). Pořadí představy těchto dvou pohybů bylo randomizováno. Pacienti vždy začali klidovou úlohou a následně představou chůze před a po vykonání reálné chůze. Každá úloha byla měřena jednou po dobu 30 s s ohledem na udržení pozornosti a možný nástup únavy [28]. Charakteristiky úloh jsou uvedeny níže.

Při klidové úloze, tj. naměření klidové svalové aktivity, byli pacienti instruováni, aby si v mysli zpívali píseň „Hodně štěstí, zdraví“, která je v anglickém ekvivalentu běžně ve studiích představy pohybu používána [41]. Výchozí pozici, která byla tožná pro všechny měřené úlohy, tvořil vzpřímený bipedální stoj s chodidly na



**Schéma 1. Schéma průběhu sběru dat.**

Scheme 1. Diagram of the data collection process.

šířku pánve, horními končetinami drženy volně podél těla, očima otevřenými a pohledem směřujícím vpřed. Klidová úloha před představou běžné chůze před její realizací byla označena jako (KCH) a klidová úloha před představou chůze po čáře před její realizací jako (KČ).

Představa běžné chůze před její realizací (PCH 1) a představa chůze po čáře před její realizací (PČ 1) byly úlohy spjaté již s představou obou těchto typů chůze. Pacienti si nejprve prohlédli 5m úsek chodby pro PCH 1 nebo čáru umístěnou uprostřed stejné chodby pro PČ 1. Na čáru byla použita žlutá lepicí páska o šířce 4,8 cm a délce 5 m. Pacienti se následně postavili do výchozí pozice a kinesteticky si představovali chůzi po slovní instrukci: „Představte si, že jdete po chodbě / po čáře, kterou jste si právě prohlédli.“

Poslední úlohy, představa běžné chůze po její realizaci (PCH 2) a představa chůze po čáře po její realizaci (PČ 2), se od PCH 1 a PČ 1 lišily okamžitou reálnou zkušeností s pohybem (běžná chůze / chůze po čáře). Slovní instrukce zněla: „Představte si, že jdete po chodbě / po čáře, kterou jste právě prošli.“

### Zpracování a statistické vyhodnocení dat

K zaznamenání polyEMG dat byl použit program EMGworks (Delsys, Inc., Natick, MA, USA). Z obou dolních končetin byly vyhodnoceny průměry z prostředních 20 s každého záznamu. Střední úsek záznamu byl zvolen s ohledem na nejvyšší konzistenci dat mezi jednotlivými

měřeními. PolyEMG data byla zpracována v programu Visual 3D (C-Motion Inc., Germantown, MD, USA) pomocí funkce remove mean a dále root mean square. Poté byla data normalizována k maximálnímu pozorovanému signálu ze všech úloh [42].

Data svalové aktivity byla následně analyzována pomocí softwaru Statistica verze 14 (TIBCO Software Inc., Palo Alto, CA, USA). Pro statistické vyhodnocení byly vypočítány základní statistické veličiny (průměr, medián, směrodatná odchylka, variační koeficient, interval spolehlivosti, minimum, maximum). Normalita dat byla ověřena pomocí Kolmogorov-Smirnova testu. Data nevykazovala normální rozložení, proto byl pro posouzení rozdílů svalové aktivity použit neparametrický test Friedmanova ANOVA a pro porovnání jednotlivých úloh mezi sebou byl použit jako post hoc test Wilcoxonův párový test se zvolenou hladinou statistické významnosti korigovanou Bonfferoniho korekcí ( $\alpha = 0,05/3 = 0,017$ ). Pro porovnání rozdílů svalové aktivity mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou a dále mezi oběma situacemi, tedy představou běžné chůze a chůze na čáře, byl použit Wilcoxonův párový test s hladinou statistické významnosti  $\alpha = 0,05$ .

### Výsledky

#### Výzkumný soubor

Všichni pacienti dokončili studii. Jejich základní údaje a výsledné skóre z dotazníků jsou uvedeny v tab. 1.

### Svalová aktivita dolních končetin při představě běžné chůze

Výsledky studie prokázaly statisticky významné snížení svalové aktivity všech vybraných svalů obou dolních končetin mimo RF neparetické dolní končetiny při porovnání KCH a PCH 1. Všechny svaly vykazovaly statisticky signifikantní snížení svalové aktivity při porovnání KCH a PCH 2. Významné snížení svalové aktivity bylo pozorováno i při porovnání PCH 1 a PCH 2 mimo svaly RF, BF a GM neparetické dolní končetiny (tab. 2).

### Svalová aktivita dolních končetin při představě chůze po čáře

Statisticky významné snížení svalové aktivity všech vybraných svalů obou dolních končetin mimo oba TA a BF neparetické dolní končetiny bylo pozorováno při porovnání KČ a PČ 1. Všechny svaly mimo GM neparetické dolní končetiny vykazovaly statisticky signifikantní snížení svalové aktivity při porovnání KČ a PČ 2. Významné snížení svalové aktivity vybraných svalů bylo pozorováno i při porovnání PČ 1 a PČ 2, a to pouze u BF paretické a neparetické dolní končetiny (tab. 3).

Svalová aktivita paretické a neparetické dolní končetiny se nelišila při porovnání jednotlivých úloh představy běžné chůze a představy chůze po čáře.

V rámci studie bylo dále zjištěno signifikantní snížení svalové aktivity GM paretické a RF neparetické dolní končetiny při PČ 1 v porovnání s PCH 1. Významné

**Tab. 2. Svalová aktivita paretické a neparetické dolní končetiny v jednotlivých úkolech představy běžné chůze.**

Tab. 2. Muscle activity of paretic and non-paretic lower limbs in different tasks of normal gait imagery.

	KCH (V)		PCH 1 (V)		PCH 2 (V)		Fried- manova ANOVA  p	Wilcoxonův párový test		
	průměr (SD)	medián	průměr (SD)	medián	průměr (SD)	medián		KCH × PCH 1  p	KCH × PCH 2  p	PCH 1 × PCH 2  p
RF par	0,818 (0,233)	0,903	0,709 (0,219)	0,75	0,64 (0,218)	0,684	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,002
RF nepar	0,8 (0,225)	0,887	0,749 (0,209)	0,79	0,676 (0,252)	0,708	0,011	0,129	0,006	0,028
BF par	0,799 (0,3)	1	0,627 (0,258)	0,647	0,574 (0,278)	0,639	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,005
BF nepar	0,813 (0,26)	0,941	0,696 (0,242)	0,726	0,649 (0,259)	0,674	< 0,001	0,002	< 0,001	0,098
TA par	0,787 (0,281)	0,953	0,68 (0,255)	0,74	0,579 (0,266)	0,605	< 0,001	0,002	< 0,001	< 0,001
TA nepar	0,779 (0,284)	0,932	0,643 (0,271)	0,682	0,548 (0,254)	0,55	< 0,001	0,002	< 0,001	0,002
GM par	0,791 (0,305)	0,965	0,663 (0,271)	0,713	0,58 (0,289)	0,628	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,007
GM nepar	0,74 (0,308)	0,84	0,625 (0,26)	0,685	0,595 (0,281)	0,614	< 0,001	0,002	0,005	0,18

BF – m. biceps femoris caput longum, GM – m. gastrocnemius medialis, KCH – klid před představou běžné chůze, nepar – neparetická dolní končetina, par – paretická dolní končetina, PCH 1 – představa běžné chůze před její realizací, PCH 2 – představa běžné chůze po její realizaci, RF – m. rectus femoris, SD – směrodatná odchylka, TA – m. tibialis anterior, V – volt, × – versus  
Tučné vyznačení – hladina významnosti  $p < 0,017$ .

snížení svalové aktivity vykazoval i BF na neparetické dolní končetině, a to při PČ 2 v porovnání s PCH 2.

## Diskuze

Z výsledků studie vyplynulo, že poly-EMG aktivita vybraných svalů obou dolních končetin se signifikantně mění při představě obou typů chůze. Naše výsledky jsou tedy ve shodě se studiemi jiných autorů, ze kterých vyplývá, že představa konkrétního pohybu vyvolává určitý „zeslabený“ vzor polyEMG aktivity ve svalectech, které jsou při reálném provedení tohoto pohybu zapojeny [25]. Dále jsou výsledky naší studie ve shodě s tvrzením, že při představě pohybu dochází k neúplné inhibici řídicích center generování pohybů během jejich vnitřní reprezentace představou pohybu [15,25,27,43].

## Představa běžné chůze

Běžná chůze je typická střídáním stojné a švihové fáze, kdy posturálně náročná je především fáze jedné opory. Tato náročnost plyne z nutné koaktivace svalových skupin pro stabilizaci trupu a svalů stojné dolní končetiny [44,45]. Bylo také prokázáno, že habituace pohybu vede ke snížení kortikospinální excitability při představě pohybu [46]. Předpokládali jsme, že běžná chůze jako pohyb, který je denně běžně vykonávanou činností, nevyvolává v představě potřebu nadměrné svalové aktivity. Z výsledků studie plyne, že pouhá kinestetická představa běžné chůze ve srovnání s klidem vede k významnému snížení svalové aktivity u všech svalů mimo RF na neparetické končetině. Pokles svalové aktivity je možné vysvětlit na základě procesu motorického učení pohybu, při kte-

rém řídicí systém neustále vybírá nejoptimálnější mozkovou a nervosvalovou aktivaci ze všech možných variant na základě stupně znalosti pohybu [47]. Vytváří a zpřesňuje se vnitřní model pohybu a senzomotorická mapa, které se používají k předvídání dynamiky pohybu a generování anticipačních sil [48]. To se následně odráží v polyEMG aktivitě, kde očekáváme spíše její pokles nežli zvýšení. V naší studii byla klidová úloha navíc spojena s vnitřní představou zpěvu písně, kterou jedinec neprovádí tak často jako běžnou chůzi, což mohlo způsobit, že svalová aktivita při klidové úloze byla vyšší ve srovnání se svalovou aktivitou při představované úloze. Cílem ovšem bylo vytvořit srovnatelné podmínky pro všechny měřené jedince a minimalizovat rozdílné myšlenky při měření klidové úlohy. Další možné vysvětlení



**Tab. 3. Svalová aktivita paretické a neparetické dolní končetiny v jednotlivých úkolech představy chůze po čáře.**

Tab. 3. Muscle activity of paretic and non-paretic lower limbs in different tasks of gait on the line imagery.

	KČ (V)		PČ 1 (V)		PČ 2 (V)		Fried- manova ANOVA	Wilcoxonův párový test		
	průměr (SD)	medián	průměr (SD)	medián	průměr (SD)	medián	p	KČ × PČ 1 p	KČ × PČ 2 p	PČ 1 × PČ 2 p
RF par	0,745 (0,235)	0,777	0,658 (0,222)	0,702	0,639 (0,237)	0,633	< 0,001	< 0,001	0,007	0,171
RF nepar	0,722 (0,26)	0,783	0,646 (0,253)	0,725	0,586 (0,282)	0,651	< 0,001	0,005	< 0,001	0,022
BF par	0,726 (0,287)	0,778	0,587 (0,265)	0,615	0,534 (0,278)	0,552	< 0,001	0,002	< 0,001	0,006
BF nepar	0,732 (0,26)	0,786	0,651 (0,269)	0,665	0,525 (0,274)	0,49	< 0,001	0,104	< 0,001	0,001
TA par	0,7 (0,251)	0,716	0,619 (0,257)	0,626	0,601 (0,257)	0,624	< 0,001	0,018	0,013	0,252
TA nepar	0,641 (0,257)	0,659	0,592 (0,244)	0,605	0,515 (0,275)	0,493	< 0,001	0,068	0,009	0,038
GM par	0,67 (0,305)	0,721	0,564 (0,265)	0,585	0,538 (0,283)	0,579	< 0,001	0,012	< 0,001	0,027
GM nepar	0,704 (0,277)	0,764	0,592 (0,251)	0,654	0,612 (0,294)	0,64	0,013	0,003	0,072	0,51

BF – m. biceps femoris caput longum, GM – m. gastrocnemius medialis, KČ – klid před představou chůze po čáře, nepar – neparetická dolní končetina, par – paretická dolní končetina, PČ 1 – představa chůze po čáře před její realizací, PČ 2 – představa chůze po čáře po její realizaci, RF – m. rectus femoris, SD – směrodatná odchylka, TA – m. tibialis anterior, V – volt, × – versus  
Tučné vyznačení – hladina významnosti  $p < 0,017$ .

poklesu svalové aktivity bychom mohli hledat na míšní úrovni [46,49]. Aktivační práh částí míšní presynaptické sítě, tedy míšních interneuronů, je nižší než u motoneuronů, což jim umožňuje, že jsou citlivější na repetitivní podprahový korový výstup generovaný představou pohybu. Během představy pohybu může docházet k malému uvolňování neurotransmiterů ze synapse, které nestačí k modulaci míšní excitability. Toto uvolňování je pak příliš malé na to, aby způsobilo změnu svalové kontrakce, ale dostatečné k urychlení začátku kontrakce [49]. Excitabilitu na míšní úrovni také může ovlivnit i únava, která způsobí pokles soustředění, a tím sníží kortikospinální excitabilitu. Představa pohybu by neměla přesáhnout 3minutový interval [46]. Tento dopad jsme se snažili minimalizovat zvoleným časovým intervalem úloh.

Ke statisticky významnému snížení svalové aktivity došlo u všech testovaných svalů při představě běžné chůze po okamžité reálné zkušenosti s tímto pohybem v porovnání s klidovou úlohou. Předpokládali jsme, že při tomto porovnání se projeví okamžitá zkušenost do následné představy zvýšením polyEMG aktivity. Existují důkazy, že proprioceptivní informace o reálně provedeném totožném pohybu vedou k robustnější představě pohybu (zvýšená živost představy a množství motorických evokovaných potenciálů) [50]. PolyEMG hodnoty představy běžné chůze po její realizaci ale ukázaly spíše zpřesnění vnitřního modelu běžné chůze, jelikož tyto hodnoty při dané úloze byly ještě nižší než při představě běžné chůze před její realizací. Snížení svalové aktivity bylo pozorováno také u všech paretických svalů dolní končetiny a také u TA na nepare-

tické straně při představě běžné chůze po její realizaci v porovnání s představou chůze před její realizací. Zjištěné hodnoty dokreslují i výsledky dotazování pacientů na snadnost či obtížnost generování představy po každé představované úloze. Pro pacienty bylo obtížnější generovat představu před realizací chůze než po ní.

### Představa chůze po čáře

Tandemová chůze po čáře je stejně jako tandemový stoj charakteristická umístováním chodidel rovnoběžně se sagitální rovinou, tím vznikají vysoké nároky z hlediska mediolaterálních výchylek těžiště nad úzkou bází opory [51] a energetického výdeje při neustálém zajišťování rovnováhy [52]. Tandemový stoj je typický rychlou integrací senzoryckých vstupů klíčových pro motorickou kontrolu [45]. Proto jsme v naší studii předpo-

kládali, že představa chůze po čáře bude reprezentovat posturálně náročnější pohyb v porovnání s představou běžné chůze, zejména zvážíme-li, že testovanými jedinci byli pacienti po CMP a tandemová chůze je pro ně při tréninku náročná [53]. U pozorovaných polyEMG hodnot jsme proto předpokládali spíše zvýšení jejich velikosti. Hodnoty polyEMG se nicméně významně snížily, a to u všech paretických svalů (mimo TA) a neparetického RF a GM při porovnání představy pohybu bez reálné zkušenosti (PČ 1) s klidovou úlohou. Trend ke snížení polyEMG aktivity je ovšem pozorovatelný i u zbylých dvou neparetických svalů. Námi vybraní jedinci do studie byli pacienti schopni chůze bez manuálního vedení fyzioterapeutem. Zřejmě tato dosažená úroveň chůze, a tím pádem i jistota při pohybu v prostoru mohla mít vliv na jejich představu o pohybu. Pacienty s touto úrovní chůze jsme do studie vybrali záměrně, tak aby testování zvládli provedení samostatně, bez pomoci a měření nebylo zkráceno individuálním přístupem hodnotitele k jednotlivým pacientům. Svalová aktivita se při představě chůze po čáře po reálné zkušenosti v porovnání s klidovou úlohou a s představou chůze po čáře před její realizací snížila. Tedy ani reálná zkušenost s tandemovou chůzí po čáře se zřejmě nepřenesla do následné představy, což je překvapující, jelikož u většiny pacientů byla realizace tohoto typu chůze spjata s četnými úkroky do stran mimo čáru a variabilitou v položení chodidel před sebe na čáře. Pokud se týká subjektivního vnímání generování představy pohybu, i zde platí, že po reálné zkušenosti byla tvorba představy pro pacienty jednodušší.

### Porovnání představy obou typů chůze

V naší studii může vyloučit vzájemné ovlivnění představovaných typů chůze díky předem zvolené randomizaci a také vyloučit vliv mezi úlohami, protože každý představovaný typ chůze

měl i svoji vlastní klidovou úlohu (KCH a KČ). Proto pro nás bylo překvapivé, že výsledné hodnoty svalové aktivity pro úlohy situace představa chůze po čáře byly nižší než pro úlohy spjaté s představou běžné chůze. Při následném porovnání představy obou typů chůze jsme zjistili signifikantní snížení polyEMG aktivity u paretického GM a neparetického RF při představě chůze po čáře před její realizací v porovnání s představou běžné chůze před její realizací. Významné snížení svalové aktivity vykazoval i neparetický BF, a to při představě chůze po čáře po její realizaci v porovnání s představou běžné chůze po její realizaci. Podíváme-li se na subjektivní hodnocení schopnosti pacientů generovat představu obou typů chůze před a po její realizaci, jsou tyto hodnoty v kontrastu. Pro představu chůze po čáře před a po její realizaci byly hodnoty polyEMG aktivity nižší, generování představy bylo dle zvoleného hodnocení při náročnějším pohybu obtížnější.

Dřívější studie prokázala, že při představě koncentrických kontrakcí docházelo ke zvýšení polyEMG hodnot, zatímco při představě excentrických kontrakcí k jejich snížení [25]. Proto nás zajímalo, jaký charakter budou mít změny polyEMG hodnoty při představě komplexního pohybu, jakým je běžná či tandemová chůze, při nichž dochází ke střídání stojné a švihové fáze na dolních končetinách, a tím i ke střídání typů kontrakcí.

### Paretická versus neparetická dolní končetina

Pro pohyb zdravých jedinců je typická přesná a koordinovaná trajektorie segmentů, která je plánována centrálním nervovým systémem tak, že pohyb je řízen optimálně s potřebou minimální svalové aktivity. Toto je u pacientů po CMP narušeno, dochází k nadměrné kontrakci, pohyb není přesný a energeticky úsporný [54]. Předpokládali jsme, že svalová aktivita neparetické dolní končetiny bude větší. Uvádí se, že i stu-

peň svalové slabosti a kokontrakce významně korelují s motorickým deficitem na paretické straně. Dále se prodlužuje doba zahájení a ukončení svalové kontrakce [55]. V naší studii nicméně mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou nebyl zjištěn signifikantní rozdíl ve svalové aktivitě při porovnání jednotlivých úloh představy běžné chůze a představy chůze po čáře.

### Poznámky do klinické praxe

Z předcházejících studií vyplývá, že pacienti po CMP nemají ve srovnání se zdravými jedinci zhoršenou představu pohybu, která zahrnuje končetinu s motorickým deficitem. Představa pohybu je přesněji prováděna na plegické končetině, což je příkládáno zvýšenému úsilí při plánování pohybu anebo posílenou představou pohybu při chybějící motorické zpětné vazbě, a tím i snížené propriocepci [56,57]. V naší studii se potvrdilo, že představa konkrétního pohybu z dotazníku MIQ-RS [37,38] nebyla ovlivněna motorickým deficitem na končetině. Dále z dotazníkového šetření vyplývá, že kinestetická představa pohybu je pro námi vybrané pacienty jednodušší. Tento poznatek může být vhodně využit v terapii pacientů po CMP, jelikož použití kinestetické představy více aktivuje motorické oblasti zahrnuté do plánování a následné realizace pohybu, což by mohlo mít vliv i na nárůst síly v daném svalu při představě pohybu [25,58].

Pro účast ve studii jsme vybrali pacienty v subakutní fázi po CMP, jelikož potenciál neuroplastických dějů je v této fázi nejvyšší [9,12,13,32] a možná následná aplikace představy pohybu do jejich terapie je nejrelevantnější. Dle recentního systematického přehledu je doporučováno začít s mentálním tréninkem formou představy pohybu ihned po atace jako s formou „předtréninku“, aby se u pacientů minimalizovalo fixování negativních kompenzací pohybu. Uvádí se, že kombinace fyzického a mentálního tréninku konkrétního pohybu zkracuje dobu potřebnou k provedení

pohybu. Zapojení mentálního cvičení do konvenční terapie navíc znamená, že pacient má více možností cvičit bez fyzické zátěže a po instruktáži je schopen praktikovat představu pohybu i sám [6].

### Limity studie

Při jednotlivých úlohách jsme pacienty instruovali, aby měli otevřené oči, jelikož naším cílem nebyla jejich větší destabilizace. Pohled směřoval na bílé plátno, tak abychom minimalizovali vjemy z okolí. Dalším možným limitem mohlo být měření obou typů chůze v představě v bipedálním postoji s dolními končetinami umístěnými paralelně. Pro pacienty ale tandemové umístění bylo náročné, proto jsme se rozhodli zachovat paralelní umístění chodidel pro oba typy chůze, ačkoli je vhodnější mít výchozí parametry reálného a představovaného pohybu stejné [45,59].

### Závěr

Zjistili jsme, že svalová aktivita se významně snižuje u většiny vybraných svalů obou dolních končetin při jednotlivých úlohách představy běžné chůze a chůze po čáře. Některé svaly dokonce vykazovaly nižší aktivitu při úlohách představy náročnějšího úkolu. Náš předpoklad, že představa posturálně náročnějšího typu chůze bude svalovou aktivitu zvyšovat, se tedy nepotvrdil. Dále jsme zjistili, že mezi svalovou aktivitou paretické a neparetické dolní končetiny nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl při porovnání jednotlivých úloh představy obou typů chůze. Z výsledků studie vyplývá, že představa běžné chůze a chůze po čáře významně mění svalovou aktivitu paretické i neparetické dolní končetiny. Zjištěné poznatky by mohly usnadnit aplikaci představy těchto pohybů v rámci komplexního rehabilitačního přístupu k subakutním pacientům po CMP s omezením chůze.

### Literatura

1. Murray CJ, Vos T, Lozano R et al. Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and in-

juries in 21 regions, 1990–2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet* 2012; 380(9859): 2197–2223. doi: 10.1016/S0140-6736(12)61689-4.

2. Mayo NE, Wood-Dauphinee S, Ahmed S et al. Disablement following stroke. *Disabil Rehabil* 1999; 21(5–6): 258–268. doi: 10.1080/096382899297684.

3. Jeannerod M. The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. *Behav Brain Sci* 1994; 17(2): 187–202. doi: 10.1017/S0140525X00034026.

4. Zhao LJ, Jiang LH, Zhang H et al. Effects of motor imagery training for lower limb dysfunction in patients with stroke: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Am J Phys Med Rehabil* 2023; 102(5): 409–418. doi: 10.1097/PHM.0000000000002107.

5. Bovonsunthonchai S, Aung N, Hiengkaew V et al. A randomized controlled trial of motor imagery combined with structured progressive circuit class therapy on gait in stroke survivors. *Sci Rep* 2020; 10(1): 6945. doi: 10.1038/s41598-020-63914-8.

6. García Carrasco D, Aboitiz Cantalapiedra J. Effectiveness of motor imagery or mental practice in functional recovery after stroke: a systematic review. *Neurologia* 2016; 31(1): 43–52. doi: 10.1016/j.nrl.2013.02.003.

7. Mehrholz J, Thomas S, Elsner B. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev* 2017; 8(8): CD002840. doi: 10.1002/14651858.CD002840.pub4.

8. Silva S, Borges LR, Santiago L et al. Motor imagery for gait rehabilitation after stroke. *Cochrane Database Syst Rev* 2020; 9(9): CD13019. doi: 10.1002/14651858.CD013019.pub2.

9. Mulder T. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *J Neural Transm* 2007; 114(10): 1265–1278. doi: 10.1007/s00702-007-0763-z.

10. Case LK, Pineda J, Ramachandran VS. Common coding and dynamic interactions between observed, imagined, and experienced motor and somatosensory activity. *Neuropsychologia* 2015; 79(Pt B): 233–245. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2015.04.005.

11. Dickstein R, Deutsch JE. Motor imagery in physical therapist practice. *Phys Ther* 2007; 87(7): 942–953. doi: 10.2522/ptj.20060331.

12. Barclay-Goddard RE, Stevenson TJ, Poluha W et al. Mental practice for treating upper extremity deficits in individuals with hemiparesis after stroke. *Cochrane Database Syst Rev* 2011; 5: CD005950. doi: 10.1002/14651858.CD005950.pub4.

13. Hatem SM, Saussez G, Della Faille M et al. Rehabilitation of motor function after stroke: a multiple systematic review focused on techniques to stimulate upper extremity recovery. *Front Hum Neurosci* 2016; 10: 442. doi: 10.3389/fnhum.2016.00442.

14. Oh DS, Choi JD. Effects of motor imagery training on balance and gait in older adults: a randomized controlled pilot study. *Int J Environ Res Public Health* 2021; 18(2): 650. doi: 10.3390/ijerph18020650.

15. Ridderinkhof KR, Brass M. How Kinesthetic Motor Imagery works: a predictive-processing theory of visualization in sports and motor expertise. *J Physiol Paris* 2015; 109(1–3): 53–63. doi: 10.1016/j.jphysparis.2015.02.003.

16. Lotze M, Halsband U. Motor imagery. *J Physiol Paris* 2006; 99(4–6): 386–395. doi: 10.1016/j.jphysparis.2006.03.012.

17. Hardwick RM, Caspers S, Eickhoff SB et al. Neural correlates of action: comparing meta-analyses of imagery, observation, and execution. *Neurosci Biobehav Rev* 2018; 94: 31–44. doi: 10.1016/j.neubiorev.2018.08.003.

18. Héту S, Grégoire M, Saimpont A et al. The neural network of motor imagery: an ALE meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev* 2013; 37(5): 930–949. doi: 10.1016/j.neubiorev.2013.03.017.

19. Loporto M, McAllister C, Williams J et al. Investigating central mechanisms underlying the effects of action observation and imagery through transcranial magnetic stimulation. *J Mot Behav* 2011; 43(5): 361–373. doi: 10.1080/00222895.2011.604655.

20. Cengiz B, Boran HE. The role of the cerebellum in motor imagery. *Neurosci Lett* 2016; 617: 156–159. doi: 10.1016/j.neulet.2016.01.045.

21. Decety J. The neurophysiological basis of motor imagery. *Behav Brain Res* 1996; 77(1–2): 45–52. doi: 10.1016/0166-4328(95)00225-1.

22. Di Rienzo F, Guillot A, Daligault S et al. Motor inhibition during motor imagery: a MEG study with a quadriplegic patient. *Neurocase* 2014; 20(5): 524–539. doi: 10.1080/13554794.2013.826685.

23. Solodkin A, Hlustik P, Chen EE et al. Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery. *Cereb Cortex* 2004; 14(11): 1246–1255. doi: 10.1093/cercor/bhh086.

24. Haltmar H, Kolářová B, Haltmar M et al. Představa pohybu – neurální podstata a možnosti jejího využití ve fyzioterapii. *Rehabil Fyz Léč* 2022; 29(3): 130–135. doi: 10.48095/ccrhfl2022130.

25. Guillot A, Lebon F, Rouffet D et al. Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *Int J Psychophysiol* 2007; 66(1): 18–27. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2007.05.009.

26. Guillot A, Collet C. Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain Res Rev* 2005; 50(2): 387–397. doi: 10.1016/j.brainresrev.2005.09.004.

27. Hanakawa T. Organizing motor imageries. *Neurosci Res* 2016; 104: 56–63. doi: 10.1016/j.neures.2015.11.003.



28. Ruffino C, Papaxanthis C, Lebon F. Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: review and perspectives. *Neuroscience* 2017; 341: 61–78. doi: 10.1016/j.neuroscience.2016.11.023.
29. Harris JE, Hebert A. Utilization of motor imagery in upper limb rehabilitation: a systematic scoping review. *Clin Rehabil* 2015; 29(11): 1092–1107. doi: 10.1177/0269215514566248.
30. Zimmermann-Schlatter A, Schuster C, Puhhan MA et al. Efficacy of motor imagery in post-stroke rehabilitation: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil* 2008; 5: 8. doi: 10.1186/1743-0003-5-8.
31. Beyaert C, Vasa R, Frykberg GE. Gait post-stroke: pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiol Clin* 2015; 45(4–5): 335–355. doi: 10.1016/j.neucli.2015.09.005.
32. Riccio I, Iolascon G, Barillari MR et al. Mental practice is effective in upper limb recovery after stroke: a randomized single-blind crossover study. *Eur J Phys Rehabil Med* 2010; 46(1): 19–25.
33. Page SJ, Levine P, Leonard AC. Effects of mental practice on affected limb use and function in chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86(3): 399–402. doi: 10.1016/j.apmr.2004.10.002.
34. Gregg M, Hall C, Butler A. The MIQ-RS: a suitable option for examining movement imagery ability. *Evid Based Complement Alternat Med* 2010; 7(2): 249–257. doi: 10.1093/ecam/nem170.
35. Sharma N, Pomeroy VM, Baron JC. Motor imagery: a backdoor to the motor system after stroke? *Stroke* 2006; 37(7): 1941–1952. doi: 10.1161/01.STR.0000226902.43357.fc.
36. Hall CR, Martin KA. Measuring movement imagery abilities: a revision of the Movement Imagery Questionnaire. *J Ment Imagery* 1997; 21(1–2): 143–154.
37. Butler AJ, Cazeaux J, Fidler A et al. The Movement Imagery Questionnaire-Revised, Second Edition (MIQ-RS) is a reliable and valid tool for evaluating motor imagery in stroke populations. *Evid Based Complement Alternat Med* 2012; 497289. doi: 10.1155/2012/497289.
38. Haltmar H, Janura M, Elfmark M. Validizace české verze dotazníku představy pohybu Movement Imagery Questionnaire-Revised Second Version u pacientů po cévní mozkové příhodě. *Rehabil Fyz Léč* 2023; 30(4): 172–182. doi: 10.48095/ccrhfl.2023172.
39. Mehrholz J, Wagner K, Rutte K et al. Predictive validity and responsiveness of the functional ambulation category in hemiparetic patients after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88(10): 1314–1319. doi: 10.1016/j.apmr.2007.06.764.
40. Stegeman DF, Hermens HJ. Standards for surface electromyography: the European project (SENIAM). In: Hermens HJ, Rau G, Disselhorst-Klug C et al. Surface ElectroMyoGraphy application areas and parameters. Proceedings of the 3rd general SENIAM workshop, Aachen, Germany 1998; 108–112.
41. Cotter KN. Mental control in musical imagery: a dual component model. *Front Psychol* 2019; 10: 1904. doi: 10.3389/fpsyg.2019.01904.
42. Ghislieri M, Gastaldi L, Pastorelli S et al. Wearable inertial sensors to assess standing balance: a systematic review. *Sensors (Basel)* 2019; 19(19): 4075. doi: 10.3390/s19194075.
43. Solomon JP, Kraetner SN, Bardouille T et al. Probing the temporal dynamics of movement inhibition in motor imagery. *Brain Res* 2019; 1720: 146310. doi: 10.1016/j.brainres.2019.146310.
44. Brunner R, Rutz E. Biomechanics and muscle function during gait. *J Child Orthop* 2013; 7(5): 367–371. doi: 10.1007/s11832-013-0508-5.
45. Sozzi S, Honeine J-L, Do M-C et al. Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane. *Clin Neurophysiol* 2013; 124(6): 1175–1186. doi: 10.1016/j.clinph.2012.12.001.
46. Bunno Y. Motor imagery for neurorehabilitation: the F-wave study. In: Suzuki T (ed). Somatosensory and motor research. Japan: IntechOpen 2020. doi: 10.5772/intechopen.91834.
47. Brach JS, Van Swearingen JM, Perera S et al. Motor learning versus standard walking exercise in older adults with subclinical gait dysfunction: a randomized clinical trial. *J Am Geriatr Soc* 2013; 61(11): 1879–1886. doi: 10.1111/jgs.12506.
48. Shadmehr R, Mussa-Ivaldi FA. Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *J Neurosci* 1994; 14(5 Pt 2): 3208–3224. doi: 10.1523/JNEUROSCI.14-05-03208.1994.
49. Grosprêtre S, Lebon F, Papaxanthis C et al. Spinal plasticity with motor imagery practice. *J Physiol* 2019; 597(3): 921–934. doi: 10.1113/JP276694.
50. Wieland B, Behringer M, Zentgraf K. Effects of motor imagery training on skeletal muscle contractile properties in sports science students. *PeerJ* 2022; 10: e14412. doi: 10.7717/peerj.14412.
51. Goodworth AD, Peterka RJ. Influence of stance width on frontal plane postural dynamics and coordination in human balance control. *J Neurophysiol* 2010; 104(2): 1103–1118. doi: 10.1152/jn.00916.2009.
52. Houdijk H, Fickert R, van Velzen J et al. The energy cost for balance control during upright standing. *Gait Posture* 2009; 30(2): 150–154. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.009.
53. Heshmatollah A, Darweesh SKL, Dommershuijsen LJ et al. Quantitative gait impairments in patients with stroke or transient ischemic attack: a population-based approach. *Stroke* 2020; 51(8): 2464–2471. doi: 10.1161/STROKEAHA.120.029829.
54. Steele KM, Papazian C, Feldner HA. Muscle activity after stroke: perspectives on deploying surface electromyography in acute care. *Front Neurol* 2020; 11: 576757. doi: 10.3389/fneur.2020.576757.
55. Chae J, Yang G, Park BK, et al. Muscle weakness and cocontraction in upper limb hemiparesis: relationship to motor impairment and physical disability. *Neurorehabil Neural Repair* 2002; 16(3): 241–248. doi: 10.1177/154596830201600303.

**Konflikt zájmů:** Autoři deklarují, že text článku odpovídá etickým standardům, byla dodržena anonymita pacientů a prohlašují, že v souvislosti s předmětem článku nemají finanční, poradenské ani jiné komerční zájmy.

**Publikační etika:** Příspěvek nebyl dosud publikován ani není v současnosti zaslán do jiného časopisu pro posouzení. Autoři souhlasí s uveřejněním svého jména a e-mailového kontaktu v publikovaném textu.

**Dedikace:** Vznik tohoto článku byl podpořen z projektu Univerzity Palackého v Olomouci IGA\_FTK\_2021\_014.

Redakční rada potvrzuje, že rukopis práce splnil ICMJE kritéria pro publikace zasílané do biomedicínských časopisů.

**Conflict of Interest:** The authors declare that the article/manuscript complies with ethical standards, patient anonymity has been respected, and they state that they have no financial, advisory or other commercial interests in relation to the subject matter.

**Publication Ethics:** This article/manuscript has not been published or is currently being submitted for another review. The authors agree to publish their names and e-mails in the published article/manuscript.

**Dedication:** This article was supported by the Palacký University in Olomouc project IGA\_FTK\_2021\_014.

The Editorial Board declares that the manuscript met the ICMJE "uniform requirements" for biomedical papers.

56. Johnson SH, Sprehn G, Saykin AJ. Intact motor imagery in chronic upper limb hemiplegics: evidence for activity-independent action representations. *J Cogn Neurosci* 2002; 14(6): 841–852. doi: 10.1162/089892902760191072.

57. Malouin F, Richards CL, Durand A et al. Clinical assessment of motor imagery after stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2008; 22(4): 330–340. doi: 10.1177/1545968307313499.

58. Yao WX, Ranganathan VK, Allexandre D et al. Kinesthetic imagery training of forceful muscle

contractions increases brain signal and muscle strength. *Front Hum Neurosci* 2013; 7: 561. doi: 10.3389/fnhum.2013.00561.

59. Holmes PS, Collins DJ. The PETTLEP approach to motor imagery: a functional equivalence model for sport psychologists. *J Appl Sport Psychol* 2001; 13(1): 60–83. doi: 10.1080/10413200109339004.

### Poděkování

Autoři článku by rádi poděkovali všem pacientům za jejich ochotu participovat na studii.

*Doručeno/Submitted: 23. 4. 2024*

*Přijato/Accepted: 20. 6. 2024*

**Korespondenční autor:**

**Mgr. Hana Haltmar**

*Katedra přírodních věd v kinantropologii*

*Fakulta tělesné kultury*

*Univerzita Palackého v Olomouci*

*třída Míru 117*

*771 11 Olomouc*

*e-mail: hana.haltmar@upol.cz*