

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Lucie Chytilová

**Vliv představy chůze na svalovou aktivitu u pacientů
po cévní mozkové příhodě**
diplomová práce

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Olomouc 2020

Anotace

Název práce: Vliv představy chůze na svalovou aktivitu u pacientů po cévní mozkové příhodě

Název práce v AJ: Effect of gait imagery on muscle activity in stroke patients

Datum zadání: 2019-01-31

Datum odevzdání: 2020-07-31

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Lucie Chytilová

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Představa pohybu je kognitivní proces mentální simulace pohybu bez jeho reálného vykonání, který je čím dál více zkoumán z důvodu pozitivního vlivu na pohybové funkce u zdravých jedinců, ale především u pacientů, např. po CMP.

Cíl: Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jaký vliv má představa chůze na svalovou aktivitu dolních končetin u pacientů po CMP v porovnání se zdravými jedinci. Dílčím cílem bylo porovnat kvalitu a časové parametry představy chůze u pacientů po CMP a u zdravých jedinců.

Metodika: Výzkumu se zúčastnilo celkem 16 probandů, kteří byli rozděleni do dvou skupin. První skupinu tvořilo 9 pacientů po CMP (průměrný věk 64,3), schopných chůze, bez výrazného kognitivního deficitu, afázie, spasticity, vizuálního deficitu, výrazné poruchy rovnováhy nebo chronické bolesti. Druhá skupina se skládala ze 7 zdravých jedinců (průměrný věk 52,7). V rámci měření byla všem snímána elektromyografická aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně ve stoji během klidové situace, při představě chůze před její realizací a při představě po realizaci chůze.

Výsledky: Byla zjištěna tendence ke snížení svalové aktivity během představy chůze u pacientů po CMP. Nejčastěji docházelo k poklesu aktivity oproti klidovým hodnotám při představě chůze po jejím reálném vykonání. U zdravých jedinců nebyly zjištěny signifikantní změny svalové aktivity. V porovnání skupin byla u pacientů po CMP v porovnání se zdravými jedinci pozorována signifikantně nižší aktivita u několika svalů v situaci představy po realizaci chůze. Neprokázali jsme signifikantní rozdíly kvality a timingu představy mezi skupinami.

Závěr: Představa chůze má vliv na svalovou aktivitu dolních končetin u pacientů po CMP ve smyslu jejího snížení. Nejčastěji je pokles pozorován při představě po realizaci chůze.

Abstrakt v AJ:

Introduction: Motor imagery is a cognitive process of mental simulation of action without real execution of the movement, which is increasingly being investigated because of its positive impact on motor functions of a healthy population, but more importantly of stroke patients.

Purpose: The aim of this paper was to find out if gait imagery has an influence on muscle activity of lower limbs in stroke patients compared to healthy adults. The partial goal was to examine differences in motor imagery ability and temporal features of stroke patients compared to healthy adults.

Methods: The study involved 16 volunteers who were divided into two groups. The first group involved 9 patients after stroke (average age 64,3), able to walk, without significant cognitive impairment, aphasia, spasticity, visual impairment, significant balance impairment or chronic pain. The second group involved 7 healthy adults (average age 52,7). Muscle activity of m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris and m. biceps femoris was monitored bilaterally by electromyography in standing position during rest, imagery before real gait, and imagery after real gait.

Results: Results show a general tendency of muscle activity decrease during gait imagery among stroke patients. Decrease of activity was most common during imagery after real gait compared to rest situation. There wasn't a significant change in muscle activity among healthy adults. Significantly lower activity of few muscles was observed during imagery after real gait in stroke patients compared to healthy adults. There were no significant differences in imagery quality and timing between the two groups.

Conclusion: Gait imagery can have an impact on muscle activity of lower limbs in patients after stroke in terms of decreased activity. The most significant decrease was observed during imagery after real gait.

Klíčová slova v ČJ: představa pohybu, CMP, povrchová elektromyografie, EMG, chůze, terapie, svalová aktivita, představa chůze

Klíčová slova v AJ: Motor imagery, stroke, surface electromyography, EMG, gait, therapy, muscle activity, gait imagery

Rozsah: počet stran 107/ počet příloh 13

Dedikace práce:

Tato práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého IGA_FZV_2019_006 „Vliv rehabilitace na strategii chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě“ (hlavní řešitel PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.).

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením PhDr. Barbory Kolářové, Ph.D. a použila jsem jen bibliografické a elektronické zdroje uvedené v referenčním seznamu.

V Olomouci dne 29.7.2020

Podpis:.....

Poděkování:

Touto cestou bych ráda poděkovala vedoucí mé práce, paní PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D., za vstřícnou a příjemnou spolupráci, cenné připomínky a konzultace. Další poděkování patří paní Mgr. Dagmar Tečové za odbornou pomoc a konzultace při statistickém zpracování dat. Velké poděkování patří mé rodině a nejbližším za podporu a pomoc v průběhu celého studia.

Obsah

Úvod	8
1 Představa pohybu	9
1.1 Dělení představy pohybu	9
1.2 Neurofyziologické aspekty představy pohybu	10
1.3 Představa pohybu a svalová aktivita	13
1.4 Další změny v důsledku představy pohybu	14
1.5 Měření schopnosti představy pohybu	15
1.6 Klinické využití představy pohybu	17
1.6.1 Představa pohybu v souvislosti s motorickým učením	19
2 Chůze	22
2.1 Neurální řízení chůze	23
2.2 Představa chůze	26
3 Cévní mozková příhoda	28
3.1 Představa pohybu po cévní mozkové příhodě	29
4 Povrchová elektromyografie	32
4.1 Princip povrchové elektromyografie	32
4.2 Faktory ovlivňující elektromyografický signál	32
4.3 Zpracování a analýza signálu	33
5 Cíle a výzkumné otázky	35
5.1 Cíle práce	35
5.2 Výzkumné otázky	35
5.2.1 1. Výzkumná otázka – kvalita představy chůze	35
5.2.2 2. Výzkumná otázka – čas představy a reálného vykonání chůze	35
5.2.3 3. Výzkumná otázka – svalová aktivita	36
6 Metodika výzkumu	37
6.1 Charakteristika výzkumné skupiny	37
6.2 Experimentální měření	37
6.2.1 Elektromyografické hodnocení aktivity svalů	38
6.2.1.1 Příprava na měření	38
6.2.1.2 Průběh měření	38
6.3 Zpracování dat	39

6.3.1	Zpracování dat povrchové elektromyografie.....	39
6.3.2	Statistické zpracování	39
7	Výsledky měření	41
7.1	Výsledky k výzkumné otázce č. 1	41
7.2	Výsledky k výzkumné otázce č. 2	42
7.3	Výsledky k výzkumné otázce č. 3	44
8	Diskuze.....	48
8.1	Kvalita představy (1. výzkumná otázka)	48
8.1.1	Kvalita představy u zdravých jedinců	48
8.1.2	Kvalita představy u pacientů po cévní mozkové příhodě.....	49
8.1.3	Porovnání kvality představy mezi zdravými jedinci a pacienty	50
8.2	Čas představy a reálného vykonání chůze (2. výzkumná otázka)	52
8.2.1	Časové parametry u zdravých jedinců.....	52
8.2.2	Časové parametry u pacientů po cévní mozkové příhodě	54
8.2.3	Porovnání časových parametrů mezi zdravými jedinci a pacienty.....	55
8.3	Vliv představy chůze na svalovou aktivitu (3. výzkumná otázka)	55
8.3.1	Svalová aktivita při představě chůze u zdravých jedinců.....	56
8.3.2	Svalová aktivita při představě chůze u pacientů.....	58
8.3.3	Porovnání svalové aktivity mezi zdravými jedinci a pacienty	62
8.4	Přínos pro praxi	63
8.4.1	Možnosti využití představy pohybu v terapii	65
8.5	Limity práce.....	68
	Závěr	71
	Seznam literatury a zdrojů	73
	Seznam zkratk	95
	Seznam obrázků.....	96
	Seznam tabulek	96
	Seznam příloh	97
	Přílohy.....	98

Úvod

Představa pohybu je podle Guillota a Colleta (2010, s. 3) jedna z nejsložitějších operací, kterou lidský mozek dokáže. Předpokládá se, že je součástí širšího jevu pohybové reprezentace, spojeného s jeho přípravou a záměrem. Pohybová představa má stejné vlastnosti jako korespondující pohybová reprezentace, také stejný funkční vztah a roli při generování pohybu (Jeannerod, 1994 in Jeannerod, 1995, s. 1419).

V dnešní době existuje dostatek důkazů, které potvrzují účinnost mentálního tréninku pohybu v představě. Pozitivní dopad byl potvrzen jak u zdravých jedinců (Guillot et al., 2012a), tak u jedinců s motorickým deficitem (Lotze et Halsband, 2006). Kromě toho je pohybová představa využívána při tréninku sportovců (Driskell et al., 1994 a Murphy, 2008 in Guillot a Collet, 2010, s. 11), hudebníků (Meister et al., 2004) nebo chirurgů (Rogers, 2006). Možné využití má také v terapii fantomových bolestí (Colmenero et al., 2018) nebo u pacientů s neurologickými poruchami a neuromuskulárním deficitem (Braun et al., 2006; Jackson et al., 2001; Sharma, Pomeroy a Baron, 2006).

Velký potenciál má mentální trénink na poli neurorehabilitace. Trénink pohybové představy se jeví jako účinná metoda v terapii pacientů po cévní mozkové příhodě (dále CMP) (Oostra et al., 2015). Ideální se zdá být kombinace běžné fyzické terapie a tréninku pohybové představy s observací (sledováním pohybu), kdy dochází k aktivaci systému zrcadlových neuronů (Jeannerod, 2001, Mulder, 2007, Gatti et al., 2013).

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv představy chůze na aktivitu svalů dolních končetin pomocí povrchové elektromyografie (dále EMG) u pacientů po CMP v porovnání se zdravými jedinci podobné věkové kategorie. Dílčími cíli bylo posouzení kvality a časových parametrů představy mezi zdravými jedinci a pacienty po CMP.

K vyhledávání odborných článků ke splnění cílů práce byly využity databáze Pubmed, Science direct, Scopus, a Web of science. Vyhledávané články byly publikovány v časovém rozmezí od 1. ledna 2010 do 1. ledna 2020. Pro vyhledávání v odborných databázích byla použita tato klíčová slova: motor imagery, stroke, surface electromyography, EMG, gait, therapy, muscle activity. Celkem bylo vyhledáno a použito 209 zdrojů, z toho 194 studií v anglickém jazyce a 4 v českém jazyce, zbylých 11 zdrojů představuje tištěnou odbornou literaturu.

1 Představa pohybu

Představa pohybu je čistě kognitivní proces, který může být definován jako vědomá mentální simulace jednoduchých či složitých pohybů bez reálného vykonání pohybu (Porro et al., 1996, s. 7688). Guillot a Collet (2010, s. 3) definují představu pohybu jako dynamický mentální stav, kdy reprezentace motorického aktu nebo pohybu probíhá v pracovní paměti bez zjevného motorického výstupu. Schopnost vytváření mentálních představ předmětů a událostí nám umožňuje chovat se správně vzhledem k podmínkám prostředí, ve kterém se právě nacházíme.

Představy se skládají z vnitřní reprezentace stejného typu jako během počáteční fáze reálného vnímání dané modality (Kosslyn, Ganis a Thomas, 2001 in Guillot a Collet, 2010, s. 3). Vznikají na základě paměťových stop a jejich vzájemného kombinování. Při představě pohybu je nutno vnímat danou činnost jako akci vlastního těla a jeho vnitřních sil, nikoliv jako akci vyvolanou působením zevních sil (Jeannerod, 1995, s. 1420).

Představa pohybu v podstatě vyžaduje vědomou aktivaci částí mozku účastnících se přípravy a vykonání pohybu a zároveň volní inhibici reálného pohybu (Lotze a Cohen, 2006, s. 137).

1.1 Dělení představy pohybu

Pohybová představa se nejčastěji dělí na 2 hlavní typy, a to na představu vizuální a kinestetickou (Kosslyn, Ganis a Thomas, 2001 in Guillot et Collet, 2010, s. 3). Kinestetická představa zahrnuje vnímání a cítění pohybu, svalových kontrakcí a proprioceptivních změn (Decety, 1996, s. 87). U kinestetické představy je pohyb prožíván z pohledu první osoby (Mahoney a Avener, 1977, s. 137). Při vizuální pohybové představě je subjekt divákem a “pozoruje” buď sám sebe okem jiné osoby, nebo jinou osobu, jak provádí danou činnost.

Dalším možným rozdělením je představa externí a interní. Interní představa je často spjata s představou kinestetickou, je tedy prožívána z pohledu první osoby. Externí představa pohybu koresponduje s vizuální představou, probíhá tedy z pohledu třetí osoby, kdy člověk pozoruje sám sebe provádět pohyb (Mizuguchi et al., 2012, s. 103-104).

Jeannerod a Frak (1999, s. 735) uvádějí rozdělení představy pohybu na explicitní (vědomá pohybová reprezentace) a implicitní (nevědomá reprezentace pohybu). Implicitní představa je často zapojena v mentální představě rotačních úkolů, kdežto explicitní představa je vytvářena při specifické instruktáži osoby k mentální simulaci určité akce (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61).

1.2 Neurofyziologické aspekty představy pohybu

Představa pohybu je běžně nevědomý proces, který probíhá při vytváření plánu pohybu. Možná je ale i jeho vědomá kontrola, kdy je výsledkem vědomá reprezentace daného pohybu. Předpokládá se, že má téměř stejné vlastnosti jako korespondující pohybová akce a roli při jejím generování (Jeannerod, 1994 in Jeannerod, 1995, s. 1419). Lze tvrdit, že kinestetická představa pohybového vzoru je doprovázena podobným inervačním vzorem jako jeho reálné vykonání (Hale, 1982, s. 385). Podobnost představy s plánováním a vykonáním reálného pohybu je hlavním důvodem jejího možného využití v rehabilitaci motorických poruch.

Představa, observace a imitace pohybu jsou reprezentovány stejnými základními motorickými okruhy jako exekuce pohybu. Pojítkem je tzv. systém zrcadlových neuronů, který poskytuje dodatečný nebo alternativní zdroj informací pro motorický trénink při zotavování se např. po CMP (Garrison, Winstein et Aziz-Zadeh, 2010, s. 409).

Hlavním rozdílem mezi představou pohybu a vykonáváním pohybu je inhibice motorických povelů při představě, ačkoliv není přesně známo, jak a na jaké úrovni k ní dochází (Guillot et al, 2012a, s. 9). Během přípravy pohybu dochází fyziologicky k masivní inhibici na spinální úrovni, konkrétně k poklesu spinálních reflexů, což slouží jako určitá ochrana motoneuronů před předčasnou realizací pohybu (Bonnet a Requin, 1982, s. 90). Při představě pohybu jsou excitační motorické výstupy vyvažovány paralelními výstupy z jiných (nepřímých) motorických kortikálních oblastí, které motoneurony pouze částečně polarizují. Vzor spinální excitability během představy je bližší mechanismu reálného provedení pohybu než jeho přípravě (Jeannerod, 1995, s. 1425).

Studie založené na sledování mozkové aktivity a činnosti pomocí zobrazovacích metod prokazují podobnost mezi představou a vykonáním pohybu (Decety, 1996; Decety et al., 1994; Gerardin a kol., 2000; Porro a kol., 1996, Guillot et al, 2012a). Při představě pohybu dochází nejčastěji k aktivaci premotorického kortexu, suplementární motorické oblasti (dále SMA), dorzolaterálního prefrontálního kortexu, spodní části frontálního kortexu, mozečku, bazálních ganglií (dále BG) a zadní části parietálního kortexu (de Vries a Mulder, 2007, s. 7).

Zapojení mozkových sítí během představy pohybu je závislé na několika faktorech, jako jsou typ představovaného pohybu, schopnost představy pohybu, instrukce, aj. V meta-analýze Héту et al. (2013, s. 941) identifikovali obecnou mapu sítě představy pohybu. Při představování si pohybu z pohledu první osoby dochází k zapojení velké fronto-parietální sítě. Navíc se aktivují subkortikální a mozečkové regiony. Zapojení některých motorických areí hrajících

roli v reálném motorickém pohybovém chování odpovídá pohledu na představu pohybu jako na aktivaci motorického programu bez motorického výstupu.

Premotorické regiony hrají roli zejména v plánování, programování, ale i samotném vykonání pohybového aktu. Jejich zapojení naznačuje nutnost motorického plánování a přípravy i během představy pohybu. Důkazem může být i fakt, že vykonání určitého pohybu často trvá stejně dlouho jako jeho představa (Guillot a Collet, 2005b, s. 17).

SMA se při představě pohybu uplatňuje pravděpodobně v rámci vizuálně-prostorové transformace, např. při úkolech mentální rotace objektů (Leek a Johnston, 2008 in Héту et al., 2013, s. 942). Při takových úkolech je testovanému ukázána např. ruka z určitého úhlu pohledu a testovaný musí co nejdříve odpovědět, zda se jedná o levou, nebo pravou končetinu, aniž by se přitom díval na vlastní ruce (Parson et al., 1995, s. 54-58). Splnění takového úkolu vyžaduje motorickou simulaci, při které hraje SMA důležitou roli (Zacks, 2008 in Héту et al., 2013, s. 942).

Parietální kortex je důležitou částí pro senzoricou integraci. Má velké množství projekcí do rozmanitých částí mozku, např. premotorických oblastí a motorického kortexu. Hraje roli zejména při exekuci pohybu. Důležitá je jeho funkce kontroly pohybu při dostupnosti vizuálních informací. Parietální kortex má také roli ve vyšších kognitivních a motorických funkcích (Fogassi a Luppino, 2005, s. 629). Jeho aktivace při představě pohybu pravděpodobně reflektuje vyšší kognitivní funkce jako zvolení přístupu k cíli pohybu, díky kterému je možné plánovat simulovaný pohyb během představy (Héту et al., 2013, s. 942).

S jistotou nebyla prokázána aktivace primární motorické oblasti během představy pohybu (dále M1). V některých studiích byla její aktivita zaznamenána, ale výrazně menší intenzity než při samotném provedení pohybu (Hallett et al., 1994 in Jeannerod, 1995, s. 1424). Dle Lotze a Zentgrafa (2010, s. 10) může být aktivita M1 diferencovaně ovlivněna instrukcemi a schopností představy pohybu. Dle Kasesse et al. (2008, s. 836) k inhibici aktivity M1 během představy pohybu může významně přispět aktivace SMA.

Rozdílná je mozková aktivita během představy kinestetické a vizuální. Ukazuje se, že jsou tyto typy představy zprostředkované samostatnými neurálními systémy. Jinak se podílejí na procesu motorického učení a při neurorehabilitaci. Při vizuální představě jsou aktivovány predominantně okcipitální region a superiorní části parietálního laloku (Guillot et al., 2009, s. 2168-2169). Při kinestetické představě pohybu je vyšší aktivita pozorována ve strukturách spojených s plánováním a exekucí pohybu a také v inferiorních částech parietálního laloku, konkrétněji v parietálním kortexu, somatosenzorickém kortexu, frontální motorické arei, BG,

mozečku, dorzolaterálním prefrontálním kortexu a superiorním temporálním gyru (Grèzes a Decety, 2001, s. 1-19; Buccino, Solodkin a Small, 2006, s. 55-63).

Ehrsson, Geyer a Naito (2003, s. 3304) zkoumali zapojení motorického kortexu při představě pohybu různých částí těla. Při představě pohybu ruky se aktivovaly zejména oblasti reprezentující oblasti ruky, tedy kontralaterální motorický kortex, kontralaterální dorzální premotorický kortex, kaudální cingulární motorická area a nejvíce ventrální část SMA. Při představě pohybu nohy se více aktivovaly zóny reprezentující nohu v posteriorní části kontralaterální SMA a kontralaterálním primárním motorickým kortexu. Výsledky jejich studie poukazují na vztah obsahu pohybové představy a aktivace specifických somatotopických částí motorického kortexu.

Na rozdílných mozkových sítích je založena i představa pohybu horních a dolních končetin, včetně chůze. V případě představy pohybu horních končetin (dále HKK) se vyskytuje konzistentní aktivita zejména v oblastech premotorického kortexu, zatímco u představy pohybu dolních končetin (dále DKK) a chůze se zapojují SMA, mozeček, putamen a parietální regiony (Héту et al., 2013, s. 944).

Zkoumán je také vliv představy pohybu na kortikospinální excitabilitu. Barker et al. (1985 in Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 62) prezentovali neinvazivní technologii transkraniální magnetické stimulace (dále TMS), sloužící ke stimulaci částí kortexu za pomoci magnetického pole, jehož působením dochází k aktivaci neuronů. Mimo jiné se TMS využívá pro sledování kortikální excitability. Krátkou stimulací částí M1 reprezentujících specifickou část těla se aktivuje kortikospinální dráha a v odpovídajícím svalu na kontralaterální straně těla je vyvolána odpověď, nazývaná motor-evoked potential (dále MEP). Pomocí TMS lze zkoumat neurální síť, které stojí za specifickým chováním, včetně pohybových představ. Nejčastěji je jako ukazatel kortikospinální excitability zkoumána amplituda MEP během umístění TMS nad M1 (Rossini et al., 1999 in Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 63). Během představy pohybu bylo pozorováno zvýšení amplitudy MEP v relaxovaných svalech kontralaterálně od místa stimulace oproti klidovému stavu. Nárůst odráží facilitaci kortikospinálního traktu, která vzniká snížením kortikálního motorického prahu daného svalu a zapojením většího počtu motorických neuronů v důsledku představy (Kasai et al., 1997 in Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 63). Tato změna amplitudy MEP je pozorována pouze během samotného trvání představy a jenom ve svalech, které mají funkční souvislost s představovaným pohybem (Marconi et al., 2007, s. 1766). Facilitace je svalově, časově a obsahově specifická. Stinear et al. (2006, s. 163) uvádí, že k modulaci kortikomotorické excitability na supraspinální úrovni dochází pouze u představy kinestetické.

Li et al. (2004, s. 9674-9680) prokázali efekt pohybové představy na spinální segmentální excitabilitu. U 9 zdravých dospělých dobrovolníků, kteří si měli představovat sérii pohybů flexe a extenze prstů, došlo k podprahové aktivaci spinálních motoneuronů. Vliv pohybové představy na spinální struktury zkoumali i Grosprêtre et al. (2016, s. 1279–1288). Autoři měřili amplitudy MEP, cerviko-medullární evokované potenciály (dále CMEP) a H-reflex m. flexor carpi radialis a m. triceps surae u zdravým mladých jedinců v klidu a při představě maximální volní kontrakce. Za statických podmínek došlo k facilitaci kortikospinální (navýšení MEP) i cerviko-medullární (navýšení CMEP), ale nebyly pozorovány změny Ia-alfa synaptické excitability (H-reflex beze změny). Dle autorů dochází během pohybové představy k podprahové aktivaci kortikospinální dráhy až k míšním strukturám, ale bez aktivace alfa-motoneuronů. Obdobné zvýšení excitability spinálních neurálních funkcí v důsledku představy pohybu zaznamenali i Fukumoto, Bunno a Suzuki (2016, s. 3416–3420).

1.3 Představa pohybu a svalová aktivita

Během představy pohybu je v některých případech možné pozorovat změny svalové aktivity. Většina autorů však uvádí, že jsou změny značně nekonstantní (Dickstein, 2005, s. 475; Kobelt, Wirth a Schuster-Amft, 2018, s. 8-11; Peikenkamp a Stief, 2012, s. 246). Jako první zaznamenal zvýšení aktivity svalů končetin zahrnutých do představovaného pohybu Jacobson (1931 in Jeannerod, 1995, s. 1422). Zvýšení amplitudy EMG signálu svalů předloktí během představy zvedání závaží pozoroval i Shaw (1940 in Lotze a Halsband, 2006, s. 387). I Bakker, Boschker a Chung (1996, s. 313) pozorovali navýšení aktivity, a to pouze na HK zapojené do představy.

Specifickou skrytou neuromuskulární aktivitu během představy pohybu zkoumali Livesay a Samaras (1998, s. 373). Třicet probandů mělo vykonat nejprve představu maximálního stisku gumového míče velikosti dlaně po dobu 1 minuty a poté si po dobu 1 minuty představovat zapadající slunce. Během představy stisku míče došlo k signifikantnímu navýšení EMG aktivity předloktí dominantní HK. Při představě západu slunce nebyla pozorována žádná změna svalové aktivity. Změny svalové aktivity tedy doprovází pouze kinestetickou představu.

EMG aktivitu ovlivňuje i perspektiva představovaného pohybu. Hale (1982, s. 379-387) zkoumal 48 univerzitních studentů, kteří si měli představovat tzv. bicepsový zdvih (provedení flexe v lokti s činkou). Jedna skupina si měla představovat pohyb z pohledu první osoby (interní představa), druhá z pohledu třetí osoby (externí představa). Během interní představy byla pozorována signifikantně vyšší svalová aktivita na EMG než během externí představy. Pro

klinické využití v rámci mentálního tréninku je tak interní kinestetická představa z pohledu první osoby zřejmě výhodnější.

Ve změnách svalové aktivity se odráží i náročnost představovaného pohybu. Bakker, Boschker a Chung (1996, s. 313-324) zkoumali aktivitu m. biceps brachii během představy zvedání závaží. Probandi si měli představovat zvedání závaží vážícího 4,5 kg a 9 kg pouze jednou HK. Vyšší EMG aktivita byla zřejmá při představě zvedání těžšího závaží. Signifikantní navýšení EMG signálu všech svalů, které odpovídalo vyšší mentální náročnosti úkolu, pozorovali i Guillot et al. (2007, s. 18). Výsledky ukazují, že s vyšší náročností představy se nejspíš zvyšuje i doprovodná EMG aktivita.

Sporná je souvislost mezi stupněm motorické dovednosti a zvyšováním EMG aktivity při její představě. Jowdy a Harris (1990, s. 191-201) zkoumali svalovou aktivitu při představě žonglování u 2 skupin mužů ve věku 18-24 let. Testovaní byli rozděleni na základě jejich schopnosti žonglovat na méně a více pokročilé. U probandů obou skupin bylo zaznamenáno signifikantní zvýšení EMG aktivity na HKK při 15 sekund trvajících úsecích představy žonglování, nicméně nebyl signifikantní rozdíl mezi první a druhou skupinou.

Guillot et al. (2007, s. 24) testovali rozdíly při představě pohybu s využitím různých druhů kontrakcí. Třicet probandů s dominantní pravou HK bylo požádáno, aby nejprve reálně a následně v představě zvedali činku s využitím silné koncentrické (80 % 1RM), lehké koncentrické (40 % 1RM), izometrické a excentrické kontrakce. Snímána byla aktivita 9 svalů dominantní HK. Naměřená podprahová EMG aktivita byla vyšší u představy pohybu s využitím silné koncentrické kontrakce oproti lehké koncentrické. Nejnižší aktivita byla naměřena u představy excentrické kontrakce. Tyto výsledky korelují s EMG aktivitou pozorovanou během reálního provedení různých typů kontrakce.

Wehner, Vogt a Stadler (1984, s. 389) pozorovali podobnost frekvenčních charakteristik EMG při představě a při vykonání pohybové akce. Dle autorů jsou během mentálního tréninku v představě pozorovány úkolově specifické frekvence EMG.

1.4 Další změny v důsledku představy pohybu

Během pohybové představy dochází i k reakcím na úrovni autonomního nervového systému. Příkladem jsou změny srdeční a dechové frekvence, i přestože nedochází k reálnému pohybu (Decety et al. 1993, s. 562). Vegetativní projevy se proporcionalně zvyšují s rostoucí intenzitou představovaného pohybu (Decety et al., 1991, s. 418-423).

Trénink představy pohybu má vliv i na svalovou sílu. Yue a Cole (1992, s. 1120-22) prokázali zvýšení maximální volní kontrakce (MVC) o 22 % v důsledku tréninku představy

pohybu. Po absolvování fyzického tréninku se svalová síla zvýšila o necelých 30 %. Zlepšení silových schopností v důsledku představy pohybu prokázali také Ranganathan et al. (2004, s.944-56). Dvě skupiny dobrovolníků absolvovaly 12týdenní mentální trénink trvající 15 minut, 5x týdně. První skupina si měla během mentálního tréninku představovat abdukci malíku ruky, druhá flexi lokte. Pohyb v představě měl být prováděn maximální silou. U obou skupin došlo v důsledku mentálního tréninku k signifikantnímu zlepšení síly.

Změny v důsledku mentálního tréninku jako zlepšení svalové koordinace, zvýšení náboru a aktivace svalů zainteresovaných do daného pohybu souvisí s neurální adaptací (Sale et al, 1988). Jako důkaz neurální adaptace svalu slouží i vyšší aktivita agonistů na EMG při reálném provedení pohybu (Komi et al. 1978; Häkkinen et Komi, 1983 in Lebon, Collet a Guillot, 2010, s. 1680). Neurální změny se týkají především úrovně programování pohybu, motorické přípravy nepřímých motorických oblastí kortexu a kortikální reorganizace v rámci neuroplasticity (Yue a Cole, 1992, s. 1121).

Představa pohybu má i vliv na rychlost prováděného pohybu, např. Gentili, Papaxanthis a Pozzo (2006, s. 767-7699) prokázali zrychlení provedení 3D pohybu HK v důsledku mentálního tréninku. Konkrétně došlo k celkovému zkrácení trvání pohybu ruky a navýšení vrcholné akcelerace. Výsledky studie podporují myšlenku, že samotná představa pohybu může zlepšit provedení určité pohybové akce. Výraznější zvýšení rychlosti provedení pohybu bylo prokázáno u dominantní končetiny (Gentili a Papaxanthis, 2015, s. 238).

Představa pohybu má pravděpodobně vliv i na posturální kontrolu. Lemos, Rodrigues a Vargas (2014, s. 101) zkoumali změny asociace EMG a COP (center of pressure), tedy působíště vektoru reakční síly podložky (Winter, 1995 in Vařeka a Vařeková, 2009, s. 120) při kinestetické a vizuální představě zvednutí se na špičky. Pomocí srovnání aktivity zaznamenané na EMG a COP lze určit posturální aktivitu. Během kinestetické představy pohybu došlo ke zvýšení předozadních posturálních výchylek a ke zvýšení časového propojení EMG a COP. U vizuální představy a představy zpěvu písničky změny posturálních výchylek a změny asociace EMG-COP nebyly prokázány.

1.5 Měření schopnosti představy pohybu

Jelikož je představa pohybu čistě kognitivní proces, je poměrně těžké jí individuálně zhodnotit z pohledu kvality i kvantity. Snížená schopnost představy může negativně ovlivnit efektivitu mentálního pohybového tréninku. Proto je vhodné před zařazením pohybové představy do terapie nebo tréninku každého jedince individuálně otestovat, k čemuž se využívají 3 způsoby – dotazníky, mentální chronometrie a počítačové úkoly testující mentální rotace

(De Vries a Mulder, 2007, s. 10). V klinické praxi je vhodné testování více aspektů představy pohybu a využití kombinace různých způsobů. Cílem je získání co nejlepšího obrazu individuální schopnosti představy daného jedince pro nastavení terapie pohybu v představě tak, aby z ní co nejvíce benefitoval (Malouin et al., 2008b, s. 311).

Nejsnazší formou je testování schopnosti představy pohybu pomocí dotazníkového šetření. Nejčastěji používané dotazníky jsou Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ), Motor Imagery Questionnaire (MIQ) nebo Vividness of Movement Imagery Questionnaire (VMIQ). KVIQ a jeho zkrácené formy (KVIQ-20, KVIQ-10) lze využít u zdravých jedinců i jedinců s fyzickou disabilitou (Malouin et al., 2007, s. 29). MIQ je založen na subjektivním hodnocení schopnosti kinestetické i vizuální představy pohybu. Testovaný jedinec nejprve provede pohyb a potom si ve stejné výchozí pozici představuje pohyb buď z první, nebo třetí osoby. Následně schopnost představy zhodnotí na škále 1-7, kdy 7 = nejsnazší a 1 = nejobtížnější (Hall, Pongrac a Buckholz, 1985; Hall a Martin, 1997 in Gregg, Hall a Butler, 2010, s. 250). Často se využívá i zkrácený dotazník Revised Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R) (Hall & Martin, 1997 in Butler et al., 2012, s. 2). MIQ-R může být nevyhovující pro jedince s motorickým deficitem (Walsh, Jones a McCabe, 2015, s. 156), jelikož ve dvou úkolech musí testovaný vyskočit do vzduchu. Proto se u pacientů po CMP využívá spíše MIQ-RS, který je pozměněn. Dle Butlera et al. (2012, s. 8) je MIQ-RS považován za reliabilní způsob testování schopnosti představy pohybu u pacientů po CMP.

Využití dotazníků u pacientů po CMP může být komplikované z důvodu možného kognitivního deficitu a komplikací spojených s poškozením mozku, které znesnadňují interpretaci výsledků (De Vries a Mulder, 2007, s. 10). Problémem dotazníkového šetření je určitá neobjektivita takto získaných výsledků (Sharma, Pomeroy a Baron, 2006, s. 1943). Bylo ale prokázáno, že skóre dosažené v MIQ může předpovídat počet opakování, který bude jedinec potřebovat k naučení se pohybu (Goss, Hall, Buckolz et Fishburne, 1986 in McAvinue et Robertson, 2008, s. 237) nebo jaká bude přesnost provedení pohybu (Hall, Buckolz et Fishburne, 1989 in McAvinue et Robertson, 2008, s. 237).

Potencionální možností určitého zhodnocení schopnosti představy pohybu je tzv. Controllability of Motor Imagery Scale. Testování jedinci dostávají sérii instrukcí specifických jednoduchých pohybů, které vykonávají v představě a na konci musí uhodnout pozici, která vznikne jejich kombinací (Naito, 1994, s. 479-481). Na podobném principu funguje i Test of Ability in Movement Imagery (Madan et Singhal, 2013, s. 153).

Jako další testovací metoda se využívá tzv. mentální chronometrie (Guillot a Collet, 2005b, s. 10; McAvinue a Robertson, 2008, s. 240). Jedná se o odvození časového průběhu

zpracování informací v nervovém systému, tedy dobu průběhu kognitivního procesu (Donders, 1969 in Bakker et al., 2007, s. 498). Bylo prokázáno, že testovaným trvá téměř stejný čas představit si chůzi k určitému cíli před nimi a vykonat tuto akci (Decety a Jeannerod, 1995, s. 132-133; Guillot et al., 2012b, s. 7) nebo představit si psaní věty a její reálné napsání (Decety a Michel, 1989 in McAvinue a Robertson, 2008, s. 241). Bylo také zjištěno, že doba trvání představy pohybu se prodlužuje úměrně s rostoucí složitostí úkolu (Decety, 1991; Bakker et al., 2007). Delší doba trvání je dle Jeanneroda (1995, s. 1421) spojena s vyšším množstvím zpětnovazebných informací, které jsou zpracovány za účelem vyšší přesnosti představy.

Poslední možností je testování představy pomocí počítačových úkolů a testů mentální rotace. Testování přesnosti představy pohybu tímto způsobem je nejtěžší a nejnáročnější z pohledu nutného vybavení a technologie (Malouin et al., 2008a, s. 330). Nejčastěji se k testování využívají úkoly mentální rotace a laterality, kdy je subjektům ukázán obrázek ruky nebo nohy z různých úhlů pohledu. Úkolem testovaného je co nejrychleji a správně říct, zda se jedná o pravou nebo levou končetinu (Parson et al., 1995, s. 54-58). Při testování nesmí jedinci k určování výsledků využívat pohled na vlastní části těla nebo jejich pohyb. Tento typ testování se nazývá Hand/foot laterality judgement task (Parson, 1987 in de Vries et al., 2013, s. 156).

1.6 Klinické využití představy pohybu

Pozitivní efekt představy pohybu na motorický výkon, svalovou sílu, koordinaci pohybu, motorické učení apod. byl potvrzen jak u zdravých jedinců (Guillot et al., 2012a, s. 1-18), tak u jedinců s motorickým deficitem (Lotze et Halsband, 2006, s. 135-140). Pohybová představa jako tréninková metoda je hojně využívána ve sportovní oblasti (Driskell, Copper a Moran, 1994; Murphy, 1944; Murphy, 2008 in Guillot a Collet, 2010, s. 1686; Wang et al., 2014; Holmes a Wright, 2017; Romano Smith et al., 2019), u hudebníků (Meister et al., 2004; Bernardi et al. 2013) nebo chirurgů (Rogers, 2006). Možné využití má i v terapii fantomových bolestí (Colmenero et al., 2018) nebo u pacientů s neurologickými poruchami či jiným motorickým deficitem (Braun et al., 2013; Jackson et al., 2001; Sharma, Pomeroy a Baron, 2006).

Výsledky dosavadních studií ukazují představu pohybu jako další terapeutickou techniku využitelnou v procesu rehabilitace. Může vést k funkčnímu zlepšení pacientů s pohybovým deficitem nebo určitému snížení bolesti u pacientů s chronickými bolestivými stavy jako jsou fantomové bolesti po amputacích či míšních lézích nebo bolesti u revmatoidní artritidy (Walsh, Jones a McCabe, 2015, s. 156-157). Výhodou je její jednoduchost (lze provést

téměř kdykoliv a kdekoliv) a absence fyzické únavy nebo bolesti v jejím průběhu a po jejím provedení.

Proces imaginace není závislý na schopnosti reálně vykonat pohyb, ale spíše na centrálních mechanismech zpracování a plánování pohybu. Lze jej tedy využít i u imobilních jedinců. Centrální aktivita při představě je podobná reálnému vykonání pohybu a může tak facilitovat organizaci centrálních motorických příkazů (Lotze a Cohen, 2006, s. 137). Mozková plasticita pozorovaná během motorického učení v důsledku fyzického tréninku je zřejmá i během pouhé představy pohybu (Lafleur et al., 2002, s. 151).

Je prokázáno, že mentální trénink má na pohybovou dovednost lepší vliv než žádný trénink (Richardson, 1967 in Feltz et Landers, 1983, s. 41). Kombinace představy pohybu s konvenční pohybovou terapií má prokazatelně vyšší účinnost na pohybové funkce pacientů v subakutním stádiu CMP než samotný fyzický trénink (Oostra et al., 2015, s. 204-209). Velmi dobrý efekt má představa pohybu a observace v kombinaci s fyzickým tréninkem. Jedinci s takto strukturovanou terapií vykazují lepší výsledky než jedinci s pouhým fyzickým tréninkem (Ertelt et al. 2007, s. 164). Benefity a pozitivní vliv tréninku představy pohybu spojeného s akční observací na motorické učení prokázali i Romano Smith et al. (2019, s. 1917). Jedinci trénující hod šipkou na terč v představě vykazovali zlepšení pohybového výkonu z pohledu kinematické analýzy i nižší aktivitu m. biceps a triceps brachii na EMG během reálného provedení pohybu, což vypovídá o jeho větší efektivitě.

Využití krátké představy může pomoci k následnému lepšímu vykonání pohybu. Pacienti, kteří mají problém vykonat specifickou pohybovou činnost, by si měli těsně před reálným pohybovým tréninkem tuto činnost několikrát zopakovat v představě (Dickstein a Deutsch, 2007, s. 947).

Možný přínos nabízí představa pohybu i v moderních technologiích, které mají v rehabilitaci pacientů s pohybovým deficitem velký potenciál. Page, Levine a Hill (2014) zmiňují, že většina elektrostimulačních zařízení je řízeno pomocí zbytkové aktivity v paretických svalech. Existují však i zařízení, která jsou řízena svalovou aktivitou během mentálního tréninku s využitím představy požadovaného pohybu. EMG aktivita musí dosáhnout určité prahové úrovně, která se individuálně u paretických svalů pacientů při představě pohybu testuje a trénuje. Podle autorů byl představou generovaný EMG signál všech testovaných pacientů dostatečný k využití pro tento typ elektrostimulačního zařízení.

1.6.1 Představa pohybu v souvislosti s motorickým učením

Zkušenosti získávané v průběhu života mohou modifikovat strukturu mozku díky tzv. neuroplasticitě. Neuroplasticita je schopnost nervové tkáně měnit se a přizpůsobovat se v závislosti na měnících se podmínkách. V reakci na změny zevních a vnitřních podmínek se neustále mění lokální kortikální spoje a specifická odpověď na daný podnět. Dochází k procesu kortikální reorganizace, především v hippocampu a mozečku (Vander, Sherman a Luciano, 1990 s. 720). Tato schopnost dynamické reorganizace nervového systému je důležitá v procesu učení, paměti a zotavování se po neurologických poškozeních. Široce se tak uplatňuje v procesu rehabilitace (Mulder, 2007, s. 1266).

Během fyzického tréninku dochází v rámci neuroplasticity k sensorimotorickým úpravám, které jsou výsledkem integrace informací z vnitřního i vnějšího prostředí. Tyto informace jsou nutné pro vytvoření a modulaci motorických programů v reálném čase. Stejný proces je pozorován u tréninku pohybu v představě, a to i přes chybějící reálné vykonání daného pohybu. K vytvoření neurální reprezentace představovaného pohybu integruje motorický kortex interní (kinestetické, haptické) i externí (vizuální, prostorové) informace. Tento fakt nepřímo vypovídá o uplatňování kortikální plasticity i během pouhého mentálního tréninku, může tak vysvětlovat jeho přínos během motorického učení (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 63-67).

Jeden z prvních výzkumů zabývajících se plastickými změnami v důsledku mentálního tréninku pohybu prezentovali Pascual-Leone et al. (1995, s. 1037-45). Autoři zkoumali studenty hry na klavír. Pomocí TMS zmapovali kortikální motorické oblasti zodpovědné za pohyb kontralaterálních dlouhých flexorů a extenzorů prstů ruky. Následně měli dobrovolníci po dobu 5 dnů každý den 2 hodiny trénovat opakované pohyby pěti prsty v doprovodu metronomu, první skupina reálně, druhá skupina v představě. U každého probanda probíhalo každodenní TMS mapování motorických oblastí odpovídající flexorům a extenzorům ruky. Pouhá představa vedla k podobným plastickým změnám motorického systému jako reálný trénink pohybu. Výsledky navíc prokázaly signifikantní zlepšení reálného výkonu představovaného pohybu na základě samotného mentálního tréninku, i když zlepšení bylo výrazně menší než u skupiny, která pohyb prováděla reálně. Samotný mentální trénink zřejmě podporuje modulaci neurálních okruhů zapojených během časných fází motorického učení a přináší výhody pro další učení pohybových dovedností i s minimálním fyzickým tréninkem.

Avanzino et al. (2015, s. 1) testovali kortikální plasticitu M1 při mentálním a reálném tréninku co nejrychleji prováděné opakované opozice palce. Kromě zrychlení pohybu byla zjištěna také probíhající kortikální reorganizace a posílení synaptické konektivity v důsledku

mentálního tréninku. Kortikální reorganizace vlivem tréninku pohybu v představě byla potvrzena i studií Jacksona et al. (2003, s. 1133-1141), která posuzovala hemodynamické změny v mozku pomocí PET scanu. Výsledky ukazují, že učení se pohybovému úkolu pomocí představy vyvolává podobné funkční změny mozku jako fyzický trénink. Konkrétně dochází ke zvýšení aktivity orbitofrontálního kortexu a snížení aktivity mozečku.

Rozdílnost mezi pacienty po CMP a zdravými jedinci zkoumali Lee et al. (2015, s. 635-645). U zdravých jedinců se během motorického učení pomocí představy pohybu kortikální aktivita snižovala v oblasti frontálního kortexu a prefrontální oblasti (okruh BG). U pacientů po CMP bylo více zřejmé zapojení prefrontální sítě. Pacienti po CMP dle Meehana et al. (2011, s. 290) během motorického učení zřejmě více spoléhají na kompenzační dráhy a aktivitu prefrontálního kortexu.

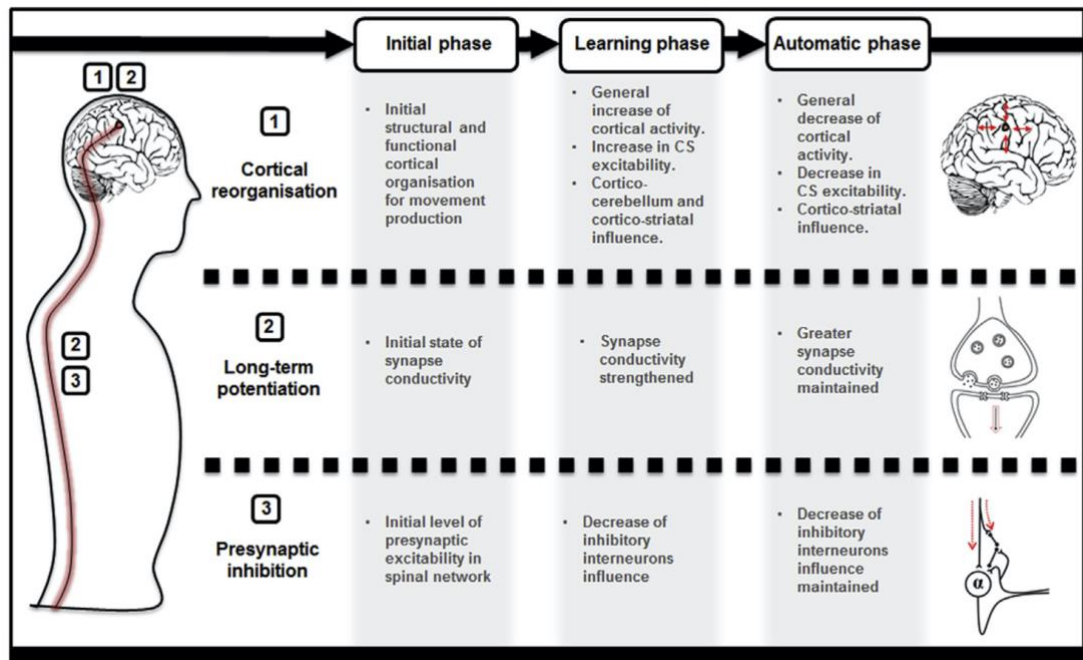
Hovington a Brouwer (2010, s. 851-857) zkoumali zapojení kortikospinální dráhy během představy pohybu u pacientů po CMP za doprovodu zvukových a zrakových stimulů. Jejich výsledky naznačují, že trénink představy pohybu s doprovodnými vizuálními nebo zvukovými podněty zvyšuje kortikospinální excitabilitu u zdravých i paretických svalů, které jsou zapojené do provedení představovaného pohybu a přispívá tak k facilitaci kortikální reorganizace.

Cicinelli et al. (2006, s. 247-253) zkoumali změny excitability v postižené a nepostižené hemisféře při představě pohybu prstů u pacientů v subakutní fázi CMP. Autoři zaznamenali navýšení aktivity v oblasti postižené hemisféry reprezentující pohyb prstů jako důsledek představy pohybu. Toto navýšení částečně upravovalo i asymetrickou aktivitu hemisfér viditelnou v klidu. Představou vyvolaná excitabilita byla specifická pro primární sval vykonávající představovaný pohyb, a to bez vztahu k lokalizaci léze. Představa pohybu tak dle autorů signifikantně navyšuje kortikospinální excitabilitu postižené hemisféry.

V průběhu motorického učení s využitím mentálního tréninku představy pohybu dochází v prvních týdnech k navýšení kortikospinální excitability i tzv. kortikální mapy reprezentující svaly zapojené do představovaného pohybu. Ve fázi automatizace dochází naopak ke snížení excitability. Jako první se při fázi generalizace aktivují kortiko-cerebellární a kortiko-striální sítě (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-71).

Na korové i podkorové úrovni nejspíš probíhá proces dlouhodobé potenciace, který posiluje synaptická spojení (Nicoll et al., 1988 in Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 70). Podprahový motorický výstup vznikající během představy pohybu může posílit citlivost a vodivost synapsí kortikospinální dráhy (Avanzino et al., 2015, s. 7). Na spinální úrovni může být facilitována vodivost signálu snížením presynaptické inhibice. Model neurální adaptace

v důsledku mentálního tréninku s využitím představy pohybu ve vztahu k fázím motorického učení dle autorů Ruffino, Papaxanthi a Lebon (2017, s. 70) je zobrazen na obrázku 1 (s. 21).



Obrázek 1 Model neurální adaptace probíhající na kortikální a spinální úrovni při mentálním pohybovém tréninku (in Ruffino, Papaxanthi a Lebon, 2017, s. 70)

2 Chůze

Chůze je záměrné a cílené motorické chování, které vyžaduje aktivitu celého nervového a muskuloskeletálního systému (Takakusaki, 2013, s. 1483). Jedná se o nejběžnější typ lokomoce, který je podstatný z hlediska sebeobsluhy a životních potřeb. Chůze, jakožto bipedální lokomoce, vyžaduje udržení vzpřímené polohy těla a stabilizaci za dynamických podmínek, což zajišťují antigravitační svaly řízené z CNS (Véle, 2006, s. 347). Chůze je v podstatě řízený pád. Je iniciována vychýlením těžiště ze stabilní pozice a následně udržována rytmickým pohybem DKK směrem vpřed tak, aby bylo zabráněno pádu (Vander, Sherman a Luciano, s. 342).

I přes společné znaky je provedení chůze velmi individuální. Základ pohybového stereotypu chůze je geneticky daný a v průběhu ontogeneze je budován charakteristicky pro každého jedince na základě adaptace na vnitřní a zevní podmínky prostředí (Valouchová a Kolář, 2009, s. 48; Véle, 2006, s. 350). Provedení je podmíněno nejen fyzickým stavem jedince, ale také faktory psychickými, emočními, biomechanickými a podmínkami vnějšího prostředí, kde chůze právě probíhá (Gúth, 2004, s. 39).

Při chůzi se rytmicky střídá pohyb DKK. Základní jednotkou chůze je tzv. krokový cyklus. Jedná se o dvojkrok, který začíná kontaktem paty jedné končetiny a končí opětovným kontaktem paty této DK. Během dvojkroku DK vystřídá 2 základní fáze a to stojnou, kdy je v kontaktu s podložkou, a švihovou, kdy je chodidlo bez opory (Gage, 1991 in Neumannová et al., 2015, s. 12).

Pohyb DKK je doprovázen pohyby pánve ve všech rovinách. Ty jsou kompenzovány kontra-pohybem trupu, pohyby hlavy, páteře i fyziologickou synkinézou HKK, která je vykonávaná proti pohybu DKK (Gúth, 2009, s. 88).

Gage (1991 in Neumannová et al., 2015, s. 9) udává 5 základních předpokladů pro fyziologickou chůzi. Jsou to dynamická stabilita ve vzpřímené poloze, vytvoření ideálních podmínek pro odvíjení chodidla (a tím zahájení švihové fáze), přiměřená délka švihové fáze, adekvátní délka kroku a udržení dynamického pohybu v průběhu lokomočního cyklu. U patologické chůze tyto předpoklady nebývají splněny.

Na pohled jednoduchý mechanismus chůze je složitý komplexní pohybový úkon, především ve švihové fázi, kdy je pozice na extendované DK poměrně labilní. Právě s touto fází mají problém pacienti s centrální poruchou. Pohyb si často ulehčují abdukci HKK, záklonem trupu pro vyvážení těžiště a nahrazením pohybu kyčelního kloubu rotací pánve (Švestková et al., 2017, s. 302).

2.1 Neurální řízení chůze

Každý pohyb se skládá z volní (úmyslné) i mimovolní (reflexní, automatické) motorické aktivity. Tyto složky se uplatňují vždy v různém poměru (Trojan Druga a Pfeifer, 1991, s. 10). Motorické programy volních pohybů, včetně chůze, obsahují složky řídicí precizní pohyby jednotlivých částí těla a zároveň celkové posturální úpravy, vše v závislosti na úmyslu pohybu (Massion, 1992 in Takakusaki, 2013, s. 1483).

Lokomoční pohyb je založen na rytmické reciproční činnosti dvou antagonistických svalových skupin. Dříve se usuzovalo, že střídavé zapojení flexorů a extenzorů je řízeno reflexně skrze aktivaci svalových vřetének a reciproční inhibici. Pohyb ale pravděpodobně vzniká aktivováním vzorce neuronální aktivity (tzv. centrálního motorického vzorce), který je zakódován v neuronální síti označované jako generátor vzorce pohybu (Králíček, 2004, s. 141). Centrální generátory pohybu (dále CPG) jsou neurální struktury a sítě vyskytující se v míše a mozkovém kmeni. Jsou schopny generovat rytmickou neurální aktivitu, která je následně přeměněna na rytmickou aktivitu svalů. Právě rytmicita je typickým znakem jakékoliv lokomoce (Latash, 2008, s. 222).

CPG pro chůzi se vyskytují v lumbální oblasti páteřní míchy pro každou DK zvlášť (Králíček, 2004, s. 141). Chůze je v podstatě výsledek jejich aktivity pod kontrolou nadřazených exekutivních struktur. CPG reagují na propioceptivní a senzoricou aferentaci z DKK a modifikují lokomoční vzor ve spolupráci s descendními signály ze struktur mozkového kmene a kůry (Takakusaki, 2013, s. 1485). Rytmickou reciproční aktivitu dokáží generovat i přes absenci senzoricých vstupů (Grillner, 2002 in Takakusaki, 2013, s. 1484). I přesto je především propioceptivní aferentace z DKK pro běžnou lokomoci důležitá, což dokazuje i pozorovaná alterace a zpomalení lokomočních pohybů při lézi v oblasti zadních míšních kořenů. Aferentace z periferie se nejspíš podílí na reflexní úpravě lokomočních pohybů s cílem přizpůsobení se vnějším podmínkám, jako jsou terén a prostředí (Králíček, 2004, s. 141).

Ukázalo se, že CPG jsou spouštěny signály z mezencephalického lokomočního regionu (dále MLR). Jde o oblast retikulární formace mezencephalonu, ve které byly u koček objeveny neurony umožňující iniciaci a modulaci aktivity CPG cestou descendních drah. Existence MLR se předpokládá i u lidí. Důkazem existence může být klinická studie zmiňující pacienta s lézí v oblasti MLR, který nebyl schopen stát ani chodit (Masdeu et al., 1994 in Takakusaki, 2013, s. 1486). MLR cestou descendních drah (tractus coreulospinalis a raphepsinalis) aktivuje systém generující rytmickou aktivitu. Ten se skládá ze skupiny retikulospinálních

neuronů ve ventromediální medulární části retikulární formace. Následně se sekvenčně aktivují primární a sekundární interneurony míšní lokomoční sítě (Rossignol, Dubuc a Gossard, 2006, s. 119). MLR také rozhoduje o tom, jaký bude výsledný charakter lokomoce, tedy jestli půjde např. o běh nebo o chůzi (Králíček, 2004, s. 141).

Rytmická interneuronální aktivita z CPG je dále převáděna do druhořadých interneuronů v Rexedových laminách IV – VII, kde se utváří lokomoční vzor pro pohyb jednotlivých končetin. Signály jsou následně přeneseny do cílových motoneuronů, které inervují stejnostranné svaly DKK skrze excitační a inhibiční interneurony, mezi které patří reciproční interneurony Ia, také Ib interneurony a Renshawovy buňky (Rossignol, 1996 in Takakusaki, 2013, s. 1485). Momentální pohled na spinální interneuronální síť a spinální mechanismus lokomoce je zobrazen na obrázku 2 (s. 24).

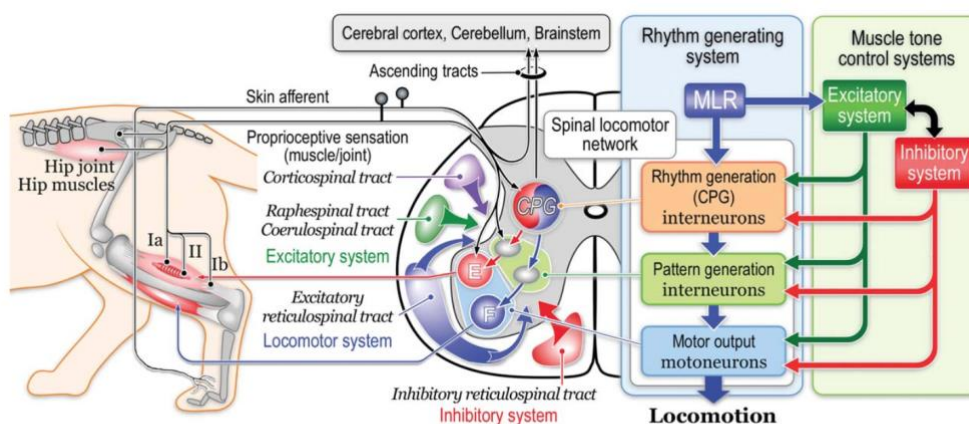


FIG. 2. Spinal mechanisms of locomotor control in animals. Locomotor rhythm and pattern are generated by spinal interneuronal circuits. Activity of spinal neurons is modified by the corticospinal tract and descending tracts from the brainstem. See text for detailed explanations. E; extensor motoneurons; F; flexor motoneurons; Ia, group Ia afferents; Ib, group Ib afferents; II, group II muscle afferents.

Obrázek 2 Spinální mechanismus lokomoce (in Takakusaki, 2013, s. 1485)

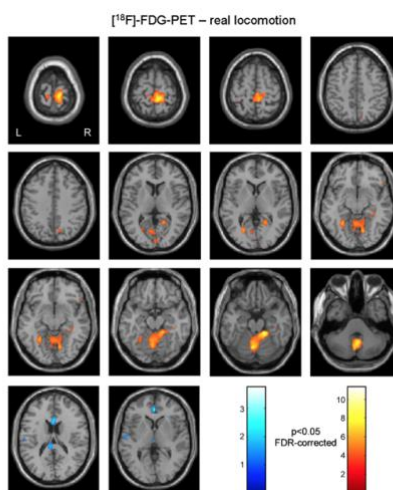
Vzpřímená chůze vyžaduje dynamickou interakci supraspinálních lokomočních center v mozkovém kmeni, mozečku a mozkové kůře s míšními CPG (Rossignol, Dubuc a Gossard, 2006, s. 89). Rytmus a pohybový vzorec je během chůze přenášen zpět do supraspinálních struktur spinothalamickým, spinoreticuárním a spinocerebellárním traktem. Supraspinální struktury tedy neustále monitorují všechny děje probíhající na spinální úrovni (Rossignol, 1996 in Takakusaki, 2013, s. 1485).

Automatická regulace svalového tonu a rytmických pohybů končetin během chůze bez nutnosti vědomé kontroly je umožněna díky zpracování informací mezi BG, mozečkem a mozkovým kmenem (Takakusaki, 2013, s. 1488). Mozeček optimalizuje svalovou činnost na základě vyhodnocení četných aferentních vstupů tak, aby byl prováděný pohyb co nejvíce

ekonomický z pohledu energetické náročnosti, a přitom zůstal maximálně přesný. Regulační okruhy BG a mozečku pravděpodobně zabezpečují automatizované pohybové stereotypy jako např. chůzi se synkinézou HKK. (Valouchová a Kolář, 2009, s. 50).

I přestože je chůze do značné míry automatizovaným pohybem, tak běžná chůze v terénu vyžaduje vědomou posturálně-lokomoční kontrolu, např. při překonávání překážek. Tělesné schéma musí být záměrně nastaveno na základě informací z těla a vnějšího prostředí. Zpracování informací důležitých pro modifikaci chůze probíhá v premotorických částech mozkové kůry. Toto zpracování je důležité pro vytvoření pohybových programů. Ty jsou dále převedeny cestou kortikoretikulospinálních systémů do mozkového kmene. Díky tomu může být kortikospinálním traktem generována ideální trajektorie končetin a je tak docíleno přesné umístění nohy. Podobnému účelu mohou sloužit také neurální okruhy vedoucí z motorických korových oblastí do mozečku a BG (Takakusaki, 2013, s. 1483).

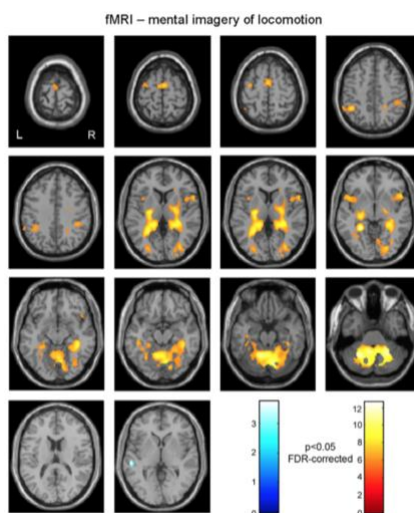
Aktivaci mozkových struktur během reálného vykonávání chůze zkoumali La Fougère et al. (2010, s. 1095-9572) pomocí změn krevní oxygenace (Blood-oxygen-level-dependent imaging, dále BOLD). Největší aktivita se projevovala v centrálních regionech bilaterálně, především v oblasti M1 a primárním somatosenzorickém kortexu. Dále byla zřejmá aktivita parahippocampálního a fusiformního gyru bilaterálně, okcipitálního vizuálního kortexu, vermální i paramervální části mozečku a posteriorní insuly. Zaznamenaná aktivita je prezentována na obrázku 3 (s. 25). K Podobným výsledkům dospěli také Hamacher et al. (2015).



Obrázek 3 Mozková aktivita při chůzi zaznamenaná pomocí BOLD signálu na fMRI (in La Fougère et al., 2010, s. 1592)

2.2 Představa chůze

Výzkumem mozkové aktivity během představy chůze pomocí fMRI a jiných zobrazovacích metod se zabývá řada studií (Bakker et al., 2008a; Jahn et al., 2008; La Fougère et al., 2010; Héту et al., 2013; Van der Meulen et al., 2014). Všechny prezentují podobné výsledky, konkrétně aktivaci frontální a parietální oblasti, SMA bilaterálně, BG, přední insuly, mozečku, putamen, některé studie zmiňují i aktivitu M1. Mozková aktivita během představy chůze na fMRI je znázorněna na obrázku 4 (s. 26) (La Fougère et al., 2010, s. 1597). Pozorovaná aktivita u představy chůze je velmi podobná jako u reálného vykonání chůze.



Obrázek 4 Mozková aktivita u představy chůze zaznamenána pomocí BOLD signálu na fMRI (in La Fougère et al., 2010, s. 1593)

Pozorovaná aktivita v SMA a BG je podobná jako při plánování chůze, u reálné chůze není tak zřejmá (Fogassi a Luppino, 2005, s. 629). Zapojení SMA a BG během představy pohybu vypovídá o aktivaci premotorického plánování pohybu. Tyto regiony mohou reflektovat nepřímou dráhu lokomoce, která je zodpovědná především za její modulaci, nikoliv exekuci (La Fougère et al., 2010, s. 1596-1597). Aktivita parietálního kortexu vypovídá o uplatnění vyšších kognitivních a motorických funkcí v průběhu představy chůze (Fogassi a Luppino, 2005, s. 629).

Při kinestetické představě chůze z interní perspektivy se zapojuje velká frontoparietální síť (Héту et al., 2013, s. 941). Lepší schopnost představy pohybu je u zdravých spojena především s výraznější aktivitou levého prefrontálního kortex, který slouží k integraci aferentních informací z těla i zevního prostředí, a má tak podíl na vyšší neurální kontrole chůze (Van der Meulen et al., 2014, s. 455).

Jako nejdůležitější regiony pro posturální a lokomoční kontrolu během představy chůze se ukázaly být mezencefalická (MLR), subthalamická (SLR) a cerebellární (CLR) lokomoční oblast. Jahn et al. (2008, s. 786) zmapovali supraspinální lokomoční síť, která zahrnuje frontální kortex, BG, mozkový kmen, tegmentum a mozeček. Během představy pohybu se zapojují oblasti mozku jako subthalamické, pedunculo-pontinní a cuneiformní jádra. Ty funkčně odpovídají MLR a SLR, které se podílejí se na iniciaci lokomoce a aktivaci CPG.

I přes prokázaný vliv na mozkovou činnost paradoxně dochází během představy chůze k určitému potlačení kortikospinální excitability (Bakker et al., 2008b, s. 2524). Oproti jednoduchému pohybu nohy (opakovaná dorziflexe) představa chůze významně neovlivnila MEP m. tibialis anterior. Je pravděpodobné, že představa komplexnějších a automatických pohybů jako je právě chůze výrazně neovlivňuje kortikospinální excitabilitu (Bakker et al., 2008b, s. 2524; Mouthon et al., 2015, s. 540-541).

Změny během představy chůze byly pozorovány i při sledování EMG aktivity svalů DKK. Kolářová et al. (2016, s. 131-139) zkoumali aktivitu distálních i proximálních svalů DKK v různých polohách. Při představě chůze ve stoje došlo k navýšení aktivity oproti klidové situaci v proximálních svalech, konkrétně m. biceps femoris a m. rectus femoris. V sedě ale docházelo spíše k inhibici v oblasti distálních svalů, které autoři vysvětlují nedostatečnou aferencí z proprioceptorů v dané poloze.

Představa chůze a její realizace vykazují podobnosti i v časovém průběhu. Čas kinestetické představy chůze se prodlužuje s rostoucí náročností tratě (s větší délkou, menší šířkou), což vypovídá o podobnosti časové organizace představy s reálným vykonáním chůze (Bakker et al., 2007, s. 502). Výsledky studie autorů Decety, Jeannerod a Prablanc (1989, s. 35-42) ukazují, že v případě běžné chůze k určitému cíli byly časy představy a reálného vykonání chůze velmi podobné. Při představě chůze ke stejnému cíli, ale s 25 kg závaží na zádech se prodloužil čas představy v průměru o 30 %. Reálné vykonání chůze ale trvalo stejně dlouho jako chůze bez závaží. Vnímaná subjektivní náročnost se tak projevuje v čase představy. Časy představy a vykonání chůze jsou si podobnější, pokud je představa vykonávána v pozici ve stoje Saimpont et al. (2012, s. 53), což opět poukazuje na vliv pozice při představě. Čím je podobnější pozici, ve které je pohyb reálně vykonáván, tím více facilituje jeho mentální simulaci.

Efekt představy chůze byl prokázán i na úrovni autonomního nervového systému. Fusi et al. (2005, s. 223) pozorovali zvyšování hodnot respirace a spotřeby kyslíku při představě rychlejší chůze na pásu bez reálného vykonávání pohybu.

3 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (dále CMP) je poškození mozku způsobené poruchou mozkové cirkulace při poklesu perfuze pod 20 ml na 100 g mozkové tkáně. V důsledku hypoxie a následného infarktu mozkové tkáně dochází k rozvoji klinických příznaků (Horáček a Kolář, 2009, s. 387). U pacientů po CMP jsou přítomny dysfunkce motorické, sensorické, kognitivní, senzitivní, psychologické nebo jejich kombinace (Kho, Liu a Chung, 2014, s. 38). Až 90 % všech pacientů s diagnózou CMP má na počátku rekonvalescence určitý stupeň motorického deficitu (Kreisel, Hennerici a Bazner, 2007, s. 244). V České republice přežívají asi 2/3 pacientů, z nichž až polovina má nadále těžký handicap. Více než třetina z nich má méně než 60 let (Horáček a Kolář, 2009, s. 386-387).

Příčinnou vzniku CMP je nejčastěji mozková ischemie (85 %), méně často pak mozková hemoragie (15 %) (Horáček a Kolář, 2009, s. 386-387). Na prvním místě etiologií CMP je ateroskleróza velkých mozkových cév s postupným nárůstem trombu. Održení části trombu může vést k embolizaci kdekoliv v mozkovém řečišti. Za místem embolizace se pak rozvíjí ischemie až infarkt mozkové tkáně. Méně častá je místní trombóza. Další příčinou může být arteriální hypertenze nebo fibrinoidní nekróza. K embolizaci může dojít i přímo ze srdce, kdy je embolus nejčastěji zanesen do a. cerebri media. Zřídka se objevují ischemie na podkladě hematologického původu u hyperkoagulačních stavů nebo v rámci akutního infarktu myokardu se vznikem následné celkové hypoxie a difúzním poškozením mozku (Pfeiffer, 2007, s. 142).

V důsledku nekrózy některých mozkových neuronů dochází ke snížení vzruchové aktivity a nerovnováze mezi excitací a inhibicí se zvýrazněním reflexních odpovědí. Z pohledu motoriky je prvotním klinickým obrazem pseudochabá paréza, postupně se rozvíjí spasticita a hyperreflexie. Dle rozsahu léze a dalších faktorů dochází k částečnému spontánnímu návratu volní hybnosti (Votava, 2005, s. 184).

Klinický obraz závisí na místě léze. Nejfrekventovanější je syndrom uzávěru a. cerebri media, největší mozkové tepny. Důsledkem je nejčastěji centrální hemiplegie nebo hemiparéza s akcentací postižení na HK v distální oblasti (především drobnější svaly akra). Častá je také extenční spasticita DK s ekvinovárním postavením nohy. Chůze probíhá nejčastěji tzv. cirkumdukčním mechanismem. Jde o typický obraz tzv. Wernicke-Mannova držení. Klinické projevy jsou však variabilní z důvodu kompenzačních mechanismů cévního řečiště (Pfeiffer, 2007, s. 146).

Téměř polovina všech pacientů po CMP není schopna chůze, dalších 10 % zvládá chůzi s dopomocí. Kreisler, Hennerici a Bazner (2007, s. 246) zmiňují, že po zhruba 5 týdnech

rehabilitace dosáhlo 80 % pacientů po CMP funkčnost HK, ale pouze 2/3 byly schopny samostatné chůze (Kreisel, Hennerici a Bazner, 2007, s. 246). Kolem 80 % pacientů má problémy s chůzí ještě 3 měsíce po atace (Algurén, Lundgren-Nilsson a Sunnerhagen, 2010). Až 50 % pacientů má v chronické fázi deficit rovnováhy a limitovanou schopnost nebo úplnou neschopnost samostatné chůze (Brogårdh, Flansbjer a Lexell, 2012, s. 429; Friedman, 1990 in De Vries a Mulder, 2007, s. 5).

3.1 Představa pohybu po cévní mozkové příhodě

Dle Decetyho a Boissona (1990, s. 40-42) a Sirigu et al. (1995 in Jeannerod, 2001, s. 106) má většina hemiparetiků nebo hemiplegiků po CMP zachovanou schopnost generovat představy pohybu. Kolem 18 % pacientů po CMP však trpí částečným deficitem schopnosti představy pohybu a až 40 % trpí současným deficitem vizuální i pohybové představy (De Vries a Mulder, 2007, s. 6). U pacientů po CMP je proto před zapojením tréninku pohybu v představě do terapie důležité individuálně zvážit kvalitu, přesnost a časovou souslednost představy s reálným vykonáním pohybu. Tyto aspekty mohou být porušeny v závislosti na lokalizaci a rozsahu poškození (Sharma, Pomeroy a Baron, 2006, s. 1942).

K poruše schopnosti představy pohybu dochází například u lézí v oblasti frontálního laloku vlevo, zadního parietálního laloku (Johnson, 2000, s. 729), BG (Frak, Cohen a Pourcher, 2004, s. 1489) nebo v oblasti putamen a ventrálního premotorického kortexu vlevo (Oostra et al., 2016, s. 4). Právě parietální kortex se zdá být důležitou součástí mentální reprezentace pohybu. Pacienti s lézí v této oblasti vykazují zhoršení kvality a časových parametrů představy pohybu v porovnání se zdravými jedinci i jedinci s lézí v oblasti primární motorické oblasti (Sirigu et al., 1996, s. 1564-1568). Při lézích v oblasti putamen je porušena pouze kinestetická představa (Li, 2000, s. 13). Nebyla prokázána závislost mezi stranou léze a zhoršením kvality představy pohybu (Malouin et al., 2008a, s. 338-339). Horší schopnost představy vykazují také pacienti s těžším motorickým deficitem (Storm a Utesch, 2019, s. 1) nebo výraznou poruchou propriocepce (Dettmers et al., 2012, s. 238).

Zhoršená kvalita představy nebo její časová nesouslednost je u pacientů po CMP nazývána jako „chaotická představa pohybu“. Pravděpodobně vzniká v důsledku změn a rozdílů v kortikální organizaci po poškození mozku. Výskyt tohoto typu představy byl však prokázán i u zlomku zdravé populace (Sharma, Pomeroy a Baron, 2006, s. 1942-43). U jedinců s chaotickou představou pohybu není využití mentálního tréninku kinestetické představy vhodné, protože negativně ovlivňuje výsledky terapie a v některých případech může způsobit i zhoršení kognitivních funkcí, výskyt afázie, demence, neglect syndromu a nebo zhoršení

schopnosti koncentrace (Sharma, Pomeroy a Baron, 2006, s. 1944). Oostra et al. (2015, s. 207) však nezjistili souvislost mezi kvalitou představy (hodnocenou dotazníkem MIQ-RS před započítáním mentálního tréninku a po jeho ukončení) a pohybovým zlepšením testovaných. Podle autorů i jedinci s horší kvalitou představy mohou z mentálního tréninku pohybu benefitovat. Schopnost představy pohybu se navíc dá tréninkem do jisté míry zlepšit.

Malouin et al. (2007, s. 26-29) při testování představy pomocí KVIQ dotazníků neprokázali rozdíly kvality představy mezi zdravými jedinci a pacienty po CMP. V obou skupinách bylo pozorováno podobné rozdělení jedinců s dobrou a špatnou schopností představy pohybu. Představa pohybu nepostižené končetiny je údajně živější a přesnější (Malouin et al., 2008a, s. 330). Paradoxně jsou však někteří hemiplegičtí pacienti v chronickém stádiu CMP schopni přesnější představy pohybu s postiženou končetinou. Tento jev se nazývá „hemiplegická výhoda“ (Johnson, Sprehn a Saykin, 2006 in Sharma, Pomeroy a Baron, 2006, s. 1942).

Ani časová reprezentace složitějšího pohybového chování jako je chůze není podle Malouina a Richardse (2010, s. 242) rozdílná u pacientů po CMP a zdravých jedinců. Sabaté, González a Rodríguez (2004, s. 1041) však tvrdí, že se po CMP symetricky prodlužuje jak čas vykonání, tak čas představy pohybu paretických i zdravých končetin. I Sirigu et al. (1995 in Jeannerod, 2001, s. 106) poukazují na rozdílné časové parametry představy po CMP. Podle jejich výzkumu však představa pohybu paretické nebo plegické končetiny trvá déle než představa pohybu zdravé končetiny. Porucha časové souslednosti představy a reálného pohybu byla pozorována u pacientů s pravostrannou lézí ve smyslu zhoršení odhadu trvání pohybu zdravé i paretické DK i HK (Malouin, Richards a Durand, 2012, s. 3-5; Kemlin et al., 2016, s. 1). Pacienti s pravostrannou lézí oproti levostranným CMP a zdravým jedincům vykazovali větší deficit krátkodobé zrakově-prostorové paměti. Problém s časovou sousledností představy a reálného vykonání pohybu byl prokázán také u pacientů s lézí v oblasti drah bílé hmoty v horní části corona radiata levé hemisféry mozkové (Oostra et al., 2016, s. 5).

Studie, které se zabývaly mozkovou aktivitou při reálném pohybu u pacientů po CMP pomocí fMRI a PET ukázaly vyšší aktivitu v M1, prefrontálním kortexu, SMA a gyrus cinguli. Pouze pár studií se zabývá aktivitou mozku pacientů po CMP při představě pohybu. Vzor jejich kortikální aktivace během představy pohybu je tak v podstatě neprobádán (Sharma, Pomeroy a Baron, 2006, s. 1941). Pozorována byla aktivita premotorického kortexu, frontoparietálních oblastí, SMA (Confalonieri et al., 2012, s. 6-11) a kaudální části dorzálního premotorického kortexu (Bakker et al., 2008a, s. 1008).

Větší změny mozkové aktivity jsou patrné u pacientů s lepší schopností kinestetické představy pohybu (Confalonieri et al., 2012, s. 15). Pacienti s vyšším skóre kinestetické i vizuální představy vykazují snížení BOLD signálu v hippocampu kontralaterálně od místa léze. Snížení neurální aktivity v této oblasti je spojeno s úspěšným kognitivním výkonem (Rekkas et al., 2005, s. 112; Daselaar, Prince a Cabeza, 2004, s. 921).

Stinear et al. (2007, s. 1793-1800) zkoumali aktivaci M1 v postižené a nepostižené hemisféře během představy pohybu ruky. U pacientů s lézí v levé mozkové hemisféře došlo při představě pohybu ruky k facilitaci M1 pouze v pravé, nepostižené hemisféře. Pacienti s lézí v pravé hemisféře nevykazovali aktivitu M1 při představě ani v jedné hemisféře. Důvodem by podle autorů mohlo být větší zasažení struktur, které se účastní plánování pohybu, jelikož pravý parietální kortex je zapojen do zpracování prostorových informací a udržení pozornosti.

Brihmat et al. (2018, s. 27) zkoumali u pacientů po CMP s hemiparézou funkční konektivitu SMN během představy pohybu a exekuce pohybu zápěstí do dorzální flexe. Během představy pohybu paretickou HK došlo ke snížení funkční konektivity SMN s mozečkem a somatosenzorickým kortexem na straně léze. Zároveň se zvýšila konektivita s frontálním kortexem bilaterálně. Změny konektivity dle autorů mohou odhalovat kompenzační síť pro představu pohybu s větším zapojením frontálního laloku a hemisféry kontralaterální od místa léze.

Fallani et al. (2013, s. 438) studovali topologické změny CNS během představy pohybu u pacientů po CMP. Ve frekvenčním pásmu mozkových vln beta (13-30 Hz) vyvolala představa pohybu postižené končetiny nižší úroveň lokální účinnosti než u zdravé končetiny. Snížení lokální efektivity však záviselo na nárůstu interhemisferického propojení především v parieto-occipitální oblasti postižené hemisféry. Zatímco u zdravé končetiny představa vyvolala propojení senzomotorických oblastí, u postižené končetiny docházelo spíše k aktivaci frontální a parietální oblasti postižené hemisféry.

Studie Butlera a Page (2006, s. 1-17) zkoumala změnu mozkové aktivity u pacienta s CMP na základě mentálního tréninku. Po 2týdenní intervenci došlo ke zvýšení kortikální aktivity v motorických oblastech při provedení pohybu. Během představy se bilaterálně aktivovaly dolní a střední části temporálního gyru. K největší změně aktivity došlo v pravé mozečkové hemisféře, ve které nebyla před zahájením mentálního tréninku aktivita zaznamenána vůbec. V důsledku mentálního tréninku dochází zřejmě k odmaskování skrytých konexí a dlouhodobé potenciaci s následným zvýšením synaptické odpovědi různých mozkových struktur, což může pozitivně ovlivnit pohybový projev pacientů.

4 Povrchová elektromyografie

Povrchová (poly)elektromyografie (dále EMG) je diagnostická metoda snímající elektrické potenciály odrážející aktivitu kosterních svalů. Cílem je získat funkční kineziologickou analýzu pohybu daného jedince a pohled na individuální regulaci a řízení motoriky jedince (Krobot a Kolářová, 2011, s. 5-6).

4.1 Princip povrchové elektromyografie

Výhodou povrchové EMG je její neinvazivnost a poměrně snadná možnost snímání svalové aktivity více svalů současně. Lze tak objektivizovat a hodnotit svalové synergie, timing zapojení svalů nebo svalovou únavu v průběhu pohybu. Metoda se využívá především pro hodnocení mechanismů a strategií motorické kontroly (Krobot a Kolářová, 2011, s. 16). Je vhodné zjištěné výsledky interpretovat v souvislosti s klinickým obrazem jedince (Konečný et al., 2019, s. 38).

Během měření za pomoci povrchové EMG jsou snímány potenciály v blízkosti snímacích senzorů, tedy z většího množství svalové tkáně a počtu motorických jednotek. Sensory se umísťují na kůži v oblasti střední části svalového břicha (Krobot a Kolářová, 2011, s. 17-18). Musí být umístěny paralelně s průběhem svalových vláken vyšetřovaných svalů (Kolářová et al, 2014, s. 76). Elektrody registrují napětí vznikající při depolarizaci postsynaptické membrány (Winter, 2006 in Krobot a Kolářová, 2011, s. 16). Dochází tedy ke snímání akčních potenciálů momentálně zapojených motorických jednotek. Při EMG se využívají elektrody, které snímají větší množství akčních potenciálů produkovaných několika motorickými jednotkami vyšetřovaného svalu (Krobot a Kolářová, 2011, s. 16).

Surový nezpracovaný záznam ukazuje nerovnoměrně uspořádané amplitudy (Konrad, 2006 in Kolářová et al, 2014, s. 75). Veškeré snímané akční potenciály motorických jednotek jsou elektricky superponované a výsledkem je tzv. interferenční vzorec (De Luca, 1997 in Krobot a Kolářová, 2011, s. 18). Velikost a frekvence výsledného EMG signálu je charakterizována velikostí a množstvím snímaných motor unit action potential (MUAP). MUAP představuje časovou a prostorovou superpozici akčních potenciálů svalových vláken jedné motorické jednotky (Basmajian a De Luca, 1985 in Krobot a Kolářová, 2011, s. 16).

4.2 Faktory ovlivňující elektromyografický signál

Snímaný signál ovlivňuje množství faktorů, které mohou být rozděleny na vnitřní a vnější. Vnitřní faktory jsou neovlivnitelné, jelikož souvisí s fyziologickými, biochemickými a anatomickými vlastnostmi svalů, ostatních tkání a vlastní svalové kontrakce. Na výsledný

signál má vliv počet aktivních svalových vláken, typ svalových vláken a jejich hloubka umístění oproti snímající elektrodě (Krobot a Kolářová, 2011, s. 19-20).

Konečný signál ovlivňuje i elektrická aktivita jiných tkání, především okolních svalů, jelikož žádný pohyb není prováděn pouze izolovaně jedním svalem. Tento jev nazývaný „cross talk“ může být do jisté míry ovlivněn pečlivým a správným umístěním elektrody (Krobot a Kolářová, 2011, s. 19-21). Při snímání dynamických aktivit se navíc poloha elektrod (a tím i snímáný signál) mění pohybem kůže a podkoží vůči svalu (De Luca, 1997 in Krobot a Kolářová, 2011, s. 20). EMG signál se mění i v závislosti na množství podkožní tukové vrstvy (Krobot a Kolářová, 2011, s. 21).

Výsledný signál závisí i na kožním odporu, nezbytné je kůži před měřením dostatečně důkladně očistit od mastnoty a odumřelých buněk. Očištění bývá prováděno abrazivní pastou nebo alkoholovými přípravky (Kolářová et al., 2014, s. 79).

Vnější faktory vycházejí z umístění a konfigurace elektrod, množství externího šumu, kontaktu mezi kůží a elektrodou a velikosti elektrod. Tyto faktory jsou ovlivnitelné správným postupem měření a aplikací elektrod (Krobot a Kolářová, 2011, s. 21-23). Klíčovými faktory pro dosažení maximální kvality výsledného EMG signálu je velikost, poloha a vlastní kvalita elektrod (Kolářová et al., 2014, s. 79).

4.3 Zpracování a analýza signálu

I ze surového záznamu je možné získat důležité informace, například jestli je sval aktivní nebo jaká je míra jeho aktivity v závislosti na určité testované činnosti (Krobot a Kolářová, 2011, s. 24). Před vlastním měřením je vhodné zkontrolovat charakter tzv. základní linie, která by měla být v klidové situaci nulová. V základní linii může být odraženo výchozí funkční nastavení svalu, tedy klidový tonus, který je závislý na posturální aktivitě a excitabilitě jedince nebo jeho schopnosti relaxace. Charakter základní linie je verifikován před vlastním měřením izometrickou kontrakcí měřeného svalu. V případě správného umístění elektrod jí doprovází nárůst amplitudy a frekvence snímaného signálu (Kolářová et al., 2014, s. 83).

Pro další analýzu a práci se signálem je nutné provést jeho zpracování. K analýze svalové aktivity se nejčastěji užívá analýza změn frekvenčního spektra a amplitudy v čase (Clancy et al., 2004 in Krobot a Kolářová, 2004, s. 25).

Frekvenční analýza se využívá hlavně při hodnocení a popisu svalové únavy. Analýza frekvenčního spektra je nejčastěji prováděna Fourierovou transformací, která se vypočítává ze surových dat (Hägg et al., 2004 in Krobot a Kolářová, 2011, s. 25).

Analýza amplitudy vyžaduje předchozí zpracování signálu (Winter, 2005; Hägg et al., 2004; Clancy et a., 2004 in Krobot a Kolářová, 2011, s. 25). Nejprve je provedená rektifikace. Jedná se o eliminaci negativních hodnot surového záznamu nebo jejich převrácení do kladných hodnot. Dále probíhá vyhlazení, tzn. potlačení vysokofrekvenční fluktuací signálu tak, aby došlo k vyhlazení jejich odchylky. Takto upravený signál se nazývá lineární obálka. Nejvíce jsou využívány dva způsoby vyhlazení – pomocí průměru rektifikovaných hodnot (AVR – average rectified value) nebo střední kvadratické hodnoty (RMS – root mean square) (Krobot a Kolářová, 2011, s. 25). Pro lepší obraz o fyziologickém vztahu mezi zapojením motorických jednotek a kontrakcí svalu je vhodnější vyhlazení pomocí RMS (Kolářová et al., 2014, s. 84).

Pro možnost porovnání výsledných hodnot mezi různými jedinci je podstatné provést normalizaci, popřípadě časovou normalizaci. Jedná se o vztažení dat k určité předem stanovené referenční hodnotě (Latash, 2008). Referenční hodnota se určuje zvlášť pro každého jedince při každém měření. Možností stanovení referenční hodnoty je několik, např. změření maximální izometrické kontrakce (MVIC) určitého svalu, vybrání maximální hodnoty amplitudy signálu v průběhu měření daného pohybu, použitelná je také svalová aktivita naměřená během testovaného pohybu, prostá izometrická kontrakce nebo vypočítání procentuálního rozdílu mezi testovaným svalem na levé a pravé končetině (Kolářová et al., 2014, s. 86). K porovnání rozdílů mezi zdravými a symptomatickými jedinci je metodou volby vztažení hodnot k maximální nebo průměrné aktivaci během samotného měření. Takto se dá porovnat vzor aktivace mezi symptomatickými a zdravými jedinci (Halaki a Ginn, 2012, s. 187).

Ze zpracovaného a normalizovaného signálu lze hodnotit několik různých parametrů (Konrad, 2005 in Kolářová et al., 2014, s. 87). Konkrétně se jedná o průměrné hodnoty amplitudy v určitém vybraném intervalu, maximum amplitudy signálu či jejich průměr, frekvenční parametry nebo spektrum (Kolářová et al., 2014, s. 87-88).

5 Cíle a výzkumné otázky

5.1 Cíle práce

Cílem práce bylo zhodnotit vliv představy chůze na svalovou aktivitu DKK u pacientů po CMP v porovnání se zdravými jedinci věkové kategorie 40–65 let. Dílčími cíli bylo posouzení kvality a timingu představy.

5.2 Výzkumné otázky

Byly stanoveny následující 3 výzkumné otázky a 9 hypotéz.

5.2.1 1. Výzkumná otázka – kvalita představy chůze

H01: U zdravých jedinců se kvalita představy neliší s ohledem na to, zda byla chůze reálně vykonána.

HA1: U zdravých jedinců se kvalita představy liší s ohledem na to, zda byla chůze reálně vykonána.

H02: U pacientů po CMP se kvalita představy neliší s ohledem na to, zda byla chůze reálně vykonána.

HA2: U pacientů po CMP se kvalita představy liší s ohledem na to, zda byla chůze reálně vykonána.

H03: U pacientů po CMP se v porovnání se zdravými jedinci kvalita představy neliší s ohledem na to, zda byla chůze reálně vykonána.

HA3: U pacientů po CMP se v porovnání se zdravými jedinci kvalita představy liší s ohledem na to, zda byla chůze reálně vykonána.

5.2.2 2. Výzkumná otázka – čas představy a reálného vykonání chůze

H04: U zdravých jedinců se délka trvání představy 10 m chůze a reálného vykonání 10 m chůze neliší.

HA4: U zdravých jedinců se délka trvání představy 10 m chůze a reálného vykonání 10 m chůze liší.

H05: U pacientů po CMP se délka trvání představy 10 m chůze a reálného vykonání 10 m chůze neliší.

HA5: U pacientů po CMP se délka trvání představy 10 m chůze a reálného vykonání 10 m chůze liší.

H06: U pacientů po CMP se v porovnání se zdravými jedinci délka trvání představy 10 m chůze a reálného vykonání 10 m chůze neliší.

HA6: U pacientů po CMP se v porovnání se zdravými jedinci délka trvání představy 10 m chůze a reálného vykonání 10 m chůze liší.

5.2.3 3. Výzkumná otázka – svalová aktivita

H07: U zdravých jedinců se svalová aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně během představy chůze v porovnání s klidovou aktivitou nemění.

HA7: U zdravých jedinců se svalová aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně během představy chůze v porovnání s klidovou aktivitou mění.

H08: U pacientů po CMP se svalová aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně během představy chůze v porovnání s klidovou aktivitou nemění.

HA8: U pacientů po CMP se svalová aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně během představy chůze v porovnání s klidovou aktivitou mění.

H09: U pacientů po CMP se v porovnání se zdravými jedinci svalová aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně během představy chůze neliší.

HA9: U pacientů po CMP se v porovnání se zdravými jedinci svalová aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně během představy chůze liší.

6 Metodika výzkumu

6.1 Charakteristika výzkumné skupiny

Experimentálního měření se zúčastnilo celkem 16 probandů. Probandi byli rozděleni do dvou výzkumných skupin – skupiny zdravých jedinců a skupiny pacientů po CMP.

První skupina byla tvořena 7 zdravými jedinci (4 muži, 3 ženy) ve věku 48 - 66 let (průměrně $52,7 \pm 6,26$), bez akutního ortopedického, neurologického, muskuloskeletálního, psychiatrického, závažného interního či jiného patologického stavu, bez akutní či chronické bolesti, bez poruchy rovnováhy a problémů s chůzí. 6 z nich mělo dominantní pravou DK a 1 levou DK (zjišťováno dotázaním). Při testování představy pohybu standardizovaným dotazníkem MIQ-R dosáhli průměrného celkového skóre 51,15 ($\pm 3,39$), z toho bylo průměrné skóre kinestetické představy 25,71 ($\pm 2,14$) a průměrné skóre vizuální představy 25,43 ($\pm 1,62$) (výsledky viz příloha 7, s. 105).

Druhou skupinu tvořilo 9 pacientů (5 mužů, 4 ženy) po první atace CMP (5 pravostranných, 7 levostranných hemiparéz) hospitalizovaných na oddělení lůžkové RHB FNOL, ve věkovém rozpětí 56 - 72 let (průměrně $64,3 \pm 5,52$), schopných samostatné chůze, bez výrazného kognitivního deficitu, bez afázie znemožňující pochopení experimentu a komunikaci v jeho průběhu, bez apraxie, výrazného vizuálního deficitu, významné poruchy rovnováhy, výrazné spasticity a bez akutní či chronické bolesti (tyto informace byly zprostředkovány fyzioterapeuty jednotlivých pacientů z RHB kliniky FNOL). 8 pacientů mělo dominantní pravou DK, 1 pacient levou DK (zjišťováno dotázaním). Při testování představy pohybu za použití standardizovaného dotazníku MIQ-R dosáhli průměrného celkového skóre 42,89 ($\pm 6,53$), průměrného skóre kinestetické představy 21,22 ($\pm 2,95$) a průměrné skóre vizuální představy 21,67 ($\pm 3,74$) (výsledky viz příloha 7, s. 105).

Všichni testovaní byli detailně seznámeni s průběhem, významem a riziky měření a před zahájením vlastního měření podepsali informovaný souhlas s průběhem studie a s použitím získaných výsledků (příloha č. 2, s. 101-102).

6.2 Experimentální měření

Všechna měření byla realizována v rozmezí od června 2019 do února 2020 v prostorách kineziologické laboratoře oddělení Rehabilitace FNOL v pracovních dnech v dopoledních a odpoledních hodinách. Experiment probíhal za stejných podmínek pro všechny zúčastněné probandy se snahou eliminace rušivých elementů a vytvoření adekvátního prostředí. Výzkum byl přijat a schválen Etickou komisí FZV UPOL v rámci projektu IGA_FZV_2019_006.

6.2.1 Elektromyografické hodnocení aktivity svalů

6.2.1.1 Příprava na měření

Před každým měřením byli probandi informováni o průběhu experimentu a jeho významu. Probandi souhlasili s průběhem experimentu a použitím jeho výsledků a podepsali informovaný souhlas o průběhu měření. Pro posouzení schopnosti pohybové představy byl použit dotazník MIQ-R (viz příloha 1, s. 98-100).

K měření svalové aktivity byly využity hybridní elektrody Trigno (Delsys®, Boston, USA). Svalová aktivita byla snímána ze svalů: m. tibialis anterior sin. (TA sin.), m. tibialis anterior dex. (TA dex.), m. gastrocnemius medialis sin. (GM sin.), m. gastrocnemius medialis dex. (m. GM dex.), m. rectus femoris sin. (RF sin.), m. rectus femoris dex. (RF dex.), m. biceps femoris sin. (BF sin.) a m. biceps femoris dex. (BF dex.). Elektrody byly probandům aplikovány na oholenou a alkoholovým dezinfekčním přípravkem očištěnou kůži na střední oblast svalového bříška (palpovaného při izometrické kontrakci) paralelně s průběhem svalových vláken tak, že šipka na senzoru směřovala kraniálním směrem. Umístění senzorů je znázorněno v příloze 4 (s. 104).

6.2.1.2 Průběh měření

Pro zhodnocení cílů diplomové práce byla měřena svalová aktivita pomocí povrchové EMG v situacích: klid před představou chůze (K), představa chůze před její realizací (PCH1), reálné vykonání chůze po vymezeném 10 m dlouhém úseku chodby (CH1), představa chůze po její realizaci (PCH2) a opětovná realizace chůze po úseku délky 10 m na chodbě (CH2), vždy v tomto pořadí.

Výchozí pozicí pro měření byl vzpřímený stoj s chodidly na šířku pánve s HKK volně podél těla (viz příloha 5, s. 104). Tato pozice byla shodná pro všechny testované jedince.

Experimentální situace:

1) Nejprve byla měřena klidová aktivita ve výchozí pozici stoje před bílým plátnem s otevřenými očima. Pro zamezení nežádoucích motorických představ a kognitivních strategií si probandi měli v duchu zpívat píseň („Hodně štěstí zdraví /Happy birthday“). Situace trvala 30 s.

2) Dalším úkolem byla kinestetická představa chůze po vymezeném 10 m dlouhém úseku chodby za dveřmi laboratoře (viz příloha 6, s. 105), kterou si probandi prohlédli před realizací představy. Výchozí pozice byla shodná s předchozí situací – stoj čelem k bílému plátnu, oči otevřené, HKK volně podél těla. Proband si představoval, jak prochází vymezený 10 m dlouhý úsek přirozeným tempem od začátku po jeho konec. Začátek představy mu byl

odstartován slovy „start“ při spuštění snímání svalové aktivity. Ve chvíli, kdy v představě došel ke konci úseku, zahlásil konec. Délka představy byla měřena na stopkách. Doba tohoto úkonu se tedy u jednotlivých probandů lišila. Bezprostředně po ukončení představy byl proband vyzván k subjektivnímu zhodnocení kvality představy na škále od 1 do 5, kdy 1 = nejobtížnější a 5 = nejsnazší subjektivní náročnost tvorby představy (viz příloha 3, s. 103).

3) Proband byl vyzván k realizaci chůze po vyznačeném úseku chodby, od začátku po jeho konec (10 m) přirozeným tempem. Opět byla měřena délka provedení situace. Chůze byla probandovi odstartována slovem „start“ a stopky byly zastaveny v momentě, kdy proband došel na konec 10 m úseku. Celková doba úkolu se tedy u jednotlivých testovaných lišila.

4) Následovala představa chůze po její realizaci, která byla vykonána stejným způsobem jako předchozí představa chůze, včetně měření délky představy na stopkách (situace 2). Proband byl po ukončení představy opět vyzván k subjektivnímu zhodnocení kvality představy na škále od 1 do 5, kdy 1 = nejobtížnější a 5 = nejsnazší.

5) Proband byl opět požádán o realizaci chůze po vymezeném úseku chodby dlouhém 10 m, stejným způsobem jako v situaci 3, včetně měření délky trvání úkolu.

6.3 Zpracování dat

6.3.1 Zpracování dat povrchové elektromyografie

Zaznamenaný EMG signál byl následně zpracován v programu EMGworks®Analysis. U každé situace byl vybrán 7 sekund dlouhý úsek surového záznamu (dle nejkratší délky představy chůze), který byl zrektifikován funkcí remove mean (redukce negativních hodnot EMG záznamu) a následně vyhlazen prostřednictvím střední kvadratické hodnoty (root mean square, RMS), kde velikost okna byla nastavena na 0,125s a překrytí okna na 0,0625s. Poté byla data v mikrovoltch (μV) vyexportována do programu Microsoft Office Excel, kde byla z dat stanovena minima, maxima, průměrné hodnoty a směrodatné odchylky. EMG data byla převedena na koeficienty znázorňující poměr průměrné aktivity při představě chůze a klidové aktivity (PCH1/K, PCH2/K). Následně byly koeficienty vyříděny dle situací do společné tabulky – data pacientů s CMP byla vyříděna dle paretické strany (paretická, neparetická) a data zdravých jedinců dle DK (levá, pravá).

6.3.2 Statistické zpracování

Pro statistické zpracování dat byl použit program Statistica. Nejprve byla vytvořena popisná statistika, následně statistická analýza rozptylu. Pro zhodnocení subjektivního hodnocení kvality představy byl použit Wilcoxonův párový test, pro přehlednost byl vytvořen box-graf.

Pro posouzení časových parametrů představy a reálného vykonání chůze byl použit Wilcoxonův párový test. EMG aktivita byla hodnocena pomocí Friedmanovy ANOVY a post-hoc Wilcoxonovým párovým testem. Pro svaly se statisticky signifikantními rozdíly aktivity byl zhotoven sloupcový graf zobrazující koeficienty EMG aktivity v testovaných situacích K, PCH1 a PCH2. Pro vzájemné porovnání skupin ve kvalitě, rychlosti a EMG aktivity při představě chůze byl použit Mann Whitney U Test. Pro posouzení EMG aktivity mezi testovanými skupinami byla vytvořena tabulka s porovnáním testových situací PCH1 a PCH2. Všechny statistické testy byly počítány pro hladinu významnosti $p < 0,05$.

7 Výsledky měření

7.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Níže je uvedena tabulka popisné statistiky, která se vztahuje k 1. výzkumné otázce zabývající se subjektivní kvalitou představy u zdravých jedinců a pacientů po CMP (viz tabulka 1, s. 41).

Tabulka 1 Popisná statistika subjektivního hodnocení kvality představy v situacích PCH1 a PCH2. Pro hodnocení byla použita škála 1-5, kde 1 = nejobtížnější a 5 = nejsnazší.

		N	Průměr	Medián	SD
PCH1	CMP	9	3,56	4,00	0,88
	zdraví	7	3,71	4,00	0,76
PCH2	CMP	9	4,56	5,00	0,53
	zdraví	7	4,57	5,00	0,79

Legenda: PCH1 – představa chůze před jejím reálným vykonáním, PCH2 – představa chůze po jejím reálném provedení, N – počet testovaných, SD – směrodatná odchylka

Dále je uvedeno vyjádření k hypotézám 1–3 a grafické znázornění subjektivního hodnocení kvality představy pohybu (obrázek 5, s. 42). Tabulky s výsledky statistiky jsou uvedeny v příloze 8 (s. 105) a v příloze 9 (s. 105).

Hypotézu **H01** „U zdravých jedinců se kvalita představy neliší s ohledem na to, zda byla chůze reálně vykonána“ zamítáme ($p < 0,01$), (výsledky viz příloha 8, s. 105).

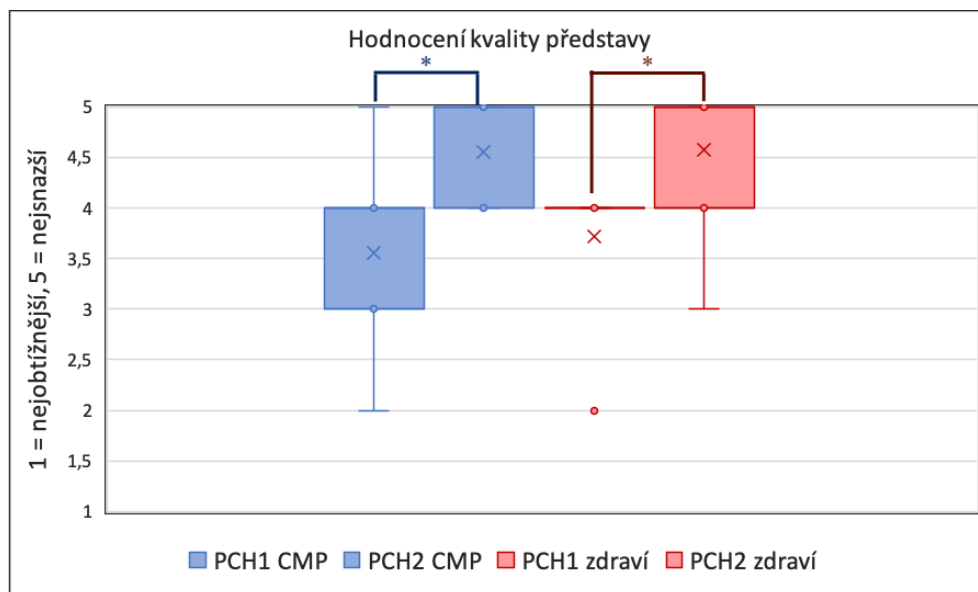
Platí hypotéza **HA1** „U zdravých jedinců se kvalita představy liší s ohledem na to, zda byla chůze reálně vykonána, (grafické znázornění na obrázku 5, s. 42).

Hypotézu **H02** „U pacientů po CMP se kvalita představy neliší s ohledem na to, zda byla chůze reálně vykonána“ zamítáme ($p < 0,02$), (výsledky viz příloha 8, s. 105).

Hypotéza **HA2** „U pacientů po CMP se kvalita představy liší s ohledem na to, zda byla chůze reálně vykonána“ platí, (grafické znázornění na obrázku 5, s. 42).

Hypotézu **H03** „U pacientů po CMP se v porovnání se zdravými jedinci kvalita představy neliší s ohledem na to, zda byla chůze reálně vykonána.“ nelze zamítnout, (statistické výsledky viz příloha 9, s. 105).

Hypotéza **HA3** se zamítá.



Obrázek 5 Výsledky hodnocení kvality představy v situacích PCH1 a PCH2 u pacientů po CMP a zdravých jedinců

Legenda: PCH1 – představa chůze před její realizací, PCH2 – představa chůze po její realizaci, * - $p < 0,05$

7.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Níže je uvedena popisná statistika týkající se 2. výzkumné otázky zabývající se časovými parametry představy chůze (viz tabulka 2, s. 42).

Tabulka 2 Popisná statistika časových parametrů představy a vykonání chůze (situace PCH1, CH1, PCH2, CH2)

		N	Průměr	Medián	SD
PCH 1	CMP	9	19,36	17,07	12,73
	zdraví	7	16,60	13,72	8,97
CH 1	CMP	9	13,69	12,06	5,12
	zdraví	7	10,75	10,59	2,13
PCH 2	CMP	9	12,57	14,13	4,14
	zdraví	7	12,47	13,72	2,99
CH 2	CMP	9	13,00	11,28	4,74
	zdraví	7	10,55	10,40	2,49

Legenda: PCH1 – představa chůze před její realizací, CH1 – chůze po první představě, PCH2 – představa chůze po její realizaci, CH2 – chůze po druhé představě, N – počet testovaných jedinců, SD – směrodatná odchylka

Dále je uvedeno vyjádření ke 4. až 6. hypotéze a statistické zhodnocení časových parametrů představy a reálného provedení chůze (tabulka 3, s. 43). Grafické znázornění časových parametrů u skupiny zdravých i skupiny pacientů po CMP je znázorněno v příloze 10 (s. 106).

Hypotéza **H04** „U zdravých jedinců se délka trvání představy 10 m chůze a reálného vykonání 10 m chůze neliší“ neplatí, (výsledky statistiky viz tabulka 3, s. 43).

Platí hypotéza **HA4** „U zdravých jedinců se délka trvání představy 10 m chůze a reálného vykonání 10 m chůze liší.“, a to pro první ($p < 0,01$) i druhé měření ($p < 0,02$), (viz tabulka 3, s. 43).

Hypotézu **H05** „U pacientů po CMP se délka trvání představy 10 m chůze a reálného vykonání 10 m chůze neliší“ nelze vyvrátit, (výsledky statistiky viz tabulka 3, s. 43).

Hypotéza **HA5** se zamítá.

Hypotézu **H06** „U pacientů po CMP se v porovnání se zdravými jedinci délka trvání představy 10 m chůze a reálného vykonání 10 m chůze neliší.“ nelze vyvrátit, (statistické výsledky viz příloha 11, s. 106).

Hypotéza **HA6** se zamítá.

Tabulka 3 Wilcoxonův párový test pro hodnocení rozdílu časových parametrů představy a reálného vykonání chůze v situacích PCH1xCH1 a PCH2xCH2

		N	T	Z	p-value
CMP	PCH1 & CH1	9	12	1,243933	0,213
	PCH2 & CH2	9	22	0,059235	0,952
Zdraví	PCH1 & CH1	7	0	2,366432	0,017
	PCH2 & CH2	7	1	2,197401	0,027

Legenda: PCH1 – představa chůze před její realizací, CH1 – chůze po první představě, PCH2 – představa chůze po její realizaci, CH2 – chůze po druhé představě, N – počet testovaných, p-value – hladina signifikance (tučně červeně hodnoty nižší než 0,05)

7.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

Níže uvádíme popisnou statistiku (viz tabulka 4, s. 44) vztahující se k 3. výzkumné otázce zabývající se svalovou aktivitou měřenou pomocí EMG v situacích K, PCH1 a PCH2.

Tabulka 4 Popisná statistika hodnocení aktivity svalů DKK na EMG a míra signifikance p (byla použita Friedmanovou ANOVA s Kendall. koeficientem), hodnoty jsou uvedeny v koeficientech (poměr aktivity při představě – PCH1 nebo PCH2 – vztažený ke klidové situaci – K)

Testovaný sval	Test. situace	CMP				zdraví			
		Průměr	SD	Medián	p	Průměr	SD	Medián	p
Par. m. TA	K	1,00				1,00			
	PCH1	0,85	0,25	0,89	0,00	0,97	0,27	0,99	0,56
	PCH2	0,77	0,18	0,78		1,00	0,22	0,96	
Nepar. m. TA	K	1,00					1,00		
	PCH1	1,03	0,61	0,87	0,06	1,01	0,11	1,01	0,65
	PCH2	0,83	0,50	0,83		1,18	0,32	1,14	
Par. m. GM	K	1,00		1,00			1,00		
	PCH1	1,32	1,07	0,96	0,06	0,91	0,18	0,90	0,37
	PCH2	0,79	0,33	0,70		1,11	0,37	1,04	
Nepar. m. GM	K	1,00					1,00		
	PCH1	0,93	0,45	0,91	0,00	1,11	0,34	1,01	0,56
	PCH2	0,69	0,21	0,76		1,24	0,48	1,04	
Par. m. RF	K	1,00					1,00		
	PCH1	0,76	0,29	0,88	0,00	0,92	0,24	0,88	0,37
	PCH2	0,64	0,31	0,69		0,87	0,30	0,88	
Nepar. m. RF	K	1,00					1,00		
	PCH1	0,89	0,27	0,89	0,03	1,11	0,34	0,94	0,14
	PCH2	0,78	0,25	0,77		0,99	0,30	1,02	
Par. m. BF	K	1,00					1,00		
	PCH1	0,80	0,11	0,75	0,00	0,91	0,06	0,90	0,10
	PCH2	0,72	0,20	0,76		0,96	0,14	0,93	
Nepar. m. BF	K	1,00					1,00		
	PCH1	1,08	0,40	1,01	0,69	0,93	0,20	0,97	0,56
	PCH2	0,99	0,35	0,98		0,92	0,22	0,83	

Legenda: K – klid před představou chůze, PCH1 – představa chůze před její realizací, PCH2 – představa chůze po její realizaci, par. – paretický, nepar. – neparetický, m.TA – m. tibialis anterior, m. GM – m. gastrocnemius medialis, m.RF – m. rectus femoris, m. BF – m. biceps femoris, SD – směrodatná odchylka, p – hladina signifikance (červeně hodnoty nižší než 0,05)

Dále je uvedeno vyjádření k 7. – 9. hypotéze a grafické znázornění výsledků k 8. hypotéze (obrázek 6, s. 46) a 9. hypotéze (obrázek 7, s. 46 a obrázky 8, 9, 10, s. 47). Tabulky s příslušnou statistikou jsou uvedeny v příloze 12 (s. 106) a 13 (s. 107).

Hypotézu **H07** „U zdravých jedinců se svalová aktivita *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* bilaterálně během představy chůze v porovnání s klidovou aktivitou nemění.“ nelze zamítnout pro žádnou testovanou situaci u všech testovaných svalů, statistické výsledky viz tabulka 4 (s. 44).

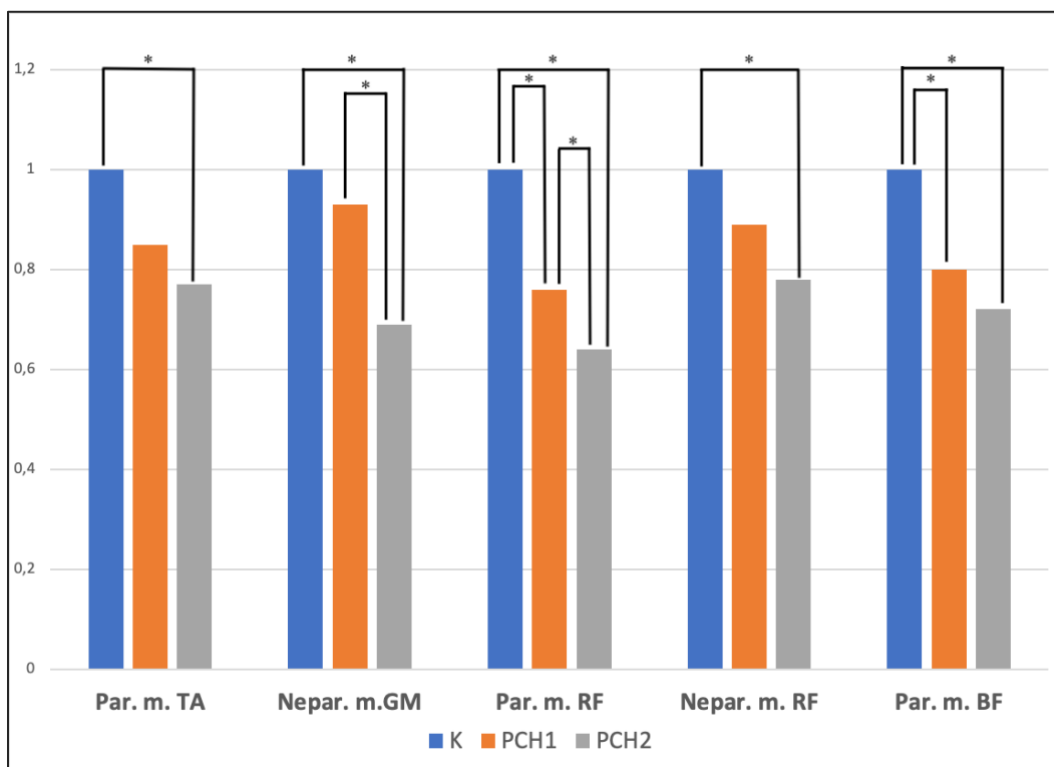
Hypotéza **HA7** se zamítá pro všechny testované situace a všechny testované svaly.

Hypotézu **H08** „U pacientů po CMP se svalová aktivita *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* bilaterálně během představy chůze v porovnání s klidovou aktivitou nemění.“ lze zamítnout ve prospěch HA8 pro paretický *m. tibialis anterior* v situacích K X PCH2 ($p < 0,01$), neparetický *m. gastrocnemius medialis* v situacích K X PCH2 ($p < 0,01$) a PCH1 X PCH2 ($p < 0,04$), paretický *m. rectus femoris* v situacích K X PCH1, K X PCH2 ($p < 0,01$) a PCH1 X PCH2 ($p < 0,03$), neparetický *m. rectus femoris* v situaci K X PCH2 ($p < 0,04$) a paretický *m. biceps femoris* v situacích K X PCH1 a K X PCH2 ($p < 0,01$). Nezamítáme pro nepar. *m. tibialis anterior*, par. *m. gastrocnemius medialis* a nepar. *m. biceps femoris*. Výsledky jsou zobrazeny v grafu na obrázku 6 (s. 46), statistika je uvedena v příloze 12 (s. 106).

Hypotéza **HA8** platí v případě paretického *m. TA*, neparetického *m. GM*, paretického i neparetického *m. RF* a paretického *m. BF*.

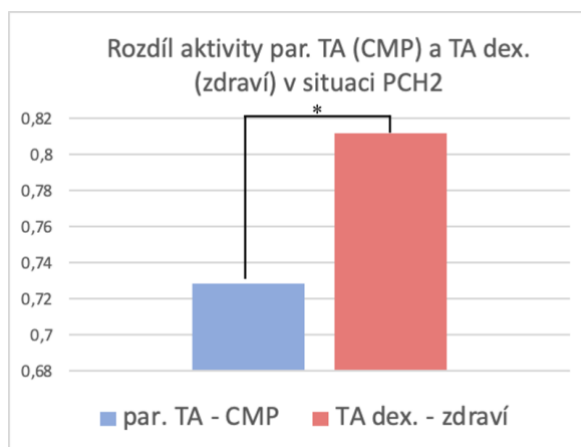
Hypotézu **H09** „U pacientů po CMP se v porovnání se zdravými jedinci svalová aktivita *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* bilaterálně během představy chůze neliší.“ lze zamítnout ve prospěch HA9 v situaci PCH2 pro paretický *m. TA* u CMP a pravý *m. TA* u zdravých ($p < 0,00$), paretický *m. GM* u CMP a pravý *m. GM* u zdravých ($p < 0,04$), neparetický *m. GM* u CMP a pravý *m. GM* ($p < 0,00$) i levý *m. GM* ($p < 0,02$) u zdravých jedinců a paretický *m. BF* u CMP a levý *m. BF* u zdravých jedinců ($p < 0,02$). Tabulka s výsledky statistiky je uvedena v příloze 13 (s. 107). Nelze jí zamítnout pro žádný sval v situaci PCH1.

Hypotéza **HA9** platí v situaci PCH2 pro paretický TA X pravý *m. TA* (grafické zobrazení viz obrázek 7, s. 46), paretický *m. GM* X pravý *m. GM* (grafické zobrazení viz obrázek 8, s. 47), neparetický *m. GM* X pravý i levý *m. GM* (grafické zobrazení viz obrázek 9, s. 47) a paretický *m. BF* X levý *m. BF* (grafické zobrazení viz obrázek 10, s. 47). Neplatí pro situaci PCH1 pro žádný sval.



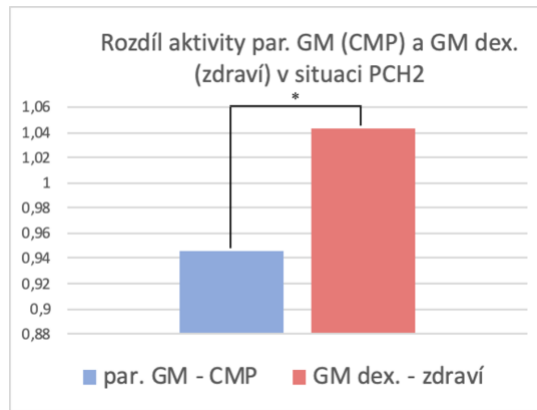
Obrázek 6 Průměrná aktivita par. m. TA, nepar. m. GM, par. m. RF, nepar. m. RF a par. m. BF v situacích K, PCH1 a PCH2, pro posouzení signifikance byl použit Wilcoxonův párový test.

Legenda: K – klid před představou chůze, PCH1 – představa chůze před její realizací, PCH2 – představa chůze po její realizaci, par. – paretický, nepar. – neparetický, m.TA – m. tibialis anterior, m. GM – m. gastrocnemius medialis, m.RF – m. rectus femoris, m. BF – m. biceps femoris, *,* – $p < 0,05$



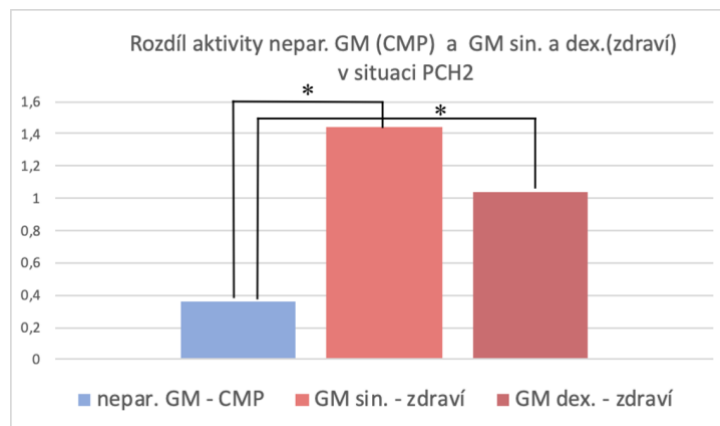
Obrázek 7 Průměrná aktivita paretického m. TA u CMP a pravého m. TA u zdravých v situaci PCH2

Legenda: PCH2 – představa chůze po její realizaci, par. – paretický, dex. – pravý, TA – m. tibialis anterior, *,* – $p < 0,05$



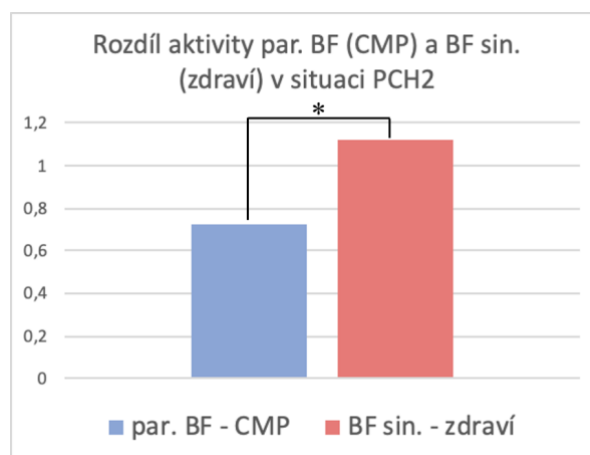
Obrázek 8 Průměrná aktivita paretického m. GM u CMP a pravého m. GM u zdravých v situaci PCH2

Legenda: PCH2 – představa chůze po její realizaci, par. – paretický, dex. – pravý, GM – m. gastrocnemius medialis, * – $p < 0,05$



Obrázek 9 Průměrná aktivita neparetického m. GM u CMP a pravého a levého m. GM u zdravých v situaci PCH2

Legenda: PCH2 – představa chůze po její realizaci, nep. – neparetický, dex. – pravý, sin. – levý, GM – m. gastrocnemius medialis, * – $p < 0,05$



Obrázek 10 Průměrná aktivita paretického m. BF u CMP a levého m. BF u zdravých v situaci PCH2

Legenda: PCH2 – představa chůze po její realizaci, par. – paretický, sin. – levý, BF – m. biceps femoris, * – $p < 0,05$

8 Diskuze

8.1 Kvalita představy (1. výzkumná otázka)

Představa pohybu a její efekt na pohybový projev jsou modulovány komplexní interakcí mezi mnoha fyziologickými i psychologickými faktory (Decety, Jeannerod a Prablanc, 1989; Jackson et al, 2003; Bakker et al, 2008a). Kvalita kognitivních funkcí jedinců, schopnost udržení pozornosti, orientace v prostoru a individuální schopnost pohybové představy hraje zásadní roli ve výsledcích rehabilitace a znovuzískání postižených funkcí (Kolářová et al., 2015, s. 132).

Mnoho autorů uvádí, že individuální kvalita a schopnost představy pohybu určuje efektivitu tréninku v představě (Diskstein a Deutsch, 2007, s. 945; Hall, 2001 in Walsh, Jones a McCabe, 2015, s. 155). Jedinci s dobrou schopností představy pohybu dosahují výraznějšího zlepšení pohybového výkonu než jedinci s horší schopností pohybové představy (Mizuguchi et al., 2015, s. 1). Obecně je vhodné využít imaginaci pohybu u jedinců, kteří mají dobrou schopnost představy pohybu a zkombinovat ji s reálným vykonáním pohybu (Kolářová et al., 2015, s. 137).

Rozdílná schopnost představy pohybu se projevuje i v zapojení mozkových struktur. Jedinci s vyšší kvalitou představy pohybu jsou schopni lépe zapojovat motorické oblasti a aktivovat prefrontální exekutivní oblast, která integruje informace z těla a zevního prostředí a účastní se vyšší kontroly chůze (Van der Meulen et al., 2014, s. 455). Rozdílná neurální aktivita doprovází představu kinestetickou a vizuální (Guillot et al., 2009, s. 2157), představu pohybu různých částí těla (Ehrsson, Geyer a Naito, 2003, s. 3304) a mění se i v závislosti na náročnosti představovaného pohybu (Bakker, Boschker a Chung, 1996, s. 313-315; Guillot et al., 2007, s. 18).

Jedinci s horší kvalitou představy nemusí benefitovat z využití mentálního tréninku v rámci rehabilitace. Schopnost a kvalita představy by proto měla být před indikací tréninku pohybu v představě otestována u každého jedince (Diskstein a Deutsch, 2007, s. 945).

8.1.1 Kvalita představy u zdravých jedinců

První hypotéza se věnuje kvalitě představy pohybu u zdravých jedinců. V průběhu měření byla probandy hodnocena subjektivní kvalita představy chůze bezprostředně po vykonání představy. K hodnocení sloužila škála 1-5, kdy 1 = nejobtížnější a 5 = nejsnazší. Posuzován byl rozdíl kvality představy před reálným vykonáním chůze (PCH1) a po reálné chůzi (PCH2). Bylo

pozorováno statisticky významné zlepšení subjektivní kvality v situaci PCH2 oproti PCH1 (grafické znázornění viz obrázek 5 s. 42, výsledky statistiky viz příloha 8, s. 105).

Williams, Cumming a Edwards (2011, s.560) zmiňují, že zkušenost s pohybem může ovlivnit subjektivní náročnost jeho představy. K podobným výsledkům došli i Wriessnegger et al. (2014, s. 2, 7), kteří pozorovali zlepšení schopnosti představy po reálném vykonání pohybu a zároveň zvýšenou aktivaci mozkových center zapojených do představy. Souvislost mezi živostí představy a neurální aktivací motorických center zmiňuje i Lorey et al. (2011, s. 2). Vykonání pohybu před jeho představou zřejmě facilituje neurální aktivitu a má pozitivní vliv na prožitek a živost představy. Kvalita může být ovlivněna schopností uchování a následného využití vizuálních a kinestetických informací v krátkodobé paměti. Díky tomu se zvyšuje živost představy bezprostředně po reálném vykonání pohybu (Malouin et al., 2004, s. 180-182). Na zkušenosti s pohybem je závislá také kortikální excitabilita v průběhu představy (Fourkas et al., 2008, s. 2382).

Vyšší náročnost představy před realizací chůze mohla být způsobena také neznalostí prostředí, i když byl všem testovaným úsek chodby sloužící pro účely měření před představou ukázán. Pro vytvoření živé interní kinestetické představy však nemusí být pouze vizuální informace o prostředí dostačující.

Snížení náročnosti představy po realizaci chůze může být dáno také povahou představovaného pohybu. Chůze je za normálních okolností více méně automaticky prováděný pohyb. Představa chůze vyžaduje poměrně velké soustředění, které pro tento pohyb není běžné. Představa chůze tak může být pro některé jedince subjektivně náročná. Aktivita mozkových center je během představy a reálného vykonání chůze podle výsledků mnoha autorů podobná (Bakker et al., 2008a; Jahn et al., 2008; La Fougère et al., 2010; Héту et al., 2013; Van der Meulen et al., 2014). Reálné vykonání chůze před její představou zřejmě aktivuje neurální okruhy spjaté s daným pohybem a subjektivní náročnost představy tak klesá.

8.1.2 Kvalita představy u pacientů po cévní mozkové příhodě

Podle některých autorů je velmi důležité testování představy pohybu u pacientů s lézí CNS. Před zapojením tréninku pohybu v představě je pro dosažení jeho maximální efektivity důležité u každého pacienta zvážit individuální kvalitu a časovou souslednost představy s reálným vykonáním pohybu (Hall, 2001 in Walsh, Jones a McCabe, 2015, s. 155).

Druhá hypotéza této práce se zabývá kvalitou představy u pacientů po CMP před realizací (PCH1) a po realizaci chůze (PCH2). Stejně jako u zdravých jedinců byla kvalita testována pomocí subjektivního hodnocení bezprostředně po představě s využitím škály 1 – 5,

kdy 1 = nejobtížnější a 5 = nejsnazší. I u pacientů po CMP bylo stejně jako u zdravých jedinců prokázáno statisticky významné zlepšení kvality představy chůze po její realizaci (PCH2) (výsledky viz příloha 8, s. 105).

Zdá se, že předchozí realizace pohybu ovlivňuje kvalitu představy pacientů po CMP podobně jako u zdravých jedinců. Na zlepšení představy po vykonání reálné chůze může mít podíl uchování zrakově-prostorových a proprioceptivních informací v krátkodobé paměti (Malouin et al., 2004, s. 180-182). Představu pozitivně ovlivňuje i zvýšení aktivity mozkových center (Lorey et al., 2011, s. 1, Wriessnegger et al., 2014, s. 2, 5) a kortikospinální excitability (Fourkass et al., 2008, s. 2388) bezprostředně po realizaci chůze.

Výsledky také korelují s tvrzením, že pacienti s motorickým impairmentem na základě kortiko-spinální léze jsou stále schopni generovat pohybové představy s postiženými končetinami (Decetyho a Boissona, 1990; Sirigu et al., 1995 in Jeannerod, 2001, s. 106).

8.1.3 Porovnání kvality představy mezi zdravými jedinci a pacienty

Třetí hypotéza se zabývá rozdílem kvality představy před a po realizaci chůze u pacientů po CMP v porovnání se zdravými jedinci. Nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi těmito skupinami (statistické výsledky viz příloha 9, s. 105, grafické znázornění viz obrázek 5, s. 42).

Kobelt, Wirth a Schuster-Amft (2018, s. 2-14) došli k podobným výsledkům, kdy při subjektivním hodnocení kvality představy bezprostředně po jejím vykonání nebyly významné rozdíly mezi zdravými jedinci a pacienty po CMP. Živost představy u pacientů po CMP tak nejspíš není rozdílná oproti stejně starým zdravým jedincům (Malouin et al., 2008a, s. 330).

Z důvodu jednoduchého provedení testování představy pomocí dotazníků byl v rámci výběru probandů pro tuto diplomovou práci každý otestován dotazníkem MIQ-R, který zvláště testuje kinestetickou a vizuální představu (Gregg, Hall a Butler, 2010, s. 250). MIQ-R se využívá zejména u zdravé populace, ale je použitelný i pro testování různorodých pacientů (Gregg, Hall a Butler, 2010, s. 250). Z důvodu fyzické náročnosti některých úkolů (výskok do vzduchu) může být pro pacienty po CMP náročný (Walsh, Jones a McCabe, 2015, s. 156) Pacienti testovaní pro účely této práce však neměli výrazný pohybový deficit a byli schopni fyzicky vykonat všechny úkoly v dotazníku MIQ-R (včetně výskoku). Proto byl tento dotazník využit u obou skupin.

Při porovnání výsledků MIQ-R mezi skupinou CMP a skupinou zdravých jedinců byl zjištěn statisticky významný rozdíl v dosaženém celkovém skóre MIQ-R. Skupina pacientů

po CMP měla nižší průměrné skóre MIQ-R, což vypovídá o zhoršení schopnosti představy oproti skupině zdravých jedinců (popisná statistika s p hodnotami viz příloha 7, s. 105).

Pacienti po CMP měli signifikantně nižší skóre MIQ-RS v kinestetické i vizuální schopnosti představy pohybu než zdraví jedinci i ve studii De Vriese et al. (2013, s. 157). I Kemlin et al. (2016, s. 1) prokázali deficit v kvalitě explicitní představy pohybu u pacientů v akutním stádiu po CMP v porovnání se zdravými jedinci stejné věkové kategorie.

Kobelt, Wirth a Schuster-Amft (2018, s. 2-14) ani Malouin et al. (2007, s. 26-29) naopak neprokázali signifikantní rozdíl schopnosti představy pohybu mezi pacienty po CMP a zdravými jedinci (při testování pomocí dotazníku KVIQ-10 a subjektivního hodnocení kvality představy). Ve skupině CMP a zdravých bylo podobné rozdělení jedinců s dobrou a špatnou schopností představy pohybu (Malouin et al., 2007, s. 24-25). Živost představy se podle autorů u pacientů po CMP výrazně neliší, ale zároveň není symetrická. Vyššího skóre kinestetické představy dosahují pacienti po CMP při představě pohybu nepostiženou DK. Představa pohybu nepostiženou končetinou je také živější a přesnější (Malouin et al., 2008a, s. 330).

Podle Feenstra et al. (2016, s. 171) se schopnost představy pohybu u pacientů po CMP zlepšila o 78 % po 3 týdnech a o 94 % po roce od vzniku iktu. Rozdíly mezi skupinou zdravých a skupinou pacientů po CMP zjištěné v této práci tak mohou být dány stádiem pacientů po CMP. Testování byli pacienti v subakutním stádiu hospitalizovaní na oddělení lůžkové rehabilitace bezprostředně po hospitalizaci na neurologické klinice.

Vliv mohl mít i věk testovaných. V naší práci se u skupiny zdravých jedinců průměrný věk pohyboval okolo 52,7 let, u skupiny pacientů po CMP 64,3 let. Personnier, Ballay a Papaxanthis (2010, s. 184) udávají zhoršení přesnosti představy pohybu u jedinců starších 60 let. Podle autorů starší jedinci využívají k vytvoření motorické reprezentace eferentní kopie motorických příkazů. Tato schopnost se v průběhu stárnutí rapidně zhoršuje. Deficit představy u starších jedinců je pozorovatelný hlavně u složitých a neobvyklých pohybů (Saimpont et al., 2013, s. 26). Věk pacientů tak do jisté míry může vysvětlovat pozorované horší výsledky MIQ-R u pacientů po CMP v této práci.

Dle Liu et al. (2019, s. 1403) ale nejsou rozdíly v kvalitě představy napříč věkovými skupinami. Ani Saimpont et al. (2013, s. 23) u zdravých jedinců starších 55 let neprokázali rozdíl ve schopnosti představy lehkých a běžných pohybů v porovnání s mladšími jedinci. Souvislost mezi věkem a kvalitou představy nebyla prokázána ani u pacientů po CMP (Storm a Utesch, 2019, s. 3-5).

Statisticky významně nižší skóre u pacientů v porovnání se zdravými jedinci bylo pozorováno také v dílčím skóre kinestetické a vizuální představy. V rámci jednotlivých skupin

však nebyl mezi vizuální a kinestetickou představou výrazný rozdíl (viz příloha 7, s. 105). V rozporu s tímto zjištěním jsou výsledky studií autorů Malouin et al. (2008a, s. 336), Confalonieri et al. (2012, s. 15) a De Vries et al. (2013, s. 11), ve kterých dosahovali zdraví jedinci i pacienti po CMP statisticky vyššího skóre vizuální než kinestetické představy.

Problémem dotazníkového šetření je určitá neobjektivita takto získaných výsledků (Sharma, Pomeroy a Baron, 2006, s. 1943). Na druhou stranu existují důkazy přímé souvislosti získaného skóre MIQ a schopností získávání pohybových dovedností (Malouin et al., 2007, s. 20). Individuální schopnost představy pohybu je u jednotlivců značně variabilní s ohledem na to, jaký způsob testování je zvolen. Je proto lepší využít více možností testování jako například kombinaci dotazníku s posouzením času představy a reálného vykonání pohybu v rámci mentální chronometrie (Collet et al., 2011, s. 85).

8.2 Čas představy a reálného vykonání chůze (2. výzkumná otázka)

Z mnoha výzkumů vyplývá, že představa pohybu a jeho reálné vykonání trvá přibližně stejný čas, a to u jednoduchých i komplexnějších pohybů (Decety, Jeannerod a Prablanc, 1989, s. 35; Decety a Jeannerod, 1995, s. 127; McAvinue a Robertson, 2008, s. 240-241). V některých případech se tak porovnání časových parametrů představy a exekuce pohybu využívá k posouzení schopnosti a kvality představy pohybu (Guillot a Collet, 2005b, s. 10, 17; Malouin, Richards a Durand, 2012, s. 1).

Tento způsob testování se nazývá mentální chronometrie. Jedná se o dobu trvání zpracování informace v nervovém systému (Posner, 2005, s. 205). Posouzení rozdílů v čase představy a vykonání pohybu je označováno jako test časové kongruence (temporal congruence tests). Collet et al. (2011, s. 87,89) považují test časové kongruence za silný a všestranný způsob hodnocení schopnosti pohybové představy. Van der Maulen et al. (2004, s. 468) doporučují mentální chronometrii jako doplněk k dotazníkovému testování, jelikož se jeví jako více senzitivní.

8.2.1 Časové parametry u zdravých jedinců

Čtvrtá hypotéza se zabývá časovou sousledností představy a reálného vykonání chůze po 10 m úseku chodby u zdravých jedinců. Byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi časem představy chůze a časem reálného vykonání chůze. V obou po sobě následujících měřeních bylo trvání představy delší než reálné vykonání chůze (výsledky statistiky viz tabulka 3, s. 43). Podobné výsledky uvádí Kobelt, Wirth a Schuster-Amft (2018, s. 8), kdy testovaným trvalo delší čas představit si uchopení a zvednutí sklenice než reálně pohyb provést.

Výzkum Decetyho, Jeanneroda a Prablanc (1989, s. 35) naopak prokázal, že zdravým jedincům trvá podobně dlouho představit si chůzi k cíli a reálně k cíli dojít. Podobnost časových parametrů představy a exekuce pohybu uvádí i Papaxanthis et al. (2002), Berthoz (1996) a Sakai a Ikeda (2019, s. 993-994). Poslední jmenovaní autoři prokázali signifikantní pozitivní závislost představy a exekuce pohybu = čím déle trvalo jedincům představit si chůzi na vzdálenost 10 m, tím déle jí reálně vykonávali. Těsný časový vztah mezi reálnou chůzí a její představou prokazuje zachování časové organizace chůze i během pouhé představy (Bakker et al., 2007, s. 501).

Trvání představy pohybu je závislé na subjektivní náročnosti představy. V případě, že je daný pohyb považován za jednoduchý k provedení, je jeho představa kratší než reálné vykonání (Weinberg, 2000 in Guillot a Collet, 2005b, s. 14). Naopak při vyšší subjektivní náročnosti se čas představy oproti vykonání chůze prodlužuje (Decety, Jeannerod a Prablanc, 1989, s. 35). Pro představu pohybu platí tzv. Fittsovo pravidlo (Fitts's law) = trvání představy se prodlužuje s rostoucími požadavky na přesnost pohybu (Decety a Jeannerod, 1995, s. 127; Decety a Grèzes, 1999, s. 177, McAvinue a Robertson, 2008, s. 241).

Pozorované výsledky by mohly mít souvislost se subjektivní náročností představy. První představa před realizací chůze (PCH1) trvala zdravým jedincům v průměru 16,6 s, zatímco vykonání první chůze (CH1) pouze 10,75 s. Druhá představa po realizaci chůze (PCH2) se pak již v průměru zkrátila na 12,47 s, nepatrně se zkrátil i čas druhé reálně provedené chůze (CH2) na 10,55 s (viz tabulka 3, s. 43, grafické znázornění viz příloha 10, s. 106). Delší trvání zejména první představy (PCH1) mohlo mít spojitost s horší kvalitou představy před reálným vykonáním chůze, kterou testovaní udávali. To potvrzují Sakai a Ikeda (2019, s. 993-994) prokázáním signifikantní negativní závislosti mezi výsledky dotazníku KVIQ-10 a představou 10 m chůze. Čím nižší skóre v dotazníku KVIQ-10 pacienti dosáhli (tedy čím byla nižší schopnost a kvalita představy), tím déle jim představa trvala.

Kvalita představy po reálném vykonání chůze (PCH2) byla u skupiny zdravých jedinců signifikantně vyšší než před jejím vykonáním (PCH1) (výsledky statistiky viz tabulka 3, s. 43). Proto se pravděpodobně zkrátil i čas představy po realizaci chůze (PCH2). Vykonáním chůze před její představou nejspíš dochází k facilitaci neurálních okruhů, které jsou pro její představu i realizaci podobné (Bakker et al., 2008a; Jahn et al., 2008; La Fougère et al., 2010; Héту et al., 2013; Van der Meulen et al., 2014). Zlepšení kvality představy po vykonání pohybu díky zvýšené aktivaci mozkových center prokázali i Wriessnegger et al. (2014, s. 2, 5, 7) a Lorey et al. (2011, s. 1). Naopak Papaxanthis et al. (2002, s. 213) nezaznamenali rozdíl v čase představy v závislosti na tom, zda jí předcházelo reálné vykonání, či nikoliv

Subjektivní náročnost především první představy chůze (PCH1) a tím i horší časová souslednost s reálným provedením chůze mohla být dána i povahou pohybu, který za normálních okolností vykonáváme téměř automaticky. Je známo, že časové parametry představy mohou být ovlivněny také kognitivními faktory nebo očekáváním testovaného jedince (Guillot et al., 2012b, s. 6). Soustředění, které vyžaduje představa chůze, není pro její realizaci běžné a mohlo ovlivnit délku trvání představy.

Jako subjektivně náročná mohla pro testované být představa chůze v téměř neznámém prostředí. I přestože úsek chodby před měřením viděli, nemusela být pouze vizuální informace dostačující k vytvoření kinestetické představy a odhadu časové náročnosti vykonání pohybu. Zkrácení představy chůze po její realizaci může být dáno lepším poznáním terénu a udržením vizuálních a kinestetických informací v krátkodobé paměti, což dle Malouina et al. (2004, s. 180-182) zvyšuje živost představy a její trvání přibližuje k reálnému provedení.

8.2.2 Časové parametry u pacientů po cévní mozkové příhodě

Dle Malouina et al. (2008b, s. 318) jsou testy časové kongruence představy a pohybu reliabilním způsobem pro kvantitativní posouzení představy u zdravých jedinců i pacientů po CMP. Musí však být zamezeno alternativním strategiím, jako je např. počítání při měření předem daného časového úseku. Vždy je vhodné se zároveň ptát na subjektivní vnímání kvality představy bezprostředně po jejím vykonání, zejména u pacientů po CMP.

Pátá hypotéza se zabývá trváním představy 10 m dlouhé chůze v porovnání s časem jejího reálného vykonání u pacientů po CMP. Nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi časem představy a časem vykonání chůze (viz tabulka 2, s. 42). Tyto výsledky korelují se závěry studií provedených na zdravých jedincích (Decety, Jeannerod a Prablanc, 1989, s. 35; Decety a Jeannerod, 1995, s. 127) i pacientech po CMP (Malouin et al., 2007, Malouin a Richards, 2010; Kobelt, Wirth a Schuster-Amft, 2018), které prokazují časovou souslednost představy a realizace pohybu.

I přesto byl pozorován u pacientů po CMP podobný trend jako u zdravých jedinců. Představa před vykonáním chůze (PCH1) trvala déle (v průměru 19,36 s), než bylo reálné vykonání chůze (CH1), které trvalo v průměru 13,69 s. Představa po vykonání chůze (PCH2) trvala průměrně 12,57 s, následné vykonání chůze (CH2) pak trvalo v průměru 13,00 s (viz tabulka 2, s. 42). Zkrácení představy po realizaci chůze může být ovlivněno stejně jako u zdravých jedinců horší kvalitou a vyšší subjektivní náročností první představy. Na rozdíl od zdravých jedinců výsledky pacientů po CMP nemusely být ovlivněny neznámým prostředím, jelikož měření probíhalo v prostorách lůžkové rehabilitace FNOL, kde byli

hospitalizováni. To se mohlo projevit menšími rozdíly v časech představy a reálného vykonání chůze.

8.2.3 Porovnání časových parametrů mezi zdravými jedinci a pacienty

Šestá hypotéza se věnuje porovnání časových parametrů představy a chůze dlouhé 10 m u pacientů po CMP a u zdravých jedinců. Nebyly prokázány žádné statisticky významné rozdíly těchto dvou skupin v trvání představy (PCH1, PCH2) a reálného vykonání chůze (CH1, CH2) (viz příloha 11, s. 106).

Významné rozdíly v časových parametrech představy mezi zdravými a pacienty po CMP nezjistili ani Kobelt, Wirth a Schuster-Amft (2018, s. 10) nebo Malouin et al. (2007, s. 20-29). Zdá se, že časová reprezentace komplexního pohybového chování jako je např. chůze, není u pacientů po CMP a zdravých jedinců rozdílná (Malouin a Richards, 2010, s. 242).

Výrazné rozdíly v mentální chronometrii však byly prokázány u pacientů po CMP s výrazným somatosenzorickým deficitem, a to v porovnání se zdravými jedinci, ale i pacienty s žádným či mírným deficitem (Liepert et al., 2016, s. 912-913). Pacienti s větším deficitem většinou podcenili čas nutný k vykonání daného pohybu a představa tak trvala kratší dobu než reálné vykonání pohybu. Stupeň somatosenzorického deficitu zřejmě ovlivňuje časové parametry představy.

8.3 Vliv představy chůze na svalovou aktivitu (3. výzkumná otázka)

Poměrně dobře prozkoumáno je působení představy pohybu na mozkovou činnost a zapojení struktur CNS, méně studií se zabývá jejím vlivem na aktivitu svalů jakožto efektorů pohybu. Tuto aktivitu je možné zaznamenat pomocí povrchové EMG, která snímá akční potenciály šířící se během kontrakce membránou svalových vláken (Kolářová et al., 2014, s. 75). Přestože se snímání EMG aktivity v některých studiích využívá k vyloučení volního pohybu při představě, je dokázáno zvýšení aktivity svalů zapojených do představovaného pohybu oproti klidovým hodnotám u muzikantů, atletů či pacientů po CMP (Lotze a Halsband, 2006, s. 386).

Většina studií, které sledují svalovou aktivitu v průběhu představy pohybu, se zabývá pohybem HKK. Méně studií se zaměřuje na představu chůze. Kolářová et al. (2016, s. 411-431) zkoumali EMG aktivitu svalů DKK během představy chůze. Prokázali facilitační efekt této představy na aktivitu proximálních svalů DKK v pozici klidového stoje (konkrétně m. semitendinosus, m. biceps femoris a m. rectus femoris). Při představě chůze v sedě, kdy byla méně vhodná proprioceptivní zpětná vazba, došlo ke snížení EMG aktivity distálních svalů (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis a medialis). Tato skutečnost nejspíše souvisí se způsobem inervace svalů DKK a pozicí, ve které je představa prováděna.

8.3.1 Svalová aktivita při představě chůze u zdravých jedinců

Sedmá hypotéza se věnuje změnám aktivity m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně při představě chůze před jejím reálným vykonáním (PCH1) a po vykonání chůze (PCH2) v porovnání s klidovými hodnotami (K) u zdravých jedinců. V rámci měření nebyly prokázány statisticky významné změny aktivity žádného z testovaných svalů (viz tabulka 4, s. 44).

Změny svalové aktivity během představy pohybu nejsou vždy zřejmé. Studie zaměřující se především na komplexnější pohyby vykazují rozporuplné výsledky. Gentili, Papaxanthis a Pozzo (2006, s. 766-767) poukazují na absenci svalové aktivity na EMG během představy pohybu. Svalovou inaktivitu autoři potvrdili i porovnáním frekvenčních amplitud EMG mezi mentálním tréninkem a stavem odpočinku. Ani experimenty prováděné ve studii Muldera et al. (2004, s. 215) neprokázaly zvýšení svalové aktivity na EMG během představy abdukce pravého palce nohy v porovnání s klidovým stavem. Personnier, Ballay a Papaxanthis (2010, s. 187-188) nepozorovali změny EMG u představy pohybu HK, ani u mladých (průměrný věk 24 let), ani u starších jedinců (průměrný věk 67 let). Rozdíl mezi aktivitou při představě chůze do schodů a klidovou aktivitou nezaznamenali ani Geiger, Benhrend a Schuster-Amf (2019, s. 1).

Dickstein (2005, s. 477-481) či Kobelt, Wirth a Schuster-Amft (2018, s. 6-8) nepozorovali změny na EMG během představy u všech testovaných jedinců. Nekonstantní změny aktivity svalů DKK při představě chůze zmiňují i Peikenkamp a Stief (2012, s. 246). Dle Lemose, Rodriguese a Vargase (2014, s. 105) je podprahová modulace svalové aktivity během představy pohybu zřejmá pouze při aplikaci vnějšího stimulu (jako TMS či elektrické stimulace) nebo při již probíhající aktivitě svalstva (např. ve vzpřímeném stoji).

Zvýšenou EMG aktivitu během představy pohybu vysvětluje Jeannerod (1995, s. 1422) přítomností zbytkové svalové aktivity z neúplné inhibice motorického příkazu. Jeho teorii potvrzují i Guillot et al. (2007, s. 18-27). Při představě pohybu se ve srovnání s vykonáním pohybu produkuje kvalitativně podobný a kvantitativně menší firing směrem ke svalům. V některých případech část motorických příkazů není inhibována a signály tak dorazí až k efektorům, což se projevuje zvýšenou aktivitou na EMG (Guillot, 2012a, s. 132). Gandevia et al. (1997 in Guillot et al., 2012a, s. 132) tvrdí, že EMG aktivita nemusí být pouze odrazem vyšší aktivity alfa-motoneuronů, ale může být dána zvýšenou aferencí ze svalových vřetének. Obecně je podpořena hypotéza, že svalová aktivita zaznamenaná během představy pohybu není tonická aktivace, ale odráží obsah specifického motorického příkazu pohybu, který je mentálně simulován (Gandevia et al., 1997 in Guillot et al., 2012a, s. 132).

Důvodem absence změny EMG aktivity při představě chůze u zdravých jedinců může být právě inhibiční efekt představy pohybu na svalovou aktivitu, který zabezpečuje, aby nedošlo k reálnému provedení pohybu (Bonnet et al., 1997, s. 226-227). Mechanismus motorické inhibice během představy pohybu není dosud zcela objasněn (Lebon et al., 2008, s. 182). Podle Kasesse et al. (2008, s. 836) je inhibice vykonání pohybu během představy zapříčiněna velkou aktivací SMA, která vede k potlačení aktivity primárního motorického kortexu (M1). Aktivita je pak sublimitní a nevyvolá specifickou tonickou aktivaci zřetelnou na EMG (Jeannerod, 2001; Guillot et al., 2007, s. 24). Tato schopnost inhibice motorického příznaku je u některých jedinců vyšší (Jeannerod, 1997, in Holmes a Collins, 2001, s. 65), což mohl být i případ zdravých probandů měřených v rámci výzkumu této práce.

Další možné vysvětlení absence změn EMG aktivity je dle Jeanneroda (1997, in Holmes a Collins, 2001, s. 65) hlubší umístění tzv. „přípravných“ svalových vláken, které se při představě aktivují mezi prvními. Povrchové EMG pravděpodobně jejich aktivitu není schopno zaznamenat, jelikož snímá zejména aktivitu povrchově uložených svalových vláken (Jeannerod a Frak, 1999, s. 738), která nemusí být u představy vždy přítomná. Mimo umístění testovaného svalu nebo vzdálenosti mezi elektrodou a aktivními svalovými vlákny může signál ovlivňovat i geometrie elektrod (Kleissen et al., 1998, s. 147).

Změny svalové aktivity mají také souvislost s požadavky představovaného pohybu. EMG aktivita zřejmě proporcionálně roste s množstvím vydaného úsilí a mírou náročnosti představy. Čím větší je složitost představovaného pohybu, tím vyšší EMG aktivitu lze pozorovat (Shaw, 1940 in Jeannerod, 1995, s. 1422; Bakker, Boschker a Chung, 1996, s. 315). Výsledky byly potvrzeny ve studiích autorů Guillot et al. (2007, s. 18) a Bonnet et al. (1997, s. 221). Velikost EMG aktivity při představě pohybu záleží také na intenzitě úsilí vnímané při představě (Guillot et al., 2007, s. 18, Lebon et al., 2008, s. 181). Testovaní zdraví jedinci mohli představu chůze vnímat jako jednoduchou, což odpovídá jejich subjektivnímu hodnocení kvality představy. K vytvoření představy tak nepotřebovali výrazné úsilí, a proto nebyly pozorovány výrazné změny EMG aktivity svalů DKK.

I přes absenci periferní aktivity je dokázán pozitivní vliv představy pohybu na proces motorického učení. Při představě pohybu vznikají pseudo-proprioceptivní informace, které mohou mít vliv na zlepšení trénované pohybové dovednosti (Mulder, De Vries a Zijlstra, 2005, s. 349). Prokázána je i velká podobnost mozkové aktivity mezi reálnou chůzí a představou chůze, např. bilaterální aktivace SMA, mozečku, putamen nebo frontálních a parietálních oblastí (Bakker et al., 2008a; Jahn et al., 2008; La Fougère et al., 2010; Héту et al., 2013; Van der Meulen et al., 2014). Fusi et al. (2005, s. 223) prokázali také změny ukazatelů práce

kardiovaskulárního systému při představě chůze na chodícím páse. Při představě rychlejší chůze byl evidentní nárůst hodnot respirace a spotřeby kyslíku, i přestože nedocházelo k reálnému pohybu. Představa chůze tak má vliv na neurální aktivitu a tělní systémy i bez pozorované EMG aktivity příslušných svalů.

8.3.2 Svalová aktivita při představě chůze u pacientů

EMG aktivitě v kontextu pohybové představy pacientů po CMP se věnuje pouze velmi malé množství studií. Například Kobelt, Wirth a Schuster-Amft (2018, s. 1-14) zkoumali aktivitu v klidu a při představě pohybu HK u 10 zdravých jedinců, 7 pacientů po CMP a 5 pacientů s Parkinsonovou nemocí. Porovnávali aktivitu 4 svalů (m. deltoideus pars clavicularis, m. biceps brachii, m. extensor digitorum a m. flexor carpi radialis) během klidu, představy pohybu a reálného vykonání pohybu (3 uchopení a zvednutí sklenice k ústům). U všech testovaných skupin došlo ke zvýšení EMG aktivity m. deltoideus a m. biceps brachii při představě pohybu oproti klidovému stavu. U 2 zdravých, 3 pacientů po CMP a 2 pacientů s Parkinsonovou chorobou byla patrná změna EMG aktivity během představy pohybu alespoň u jednoho z dalších testovaných svalů.

Dickstein et al. (2005, s. 475-483) zkoumali aktivitu m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris bilaterálně pomocí EMG u 6 hemiparetických pacientů po CMP a 9 zdravých jedinců při představě stoupnutí si na špičky. Probandi měli provést třikrát reálný pohyb a po pauze třikrát pohyb v představě. Kdy mají pohyb provést či si ho přestavit určoval metronom. U 3 pacientů po CMP a 3 zdravých jedinců došlo při představě ke změně aktivity alespoň jednoho z měřených svalů. U ostatních nebyla pozorována žádná úkolově specifická změna EMG aktivity během představy. Autoři se závěrem zmiňují o možnosti změny EMG aktivity v průběhu představy pohybu u některých, ale ne všech jedinců, ať už zdravých, nebo po CMP.

Osmá hypotéza této práce se věnuje změnám bilaterální EMG aktivity m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris při představě chůze u pacientů po CMP. Cílem bylo zjistit, zda se výrazně mění aktivita při představě před realizací chůze (PCH1) a představě po realizaci chůze (PCH2) v porovnání s klidovými hodnotami (K). U pacientů po CMP bylo zaznamenáno signifikantní snížení svalové aktivity v důsledku představy pohybu u 5 z 8 testovaných svalů (popisná statistika s p hodnotami viz tabulka 4, s. 44) a to u paretického m. tibialis anterior (porovnání situací KxPCH2), neparetického m. gastrocnemius medialis (porovnání situací KxPCH2 a PCH1xPCH2), paretického m. rectus femoris (v situacích KxPCH1, KxPCH2 i PCH1xPCH2), neparetického m. rectus femoris

(v situaci KxPCH2) a paretického m. biceps femoris (v situaci KxPCH1 a KxPCH2) (grafické znázornění viz obrázky 6, s. 46, výsledky statistiky viz příloha 12, s. 106).

Snížení svalové aktivity v důsledku představy chůze již bylo zaznamenáno u zdravých jedinců. Kolářová et al. (2016, s. 420) pozorovali snížení aktivity u distálních svalů DKK (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis a medialis) v pozici v sedě. Autoři výsledek vysvětlují mimo jiné pozicí, ve které byla představa chůze prováděna, jelikož v sedě je méně vhodná propioceptivní zpětná vazba. V našem experimentu však byla představa prováděna ve stoje. Možným vysvětlením může být způsob inervace svalů DKK, jelikož distální svaly DKK bývají na rozdíl od proximálních inervovány polysynaptickými drahami (Brouwer a Ashby, 1991 in Kolářová et al., 2016, s. 425). Snížení svalové aktivity při představě chůze však Peikenkamp a Stief (2012, s. 246) pozorovali také u svalů proximálních, konkrétně u flexorů kolene a extenzorů kyčle. Snížení svalové aktivity proximálních svalů v důsledku představy chůze zaznamenaly u mladých zdravých jedinců také Maděrová (2019, s. 44, 50-53) a Ondráčková (2019, s. 40-43, 45). Většina autorů poukazuje na značnou nekonstantnost změn EMG aktivity.

Je prokázáno, že stejně jako u zdravých jedinců je u pacientů po CMP aktivita centrálních oblastí během představy velmi podobná aktivitě při reálném vykonání pohybu (Bakker et al., 2008a, s. 2519, s. 1008; Confalonieri et al., 2012, s. 1). I přes prokázaný vliv na mozkovou činnost paradoxně dochází během představy chůze k určitému potlačení kortikospinální excitability (Bakker et al., 2008b; Mouthon et al., 2015, s. 540-41) což může do jisté míry vysvětlovat pozorovaný pokles EMG aktivity při představě chůze.

Inhibiční efekt představy pohybu sledovali i Bruno, Fossataro a Garbarini (2018, s. 360) u skupiny probandů, kteří byli přímo upozorněni, aby se během představy pohybu vyhnuli jakémukoliv volnímu pohybu. Právě toto upozornění podle autorů může hrát roli v potlačení facilitačního efektu a inhibici kortikospinální excitability během představy. Volní svalová relaxace v průběhu měření představy snižuje aktivitu kortikospinálního traktu (Kato et al., 2015, s. 39) a snižuje se tak i aktivita snímaná pomocí EMG. I v průběhu našeho měření byli testovaní jedinci požádáni o snahu se během představy pohybu minimálně hýbat. Příliš velká snaha potlačit pohyb během představy by mohla být jedním z důvodů poklesu svalové aktivity.

Vliv na EMG aktivitu může mít i řízení chůze. Motorické a premotorické regiony zapojené během představy chůze souvisí především s jejím plánováním (Hétu et al. 2013, s. 943, La Fourgère et al., 2010, s. 1954). Běžná chůze je však více automatickou záležitostí. Velkou roli na produkci rytmických pohybů při chůzi mají CPG v lumbosakrální oblasti. Ty reagují zejména na propioceptivní a senzoričnou aferenci z DKK (Takakusaki, 2013,

s. 1485). Aktivita distálních svalů během chůze (především extenzorů) z velké části závisí na fyzických periferních senzoryckých informacích (Harkema et al., 1997 in Kolářová et al., 2016, s. 422). Právě nedostatek propioceptivní zpětné vazby může být příčinnou, proč v průběhu představy nedocházelo k facilitaci, ale naopak k inhibici distálních svalů DKK.

Jedním z faktorů, který ovlivňuje svalovou aktivitu při představě pohybu, je její kvalita a živost. U jedinců s lepší schopností představy dochází k výraznější aktivaci mozkových center (Van der Meulen et al., 2014, s. 455) i vyššímu nárůstu MEP testovaných svalů v průběhu představy (Wang et al., 2014, s. 110). U jedinců s lepší schopností představy pohybu lze očekávat i vyšší svalovou aktivitu (Lacey a Lawson, 2013, s. 102-103; Van der Meulen et al., 2014, s. 455). Skupina pacientů testovaných v rámci této práce dosáhla v MIQ-R dotazníku signifikantně nižšího skóre než skupina zdravých jedinců. Je tedy možné, že ke snižování svalové aktivity mohla přispět i o něco nižší schopnost představy. Naopak Kobelt, Wirth a Schuster-Amft, 2018, s. 8) neprokázali souvislost mezi aktivitou na EMG a kvalitou představy pohybu (a to testovanou pomocí KVIQ, mentální chronometrie a mentální rotace i subjektivně hodnocenou kvalitou představy bezprostředně po jejím vykonání.)

V rámci této práce bylo signifikantní snížení EMG aktivity oproti klidovým hodnotám zaznamenáno při představě chůze po její realizaci (KxPCH2) u 5 z 8 testovaných svalů (viz příloha 12, s. 106). Tendence ke snížení aktivity při PCH2 oproti klidu byla pozorována také u dalších dvou svalů – neparetického m. tibialis anterior a paretického m. gastrocnemius medialis. Výsledek však nebyl statisticky významný (viz tabulka 4, s. 44). Podobné výsledky uvádí u zdravých jedinců Maděrová (2019, s. 50-52) v případě m. rectus femoris sin., kdy bylo signifikantní snížení maximální i průměrné aktivity pozorováno při představě po realizaci chůze v porovnání s klidovými hodnotami.

Důvodem vyššího rozdílu při porovnání představy po realizaci chůze a klidové situace může být zlepšení živosti představy bezprostředně po realizaci pohybu (Wriessnegger et al., 2014, s. 2) nebo uchování zrakově prostorových a propioceptivních informací v krátkodobé pracovní paměti (Malouin et al., 2004, s. 180-182). Somatosenzorický feedback během realizace chůze facilituje aktivitu neurálních okruhů (Mizuguchi et al., 2012, s. 106) a zvyšuje kortikospinální excitabilitu (Vargas et al., 2004, s. 1202) a také živost následné představy (Lorey et al., 2011, s. 2-7). Provedení pohybu před jeho imaginací vede k následnému zvýšení neurální aktivity a zlepšuje schopnost představit si pohyb, což se může projevit změnou aktivity svalů.

Vliv na zjištěné výsledky mohlo mít také prvotní přecenění situace, o čemž vypovídá i zkrácení času představy po realizaci chůze (PCH2) oproti představě před realizací chůze

(PCH1) (viz tabulka 2, s. 42). V neposlední řadě mohla být výraznější změna EMG aktivity v situaci PCH2 dána její menší subjektivní náročností představy, kterou testovaní pacienti po CMP udávali při subjektivním hodnocení (viz tabulka 1, s. 41). Za normálních okolností nevyžaduje běžná chůze výrazné soustředění a probíhá z velké části automaticky. Soustředění se na chůzi tak pro některé jedince může být náročné. Po vykonání pohybu a aktivaci centrálních okruhů je pak další představa méně náročná.

Podobné argumenty lze použít k okomentování pozorovaného signifikantního snížení EMG aktivity neparetického m. gastrocnemius medialis a paretického m. rectus femoris při představě po realizaci chůze (PCH2) oproti představě před její realizací (PCH1).

Není pochyb, že při představě chůze dochází k podobné aktivaci mozkových center jako u reálného vykonání chůze (Hétu et al. 2013, s. 930, La Fourgère et al., 2010, s. 1589) bez ohledu na to, zda byl pohyb před představou realizován, i když po realizaci chůze je aktivace center zapojených do představy vyšší (Wriessnegger et al., 2014, s. 7). Statisticky významné snížení aktivity paretického m. rectus femoris a paretického m. biceps femoris při představě před realizací chůze (PCH1) oproti klidovým hodnotám (K) je určitým důkazem periferního vlivu představy pohybu. To, že představa před realizací chůze měla vliv zrovna na aktivitu proximálních svalů DKK, může být způsobeno jejich monosynaptickou kortikospinální inervací (Brouwer a Ashby, 1991 in Kolářová et al., 2016, s. 425). Změny tak mohou být patrnější než u distálních svalů i v případě nižší aktivity centrálních okruhů.

Změny na EMG mohou mít souvislost s fází krokového cyklu během představy. Během krokového cyklu se střídají typy kontrakcí jednotlivých svalů, což se může projevat změnami svalové aktivity během představy. Je dokázáno, že při představě excentrické kontrakce je EMG aktivita nižší než při představě koncentrické kontrakce (Guillot et al., 2007, s. 20-21). Při reálné chůzi hraje excentrická aktivita m. tibialis anterior (m. TA) význam při kontrole postupného zatížení nohy v první polovině stojné fáze, kdy zpomaluje postupně narůstající dorzální flexi hlezna (Shumway-Cook a Wollacott, 2007 in Kim et al., 2010, s. 142). Zároveň je důležitá koaktivace m. TA s hamstringy (flexory kolena) při švihové fázi. V konečné fázi švihu udržuje m. TA koncentricky dorziflexi, což je příprava na nadcházející kontakt nohy s podložkou (Shumway-Cook a Wollacott, 2007 in Kim et al., 2010, s. 142) a má vliv i na rychlost střídání kroků. Zejména koncentrická aktivita m. gastrocnemius je důležitá pro plynulý přechod ze stojné do švihové fáze. Zároveň se podílí na počáteční rychlosti a akceleraci při odrazu a počátečním švihu. M. quadriceps femoris v koaktivaci s hamstringy zvyšuje stabilitu kolenního kloubu a tím zlepšuje extenzi kyčelního kloubu (Perry, 2010 in Kim et al., 2010, s. 142). Důležitá je jeho excentrická aktivita při přenosu váhy během krokového cyklu a při

kontrole flexe kolene při iniciálním kontaktu nohy s podložkou (Kepple, Siegel a Stanhope, 1997).

8.3.3 Porovnání svalové aktivity mezi zdravými jedinci a pacienty

Devátá hypotéza je zaměřena na porovnání svalové aktivity při představě chůze mezi skupinou zdravých jedinců a skupinou pacientů po CMP. Svaly u skupiny CMP byly rozděleny na paretické a neparetické, bez ohledu na to, zda se jednalo o levou nebo pravou DK. U zdravých jedinců byly rozděleny na svaly pravé a levé DK. Vždy byly mezi sebou porovnány paretický i neparetický sval u pacientů po CMP s levým i pravým svalem u zdravých jedinců (tzn. vždy par. a levý, par. a pravý, nepar. a levý a nepar. a pravý) (viz popisná statistika s p-hodnotami v příloze 13, s. 107).

Signifikantní rozdíly mezi skupinami byly zaznamenány pouze při představě chůze po její realizaci (PCH2) u paretického a pravého m. tibialis anterior (graf viz obrázek 7, s. 46), paretického a pravého m. gastrocnemius medialis (graf viz obrázek 8, s. 47), neparetického a pravého i levého m. gastrocnemius medialis (graf viz obrázek 9, s. 47) a paretického a levého m. biceps femoris (graf viz obrázek 10, s. 47). Lze tak říct, že hodnoty paretického m. tibialis anterior, paretického m. gastrocnemius medialis, neparetického m. gastrocnemius medialis a paretického m. biceps femoris v situaci PCH2 u pacientů po CMP byly výrazně nižší než EMG hodnoty těchto svalů u zdravých jedinců.

Porovnání svalové aktivity mezi zdravými jedinci a pacienty po CMP jsme nevyhledali v žádné ze studií. Pouze Dickstein et al. (2005, s. 477-8) poukazují na podobný vzor aktivity m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris na EMG u zdravých jedinců a pacientů po CMP při představě stoupnutí si na špičky. Kobelt, Wirth a Schuster-Amft (2018, s. 13) zase sledovali změny EMG aktivity u 2 z 10 zdravých jedinců a 3 ze 7 pacientů po CMP. Změny svalové aktivity během představy pohybu jsou jak u zdravých jedinců, tak u pacientů po CMP nekonstantní a nejsou pravidlem ani u jedné z těchto skupin.

Rozdíly skupin ve svalové aktivitě při představě po realizaci chůze by mohly být způsobeny rozdílnou schopností inhibice motorických příkazů (Jeannerod, 1997, in Holmes a Collins, 2001, s. 65), která se po CMP může měnit. Není úplně jasné, jak přesně mechanismus inhibice probíhá (Lebon et al., 2008, s. 183-184), i když se spekuluje například o vlivu aktivace SMA (Kasess et al., 2008, s. 836). U pacientů po CMP také mohlo být větším problémem soustředit se na představu pohybu. V rámci našeho experimentu nebyla pacientům testována kognice, někteří tak mohli trpět skrytými poruchami pozornosti a soustředění, což může negativně ovlivnit kvalitu představy a mít vliv na neuromuskulární systém (Kho, Liu a Chung,

2014, s. 38). Je také možné, že se pacienti více soustředili na to, aby se během představy nehýbali. V takovém případě totiž dochází ke snižování svalové aktivity během představy (Kato et al., 2015, s. 39).

8.4 Přínos pro praxi

Mentální trénink je založen na opakovaném představování si pohybu se záměrem zlepšení pohybové dovednosti (Malouin et al., 2004, s. 177). Jeho vliv na motorické učení a pohybový výkon byl prokázán v mnoha odvětvích sportu (Driskell et al., 1994; Murphy, 2008 in Guillot a Collet, 2010, s. 11), umění (Meister et al., 2004) nebo u pacientů s motorickým deficitem (Braun et al., 2006; Jackson et kol., 2001; Sharma, Pomeroy a Baron, 2006; Slimani et al., 2016). V důsledku tréninku pohybu v představě dochází k facilitaci motorického učení, zlepšení koordinace a pohybového výkonu u zdravých jedinců nebo sportovců (Driskell, Copper a Moran, 1994; Murphy, 1944; Murphy, 2008 in Guillot a Collet, 2010, s. 11; Guillot et al., 2012b; Wang et al., 2014; Holmes a Wright, 2017; Romano Smith et al., 2019), ale také pacientů s chronickou bolestí (Colmenero et al., 2018) a neurologickým deficitem (Jackson et al., 2001; Sharma, Pomeroy a Baron, 2006, Oostra, 2015; Harris a Hebert, 2015).

Využití mentálního pohybového tréninku v rehabilitaci pacientů s motorickým impairmentem po poškození mozku je jedno z aktuálně nejvíce se rozvíjejících témat. Díky pokroku zobrazovacích metod jako je fMRI, fNIRS, EEG apod. jsou získávána data, která dokazují účinnost představy pohybu jakožto originální metody v rehabilitaci u pacientů po CMP. Jako první přišel s možností využití představy pohybu jako techniky v pohybové rehabilitaci Richardson (1964 in Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 69).

Většina terapií pacientů po CMP se zaměřuje na aktivaci primární motorické oblasti (M1) (Sharma, Pomeroy a Baron, 2006, s. 1941). Pozitivní vliv představy pohybu dle Stinera et al. (2007, s. 1800) nejspíš nesouvisí s aktivací M1. Zásadní se zdá být její vliv na aktivitu neprimárních korových motorických oblastí, které mají důležitou roli v nadřazených aspektech pohybu postižených končetin. Nucené používání méně aktivních motorických sítí zasažených v rámci CMP dlouhodobě podporuje zotavování a obnovu za předpokladu, že není poškozeno propojení mezi M1 a předními rohy míšními (Sharma, Pomeroy a Baron, 2006, s. 1941). Mentální pohybový trénink může posílit podíl těchto oblastí na kontrole pohybu postižené končetiny a přispět ke zlepšení reálného provedení pohybu (Stinera et al., 2007, s. 1800).

Zotavení některých funkcí po CMP je přičítáno procesu reorganizace poškozeného mozku na základě schopnosti neuroplasticity. Reorganizace vlastního systému je možná pouze v případech, kdy je jeho poškození částečné. Pokud je funkční systém zcela poškozen, dochází

k obnově procesem substitute, kdy nezasažené oblasti mozku přebírají funkci poškozených oblastí (Ward, 2005, s. 159). Závisí také na senzomotorických informacích poskytovaných aferentními a eferentními zpětnovazebnými smyčkami (De Vries a Mulder, 2007, s. 5). Představa pohybu podporuje rekonstrukci mozkové tkáně formou stimulace neurálních sítí a následného funkčního zotavení právě díky mozkové plasticitě a procesu substitute (Guillot a Collet, 2010, s. 145, 254, 256). Usnadňuje tak obnovení motorických dovedností (Harris a Hebert, 2015, s. 1092). Terapií s využitím představy pohybu v kombinaci s fyzickým tréninkem se zlepšuje také mozková motorická efektivní konektivita a pacienti se signifikantně zlepšují v pohybovém skóre (Bajaj et al., 2015, s. 578).

Pozitivní efekt představy pohybu byl dokázán u pacientů v akutním, subakutním i chronickém stádiu po CMP (Page et al., 2001; Dickstein a Deutsch, 2007; Zimmermann-Schlatter et al., 2008; Harris a Hebert, 2015; Oostra et al., 2015; Verma et al., 2011). V akutním stádiu proces představy pohybu zlepšuje jak plánování, tak exekuci pohybu (Liu et al. 2004, s. 1403). U pacientů v subakutním stádiu bylo prokázáno zlepšení funkčnosti HK po pouze 10 minut trvajícím tréninku v představě třikrát týdně v kombinaci s konvenční fyzioterapií (Page et al., 2001, s. 233). Signifikantní redukce impairmentu postižené končetiny a zlepšení jejího využívání v běžných denních aktivitách bylo prokázáno i u pacientů v chronickém stádiu CMP (Page, Levine et Leonard, 2007, s. 1293).

Představa pohybu nemá vliv pouze na pohybové funkce, ale také na kognitivní funkce (konkrétně zlepšení koncentrace a orientace v neznámém prostředí) s vedlejším efektem zvýšení motivace, nadšení z terapie a snížení deprese (Braun et al., 2013). Po mentálním tréninku někteří pacienti udávají subjektivní zlepšení techniky prováděného pohybu a zvýšení sebevědomí a motivace při následném fyzickém provedení pohybu (Lebona, Colleta a Guillota, 2010, s. 1683-1686).

Prokázán byl i pozitivní vliv představy pohybu na chůzi u pacientů po CMP. Po mentálním tréninku představy chůze dochází ke zvýšení rychlosti chůze, zkrácení fáze dvojí opory, zvětšení rozsahu kolenních a kyčelních kloubů, celkovému zlepšení pohybových funkcí DKK, symetrizaci chůze, minimalizaci abnormálních odchylek, ale také zvýšení svalové síly paretických extenzorů a flexorů kyčelního kloubu, extenzorů kolene a dorziflexorů hlezna. Pozorováno bylo i zvýšení vytrvalosti, zlepšení dynamické rovnováhy a zlepšení soběstačnosti pacientů v rámci ADL (Dickstein, Dunskey a Marcovitz, 2004; Hwang et al., 2010; Kumar, Chakrapani a Kedambadi, 2016; Dunskey et al.; 2008; Li et al., 2017; Carrasco a Cantalapiedra, 2016; Verma et al., 2011).

Představa chůze má vliv i na psychické funkce pacientů, snižuje jejich strach z pádu, zvyšuje jistotu při chůzi a podporuje dřívější reedukaci chůze. Pokrok je vysvětlován přenosem dovednosti a psychologické složky z mentálního tréninku do reálné chůze a snížením obav z pádu (Hwang et al., 2010, s. 520). Zlepšení parametrů chůze v důsledku její představy byl pozorován u pacientů v subakutní (Verma et al., 2011, s. 620) i chronické fázi CMP (Lee et al., 2011, s. 197).

Zvukové signály udávající rytmus chůze by měly navýšit pozitivní efekt. Kim et al. (2010, s. 134-145) uvádějí jako nejlepší způsob mentálního tréninku chůze kinestetickou představu s doprovodem zvuku kroků. V důsledku této kombinace mentálního tréninku autoři pozorovali pozitivní změny EMG aktivity během chůze, především větší zapojení hamstringů a m. tibialis anterior při švihové fázi chůze a zvýšenou aktivitu m. gastrocnemius při stojné fázi. Terapie představy chůze v kombinaci s účelově orientovanými aktivitami či akustickými signály, které udávají rytmus chůze, zlepšuje časově-prostorové parametry chůze a urychluje její reedukaci.

Dunsky et al. (2008, a. 1580-1588) se zabývali účinností a proveditelností tréninkového programu představy chůze v domácím prostředí pacientů ve formě autoterapie. Po absolvování programu bylo u pacientů zaznamenáno významné zlepšení v rychlosti chůze (až o 40 %), prodloužení kroku, zvýšení kadence a prodloužení doby jednooporové fáze na postižené straně. Zlepšení bylo zaznamenáno i v rámci testování pacientů pomocí Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment. Představa chůze je tak možnou bezpečnou a lehce proveditelnou formou terapie i autoterapie a může vést ke zlepšení lokomočních dovedností u pacientů s vážným motorickým deficitem především v časných fázích rehabilitace (Jackson et al., 2001; Dickstein a Deutsch, 2007, s. 950; Dickstein, Dunsky a Marcovitz, 2004).

8.4.1 Možnosti využití představy pohybu v terapii

Bylo prokázáno, že kombinace fyzického tréninku a představy vede k lepším výsledkům než samotný fyzický trénink (Page et al., 2001; Butler, Stephen a Page, 2006; Oostra et al., 2015). Naopak pouhý mentální trénink nevede k výrazným změnám (Mulder et al., 2004; Butler, Stephen a Page, 2006). Jako ideální se jeví kombinace reálného vykonání pohybu a představy pohybu (Kolářová et al., 2015, s. 137). Page et al. (2001, s. 234-236) prokázali výraznější zlepšení funkčnosti u pacientů po CMP, kteří k fyzickému tréninku zároveň absolvovali trénink představy pohybu. Kombinace konvenční terapie a mentálního tréninku pohybu má také vliv na zvětšení rozsahu pohybu paretické končetiny, zvýšení její funkčnosti a schopnosti jí zapojit do běžných denních aktivit (Carrasca a Cantalapiedra, 2016, s. 51).

Neurální aktivitu facilituje také současné pozorování představovaného pohybu (Jeannerod, 2001, Mulder, 2007; Gatti et al., 2013, s. 40; Wriessnegger et al., 2014, s. 7). Při terapii s využitím představy pohybu či aktivní observace se aktivují podobné neurální mechanismy jako u samotného provádění pohybu, což podporuje neurální reorganizaci, proces motorického učení, reedukaci pohybových stereotypů a obnovení některých funkcí. Observace i představa pohybu fungují na principu aktivace zrcadlových neuronů, které se nacházející ve fronto-parietální oblasti (Gatti et al., 2013, s. 38). Tyto neurony se aktivují při provádění specifické pohybové akce nebo sledování někoho, kdo tuto akci provádí (De Vries a Mulder, 2007, s. 5-6). Zrcadlový systém následně aktivuje neurální struktury, které se podílejí na skutečném provádění pozorované akce (Jeannerod, 2001, Mulder, 2007, s. 1969). Možným vysvětlením větší efektivity představy spojené s aktivní observací je větší excitace ventrální premotorické oblasti, která přijímá vizuální vstupy (Rizzolatti a Luppino, 2001, s. 890). Během aktivní observace je totiž sledovaný pohyb prováděn správně a v určitém kontextu, kdežto u představy pohybu musí jedinec spoléhat pouze na jeho vlastní schopnost pohybové představy. Jelikož schopnost generovat pohybové představy bývá u některých pacientů po CMP snížena, je vhodnější v terapii využívat kombinaci obou technik.

Před samotným zařazením tréninku pohybu v představě je nutné jedince otestovat. Individuální kvalita a živost představy pohybu totiž ovlivňují efektivitu mentálního tréninku (Diskstein a Deutsch, 2007, s. 945; Hall, 2001 in Walsh, Jones a McCabe, 2015, s. 155). Jedinci s nižší kvalitou představy nebo její časovou nesousledností nedosahují v rámci mentálního tréninku takového zlepšení jako jedinci s dobrou představou (Mizuguchi et al., 2015, s. 1). I přesto je možné využít mentální pohybový trénink u jedinců s horší schopností představy, jelikož se dá do jisté míry natrénovat (Oostra et al., 2015, s. 204). Ideální je zejména pacienty po CMP testovat více způsoby, např. kombinací dotazníků a mentální chronometrie.

Pro aktivaci motorických neurálních okruhů, podporu reparační neuroplasticity a vytváření nových synapsí je výhodnější využití kinestetické představy pohybu (Hale, 1982, s. 384-386; Stinear et al., 2006, s. 163), jelikož při ní dochází k modulaci kortikospinální excitability, která je z hlediska neuroplasticity CNS a procesu motorického učení důležitá.

S pohybem, který bude v rámci mentálního tréninku představován, by měl mít jedinec reálnou zkušenost, aby měl centrálně uloženou jeho reprezentaci (Jowdy a Harris, 1990; Mulder et al. 2004, Olsson a Nyberg, 2010). Známé a jednodušší pohyby je lehčí si představit (Decety a Jeannerod, 1995, s. 132-133), vyšší je i kortikální excitabilita v průběhu jejich představy (Fourkas et al., 2008, s. 2382). Díky tomu jsou více podporovány neuroplastické změny. Nejspíš existuje i určitý vztah mezi individuální úrovní dovednosti pohybu a jeho představou.

Cyklické a dobře známe a zvládnuté pohyby zřejmě sdílí podobný mechanismus u exekuce i představy (Barr a Hall, 1992 in Guillot a Collet, 2005a, s. 12; Munzert, 2002, s. 307).

Představa pohybu není závislá na vytvoření premotorického plánu, ale sama se účastní plánování pohybu (Jeannerod, 1995, Papaxanthis et al., 2002, Mellet et al., 1998). Během představy pohybu se vytváří pseudo-proprioceptivní informace (Mulder, De Vries a Zijlstra, 2005, s. 349), které se při plánování během představy uplatňují. Pro tento plán je důležitá momentální konfigurace končetin (Vargas et al., 2004, s. 1200; De Lange, Helmich a Toni, 2006, s. 609) a pozice jedince. Při představě by měla být pozice co nejvíce podobná reálnému vykonání pohybu kvůli somatosenzorickému feedbacku, který facilituje mentální simulaci, aktivaci neurálních struktur (Mizuguchi et al., 2012, s. 103-106; Saimpont et al., 2012, s. 53) a kortikospinální excitabilitu (Vargas et al., 2004, s. 1202). V rámci rehabilitace a mentálního tréninku je tak důležité respektovat pozici, která odpovídá reálnému provedení daného pohybu (Saimpont et al., 2012, s. 53; Vargas et al., 2004, s. 1200).

V této práci byl prokázán vliv představy chůze na aktivitu svalů dolních končetin u pacientů po CMP. Signifikantní změny byly nejčastěji viditelné při porovnání aktivity při představě chůze po jejím reálném provedení s klidovými hodnotami. Vyplývajícími doporučením pro klinickou praxi je provedení konkrétního pohyb těsně před mentálním tréninkem v představě pro maximální facilitaci jeho účinku. Bylo dokázáno, že reálné vykonání pohybu těsně před jeho představou zlepšuje živost následné představy. Důvodem je navýšení somatosenzorického feedbacku vznikajícího během realizace pohybu (Mizuguchi et al., 2012, s. 106) a následné uchování vizuálních a kinestetických informací v krátkodobé paměti (Malouin et al., 2004, s. 180-182), čímž dochází k výraznější facilitaci neurální aktivity (Lorey et al., 2011, s. 1-2; Wriessnegger et al., 2014, s. 7) a větším neuroplastickým změnám.

Důležitým parametrem je trvání tréninku pohybové představy. Rozand et al. (2016, s. 72) sledovali snížení přesnosti pohybové představy a prodloužení délky trvání provedení pohybu v představě po 100 opakováních. Důvodem je pravděpodobně mentální únava. Zajímavé je, že k únavě nedošlo, pokud byla představa pohybu prokládána jeho reálným vykonáním. V praxi je tedy důležité předcházet mentální únavě, zejména u pacientů po CMP, kteří mohou trpět zhoršením koncentrace a kognice.

Heremans et al. (2011, s. 37-44) zjistili, že nejlepšími výsledky tréninku představy pohybu (ve smyslu přesnosti a účinnosti pohybu) dosáhla skupina, u které byla představa doprovázena pohybem očí. Autoři se domnívají, že pohyb očí při představě pohybu má efekt na centrální pohybovou reprezentaci koordinačního vzorce. CNS může integrovat pohyb očí

jako vstup do interního prediktivního modelu a zlepšovat tak přesnost pohybové představy. Otevřené oči během představy tak mohou podpořit efekt mentálního tréninku.

Jako u všech možností terapie je velmi podstatná i motivace jedince vykonávat mentální pohybový trénink. Jedinci s vyšší mírou motivace vykazují větší zlepšení při mentálním tréninku než jedinci s nižší motivací (Cumming et al., 2002, s. 127). Menší efekt má představa pohybu také u lidí s úzkostí (Halvari, 1996, s. 1375). Mentální pohybový trénink ale může přispět ke zvýšení soběstačnosti a má tak nepřímo pozitivní efekt na motivaci a sebevědomí pacienta. Proto by podle Dicksteina a Deutsche (2004, s. 947) jedinci s nižší motivací a vyšší úzkostí neměli být vyřazováni z mentálního tréninku, ale naopak motivováni k jeho provádění.

V systematické review Schuster et al. (2011, s. 1-35) zkoumali výsledky 133 studií, které testovaly vliv představy pohybu na zlepšení pohybového výkonu. Studie s pozitivním účinkem představy pohybu měly podobné znaky jako např. provedení představy pohybu v individuální lekci po pohybovém tréninku a pod dohledem s detailními akustickými instrukcemi, ale bez přímého řízení. Lokalizace a pozice účastníků byla specifická vzhledem k představovanému úkonu, využívala se kinestetická představa z pohledu první osoby a během samotného představování pohybu měli účastníci zavřené oči. Samotná lekce tréninku v představě trvala dvojnásobně déle (co se týká délky intervence, celkového množství lekcí a samotného trvání lekce) než ve studiích, kde byla negativní či žádná změna. Ve studiích beze změny či s negativním výsledkem byla představa pohybu přímo řízena, byla vložena mezi pohybový trénink nebo vykonávána spolu s fyzickou aktivitou.

Holmes a Collins (2001, s. 60-83) popsali klíčové komponenty u tréninku představy pohybu na základě neuro-vědecké literatury a sportovní psychologie. Využívají tzv. PETTLEP model, usilující o facilitující podobu tréninku pohybové představy zejména pro sportovce. Skládá se ze 7 komponent (fyzická komponenta – physical component, prostředí – environment, úkolová – task, načasování – time, učení – learn, emoční – emotional a perspektivní – perspective). Studie využívající tento model vždy vykazovaly pozitivní efekt tréninku představy pohybu na výkon jedince (Smith et al, 2008; Wright a Smith, 2009 in Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 64). Proto je vhodné se jím řídit i při mentálním tréninku pacientů po CMP.

8.5 Limity práce

Největším limitem práce je velmi malý testovaný vzorek. Našeho měření se zúčastnilo pouze 9 pacientů po CMP a 7 zdravých jedinců. Malý počet probandů mohl negativně ovlivnit výsledky, které tak i přes zjištěnou signifikanci v rámci této práce nelze považovat za obecně platné.

Bohužel nebylo možné naměřit více dat z důvodů zavedení karanténních a preventivních opatření v rámci pandemie Covid-19. Obtížný byl i výběr vhodných pacientů po CMP, jelikož většina hospitalizovaných pacientů po CMP na lůžkové rehabilitační klinice měla deficit chůze, výraznou spasticitu, kognitivní deficit nebo afázii znesnadňující komunikaci v průběhu experimentu, což byla pro naše testování vylučovací kritéria. Vhodných probandů tak bylo velmi málo. Pro budoucí měření bychom doporučovali navýšit počet probandů, a to pacientů po CMP i zdravých jedinců.

Výsledky mohly být do jisté míry ovlivněny i způsobem výběru vhodných pacientů po CMP. Pacienti byli vybíráni především na základě domluvy s jejich fyzioterapeuty, kteří nám podávali informace o motorickém deficitu, kognici, přítomnosti spasticity i schopnosti pacienta vykonat samostatně chůzi. Vhodné by bylo podrobnější testování jednotlivých pacientů před měřením jako testování kognitivních funkcí (např. MOCA, MMSE), využití standardizovaných testů chůze (např., 10 Metre Walk Test), podrobnějšího hodnocení spasticity (Ashwortova škála) nebo stability (posturografie). Z důvodu nabytého programu pacientů na RHB oddělení a časové náročnosti nebylo podrobnějšího testování prováděno v rámci měření.

Limitem může být i samotné využití povrchové EMG jako testovací metody. Jak již bylo zmíněno, polyEMG není schopno zachytit aktivitu, která se při představě potencionálně může vyskytovat v hlubších svalových vláknech. Dalším problémem je využití EMG u pacientů po CMP, jelikož aktivita může být ovlivněna počínající spasticitou (která nemusí být zřejmá z běžného klinického vyšetření), sensorickým deficitem nebo výraznější asymetrií z důvodu jednostranné parézy.

Problém může být i náročnost pozice klidového stoje pro pacienty po CMP. I frustrní somatosenzorický deficit, především porucha propiocepce, může negativně ovlivnit stabilitu a navýšit výskyt posturálních výchylek a titubací, které musí být vyvažovány svalovou aktivitou DKK. Pro další měření doporučujeme doplnit hodnocení svalové aktivity na EMG o hodnocení posturálních výchylek, aby bylo zřejmé, zda je pozorovaná EMG aktivita výsledkem představy pohybu nebo reálného pohybu testovaného jedince.

V rámci našeho měření byli vybráni pouze pacienti v subakutním stádiu po první atace CMP. Je možné, že pacienti chroničtí by mohli na představu pohybu reagovat odlišně, proto by bylo vhodné do budoucích měření zahrnout i pacienty v chronické fázi CMP.

Průběh měření byl všemi testovanými probandy subjektivně vnímán jako nenáročný. Mezi jednotlivými experimentálními situacemi byly minimální prodlevy pro minimalizaci mentální únavy a zhoršení soustředění. S průběhem neměli problém ani pacienti po CMP

a i přesto, že by pro ně měření mohlo být fyzicky náročnější, neudávali subjektivní únavu. Měření včetně vyplnění dotazníku MIQ-R a aplikace elektrod nepřesáhlo 40 minut.

Podle některých zdravých testovaných bylo složitější představování chůze s otevřenýma očima, jelikož se méně soustředili. Z bezpečnostních důvodů a obav z nestability ve stoje bez zrakové kontroly (zejména u pacientů po CMP) jsme zvolili otevřené oči. Jeden proband udával pocit nestability při dlouhém pohledu na bílou plochu. Možné by bylo představu chůze realizovat přímo v prostředí, kde následně bude chůze probíhat, z důvodu reálnějších vizuálních informací, které mohou přispět k přesnosti a živosti představy. Při představě pohybu je však vyžadován klid, který nebylo možné na chodbě v prostorách lůžkové RHB zajistit, proto představa probíhala ve vedlejší místnosti.

EMG aktivita mohla být negativně ovlivněna i představou zpěvu písničky při klidové situaci, jelikož se probandi mohli spontánně hýbat do jejího rytmu. Písnička by mohla být nahrazena např. vizuální představou západu slunce, recitováním básně nebo odečítáním čísla 7 od 100, pro zamezení kognitivních strategií spojených s kinestetickou představou.

V našem experimentu jsme vliv představy pohybu měřili pouze jednorázově. Pro budoucí výzkum by bylo zajímavé posoudit rozdíl před a po mentálním tréninku a posoudit možný rozdíl v rámci jednotlivých skupin i mezi skupinou zdravých a CMP. Vhodné by bylo i doplnění standardizovaných chodeckých testů před a po intervenci (10 Metre Walk Test, Timed Up And Go Test). Možností pro budoucí výzkum je také sledování změn svalové aktivity při realizaci chůze v důsledku mentálního tréninku. Zajímavé by bylo i zhodnocení vlivu ztížené chůze, např. v terénu, v davu lidí apod. Možným směrem výzkumu je také porovnání efektu pouhé představy chůze a představy chůze se současnou observací z pohledu první osoby nebo s akustickým doprovodem zvuku kroků.

Závěr

Diplomová práce se věnuje vlivu představy chůze na aktivitu svalů, která byla měřena pomocí povrchové EMG. Cílem práce bylo zhodnotit vliv představy chůze v pozici klidového stoje na aktivitu svalů dolních končetin u zdravých jedinců a pacientů po CMP. Testována byla aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně v klidové situaci (K), během představy chůze před její realizací (PCH1) a během představy chůze po její realizaci (PCH2). Dílčím cílem bylo posoudit schopnost představy pohybu z pohledu subjektivně vnímané kvality a z pohledu mentální chronometrie u pacientů po CMP v porovnání se zdravými jedinci.

Výsledky naší práce ukazují, že představa chůze vede k signifikantním změnám ve smyslu snížení aktivity na EMG u pacientů po CMP, konkrétně u paretického m. tibialis anterior (v porovnání K a PCH2), neparetického m. gastrocnemius medialis (v porovnání K a PCH2, PCH1 a PCH2), paretického m. rectus femoris (v porovnání K a PCH1, K a PCH2 i PCH1 a PCH2), neparetického m. rectus femoris (v porovnání K a PCH2) a paretického m. biceps femoris (v porovnání K a PCH1, K a PCH2). U zdravých jedinců nebyly pozorovány významné změny EMG aktivity v průběhu představy chůze. Zároveň byla při porovnání skupin signifikantně nižší svalová aktivita naměřena u pacientů po CMP, a to v situaci PCH2 pro paretický (CMP) a pravý (zdraví) m. tibialis anterior, paretický a pravý m. gastrocnemius medialis, neparetický a pravý i levý m. gastrocnemius medialis a paretický a levý m. biceps femoris.

Snížení svalové aktivity v důsledku představy pohybu je v rozporu s výsledky většiny studií. Ty prokazují spíše tendenci ke zvyšování svalové aktivity při představě pohybu. Studie se ale většinou věnují jednoduchým pohybům vykonávaným především horními končetinami, nikoliv komplexnějším pohybům jako je chůze. Důvodem snižování aktivity tak může být rozdílné neurální řízení. Chůze je na rozdíl od volní motoriky horních končetin komplexní, ale zároveň značně automatizovaný pohyb, což se může projevit ve specifických změnách svalové aktivity spojené s její představou.

Signifikantní snížení aktivity bylo nejčastěji pozorováno při představě pohybu po realizaci chůze oproti klidové situaci (K a PCH2), což koreluje s výsledky některých studií, které prokázaly markantnější změny během představy po realizaci daného pohybu jako zlepšení kvality představy a zvýšení neurální aktivity.

Důvodem, proč se změny neprokázaly i u zdravých jedinců může být lepší schopnost presynaptické inhibice motorických příkazů během představy nebo nižší subjektivní náročnost,

kteřou během generování představy vnímali. Řada autorů uvádí, že pozorované změny EMG aktivity během představy pohybu nejsou pravidlem, a i bez periferní odezvy byl prokázán pozitivní vliv představy na neurální aktivitu, neuroplasticitu a motorické učení.

Neprokážali jsme signifikantní rozdíl v kvalitě a časových parametrech představy chůze mezi zdravými jedinci a pacienty po CMP. Pacienti po CMP tak nemusí vždy trpět deficitem představy.

Je dokázáno, že mentální trénink s využitím představy pohybu je jednoduchou a účinnou metodou vedoucí ke zlepšení pohybového projevu, podpoře neuroplasticity, kortikální reorganizace, zvýšení svalové síly, rozsahu pohybu, zlepšení koordinace, parametrů chůze nebo kognitivních funkcí nejen u zdravých jedinců, ale také u pacientů po CMP. Výhodou je jeho proveditelnost kdekoli, kdykoli a téměř u kohokoli bez závislosti na momentální schopnosti reálně pohyb provést (např. u imobilních jedinců či v případě motorického deficitu bez ohledu na etiologii). Představa pohybu je také jednoduchou formou autoterapie. Výsledky naší práce potvrzují vliv představy chůze na svalovou aktivitu dolních končetin ve smyslu signifikantního snížení EMG aktivity u pacientů po CMP. U zdravých jedinců jsme nepozorovali významné změny.

Do dalších experimentů navrhujeme zapojit větší počet probandů a posoudit změny EMG aktivity doplněné o posouzení posturálních výchylek během jednorázové představy, nebo po několika intervencích mentálního pohybového tréninku. Posoudit by se dala také změna aktivity při samotné realizaci chůze v důsledku mentálního tréninku. Vhodné by bylo doplnění vlivu představy ztížené chůze, např. v terénu nebo v davu lidí, popřípadě spojení představy s observací nebo doprovodnými zvukovými signály.

Seznam literatury a zdrojů

ALGURÉN, B., LUNDGREN-NILSSON, A., SUNNERHAGEN, K. S. 2010. Functioning of stroke survivors--A validation of the ICF core set for stroke in Sweden. *Disability and Rehabilitation* [on-line]. 32(7), 551–559, [cit. 2019-09-09]. ISSN 0963-8288. Dostupné z: doi:10.3109/09638280903186335.

AVANZINO, Laura, Nicolas GUEUGNEAU, Ambra BISIO, Piero RUGGERI, Charalambos PAPAXANTHIS a Marco BOVE, 2015. Motor cortical plasticity induced by motor learning through mental practice. *Frontiers in Behavioral Neuroscience* [online]. 9 [cit. 2019-10-06]. ISSN 1662-5153. Dostupné z: doi:10.3389/fnbeh.2015.00105.

BAJAJ, S., BUTLER, A. J., DRAKE, D. a M. DHAMALA, 2015. Brain effective connectivity during motor-imagery and execution following stroke and rehabilitation. *NeuroImage: Clinical* [online]. 8, 572–582, [cit. 2020-02-09]. ISSN 2213-1582. Dostupné z: doi:10.1016/j.nicl.2015.06.006.

BAKKER, F. C., BOSCHKER, M. S. J., CHUNG, T. 1996. Changes in muscular activity while imagining weight lifting using stimulus or response propositions. *Journal of Sport and Exercise Psychology* [on-line]. 18, 313-324, [cit. 2019-02-18]. Dostupné z: DOI: 10.1123/jsep.18.3.313.

BAKKER, M., DE LANGE, F. P., STEVENS, J. A., TONI, I., BLOEM, B. R. 2007. Motor imagery of gait: a quantitative approach. *Experimental Brain Research* [on-line]. 179(3), 497–504, [cit. 2019-02-14]. ISSN: 1432-1106. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-006-0807-x.

BAKKER, M., F. P. DE LANGE, R. C. HELMICH, R. SCHEERINGA, B. R. BLOEM a I. TONI, 2008a. Cerebral correlates of motor imagery of normal and precision gait. *NeuroImage* [on-line]. 41(3), 998–1010, [cit. 2019-10-15]. ISSN 1053-8119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2008.03.020.

BAKKER, M., OVEREEM, S., SNIJDERS, A. H., BORM, G., VAN ELSWIJK, G., TONI, I. a B. R. BLOEM. 2008b. Motor imagery of foot dorsiflexion and gait: Effects on corticospinal excitability. *Clinical Neurophysiology* [online]. 119(11), 2519–2527, [cit. 2020-06-23]. ISSN 1388-2457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2008.07.282.

BERNARDI, N. F., DE BUGLIO, M., TRIMARCHI, P. D., CHIELLI, A., BRICOLO, E. 2013. Mental practice promotes motor anticipation: evidence from skilled music performance. *Frontiers in Human Neuroscience* [on-line]. [cit. 2019-11-01]. 7. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2013.00451.

BERTHOZ, A., 1996. The role of inhibition in the hierarchical gating of executed and imagined movements. *Cognitive Brain Research* [online]. 3(2), Mental representations of motor acts, 101–113 [cit. 2020-5-21]. ISSN 0926-6410. Dostupné z: doi:10.1016/0926-6410(95)00035-6.

BONNET, M., DECETY, J., JEANNEROD, M., REQUIN, J. 1997. Mental simulation of an action modulates the excitability of spinal reflex pathways in man. *Brain research. Cognitive brain research* [on-line]. 5, 221-228, [cit. 2019-02-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/S0926-6410(96)00072-9.

BONNET, M, REQUIN, J. 1982. Long loop and spinal reflexes in man during preparation for intended directional hand movements. *Journal of Neuroscience* [on-line]. 2(1), 90–96, [cit. 2019-02-19]. ISSN: 0270-6474. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.02-01-00090.1982.

BRAUN, S. M., BEURSKENS, A. J., BORM, P. J., SCHACK, T., WADE, D. T. 2006. The Effects of Mental Practice in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 87(6), 842–852, [cit. 2019-02-11]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.02.034.

BROGÅRDH, C., FLANSBJER, U., LEXELL, J. 2012. Self-reported Walking Ability in Persons With Chronic Stroke and the Relationship With Gait Performance Tests. *PM&R* [on-line]. 4(10), 734–738. ISSN: 1934-1482 [cit. 2019-02-18]. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmrj.2012.05.004.

BRUNO, V., FOSSATARO, C. a F. GARBARINI. 2018. Inhibition or facilitation? Modulation of corticospinal excitability during motor imagery. *Neuropsychologia* [online]. 111, 360–368, [cit. 2020-06-23]. ISSN 0028-3932. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuropsychologia.2018.02.020.

BUTLER, T., IMPERATO-MCGINLEY, J., PAN, H., VOYER, D., CORDERO, J., ZHU, Y-S., STERN, E., SILBERSWEIG, D. 2006. Sex differences in mental rotation: top-down versus bottom-up processing. *NeuroImage* [on-line]. 32(1), 445–456. [cit. 2019-10-10]. ISSN 1053-8119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2006.03.030.

BUTLER, A. J., PAGE, S. J. 2006. Mental Practice With Motor Imagery: Evidence for Motor Recovery and Cortical Reorganization After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 87 (12, Supplement), Neuroplasticity and Brain Imaging Research: Implications for Rehabilitation, 2–11, [cit. 2019-09-25]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2006.08.326.

BUTLER, A. J., CAZEAUX, J., FIDLER, A., JANSEN, J., LEFKOVE, N., GREGG, M., HALL, C., EASLEY K. A., SHENVI, N., WOLF, S. L. 2012. The Movement Imagery Questionnaire-Revised, Second Edition (MIQ-RS) Is a Reliable and Valid Tool for Evaluating Motor Imagery in Stroke Populations. *Evidence-based complementary and alternative medicine: eCAM* [on-line]. 2012, 497289–497289, [cit. 2019-02-24]. ISSN 1741-4288. Dostupné z: doi:10.1155/2012/497289.

BRAUN, S., KLEYNEN, M., VAN HEEL, T., KRUTHOF, N., WADE, D, BEURSKENS, A. 2013. The effects of mental practice in neurological rehabilitation; a systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Human Neuroscience* [on-line]. 7 [vid. 2019-11-20]. [cit. 2019-11-18]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2013.00390

BRIHMAT, N., TARRI, M., DE BOISSEZON, X., GASQ, D., MARQUE, P., CASTEL-LACANAL, E., LOUBINOX, I. 2018. Functional connectivity pattern during motor imagery and execution of paretic hand movements of stroke patients. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [on-line]. 61, [cit. 2019-08-31]. ISSN 1877-0657. Dostupné z: doi:10.1016/j.rehab.2018.05.059.

BUCCINO, G., SOLODKIN, A., SMALL, S. 2006. Functions of the Mirror Neuron System: Implications for Neurorehabilitation. *Cognitive and Behavioral Neurology*. (1), 55–63, [cit. 2019-10-22]. ISSN 1543-3633.

CARRASCO G. D., CANTALAPIEDRA J. A. 2016. Effectiveness of motor imagery or mental practice in functional recovery after stroke: a systematic review. *Neurología (English Edition)* [on-line]. 31(1), 43–52, [cit. 2019-12-03]. ISSN: 2173-5808. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1016/j.nrleng.2013.02.008>.

CICINELLI, P., MARCONI, B., ZACCAGNINI, M., PASQUALETTI, P., FILIPPI, M. M. a P. M. ROSSINI. 2006. Imagery-induced cortical excitability changes in stroke: a transcranial magnetic stimulation study. *Cerebral Cortex (New York, N.Y.: 1991)* [online]. 16(2) [cit. 2019-10-23]., 247–253. ISSN 1047-3211. Dostupné z: doi:10.1093/cercor/bhi103.

COLMENERO, L. H., MARMOL, J. M. P., MARTÍ-GARCÍA, C., ZALDIVAR, M. Q., HARO, R. M. T., SÁNCHEZ, A. M. C., AGUILAR-FERRÁNDIZ, M. E. 2018. Effectiveness of mirror therapy, motor imagery, and virtual feedback on phantom limb pain following amputation: A systematic review. *Prosthetics and Orthotics International* [on-line]. 42(3), 288–298, [cit. 2019-02-16]. Dostupné z: doi:10.1177/0309364617740230.

COLLET, C., GUILLOT, A., LEBON, F. MACINTYRE, T. a A. MORAN. 2011. Measuring Motor Imagery Using Psychometric, Behavioral, and Psychophysiological Tools. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. 39(2), 85–92, [cit. 2020-6-20]. ISSN 0091-6331. Dostupné z: doi:10.1097/JES.0b013e31820ac5e0.

CONFALONIERI, L., PAGNONI, G., BARSALOU, L. W., RAJENDRA, J., EICKHOFF, S. B. a A. J. BUTLER. 2012. Brain Activation in Primary Motor and Somatosensory Cortices during Motor Imagery Correlates with Motor Imagery Ability in Stroke Patients. *ISRN Neurology* [online] [cit. 2020-06-22]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.5402/2012/613595>.

CUMMING, J., HALL, C., HARWOOD, C., GAMMAGE, K. 2002. Motivational orientations and imagery use: a goal profiling analysis. *Journal of Sports Sciences* [on-line]. 20(2), 127–136, [cit. 2019-11-09]. ISSN 0264-0414. Dostupné z: doi:10.1080/026404102317200837.

DASELAAR, S. M., PRINCE, S. E. a R. CABEZA. 2004. When less means more: deactivations during encoding that predict subsequent memory. *NeuroImage* [online]. 23(3), 921–927, [cit. 2020-06-20]. ISSN 1053-8119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2004.07.031.

DE LANGE, F. P., HELMICH, R. C., TONI, I. 2006. Posture influences motor imagery: an fMRI study. *NeuroImage* [on-line]. 33(2), 609–617, [cit. 2019-10-23]. ISSN 1053-8119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2006.07.017.

DE VRIES, S., MUDLER, T. 2007. Motor imagery and stroke rehabilitation: a critical discussion. *Journal of Rehabilitation Medicine* [on-line]. 39(1), 5-13, [cit. 2019-02-17]. Dostupné z DOI:10.2340/16501977-0020.

DE VRIES, S., TEPPER, M., FEENSTRA, W., OOSTERVELD, H., BOONSTRA, A. M. a B. OTTEN. 2013. Motor imagery ability in stroke patients: the relationship between implicit and explicit motor imagery measures. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 7 [cit. 2020-05-15]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2013.00790.

DECETY, J. 1991. Motor information may be important for updating the cognitive processes involved in mental imagery of movement. *Cahiers de Psychologie Cognitive/Current Psychology of Cognition*. 11(4), 415–426, [cit. 2019-06-02]. ISSN 0249-9185. Dostupné z: <https://psycnet.apa.org/record/1992-11522-001>.

DECETY, J. 1996. Do imagined and executed actions share the same neural substrate? *Cognitive Brain Research* [on-line]. 3(2), 87–93, [cit. 2019-02-13]. ISSN: 0926-6410. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.1016/0926-6410\(95\)00033-X](https://doi.org/10.1016/0926-6410(95)00033-X).

DECETY, J. a D. BOISSON. 1990. Effect of brain and spinal cord injuries on motor imagery. *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience* [online]. 240(1), 39–43, [cit. 2020-06-15]. ISSN 1433-8491. Dostupné z: doi:10.1007/BF02190091.

DECETY, J. a J. GRÈZES. 1999. Neural mechanisms subserving the perception of human actions. *Trends in Cognitive Sciences* [online]. 3(5), 172–178, [cit. 2020-06-20]. ISSN 1879-307X. Dostupné z: doi:10.1016/s1364-6613(99)01312-1.

DECETY, J., JEANNEROD, M. 1995. Mentally simulated movements in virtual reality: does Fitt's law hold in motor imagery?. *Behavioural Brain Research* [on-line]. 72(1), 127–134, [cit. 2019-02-16]. ISSN 0166-4328. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.1016/01664328\(96\)00141-6](https://doi.org/10.1016/01664328(96)00141-6).

DECETY, J., JEANNEROD, M., DUROZARD, D., BAVEREL, G. 1993. Central activation of autonomic effectors during mental simulation of motor actions in man. *The Journal of physiology* [on-line]. 461, 549–563 [cit. 2019-02-12]. ISSN: 0022-3751. Dostupné z: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019528>.

DECETY, J., JEANNEROD, M., GERMAIN a J. PASTENE, 1991. Vegetative response during imagined movement is proportional to mental effort. *Behavioural Brain Research* [on-line]. 42(1), 1–5, [cit. 2019-03-22]. ISSN 0166-4328. Dostupné z: doi:10.1016/S0166-4328(05)80033-6.

DECETY, J., JEANNEROD, M., PRABLANC, C. 1989. The timing of mentally represented actions. *Behavioural Brain Research* [on-line]. 34(1), 35–42, [cit. 2019-04-12]. ISSN 0166-4328. Dostupné z: doi:10.1016/S0166-4328(89)80088-9.

DECETY, J., D. PERANI, M. JEANNEROD, V. BETTINARDI, B. TADARY, R. WOODS, J. C. MAZZIOTTA, FAZIO, F. 1994. Mapping motor representations with positron emission tomography. *Nature* [on-line]. 371(6498), 600–602, [cit. 2019-02-12]. ISSN: 1476-4687. Dostupné z: doi:10.1038/371600a0.

DETTMERS, C., BENZ, M., LIEPERT, J. a B. ROCKSTROH. 2012. Motor imagery in stroke patients, or plegic patients with spinal cord or peripheral diseases. *Acta Neurologica Scandinavica* [online]. 126(4), 238–247, [cit. 2020-02-12]. ISSN 1600-0404. Dostupné z: doi:10.1111/j.1600-0404.2012.01680.x.

DICKSTEIN, R., DEUTSCH, J. E. 2007. Motor imagery in physical therapist practice. *Physical Therapy* [on-line]. 87(7), 942–953, [cit. 2019-11-11]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.2522/ptj.20060331.

DICKSTEIN, R., DUNSKY, A., MARCOVITZ, E. 2004. Motor imagery for gait rehabilitation in post-stroke hemiparesis. *Physical Therapy*. 84(12), 1167–1177, [cit. 2019-05-03]. ISSN 0031-9023.

DICKSTEIN, R., GAZIT-GRUNWALD, M., PLAX, M., DUNSKY, A., MARCOVITZ, A. 2005. EMG Activity in Selected Target Muscles During Imagery Rising on Tiptoes in Healthy Adults and Poststrokes Hemiparetic Patients. *Journal of Motor Behavior* [on-line]. 37(6), 475–483, [cit. 2019-12-12]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi:10.3200/JMBR.37.6.475-483.

DUNSKY, A., DICKSTEIN, R., MARCOVITZ, E., LEVY, S., DEUTSCH, S. 2008. Home-Based Motor Imagery Training for Gait Rehabilitation of People With Chronic Poststroke Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 89(8), 1580–1588, [cit. 2019-02-19]. ISSN: 0003-9993. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.12.039.

EHRSSON, H. H., GEYER, S., NAITO, E. 2003. Imagery of voluntary movement of fingers, toes, and tongue activates corresponding body-part-specific motor representations. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 90(5), 3304–3316, [cit. 2019-11-08]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.01113.2002.

ERTELT, D., SMALL, S., SOLODKIN, A., DETTMERS, C., MCNAMARA, A., BINKOFSKI, F., BUCCINO, G. 2007. Action observation has a positive impact on rehabilitation of motor deficits after stroke. *NeuroImage* [on-line]. 36, Suppl 2, T164–T173, [cit. 2019-10-04]. ISSN 1053-8119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2007.03.043.

FALLANI, F. V., PICHIORRI, F., MORONE, G., MOLINARI, M., BABILONI, F., CINCOTTI, F., MATTIA, D. 2013. Multiscale topological properties of functional brain

networks during motor imagery after stroke. *NeuroImage* [on-line]. 83, 438–449, [cit. 2019-02-24]. ISSN: 1053-8119. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.06.039>.

FELTZ, D. L. A D. M. LANDERS. 1983. The effects of Mental Practice on Motor Skill Learning and Performance: A Meta-analysis. *Journal of sport psychology*. 5, (25-57). [cit. 2019-11-20]. Dostupné z: doi : 10.1123/jsp.5.1.25.

FEENSTRA, W., TEPPER, M., BOONSTRA, A. M., OTTEN, B. a S. DE VRIES. 2016. Recovery of motor imagery ability in the first year after stroke. *International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Fur Rehabilitationsforschung. Revue Internationale De Recherches De Readaptation* [online]. 39(2), 171–175. [cit. 2020-04-24] ISSN 1473-5660. Dostupné z: doi:10.1097/MRR.000000000000162.

FOGASSI, L., LUPPINO, G. 2005. Motor functions of the parietal lobe. *Current Opinion in Neurobiology* [on-line]. 15(6), 626–631, [cit. 2019-10-13]. ISSN 0959-4388. Dostupné z: doi: 10.1016/j.conb.2005.10.015.

FOURKAS, A. D., BONAVOLONTÀ, V., AVENANTI, A., AGLIOTI, S. M. 2008. Kinesthetic Imagery and Tool-Specific Modulation of Corticospinal Representations in Expert Tennis Players. *Cerebral Cortex* [on-line]. 18(10), 2382–2390, [cit. 2019-11-23]. ISSN 1047-3211. Dostupné z: doi:10.1093/cercor/bhn005.

FRAK, V., COHEN, H., POURCHER, E. 2004. A dissociation between real and simulated movements in Parkinson's disease. *NeuroReport* [on-line]. 15(9), 1489-1492, [cit. 2019-02-15]. ISSN: 0959-4965. Dostupné z: https://journals.lww.com/neuroreport/Fulltext/2004/06280/A_dissociation_between_real_and_simulated.25.aspx.

FUKUMOTO, Y., BUNNO, Y., SUZUKI, T. 2016. Effect of motor imagery on excitability of spinal neural function and its impact on the accuracy of movement-considering the point at which subjects subjectively determine the 50 % MVC point. *Journal of Physical Therapy Science* [on-line]. 28(12), 3416–3420, [cit. 2019-10-16]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.28.3416.

FUSI S, CUTULI D, VALENTE MR, BERGONZI P, PORRO CA, DI PRAMPERO PE. 2005. Cardioventilatory responses during real or imagined walking at low speed. *Archives italiennes de biologie* [on-line]. 2005; 143, 223-228, [cit. 2019-11-08]. ISSN 0003-9829. Dostupné z: <https://europepmc.org/article/med/16097499>.

GARRISON, K. A., WINSTEIN, C. J., AZIZ-ZADEH, L. 2010. The Mirror Neuron System: A Neural Substrate for Methods in Stroke Rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 24(5), 404–412, [cit. 2019-11-20]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968309354536.

GATTI, R., TETTAMANTI, A., GOUGH, P. M., RIBOLDI, E., MARINONI, L., BUCCINO, G. 2013. Action observation versus motor imagery in learning a complex motor task: A short

review of literature and a kinematics study. *Neuroscience Letters* [on-line]. 540, 37–42, [cit. 2019-02-12]. ISSN: 0304-3940. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2012.11.039>.

GEIGER, D., BEHRENDT, F. a C. SCHUSTER-AMFTDE,. 2019. EMG Muscle Activation Pattern of Four Lower Extremity Muscles During Stair Climbing, Motor Imagery, and Robot-Assisted Stepping: A Cross-Sectional Study in Healthy Individuals. *BioMed research international* [online] [cit. 2020-06-23]. Dostupné z: doi:[10.1155/2019/9351689](https://doi.org/10.1155/2019/9351689).

GENTILI, R. J. a C. PAPAXANTHIS, 2015. Laterality effects in motor learning by mental practice in right-handers. *Neuroscience* [on-line]. 297, 231–242, [cit. 2019-11-19]. ISSN 0306-4522. Dostupné z: doi:[10.1016/j.neuroscience.2015.02.055](https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2015.02.055).

GENTILI, R., C. PAPAXANTHIS a T. POZZO, 2006. Improvement and generalization of arm motor performance through motor imagery practice. *Neuroscience* [on-line]. 137 (3), 761–772, [cit. 2019-10, 30]. ISSN 0306-4522. Dostupné z: doi:[10.1016/j.neuroscience.2005.10.013](https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2005.10.013).

GERARDIN, E., SIRIGU, A., LEHÉRICY, S., POLINE, J., GAYMARD, B. MARSAULT, C., AGID, Y., LE BIHAN, D. 2000. Partially Overlapping Neural Networks for Real and Imagined Hand Movements. *Cerebral Cortex* [on-line]. 10(11), 1093–1104, [cit. 2019-02-10]. ISSN:1047-3211. Dostupné z: doi:[10.1093/cercor/10.11.1093](https://doi.org/10.1093/cercor/10.11.1093).

GRÈZES, J. a J. DECETY, 2001. Functional anatomy of execution, mental simulation, observation, and verb generation of actions: a meta-analysis. *Human Brain Mapping* [on-line]. 12(1), 1–19, [cit. 2019-11-28]. ISSN 1065-9471. Dostupné z: doi:[10.1002/1097-0193\(200101\)12:1<1::aid-hbm10>3.0.co;2-v](https://doi.org/10.1002/1097-0193(200101)12:1<1::aid-hbm10>3.0.co;2-v).

GREGG, M., HALL, C. a A. BUTLER. 2010. The MIQ-RS: A Suitable Option for Examining Movement Imagery Ability. *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine : eCAM* [online]. 7(2), 249–257. ISSN 1741-427X, [cit. 2020-06-20]. Dostupné z: doi:[10.1093/ecam/nem170](https://doi.org/10.1093/ecam/nem170).

GROSPRÊTRE, S., LEBON, F., PAPAXANTHIS, C., MARTIN, A. 2016. New evidence of corticospinal network modulation induced by motor imagery. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 115(3), 1279–1288, [cit. 2019-11-14]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: doi:[10.1152/jn.00952.2015](https://doi.org/10.1152/jn.00952.2015).

GUILLOT, A., COLLET, C. 2005a. Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain Research Reviews* [on-line]. 50(2), 387–397, [cit. 2019-02-13]. ISSN: 0165-0173. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2005.09.004>.

GUILLOT, A., COLLET, C. 2005b. Duration of Mentally Simulated Movement: A Review. *Journal of Motor Behavior* [online]. 37(1), 10–20, [cit. 2020-06-15]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi:[10.3200/JMBR.37.1.10-20](https://doi.org/10.3200/JMBR.37.1.10-20).

GUILLOT, A., COLLET, C. 2008. Construction of the Motor Imagery Integrative Model in Sport: a review and theoretical investigation of motor imagery use. *International Review of Sport and Exercise Psychology* [on-line]. 1(1), 31–44, [cit. 2019-11-24]. ISSN 1750-984X. Dostupné z: doi:10.1080/17509840701823139.

GUILLOT, A., COLLET, C. 2010. *The neurophysiological foundations of mental and motor imagery*. Oxford: Oxford University Press. ISBN: 9780199546251.

GUILLOT, A., COLLET, C., NGUYEN, V. A., MALOUIN, F., RICHARDS, C., DOYON, J. 2009. Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: an fMRI study. *Human Brain Mapping* [on-line]. 30(7), 2157–2172, [cit. 2019-10-29]. ISSN 1097-0193. Dostupné z: doi:10.1002/hbm.20658.

GUILLOT, A., DI RIENZO, F., MACINTYRE, T., MORAN, A. COLLET, C. 2012a. Imagining is not doing but involves specific motor commands: a review of experimental data related to motor inhibition. *Frontiers in Human Neuroscience* [on-line]. 6:247, [cit. 2019-02-18]. Dostupné z: doi: 10.3389/fnhum.2012.00247.

GUILLOT, A., HOYEK, N., LOUIS, M. a C. COLLET. 2012b. Understanding the timing of motor imagery: recent findings and future directions. *International Review of Sport and Exercise Psychology* [online]. 5(1), 3–22, [cit. 2020-06-21]. ISSN 1750-984X. Dostupné z: doi:10.1080/1750984X.2011.623787.

GUILLOT, A., LEBON, F., ROUFFET, D., CHAMPELY, S. DOYON, J., COLLET, C. 2007. Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International Journal of Psychophysiology* [on-line]. 66(1), 18–27, [cit. 2019-02-21]. ISSN: 0167-8760. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2007.05.009>.

GÚTH, A. 2004. *Vyšetrovacie metodiky pre fyzioterapeutov*. 2. vyd. Bratislava: LIEČREH GÚTH. ISBN 80-88932-13-0.

GÚTH, A. 2009. *Fyziológia - Neurofyziológia*. 1. vyd. Bratislava: LIEČREH GÚTH. ISBN 978-80-88932-28-4.

HALAKI, M., GINN, K. 2012. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? in Naik, G. R. (ed.) *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges* [on-line]. 2012. 176-194, [cit. 2019-12-11]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.5772/49957>.

HALE, B. D., 1982. The effects of internal and external imagery on muscular and ocular concomitants. *Journal of Sport Psychology* [on-line]. 4(4), 379–387, [cit. 2019-11-19]. ISSN 0163-433X. Dostupné z: <https://psycnet.apa.org/record/1983-22886-001>.

HALL, C., PONGRAC, J., BUCKHOLZ, E. 1985. The measurement of imagery ability. *Human Movement Science* [on-line]. 4(2), 107–118, [cit. 2019-11-07]. ISSN 0167-9457. Dostupné z: doi:10.1016/0167-9457(85)90006-5.

HALVARI, H., 1996. Effects of mental practice on performance are moderated by cognitive anxiety as measured by the Sport Competition Anxiety Test. *Perceptual and Motor Skills* [on-line]. 83 (3, 2), 1375–1383, [cit. 2019-10-04]. ISSN 0031-5125. Dostupné z: doi:10.2466/pms.1996.83.3f.1375.

HAMACHER, D., HEROLD, F., WIEGEL, P., HAMACHER, D., SCHEGA, L. 2015. Brain activity during walking: A systematic review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [on-line]. 57, 310–327, [cit. 2019-10-17]. ISSN 0149-7634. Dostupné z: doi:10.1016/j.neubiorev.2015.08.002.

HARRIS J., HEBERT A. 2015. Utilization of motor imagery in upper limb rehabilitation: a systematic scoping review. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 29(11), 1092–1107, [cit. 2019-02-12]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/0269215514566248>.

HÉTU, S., GRÉGOIRE, M., SAIMPONT, A., COLL, M.-P., EUGÈNE, F., MICHON, P.-E., JACKSON, P.-L. 2013. The neural network of motor imagery: An ALE meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [on-line]. 37(5), 930–949, [cit. 2019-11-02]. ISSN 0149-7634. Dostupné z: doi:10.1016/j.neubiorev.2013.03.017.

HEREMANS, E., B. SMITS-ENGELSMAN, K. CAEYENBERGHS, S. VERCRUYSSSE, A. NIEUWBOER, P. FEYS a W. F. HELSEN, 2011. Keeping an eye on imagery: the role of eye movements during motor imagery training. *Neuroscience* [on-line]. 195, 37–44, [cit. 2019-11-13]. ISSN 1873-7544. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2011.07.030.

HOLMES, P. S., COLLINS, D. J. 2001. The PETTLEP Approach to Motor Imagery: A Functional Equivalence Model for Sport Psychologists. *Journal of Applied Sport Psychology* [on-line]. 13(1), 60–83, [cit. 2019-10-10]. ISSN 1041-3200. Dostupné z: doi:10.1080/10413200109339004.

HOLMES, P. S, WRIGHT, D. J. 2017. Motor cognition and neuroscience in sport psychology. *Current Opinion in Psychology* [on-line]. 16, Sport psychology, 43–47, [cit. 2019-11-30]. ISSN 2352-250X. Dostupné z: doi:10.1016/j.copsyc.2017.03.009.

HORÁČEK, O., KOLÁŘ, P. Cévní onemocnění mozku. 2001. in KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2001, s. 386-389. ISBN 978-80-7262-657-1.

HOVINGTON, C. L., BROUWER, B. 2010. Guided Motor Imagery in Healthy Adults and Stroke: Does Strategy Matter? *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 24(9), 851–857, [cit. 2019-06-19]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968310374190.

HWANG, S., JEON, H., YI, C., KWON, O., CHO, S., YOU, S. 2010. Locomotor imagery training improves gait performance in people with chronic hemiparetic stroke: a controlled clinical trial. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 24(6), 514–522, [cit. 2019-02-20]. ISSN: 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215509360640.

JACKSON, P. L., LAFLEUR, M. F., MALOUIN, F., RICHARDS, C., DOYON, J. 2001. Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 82(8), 1133–1141, [cit. 2019-02-13]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1053/apmr.2001.24286.

JACKSON, P. L., LAFLEUR, M. F., MALOUIN, F., RICHARDS, C. L., DOYON, J. 2003. Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *NeuroImage* [on-line]. 20(2), 1171–1180, [cit. 2019-10-08]. ISSN 1053-8119. Dostupné z: doi:10.1016/S1053-8119(03)00369-0.

JAHN, K., DEUTSCHLÄNDER, A., STEPHAN, T., KALLA, R., WIESMANN, M., STRUPP, M., BRANDT, T. 2008. Imaging human supraspinal locomotor centers in brainstem and cerebellum. *NeuroImage* [on-line]. 39(2), 786–792, [cit. 2019-11-12]. ISSN 1053-8119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2007.09.047.

JEANNEROD, M. 1995. Mental imagery in the motor context. *Neuropsychologia* [on-line]. 33(11), 1419–1432, [cit. 2019-02-13]. ISSN: 0028-3932. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/0028-3932(95)00073-C.

JEANNEROD, M. 2001. Neural Simulation of Action: A Unifying Mechanism for Motor Cognition. *NeuroImage* [on-line]. 14(1), 103–109, [cit. 2019-02-12]. ISSN: 1053-8119. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1006/nimg.2001.0832.

JEANNEROD, M. a V. FRAK. 1999. Mental imaging of motor activity in humans. *Current Opinion in Neurobiology* [on-line]. 9(6), 735–739, [cit. 2019-11-07]. ISSN 0959-4388. Dostupné z: doi:10.1016/S0959-4388(99)00038-0.

JOHNSON, S. H. 2000. Imagining the impossible: intact motor representations in hemiplegics. *Neuroreport* [on-line]. 11(4), 729-732, [cit. 2019-02-18]. Dostupné z: https://insights.ovid.com/pubmed?pmid=10757509.

JOWDY, D. P., HARRIS, D. V. 1990. Muscular Responses During Mental Imagery as a Function of Motor Skill Level. *Journal of Sport and Exercise Psychology* [on-line]. 12(2), 191-201, [cit. 2019-06-19]. ISSN 1543-2904, 0895-2779. Dostupné z: doi:10.1123/jsep.12.2.191.

KATO, K., WATANABE, J., MURAOKA, T. a K. KANOSUE. 2015. Motor Imagery of Voluntary Muscle Relaxation Induces Temporal Reduction of Corticospinal Excitability. *Neuroscience research* [online] [cit. 2020-06-23]. Dostupné z: doi:10.1016/j.neures.2014.10.013.

KASESS, C. H., WINDISCHBERGER, C., CUNNINGTON, R., LANZENBERGER, R., PEZAWAS, L. a E. MOSER. 2008. The suppressive influence of SMA on M1 in motor imagery revealed by fMRI and dynamic causal modeling. *NeuroImage* [online]. 40(2), 828–837, [cit. 2020-05-25]. ISSN 1053-8119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2007.11.040.

KEMLIN, C., MOULTON, E., SAMSON, Y. a C. ROSSO. 2016. Do Motor Imagery Performances Depend on the Side of the Lesion at the Acute Stage of Stroke? *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 10, 321, [cit. 2020-05-01]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2016.00321.

KEPPLE, T. M., SIEGEL, K. L. a S. J. STANHOPE. 1997. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait & Posture* [online]. 6(1), 1–8, [cit. 2020-06-21]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(96)01094-6.

KHO, A.Y., LIU, P. Y., CHUNG, C. K. 2014. Meta-analysis on the effect of mental imagery on motor recovery of the hemiplegic upper extremity function. *Australian Occupational Therapy Journal* [on-line]. 61(2), 38–48, [cit. 2019-02-13]. ISSN: 0045-0766. Dostupné z: doi:10.1111/1440-1630.12084.

KIM, J., OH, D., KIM, S., CHOI, J. 2010. Visual and kinesthetic locomotor imagery training integrated with auditory step rhythm for walking performance of patients with chronic stroke. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 25(2), 134–145, [cit. 2019-02-20]. ISSN: 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215510380822.

KLEISSEN, R. F., BUURKE, J. H., HARLAAR, J. a G. ZILVOLD. 1998. Electromyography in the Biomechanical Analysis of Human Movement and Its Clinical Application. *Gait & posture* [online] [cit. 2020-05-23]. Dostupné z: doi:10.1016/s0966-6362(98)00025-3.

KOBELT, M., WIRTH, B. a C. SCHUSTER-AMFT. 2018. Muscle Activation During Grasping With and Without Motor Imagery in Healthy Volunteers and Patients After Stroke or With Parkinson's Disease. *Frontiers in Psychology* [online]. 9, [cit. 2020-06-10]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi:10.3389/fpsyg.2018.00597.

KOLÁŘOVÁ, B., KROBOT, A., POLEHLOVÁ, K., HLUSTIK, P., RICHARDS, J. 2016. Effect of Gait Imagery Tasks on Lower Lim Muscle Activity With Respect to Body Posture. *Perceptual and Motor Skills* [on-line]. 122 (2), 411-431, [cit. 2019-02-10]. ISSN: 0031-5125. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1177/0031512516640377>.

KOLÁŘOVÁ, B., KROBOT, A., HABERMANNOVÁ, P., KOLÁŘ, P. a P. BASTLOVÁ. 2015. Využití představy a observace pohybu v kognitivní a pohybové rehabilitaci. *Rehabilitácia*. 53 (2), 131-139. ISSN O375-0922.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci-možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.

KONEČNÝ, P., VYSKOTOVÁ, J., KOLÁŘOVÁ, B., OLŠÁK, P. a G. KREJSTOVÁ. 2019. *Fyzikální terapie a diagnostika*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5495-5.

KRÁLÍČEK, P. 2004. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum. ISBN 80-246-0350-0.

KREISEL, S. H., HENNERICI, M. G., BÄZNER, H. 2007. Pathophysiology of Stroke Rehabilitation: The Natural Course of Clinical Recovery, Use-Dependent Plasticity and Rehabilitative Outcome. *Cerebrovascular Diseases* [on-line]. 23(4), 243–255, [cit. 2019-10-11]. ISSN: 1015-9770. Dostupné z: doi:10.1159/000098323.

KROBOT, A. a B. KOLÁŘOVÁ. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2762-1.

KUMAR, V. K., CHAKRAPANI, M. a R. KEDAMBADI. 2016. Motor Imagery Training on Muscle Strength and Gait Performance in Ambulant Stroke Subjects-A Randomized Clinical Trial. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR* [online] [vid. 2020-06-24]. Dostupné z: doi:10.7860/JCDR/2016/16254.7358.

LA FOUGÈRE, C., ZWERGAL, A. ROMINGER, A., FÖRSTER, S., FESL, G., DIETERICH, M., BRANDT, T., STRUPP, M., BARTENSTEIN, P. a K. JAHN, 2010. Real versus imagined locomotion: a [18F]-FDG PET-fMRI comparison. *NeuroImage* [online]. 50(4), 1589–1598, [cit. 2019-10-11]. ISSN 1095-9572. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2009.12.060.

LACEY, S., LAWSON, R. 2013. *Multisensory imagery*. New York: Springer. ISBN 978-1-4614-5879-1.

LAFLEUR, M. F., JACKSON, P. L., MALOUIN, F., RICHARDS, C. L., EVANS, A. C. a J. DOYON. 2002. Motor learning produces parallel dynamic functional changes during the execution and imagination of sequential foot movements. *NeuroImage*. [online]. 2002; vol. 16(1), s. 142-157. ISSN: 1053-8119. [cit. 2020-04-12]. Dostupné z: doi: 10.1006/nimg.2001.1048.

LATASH, M. L. 2008. *Neurophysiological basis of movement, 2nd ed*. Champaign, IL, US: Human Kinetics. Neurophysiological basis of movement, 2nd ed. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LEBON, F., COLLET, CH., GUILLOT, A. 2010. Benefits of Motor Imagery Training on Muscle Strength. *Journal of strength and conditioning research* [on-line]. 24(6), 1680-87, [cit. 2019-02-20]. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e3181d8e936.

- LEBON, F., ROUFFET, D., COLLET, CH. a A. F. GUILLOT. 2008. Modulation of EMG Power Spectrum Frequency During Motor Imagery. *Neuroscience letters* [online] [CIT. 2020-06-23]. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2008.02.033.
- LEE, G., SONG, C., LEE, Y., CHO, H. LEE, S. 2011. Effects of Motor Imagery Training on Gait Ability of Patients with Chronic Stroke. *Journal of Physical Therapy Science* [on-line]. 23(2), 197–200 [cit. 2019-02-23]. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.23.197.
- LEE, M., PARK, C.-H., IM, C.-H., KIM, J.-H., KWON, G.-H., KIM, L., CHANG, W. H., KIM, Y.-H. 2015. Motor imagery learning across a sequence of trials in stroke patients. *Restorative Neurology and Neuroscience* [on-line]. 34(4), 635–645, [cit. 2019-09-29]. ISSN 1878-3627. Dostupné z: doi:10.3233/RNN-150534.
- LEMOIS, T., RODRIGUES, E. C., VARGAS, C. D. 2014. Motor imagery modulation of postural sway is accompanied by changes in the EMG-COP association. *Neuroscience Letters* [on-line]. 577, 101–105, [cit. 2019-11-28]. ISSN 1872-7972. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2014.06.019.
- LI, C. R. 2000. Impairment of Motor Imagery in Putamen Lesions in Humans. *Neuroscience letters* [online] [cit. 2020-06-21]. Dostupné z: doi:10.1016/s0304-3940(00)01164-2.
- LI, S., KAMPER, D. G., STEVENS, J. A., RYMER, W. Z. 2004. The Effect of Motor Imagery on Spinal Segmental Excitability. *The Journal of Neuroscience* [on-line]. 24(43), 9674–9680, [cit. 2019-10-12]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.2781-04.2004.
- LI, R.-Q., LI, Z.-M., TAN, J.-Y., CHEN, G.-L., LIN, W.-Y. 2017. Effects of motor imagery on walking function and balance in patients after stroke: A quantitative synthesis of randomized controlled trials. *Complementary Therapies in Clinical Practice* [on-line]. 28, 75–84, [cit. 2019-04-23]. ISSN: 1744-3881. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2017.05.009.
- LIEPERT, J., BÜSCHING, I., SEHLE, A. a M. A. SCHOENFELD. 2016. Mental chronometry and mental rotation abilities in stroke patients with different degrees of sensory deficit. *Restorative Neurology and Neuroscience* [online]. 34(6), [cit. 2020-06-20]. 907–914. ISSN 1878-3627. Dostupné z: doi:10.3233/RNN-160640.
- LIU, K. P., CHAN, C. C., LEE, T. M., HUI-CHAN, C. W. 2004. Mental imagery for promoting relearning for people after stroke: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 85(9), 1403–1408, [cit. 2019-09-20]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2003.12.035.
- LIU, K. P. Y., LAI, M., FONG, S. S. M. a M. BISSETT. 2019. Imagery Ability and Imagery Perspective Preference: A Study of Their Relationship and Age- and Gender-Related Changes. *Behavioural Neurology* [online] [cit. 2020-05-13]. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1155/2019/7536957.

- LIVESAY, J. R. a M. R. SAMARAS, 1998. Covert neuromuscular activity of the dominant forearm during visualization of a motor task. *Perceptual and Motor Skills* [on-line]. 86(2), 371–374, [cit. 2019-10-11]. ISSN 0031-5125. Dostupné z: doi:10.2466/pms.1998.86.2.371.
- LOREY, B., PILGRAMM, S., BISCHOFF, M., STARK, R., VAITL, D., KINDERMANN, S., MUNZERT, J. a K. ZENTGRAF. 2011. Activation of the Parieto-Premotor Network Is Associated with Vivid Motor Imagery—A Parametric fMRI Study. *PLOS ONE* [online]. 6(5), [cit. 2020-6-15]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0020368.
- LOTZE, M., COHEN, L. G. 2006. Volition and Imagery in Neurorehabilitation. *Cognitive and Behavioral Neurology* [on-line]. 19(3), 135–140, [cit. 2019-10-22]. ISSN 1543-3641. Dostupné z: doi: 10.1097/01.wnn.0000209875.56060.06.
- LOTZE, M., HALSBAND, U. 2006. Motor imagery. *Journal of Physiology-Paris* [on-line]. 99(4), 386–395, [cit. 2019-02-20]. ISSN: 0928-4257. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/j.jphysparis.2006.03.012.
- LOTZE, M, ZENTGRAF, K. 2010. Contribution of the primary motor cortex to motor imagery. In: GUILLOT, A., COLLET, C. (eds.) *The neurophysiological foundations of mental and motor imagery*. Oxford: Oxford University Press. ISBN: 9780199546251.
- MADAN, C.R. a A. SINGHAL. 2013. Introducing TAMI: an objective test of ability in movement imagery. *Journal of Motor Behavior*. 45, 153–166, [cit. 2019-11-05]. doi: 10.1080/00222895.2013.763764.
- MADĚROVÁ, K. 2019. *Představa chůze v obraze povrchové elektromyografie*. 98s. Diplomová práce. Univerzita Palackého, Ústav fyzioterapie. Vedoucí práce Marek Tomsa.
- MALOUIN, F., RICHARDS, C. L. 2010. Mental Practice for Relearning Locomotor Skills. *Physical Therapy* [on-line]. 90(2), 240–251, [cit. 2019-11-15]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.2522/ptj.20090029.
- MALOUIN, F., RICHARDS, C. L. a A. DURAND. 2010. Normal Aging and Motor Imagery Vividness: Implications for Mental Practice Training in Rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 91(7), 1122–1127, [cit. 2020-06-19]. ISSN 0003-9993, 1532-821X. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2010.03.007.
- MALOUIN, F., RICHARDS C., L. a A. DURAND. 2012. Slowing of Motor Imagery after a Right Hemispheric Stroke. *Stroke Research and Treatment* [online] [cit. 2020-06-19]. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1155/2012/297217.
- MALOUIN, F., RICHARDS, C. L., DURAND, A., DOYON, J. 2008a. Clinical assessment of motor imagery after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 22(4), 330–340, [cit. 2019-10-24]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968307313499.

MALOUIN, F., RICHARDS, C. L., DURAND, A. a J. DOYON. 2008b. Reliability of Mental Chronometry for Assessing Motor Imagery Ability After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 89(2), 311–319, [cit. 2020-5-10]. ISSN 0003-9993, 1532-821X. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2007.11.006.

MALOUIN, F., BELLEVILLE, S., RICHARDS, C. L., DESROSIERS, J. a J. DOYON. 2004. Working memory and mental practice outcomes after stroke1. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. B.m.: Elsevier, 85(2), 177–183. ISSN 0003-9993, 1532-821X. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(03)00771-8.

MALOUIN, F., RICHARDS, C. L., JACKSON, P. L., LAFLEUR, M. F., DURAND, A., DOYON, J. 2007. The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ) for assessing motor imagery in persons with physical disabilities: a reliability and construct validity study. *Journal of neurologic physical therapy: JNPT* [on-line]. 31(1), 20–29, [cit. 2019-05-17]. ISSN 1557-0576. Dostupné z: doi:10.1097/01.npt.0000260567.24122.64.

MARCONI, B., PECCHIOLI, C., KOCH, G., CALTAGIRONE, C. 2007. Functional overlap between hand and forearm motor cortical representations during motor cognitive tasks. *Clinical Neurophysiology* [on-line]. 118(8), 1767–1775, [cit. 2019-09-19]. ISSN 1388-2457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2007.04.028.

MAHONEY, M. J., AVENER, M. 1977. Psychology of the Elite Athlete: An Exploratory Study. *Cognitive Therapy and Research* [on-line]. 1, 135-141, [cit. 2019-02-15]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1007/BF01173634>.

MCAVINUE, L. P., ROBERTSON, I. A. 2008. Measuring motor imagery ability: A review. *European Journal of Cognitive Psychology* [on-line]. 20(2), 232–251, [cit. 2019-03-28]. ISSN 0954-1446. Dostupné z: doi:10.1080/09541440701394624.

MEEHAN, S. K., RANDHAWA, B., WESSEL, B., BOYD, L. A. 2011. Implicit sequence-specific motor learning after subcortical stroke is associated with increased prefrontal brain activations: an fMRI study. *Human Brain Mapping* [on-line]. 32(2), 290–303, [cit. 2019-10-23]. ISSN 1097-0193. Dostupné z: doi:10.1002/hbm.21019

MEISTER, I. G., T. KRINGS, H. FOLTYS, B. BOROOJERDI, M. MÜLLER, R. TÖPPER, THRON, A. 2004. Playing piano in the mind—an fMRI study on music imagery and performance in pianists. *Cognitive Brain Research* [on-line]. 19(3), 219–228, [cit. 2019-02-15]. ISSN 0926-6410. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.cogbrainres.2003.12.005>.

MELLET, E., L. PETIT, B. MAZOYER, M. DENIS a N. TZOURIO. 1998. Reopening the mental imagery debate: lessons from functional anatomy. *NeuroImage* [online]. 8(2), 129–139, [cit. 2020-06-20]. ISSN 1053-8119. Dostupné z: doi:10.1006/nimg.1998.0355

- MIZUGUCHI, N., NAKATA, H., UCHIDA, Y., KANOSUE, K. 2012. Motor imagery and sport performance. *The journal of physical fitness and sports medicine* [on-line]. 1(1), 103–111, [cit. 2019-11-11]. ISSN 2186-8123. Dostupné z: doi: 10.7600/jpfsm.1.103.
- MIZUGUCHI, N., YAMAGISHI, T., NAKATA, H., KANOSUE, K. 2015. The effect of somatosensory input on motor imagery depends upon motor imagery capability. *Frontiers in Psychology* [on-line]. 6, 104. ISSN 1664-1078, [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: doi:10.3389/fpsyg.2015.00104.
- MOUTHON, A., RUFFIEUX, J., WÄLCHLI, M. KELLER, M. a W. TAUBE. 2015. Task-dependent changes of corticospinal excitability during observation and motor imagery of balance tasks. *Neuroscience* [online]. 303, 535–543 [cit. 2020-06-19]. ISSN 1873-7544. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2015.07.031.
- MULDER, T. 2007. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *Journal of Neural Transmission* [on-line]. 114(10), 1265–1278, [cit. 2019-02-12]. ISSN 1435-1463. Dostupné z: doi:10.1007/s00702-007-0763-z.
- MULDER, T., DE VRIES, S. a S. ZIJLSTRA. 2005. Observation, Imagination and Execution of an Effortful Movement: More Evidence for a Central Explanation of Motor Imagery. *Experimental brain research* [online] [cit. 2020-06-23]. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-004-2179-4
- MULDER, T., ZIJLSTRA, S., ZIJLSTRA, W., HOCHSTENBACH, J. 2004. The role of motor imagery in learning a totally novel movement. *Experimental Brain Research* [on-line]. 154(2), 211–217, [cit. 2019-11-03]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-003-1647-6.
- MUNZERT, J. 2002. Temporal accuracy of mentally simulated transport movements. *Perceptual and motor skills* [online]. 94, 307–18, [cit. 2020-06-23]. Dostupné z: doi:10.2466/PMS.94.1.307-318.
- MURPHY, S. M. 1994. Imagery interventions in sport. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. 26(4), 486–494, [cit. 2019-05-26]. ISSN 0195-9131.
- NAITO, E. 1994. Controllability of Motor Imagery and Transformation of Visual Imagery. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 78(2), 479–487, [cit. 2019-11-29]. ISSN 0031-5125. Dostupné z: doi:10.2466/pms.1994.78.2.479.
- NEUMANNOVÁ, K., JANURA, M., KOVÁČIKOVÁ, Z., SVOBODA, Z., JAKUBEC, L. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.
- OLSSON, C.-J. a L. NYBERG, 2010. Motor imagery: if you can't do it, you won't think it. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 20(5), 711–715, [cit. 2020-06-19]. ISSN 1600-0838. Dostupné z: doi:10.1111/j.1600-0838.2010.01101.x.

ONDRÁČKOVÁ, H. 2019. *Představa chůze v obraze povrchové elektromyografie*. 97s. Diplomová práce. Univerzita Palackého, Ústav fyzioterapie. Vedoucí práce Barbora Kolářová.

OOSTRA, K. M., OOMEN, A.W., VANDERSTRAETEN, G., VINGERHOETS, G. 2015. Influence of motor imagery training on gait rehabilitation in sub-acute stroke: A randomized controlled trial. *Journal of rehabilitation medicine*, 47 3, 204-209, [cit. 2019-02-19]. Dostupné z: 10.2340/16501977-1908.

OOSTRA, K. M., VAN BLADEL, A., VANHOONACKER, A. C. L. a G. VINGERHOETS. 2016. Damage to Fronto-Parietal Networks Impairs Motor Imagery Ability after Stroke: A Voxel-Based Lesion Symptom Mapping Study. *Frontiers in Behavioral Neuroscience* [online]. 10 [cit. 2020-08-04]. ISSN 1662-5153. Dostupné z: doi:10.3389/fnbeh.2016.00005.

PASCUAL-LEONE, A., D. NGUYET, L. G. COHEN, J. P. BRASIL-NETO, A. CAMMAROTA a M. HALLETT, 1995. Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 74(3), 1037–1045, [cit. 2019-10-24]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.1995.74.3.1037.

PAGE, S. J., LEVINE, P. a V. HILL, 2014. Mental practice--triggered electrical stimulation in chronic, moderate, upper-extremity hemiparesis after stroke. *The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association* [online]. 69(1), [cit. 2020-06-20]. 6901290050p1-8. ISSN 0272-9490. Dostupné z: doi:10.5014/ajot.2015.014902.

PAGE, S. J., LEVINE, P., SSISTO, S., JOHNSON, M. V. 2001. A randomized efficacy and feasibility study of imagery in acute stroke. *Clinical Rehabilitation*, 15(3), 233–240, [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1191/026921501672063235>.

PAGE, S. J., LEVINE, P., LEONARD, A. 2007. Mental practice in chronic stroke: results of a randomized, placebo-controlled trial. *Stroke* [online]. 38(4), 1293–1297, [cit. 2019-11-06]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: doi:10.1161/01.STR.0000260205.67348.2b

PAPAXANTHIS, C., POZZO, T., SKOURA, X. a M. SCHIEPPATI, 2002. Does order and timing in performance of imagined and actual movements affect the motor imagery process? The duration of walking and writing task. *Behavioural Brain Research* [online]. 134 (1–2), 209–215, [cit. 2020-06-20]. Dostupné z: doi:10.1016/s0166-4328(02)00030-x.

PARSON, L. M., FOX, P. T., DOWNS, J. H., GLASS, T., HIRSCH, T. B., MARTIN C. C., JERABEK, P. A. a LANCASTER, J. L. 1995. Use of Implicit Motor Imagery for Visual Shape Discrimination as Revealed by PET. *Nature* [online] [cit. 2020-03-12]. Dostupné z: doi: 10.1038/375054a0.

PEIKENKAMP, K., STIEF, T. 2012. Effect of motor imagery of the human gait on SEMG-activities of the lower limb muscles. *Journal of biomechanics*. [online]. 45(1), s. 246. ISSN: 0021-9290. [cit. 2020-06-23]. Dostupné z: doi: 10.1016/S0021-9290(12)70247-6.

PERSONNIER, P., BALLAY, Y., PAPAXANTHIS, C. 2010. Mentally represented motor actions in normal aging: III. Electromyographic features of imagined arm movements. *Behavioural Brain Research* [on-line]. 206 (2), 184–191, [cit. 2019-09-12]. ISSN 0166-4328. Dostupné z: doi:10.1016/j.bbr.2009.09.011,

PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1135-5.

PORRO, C.A., FRANCESCATO, M.P., CETTOLO, V., DIAMOND, M.E., BARALDE, P., ZUIANIC, M., BAZZOCCHI, P.E. 1996. Primary motor and sensory cortex activation during motor performance and motor imagery: a functional magnetic resonance imaging study. *Journal of Neuroscience* [on-line]. 16 (23) 7688-7698, [cit. 2019-02-14]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.16-23-07688.1996>.

POSNER, M. I. 2005. Timing the Brain: Mental Chronometry as a Tool in Neuroscience. *PLoS Biology* [online]. 3(2) [cit. 2020-06-20]. ISSN 1544-9173. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pbio.0030051.

RANGANATHAN, V. K., SIEMIONOW, V., LIU, J. Z., SAHGAL, V., YUE, G. H. 2004. From mental power to muscle power—gaining strength by using the mind. *Neuropsychologia* [on-line]. 42(7), 944–956, [cit. 2019-09-26]. ISSN 0028-3932. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuropsychologia.2003.11.018.

REKKAS, P. V., WESTERVELD, M., SKUDLARSKI, P., ZUMER, J., PUGH, K., SPENCER, D. D. a R. T. CONSTABLE. 2005. Neural correlates of temporal-order judgments versus those of spatial-location: Deactivation of hippocampus may facilitate spatial performance. *Brain and Cognition* [online]. 59(2), 103–113, [cit. 2020-06-20]. ISSN 0278-2626. Dostupné z: doi:10.1016/j.bandc.2005.05.013.

RIZZOLATTI, G., LUPPINO, G. 2001. The Cortical Motor System. *Neuron* [on-line]. 31(6), 889–90, [cit. 2019-02-19]. ISSN: 0896-6273. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.1016/S0896-6273\(01\)00423-8](https://doi.org/10.1016/S0896-6273(01)00423-8).

ROGERS, R. G. 2006. Mental Practice and Acquisition of Motor Skills: Examples from Sports Training and Surgical Education. *Obstetrics and Gynecology Clinics of North America* [on-line]. 33(2), 297–304., [cit. 2019-02-20^[1]]. ISSN 0889-8545. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.ogc.2006.02.004>.

ROMANO SMITH, S., WOOD, G., COYLES, G., ROBERTS, J. W., WAKEFIELD, C. J. 2019. The effect of action observation and motor imagery combinations on upper limb kinematics and EMG during dart-throwing. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in*

Sports [on-line]. 29(12), 1917–1929, [cit. 2019-11-13]. ISSN 1600-0838. Dostupné z: doi:10.1111/sms.13534.

ROSSIGNOL, S., DUBUC, R., GOSSARD, J.-P. 2006. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiological Reviews* [on-line]. 86(1), 89–154, [cit. 2019-11-16]. ISSN 0031-9333. Dostupné z: doi:10.1152/physrev.00028.2005.

ROZAND, V., LEBON, F., STAPLEY, P. J., PAPAXANTHIS, C., LEPERS, R. 2016. A prolonged motor imagery session alter imagined and actual movement durations: Potential implications for neurorehabilitation. *Behavioural Brain Research SreeTestContent1* [on-line]. 297, 67–75, [cit. 2019-09-23]. ISSN 0166-4328. Dostupné z: doi:10.1016/j.bbr.2015.09.036.

RUFFINO, C., PAPAXANTHIS Ch. LEBON F. 2017. Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: Review and perspectives. *Neuroscience* [on-line]. 341, 61–78, [cit. 2019-02-11]. ISSN: 0306-4522. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.11.023.

SABATÉ, M., GONZÁLEZ, B., RODRÍGUEZ, M. 2004. Brain lateralization of motor imagery: motor planning asymmetry as a cause of movement lateralization. *Neuropsychologia* [on-line]. 42(8), 1041–1049, [cit. 2019-11-16]. ISSN 0028-3932. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuropsychologia.2003.12.015.

SAIMPONT, A., F. MALOUIN, B. TOUSIGNANT a P. L. JACKSON, 2012. The influence of body configuration on motor imagery of walking in younger and older adults. *Neuroscience* [on-line]. 222, 49–57, [cit. 2019-11-07]. ISSN 0306-4522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2012.06.066.

SAIMPONT, A., MALOUIN, F., TOUSIGNANT, B., JACKSON, P. L. 2013. Motor imagery and aging. *Journal of Motor Behavior* [on-line]. 45(1), 21–28, [cit. 2019-12-02]. ISSN 1940-1027. Dostupné z: doi:10.1080/00222895.2012.740098.

SAKAI, K. a Y. IKEDA. 2019. Clinical assessment of motor imagery and physical function in mild stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 31(12), 992–996, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.31.992.

SALE, D. G. 1988. Neural adaptation to resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [on-line]. 20, 135–145, [cit. 2019-05-18]. Dostupné z: doi: 10.1249/00005768-198810001-00009.

SHARMA, N., POMEROY, V. M., BARON, J.-B. 2006. Motor imagery: a backdoor to the motor system after stroke? *Stroke* [on-line]. 37(7), 1941–1952, [cit. 2019-09-22]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: doi:10.1161/01.STR.0000226902.43357.fc.

SCHUSTER, Corina, Roger HILFIKER, Oliver AMFT, Anne SCHEIDHAUER, Brian ANDREWS, Jenny BUTLER, Udo KISCHKA a Thierry ETTLIN, 2011. Best practice for

motor imagery: a systematic literature review on motor imagery training elements in five different disciplines. *BMC medicine* [online]. 9, 75, [cit. 2020-02-18]. ISSN 1741-7015. Dostupné z: doi:10.1186/1741-7015-9-75.

SIRIGU, A., DUHAMEL, J. R., COHEN, L., PILLON, B., DUBOIS, B. a Y. AGID. 1996. The Mental Representation of Hand Movements After Parietal Cortex Damage. *Science* [online]. 273 (5281), 1564. [cit. 2020-04-22]. Dostupné z: doi:10.1126/science.273.5281.1564

SLIMANI, M., TOD, D., CHAABENE, H., MIARKA, B., CHAMARI, K. 2016. Effects of Mental Imagery on Muscular Strength in Healthy and Patient Participants: A Systematic Review. *Journal of Sports Science & Medicine* [on-line]. 15(3), 434–450, [cit. 2019-09-15]. ISSN 1303-2968.

STINEAR, C. M., BYBLOW, W. D., STEYVERS, M., LEVIN, O., SWINNEN, S. P. 2006. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. *Experimental Brain Research* [on-line]. 168(1–2), 157–164, [cit. 2019-10-13]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-005-0078-y.

STINEAR, C. M., FLEMING, M. K., BARBER, P. A. a W. D. BYBLOW. 2007. Lateralization of motor imagery following stroke. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology* [online]. 118(8), 1794–1801. ISSN 1388-2457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2007.05.008.

STORM, V., UTESCH, T. 2019. Mental Practice Ability Among Stroke Survivors: Investigation of Gender and Age. *Frontiers in Psychology* [on-line]. 10, 1568. ISSN 1664-1078, [cit. 2019-09-27]. Dostupné z: doi:10.3389/fpsyg.2019.01568.

ŠVESTKOVÁ, O., ANGEROVÁ, Y., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. 2017. *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0084-2.

TAKAKUSAKI, K. 2013. Neurophysiology of gait: From the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders* [on-line]. 28(11), 1483–1491, [cit. 2019-11-02]. ISSN 1531-8257. Dostupné z: doi:10.1002/mds.25669.

TROJAN, S., DRUGA, R. a J. PFEIFFER. 1991. *Centrální mechanismy řízení motoriky - teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. 2. dopl. vyd. Praha: Acicenum. ISBN 80-201-0054-7.

VALOUCHOVÁ, P., KOLÁŘ, P. Chůze. in KOLÁŘ, P. et al. 2001. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, s. 48-50. ISBN 978-80-7262-657-1.

VANDER, A. J., SHERMAN, H., LUCIANO, D. S. 1990. *Human physiology: The mechanism of Body Function*. 1990. McGraw Hill. 5ed. ISBN 0-07-100998-1.

VAN DER MEULEN, M., ALLALI, G., RIEGER, S. W., ASSAL, F., VUILLEUMIER, P. 2014. The influence of individual motor imagery ability on cerebral recruitment during gait imagery. *Human Brain Mapping* [on-line]. 35(2), 455–470, [cit. 2019-03-24]. ISSN: 1065-9471. Dostupné z: doi:10.1002/hbm.22192.

VARGAS, C. D., E. OLIVIER, L. CRAIGHERO, L. FADIGA, J. R. DUHAMEL a A. SIRIGU. 2004. The influence of hand posture on corticospinal excitability during motor imagery: a transcranial magnetic stimulation study. *Cerebral Cortex (New York, N.Y.: 1991)* [on-line]. 14(11), 1200–1206, [cit. 2019-10-29]. ISSN 1047-3211. Dostupné z: doi:10.1093/cercor/bhh080.

VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, F., 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

VERMA, R., NARAYAN ARYA, K., GARG, R. K., SINGH, T. 2011. Task-Oriented Circuit Class Training Program with Motor Imagery for Gait Rehabilitation in Poststroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *Topics in Stroke Rehabilitation* [on-line]. 18(1), 620–632, [cit. 2019-02-17]. ISSN: 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1310/tsr18s01-620.

VOTAVA, J., 2005. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi*. 2(4), 184–189, [cit. 2019-11-16]. ISSN 12131814, 18035280.

WALSH, N. E., JONES, L. a C. S. MCCABE. 2015. The Mechanisms and Actions of Motor Imagery Within the Clinical Setting. In: KNOTKOVA, H., RASCHE, D. (eds) *Textbook of Neuromodulation*. Springer, New York. [cit. 2020-04-23]. https://doi.org/10.1007/978-1-4939-1408-1_12.

WANG, Z., S. WANG, F. -Y. SHI, Y. GUAN, Y. WU, L. -L. ZHANG, C. SHEN, Y. -W. ZENG, D. -H. WANG a J. ZHANG, 2014. The effect of motor imagery with specific implement in expert badminton player. *Neuroscience* [on-line]. 275, 102–112, [cit. 2019-11-22]. ISSN 0306-4522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2014.06.004.

WARD, N. S. 2005. Plasticity and the functional reorganization of the human brain. *International Journal of Psychophysiology* [on-line]. 58(2), 158–161, [cit. 2019-02-18]. ISSN: 0167-8760. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2005.02.009>.

WEHNER, T., VOGT, S., STADLER, M. 1984. Task-specific EMG-characteristics during mental training. *Psychological Research* [on-line]. 46(4), 389-401, [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1007/BF00309071>.

WILLIAMS, S, E., CUMMING, J. a M. G. EDWARDS. 2011. The Functional Equivalence Between Movement Imagery, Observation, and Execution Influences Imagery Ability.

Research Quarterly for Exercise and Sport [online]. 82(3), 555–564, [cit. 2020-06-15]. ISSN 0270-1367. Dostupné z: doi:10.1080/02701367.2011.10599788

WRIESSNEGGER, Selina C., David STEYRL, Karl KOSCHUTNIG a Gernot R. MÜLLER-PUTZ, 2014. Short time sports exercise boosts motor imagery patterns: implications of mental practice in rehabilitation programs. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 8 [cit. 2020-06-19]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2014.00469

YUE, G., COLE, K. J. 1992. Strength increases from the motor program: Comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 67(5), 1114–1123, [cit. 2019-05-13]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jn.1992.67.5.1114>.

ZIMMERMANN-SCHLATTER, A., SCHUSTER, C., PUHAN, M. A., SIEKIERKA, E., STEURER, J. 2008. Efficacy of motor imagery in post-stroke rehabilitation: a systematic review. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* [on-line]. 5 (8), [cit. 2019-11-12]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-5-8

Seznam zkratek

- a. – arterie (tepna)
- ADL – Activity of Daily Living (běžné denní aktivity)
- AVR – average rectified value
- BF – m. biceps femoris
- BG – bazální ganglia
- BOLD – blood-oxygen-level-dependent imaging (metoda zobrazování CNS sledující změny krevní oxygenace)
- CLR – cerebellární lokomoční oblast
- CMEP – cerviko-medullární potenciál (obdobu MEP ve spinální oblasti)
- CMP – cévní mozková příhoda
- CNS – centrální nervová soustava
- CPG – central pattern generator (centrální generátory pohybu)
- dex. – dexter (pravý)
- DK – dolní končetina
- DKK – dolní končetiny
- EEG – elektroencefalograf
- EMG – elektromyografie
- fMRI – funkční magnetická rezonance
- fNIRS – functional near-infrared spectroscopy (blízká infračervená spektroskopie)
- GM – m. gastrocnemius medialis
- HK – horní končetina
- HKK – horní končetiny
- KVIQ – Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ)
- m. – musculus (sval)
- M1 – primární motorická oblast
- med. – medialis (vnitřní)
- MEP – motor-evokes potential (odpověď vyvolaná stimulací motorických korových oblastí působením TSM)
- MIQ – Movement Imagery Questionnaire
- MIQ-R – Revised Movement Imagery Questionnaire
- MIQ-RS – Movement Imagery Questionnaire – Revised Second version
- MLR – mesencephalická lokomoční oblast
- MVC – maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce)
- MVCI – maximal voluntary isometric contraction (maximální volní izometrická kontrakce)
- nepar./nep. – neparetický
- par. – paretický
- PET – pozitronová emisní tomografie
- RF – m. rectus femoris
- RM – repetition maximum – maximální váha, kterou člověk uzvedne v plném rozsahu pohybu
- RMS – *root mean square*

sin. – sinister (levý)
 SMA – suplementární motorická area
 SLR – subthalamická lokomoční oblast
 TA – m. tibialis anterior
 TMS – transkraniální magnetická stimulace
 VMIQ – Vividness of Movement Imagery Questionnaire

Seznam obrázků

Obrázek 1 Model neurální adaptace probíhající na kortikální a spinální úrovni při mentálním tréninku s využitím představy pohybu (in Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 70) ..21	21
Obrázek 2 Spinální mechanismus lokomoce (in Takakusaki, 2013, s. 1485).....24	24
Obrázek 3 Mozková aktivita při chůzi zaznamenána pomocí BOLD signálu na fMRI (in La Fougère et al., 2010, s. 1592)25	25
Obrázek 4 Mozková aktivita u představy chůze zaznamenána pomocí BOLD signálu na fMRI (in La Fougère et al., 2010, s. 1593).....26	26
Obrázek 5 Výsledky hodnocení kvality představy v situacích PCH1 a PCH2 u pacientů po CMP a zdravých jedinců.....42	42
Obrázek 6 Průměrná aktivita par. m. TA, nepar. m. GM, par. m. RF, nepar. m. RF a par. m. BF v situacích K, PCH1 a PCH2, pro posouzení signifikance byl použit Wilcoxonův párový test.....46	46
Obrázek 7 Průměrná aktivita paretického m. TA u CMP a pravého m. TA u zdravých v situaci PCH246	46
Obrázek 8 Průměrná aktivita paretického m. GM u CMP a pravého m. GM u zdravých v situaci PCH247	47
Obrázek 9 Průměrná aktivita neparetického m. GM u CMP a pravého a levého m. GM u zdravých v situaci PCH247	47
Obrázek 10 Průměrná aktivita paretického m. BF u CMP a levého m. BF u zdravých v situaci PCH247	47

Seznam tabulek

Tabulka 1 Popisná statistika subjektivního hodnocení kvality představy v situacích PCH1 a PCH2. Pro hodnocení byla použita škála 1-5, kde 1 = nejobtížnější a 5 = nejsnazší. ...41	41
Tabulka 2 Popisná statistika časových parametrů představy a vykonání chůze (situace PCH1, CH1, PCH2, CH2).....42	42

Tabulka 3 Wilcoxonův párový test pro hodnocení rozdílu časových parametrů představy a reálného vykonání chůze v situacích PCH1xCH1 a PCH2xCH2.....	43
Tabulka 4 Popisná statistika hodnocení aktivity svalů DKK na EMG a míra signifikance p (byla použita Friedmanovou ANOVA s Kendall. koeficientem), hodnoty jsou uvedeny v koeficientech (poměr aktivity při představě – PCH1 nebo PCH2 – vztažený ke klidové situaci – K).....	44

Seznam příloh

Příloha 1 Dotazník Motor Imagery Questionnaire – Revised (MIQ-R).....	98
Příloha 2 Informovaný souhlas.....	101
Příloha 3 Arch pro zaznamenávání výsledků MIQ-R a subjektivního hodnocení kvality představy během měření.....	103
Příloha 4 Rozmístění senzorů.....	104
Příloha 5 Výchozí pozice pro testování situací R1 (klid před představou chůze), ICH1 (představa chůze před její realizací) a ICH2 (představa chůze po její realizaci).....	104
Příloha 6 Úsek chodby (10 m) pro testování situací CH1 a CH2, vyznačený páskou.	105
Příloha 7 Popisná statistika dosaženého skóre v dotazníku MIQ-R a míra signifikance p (zjištěna za použití dvouvýběrového T-testu).	105
Příloha 8 Wilcoxonův párový test porovnávající subjektivní vnímání kvality představy před a po realizaci chůze – p hodnoty	105
Příloha 9 Porovnání skupiny CMP a zdravých jedinců v kvalitě představy chůze, Mann-Whitney U Test.....	105
Příloha 10 Průměrné trvání představy (PCH1, PCH2) a reálného vykonání chůze (CH1, CH2) u pacientů po CMP a zdravých jedinců) s p hodnotami	106
Příloha 11 Porovnání skupiny CMP a zdravých jedinců v časových parametrech představy (PCH1, PCH2) a realizace chůze (CH1, CH2), Mann-Whitney U Test.....	106
Příloha 12 p-hodnoty Wilcoxonovým post hoc testem u pacientů po CMP pro par. m. TA, nepar. m. GM, par. m. RF, nepar. m. RF a par. m. BF.....	106
Příloha 13 Tabulka s výsledky Mann Whitney U Testu – porovnání svalové aktivity v situacích K, PCH1 a PCH2 mezi zdravými jedinci a pacienty po CMP, tučně vyznačeny statisticky významné výsledky (počítáno pro $p < 0,05$)	107

Přílohy

Příloha 1 Dotazník Motor Imagery Questionnaire – Revised (MIQ-R)

MIQ-R

Tento dotazník hodnotí dva způsoby provádění pohybů v představě. První způsob spočívá v pokusu vytvořit vizuální představu neboli obraz pohybu ve své mysli (představa ve třetí osobě, otázky 1-4), druhý je pokusit se cítit a vnímat pohyb bez jeho skutečného provedení (představa v první osobě, otázky 5-8). Žádáme Vás o provedení těchto mentálních úkolů pro dané pohyby v tomto dotazníku a následně zhodnocení, jak snadné/obtížné pro Vás tyto úkoly byly. Na dané otázky neexistují správné či špatné odpovědi.

Každé z následujících tvrzení popisuje konkrétní pohyb. Čtěte pečlivě každé tvrzení a pak proveďte popsany pohyb. Ten vykonajte pouze jednou. Vraťte se do výchozí pozice a splňte druhou, mentální, část úkolu. Po dokončení požadovaného mentálního úkolu zhodnoťte snadnost/obtížnost, s jakou jste byl/a schopna úkol provést. Hodnoťte dle následující stupnice:

Stupnice vizuální představy						
7	6	5	4	3	2	1
velmi snadno	spíše snadno	neutrálně	spíše obtížně	obtížně	velmi obtížně	
viděná	viděná	viděná (ani snadno ani obtížně)	viděná	viděná	viděná	viděná
viděná						
Stupnice kinestetické představy						
7	6	5	4	3	2	1
velmi snadno	spíše snadno	neutrálně	spíše obtížně	obtížně	velmi obtížně	
vnímaná	vnímaná	vnímaná (ani snadno ani obtížně)	vnímaná	vnímaná	vnímaná	vnímaná
vnímaná						

1. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj spojný s horními končetinami připravenými.

POHYB: Pomalu zvedni pravé koleno co nejvýše a opět jej pomalu vrať do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici a pokus se vnímat, jak opět provádíš právě vykonaný pohyb, ale nyní bez jeho skutečného provedení. Následně zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

2. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj s dolními končetinami mírně od sebe a horními končetinami připáženými.

POHYB: Přejdi do mírného podřepu a následně se současným pohybem horních končetin směrem vzhůru vyskoč co nejvýše a snaž se dopadnout do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici. Pokus se vidět samu sebe, jak provádíš právě vykonaný pohyb v co nejjasnější a nejživější představě. Nyní zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

3. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj spojný s nedominantní horní končetinou upaženou, kdy dlaň směřuje dolů a druhou horní končetinou připáženou.

POHYB: Svou upaženou nedominantní horní končetinu pomalým vodorovným pohybem předpaž. Během celého pohybu ji drž nataženou.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici a pokus se vnímat, jak opět provádíš právě vykonaný pohyb, ale nyní bez jeho skutečného provedení. Následně zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

4. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj s dolními končetinami mírně od sebe a horními končetinami vzpaženými.

POHYB: Pomalu se předkloň tak, aby ses prsty dotkla země či nohou. Poté se stejným způsobem vrať do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici. Pokus se vidět samu sebe, jak provádíš právě vykonaný pohyb v co nejjasnější a nejživější představě. Nyní zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

5. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj s dolními končetinami mírně od sebe a horními končetinami připáženými.

POHYB: Přejdi do mírného podřepu a následně se současným pohybem horních končetin směrem vzhůru vyskoč co nejvýše a snaž se dopadnout do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici a pokus se vnímat, jak opět provádíš právě vykonaný pohyb, ale nyní bez jeho skutečného provedení. Následně zhodnot' snadnost / obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

6. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj spojný s horními končetinami připaženými.

POHYB: Pomalu zvedni pravé koleno co nejvýše a opět jej pomalu vrať do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici. Pokus se vidět samu sebe, jak provádíš právě vykonaný pohyb v co nejjasnější a nejživější představě. Nyní zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

7. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj s dolními končetinami mírně od sebe a horními končetinami vzpaženými.

POHYB: Pomalu se předkloň tak, aby ses prsty dotkla země či nohou. Poté se stejným způsobem vrať do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici a pokus se vnímat, jak opět provádíš právě vykonaný pohyb, ale nyní bez jeho skutečného provedení. Následně zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

8. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj spojný s nedominantní horní končetinou upaženou, kdy dlaň směřuje dolů a druhou horní končetinou připaženou.

POHYB: Svou upaženou nedominantní horní končetinu pomalým vodorovným pohybem předpaž. Během celého pohybu ji drž nataženou.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici. Pokus se vidět samu sebe, jak provádíš právě vykonaný pohyb v co nejjasnější a nejživější představě. Nyní zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

Příloha 2 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: „Vliv představy chůze na svalovou aktivitu u pacientů po cévní mozkové příhodě“

Období realizace: 04/2019 – 05/2020

Řešitelé projektu: Bc. Lucie Chytilová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zjistit vliv představy pohybu (chůze a ztížené chůze) na svalovou aktivitu dolních končetin u pacientů po cévní mozkové příhodě v porovnání se zdravou populací. Před samotným testováním budete vyzván/a k vyplnění dotazníku, který se zaměřuje na Vaši schopnost pohybové představy. Aktivita svalů bude měřena pomocí povrchové elektromyografie (EMG), což je neinvazivní metoda. Na kůži očištěnou abrazivní pastou Vám budou aplikovány 4 hypoalergenní samolepící elektrody na každou dolní končetinu. Zároveň Vám budou připevněny akcelerometry na oblast křížové kosti a holenní kosti a stehna každé dolní končetiny.

Při samotném vyšetření budete vyzván/a k představování si chůze po chodbě a následné realizaci chůze, opětovné představě a vykonání chůze po chodbě. Poté budete vyzván k představě chůze po čáře nalepené na chodbě, následné realizaci chůze po čáře, opětovné představě a následně vykonání tohoto úkonu. Během měření budete dotazován, jak náročná pro Vás byla představa jednotlivých úkonů (na škále 1 – 5, kdy 1 je lehká a 5 velmi obtížná). Předpokládaná doba měření je 20 minut.

Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná zdravotní či jiná rizika. Kdykoliv v průběhu měření můžete vyjádřit nesouhlas s průběhem a měření bude ihned ukončeno. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte prosím Váš podpis na konec tohoto formuláře. Podpisem vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné

vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu:

V Olomouci dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:

_____ Bc. Lucie Chytilová

Příloha 3 Arch pro zaznamenávání výsledků MIQ-R a subjektivního hodnocení kvality představy během měření

Výsledky dotazníku MIQ-R

Jméno a příjmení:

Věk:

Dominantní DK:

Paretická DK:

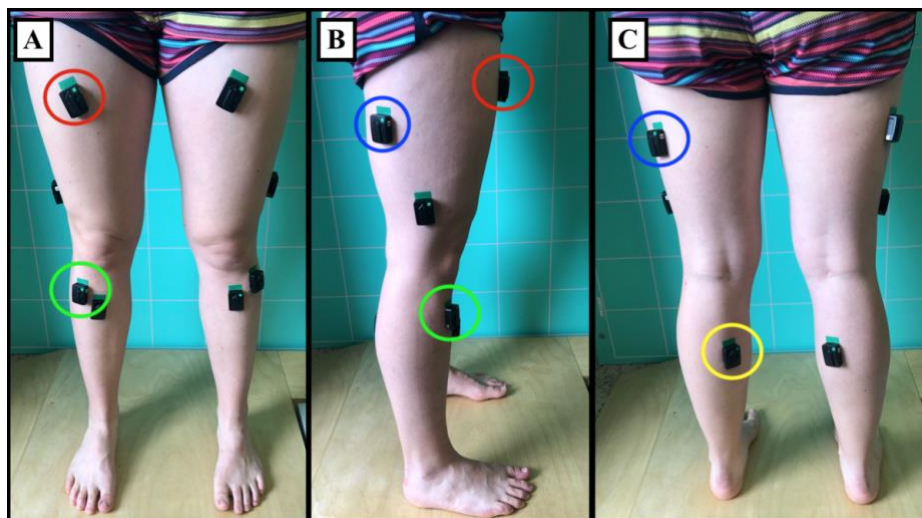
Výsledky dotazníku MIQ-R	
č. 1	
č. 2	
č. 3	
č. 4	
č. 5	
č. 6	
č. 7	
č. 8	

Subjektivní hodnocení kvality představy

Ohodnořte, jak snadná nebo obtížná pro Vás byla představa daného pohybu na škále 1-5, kdy 1= velmi obtížné, 5 = velmi snadné.

Úkol	Hodnocení
Představa chůze před realizací chůze (ICH1)	
Představa chůze po realizaci chůze (ICH2)	

Příloha 4 Rozmístění senzorů



Legenda: A – pohled zepředu: červený kroužek = senzor pro m. rectus femoris, zelený kroužek = senzor pro m. tibialis anterior

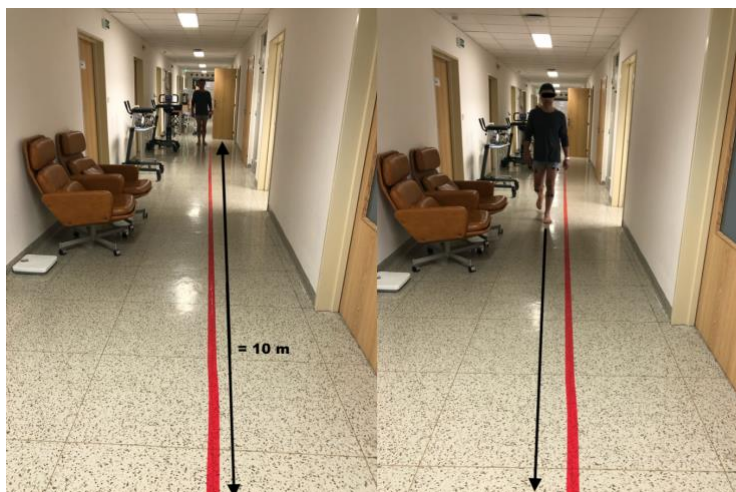
B – pohled z boku: červený kroužek = senzor pro m. rectus femoris, modrý kroužek= senzor pro m biceps femoris, zelený kroužek = senzor pro m. tibialis anterior

C – pohled zezadu: modrý kroužek = senzor pro m biceps femoris, žlutý kroužek = senzor pro m. gastrocnemius medialis

Příloha 5 Výchozí pozice pro testování situací R1 (klid před představou chůze), ICH1 (představa chůze před její realizací) a ICH2 (představa chůze po její realizaci).



Příloha 6 Úsek chodby (10 m) pro testování situací CH1 a CH2, vyznačený páskou.



Příloha 7 Popisná statistika dosaženého skóre v dotazníku MIQ-R a míra signifikance p (zjištěna za použití dvouvýběrového T-testu).

MIQ-R	skupina	N	Průměr	SD	p
Vizuální představa	CMP	9	21,67	3,74	0,03
	zdraví	7	25,43	1,62	
Kinestetická představa	CMP	9	21,22	2,95	0,00
	zdraví	7	25,71	2,14	
Celkové skóre	CMP	9	42,89	6,53	0,01
	zdraví	7	51,14	3,39	

Legenda: N – počet testovaných, SD – směrodatná odchylka, p – hladina signifikance (tučně červeně hodnoty nižší než 0,05)

Příloha 8 Wilcoxonův párový test porovnávající subjektivní vnímání kvality představy před a po realizaci chůze – p hodnoty

PCH1 X PCH2	Valid (N)	T	Z	p
Zdraví	8	0,00	2,520504	0,011719
CMP	6	0,00	2,201398	0,027709

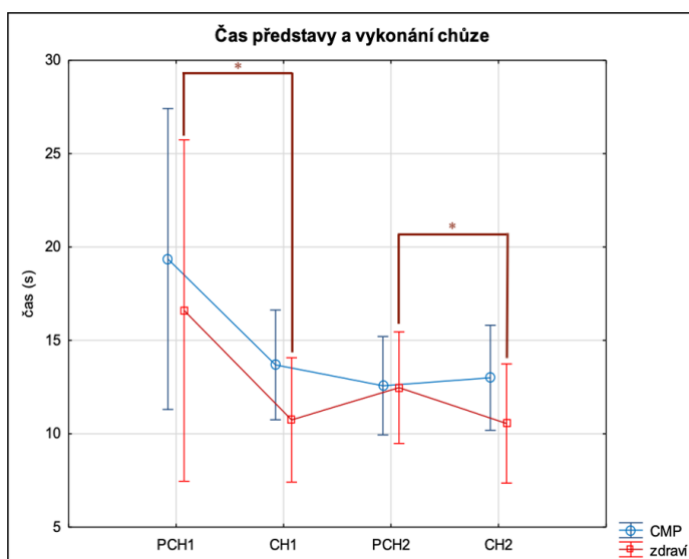
Legenda: PCH1 – představa chůze před jejím reálným vykonáním, PCH2 – představa chůze po jejím reálném provedení, Valid (N) – počet testování započítaných do statistiky, SD – směrodatná odchylka, p – hladina signifikance (tučně červeně hodnoty nižší než 0,05)

Příloha 9 Porovnání skupiny CMP a zdravých jedinců v kvalitě představy chůze, Mann-Whitney U Test.

	Rank Sum CMP	Rank Sum zdraví	U	Z	p-value	Z adjusted	p-value	Valid N CMP	Valid N zdraví	2*1sided exact p
PCH1	71,5	64,5	26,5	-0,476	0,633	-0,55	0,582	9	7	0,606
PCH2	73,5	62,5	28,5	-0,264	0,791	-0,31	0,756	9	7	0,757

Legenda: PCH1 – představa chůze před její realizací, PCH2 – představa chůze po jejím reálném vykonání, p-value - hladina signifikance (p < 0,05)

Příloha 10 Průměrné trvání představy (PCH1, PCH2) a reálného vykonání chůze (CH1, CH2) u pacientů po CMP a zdravých jedinců) s p hodnotami



Legenda: PCH1 – představa chůze před její realizací, CH1 – chůze po první představě, PCH2 – představa chůze po její realizaci, CH2 – chůze po druhé představě, * statisticky významný rozdíl mezi časem představy a reálného vykonání chůze (p <0,05)

Příloha 11 Porovnání skupiny CMP a zdravých jedinců v časových parametrech představy (PCH1, PCH2) a realizace chůze (CH1, CH2), Mann-Whitney U Test

	Rank Sum CMP	Rank Sum Zdraví	U	Z	p-value	Z adjusted	Valid N CMP	Valid N Zdraví	2*1sided exact p
PCH1	77	59	31	0	1	0	9	7	1
CH1	87	49	21	1,05	0,28	1,05	9	7	0,29
PCH2	75	61	30	-0,1	0,91	-0,1	9	7	0,91
CH2	87	49	21	1,05	0,28	1,05	9	7	0,29

Legenda: PCH1 – představa chůze před její realizací, CH1 – chůze po první představě, PCH2 – představa chůze po její realizaci, CH2 – chůze po druhé představě, p-value - hladina signifikance (p <0,05)

Příloha 12 p-hodnoty Wilcoxonovým post hoc testem u pacientů po CMP pro par. m. TA, nepar. m. GM, par. m. RF, nepar. m. RF a par. m. BF

CMP Post hoc testy (p-hodnoty)	Par.m.TA	Nepar.m.GM	Par.m.RF	Nepar.m.RF	Par.m.BF
K X PCH1	0,05	0,51	0,01	0,14	0,01
K X PCH2	0,01	0,01	0,01	0,04	0,01
PCH1 X PCH2	0,17	0,04	0,03	0,07	0,09

Legenda: K – klid před představou chůze, PCH1 – představa chůze před její realizací, PCH2 – představa chůze po její realizaci, par. – paretický, nepar. – neparetický, m.TA – m. tibialis anterior, m. GM – m. gastrocnemius medialis, m.RF – m. rectus femoris, m. BF – m. biceps femoris, p – hladina signifikance (červeně hodnoty nižší než 0,05)

Příloha 13 Tabulka s výsledky Mann Whitney U Testu – porovnání svalové aktivity v situacích K, PCH1 a PCH2 mezi zdravými jedinci a pacienty po CMP, tučně vyznačeny statisticky významné výsledky (počítáno pro $p < 0,05$)

		Rank Sum CMP	Rank Sum zdraví	U	Z	P-value	Valid N CMP	Valid N zdraví	2*1sided exact p
	KLID	76,5	59,5	31,5	0	1	9	7	
Par. TA/ TA sin.	PCH1	69	67	24	-0,74	0,45	9	7	0,46
	PCH2	59	77	14	-1,79	0,07	9	7	0,07
Par. TA/ TA dex.	PCH1	61	75	16	-1,58	0,11	9	7	0,11
	PCH2	49	87	4	-2,85	0,00	9	7	0,00
Nep. TA/ TA dex.	PCH1	63	73	18	-1,37	0,16	9	7	0,17
	PCH2	64	72	19	-1,27	0,20	9	7	0,21
Nep. TA/ TA sin.	PCH1	70	66	25	-0,63	0,52	9	7	0,53
	PCH2	67	69	22	-0,95	0,34	9	7	0,35
Par. GM/ GM sin.	PCH1	81	55	27	0,42	0,67	9	7	0,68
	PCH2	60	76	15	-1,69	0,09	9	7	0,09
Par. GM/ GM dex.	PCH1	70	66	25	-0,63	0,52	9	7	0,52
	PCH2	57	79	12	-2,01	0,04	9	7	0,04
Nep. GM/ GM dex.	PCH1	67	69	22	-0,95	0,34	9	7	0,35
	PCH2	48	88	3	-2,96	0,00	9	7	0,00
Nep. GM/ GM sin.	PCH1	75	61	30	-0,10	0,91	9	7	0,91
	PCH2	55	81	10	-2,22	0,02	9	7	0,02
Par. RF/ RF sin.	PCH1	72	64	27	-0,42	0,67	9	7	0,68
	PCH2	66	70	21	-1,05	0,28	9	7	0,29
Par. RF/ RF dex.	PCH1	63	73	18	-1,37	0,16	9	7	0,17
	PCH2	60	76	15	-1,69	0,09	9	7	0,09
Nep. RF/ RF dex.	PCH1	64	72	19	-1,27	0,2	9	7	0,21
	PCH2	61	75	16	-1,58	0,11	9	7	0,11
Nep. RF/ RF sin.	PCH1	76	60	31	0	1	9	7	1
	PCH2	71	65	26	-0,52	0,59	9	7	0,60
Par. BF/ BF sin.	PCH1	51	69	15	-1,44	0,14	8	7	0,15
	PCH2	44	76	8	-2,25	0,02	8	7	0,02
Par. BF/ BF dex.	PCH1	49	71	13	-1,67	0,09	8	7	0,09
	PCH2	50	70	14	-1,56	0,11	8	7	0,12
Nep. BF/ BF dex.	PCH1	72	48	20	0,86	0,38	8	7	0,39
	PCH2	73	47	19	0,98	0,32	8	7	0,33
Nep. BF/ BF sin.	PCH1	74	46	18	1,09	0,27	8	7	0,28
	PCH2	70	50	22	0,63	0,52	8	7	0,53

Legenda: K – klid před představou chůze, PCH1 – představa chůze před její realizací, PCH2 – představa chůze po její realizaci, par. – paretický, nep. – neparetický, sin. – levý, dex. – pravý, m.TA – m. tibialis anterior, m. GM – m. gastrocnemius medialis, m.RF – m. rectus femoris, m. BF – m. biceps femoris, Valid N – počet započítaných probandů, p-value– hladina signifikance (červeně hodnoty nižší než 0,05)